

Jerosch
Heisel
Tibesku



Knie- endoprothetik

2. Auflage

- Indikationen
- Operations-
technik
- Nachbehandlung
- Begutachtung

Knieendoprothetik

Jörg Jerosch
Jürgen Heisel
Carsten O. Tibesku

Knieendoprothetik

Indikationen, Operationstechnik, Nachbehandlung,
Begutachtung

2., aktualisierte Auflage

Mit einem Beitrag von Georg Matziolis und Eric Röhner

Mit 488 Abbildungen

Prof. Dr. med. Dr. h. c. Jörg Jerosch
Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie
Johanna-Etienne-Hospital
Neuss, Deutschland

Prof. Dr. med. Carsten O. Tibesku
Knieendoprothetik
sorthopaedicum Straubing
Straubing, Deutschland

Prof. Dr. med. Dr. h. c. mult. Jürgen Heisel
Orthopädie/Unfallchirurgie
Grafenberg, Deutschland

ISBN 978-3-642-38422-6 ISBN 978-3-642-38423-3 (eBook)
DOI 10.1007/978-3-642-38423-3

Die Deutsche Nationalbibliothek verzeichnet diese Publikation in der Deutschen Nationalbibliografie; detaillierte bibliografische Daten sind im Internet über <http://dnb.d-nb.de> abrufbar.

© Springer-Verlag Berlin Heidelberg 1999, 2015

Das Werk einschließlich aller seiner Teile ist urheberrechtlich geschützt. Jede Verwertung, die nicht ausdrücklich vom Urheberrechtsgesetz zugelassen ist, bedarf der vorherigen Zustimmung des Verlags. Das gilt insbesondere für Vervielfältigungen, Bearbeitungen, Übersetzungen, Mikroverfilmungen und die Einspeicherung und Verarbeitung in elektronischen Systemen.

Die Wiedergabe von Gebrauchsnamen, Warenbezeichnungen usw. in diesem Werk berechtigt auch ohne besondere Kennzeichnung nicht zu der Annahme, dass solche Namen im Sinne der Warenzeichen- und Markenschutzgesetzgebung als frei zu betrachten wären und daher von jedermann benutzt werden dürfen.

Der Verlag, die Autoren und die Herausgeber gehen davon aus, dass die Angaben und Informationen in diesem Werk zum Zeitpunkt der Veröffentlichung vollständig und korrekt sind. Weder der Verlag noch die Autoren oder die Herausgeber übernehmen, ausdrücklich oder implizit, Gewähr für den Inhalt des Werkes, etwaige Fehler oder Äußerungen.

Grafiken: Jörg Kühn, Heuchelheim-Klingen
Umschlaggestaltung: deblik Berlin
Einbandabbildung: © E. W. Hanns, Freiburg-Gundelfingen

Gedruckt auf säurefreiem und chlorfrei gebleichtem Papier.

Springer-Verlag GmbH Berlin Heidelberg ist Teil der Fachverlagsgruppe Springer Science+Business Media
(www.springer.com)

Geleitwort

Wohl kaum eine Thematik wurde in den letzten Jahren sowohl in der Fach- als auch der Laienpresse so kontrovers diskutiert wie die Entwicklung der Endoprothetik. Immer höhere Versorgungszahlen der Knieendoprothetik (gegenwärtig in Deutschland ca. 200.000 endoprothetische Versorgungen des Kniegelenkes pro Jahr) weisen auf einen extrem hohen Bedarf hin. Andererseits wird in großen Studiengruppen, Registerzahlen und Untersuchungen von Krankenkassen immer wieder darauf hingewiesen, dass 20 % der Patienten mit dem Ergebnis der Operation nicht zufrieden sind. Berücksichtigt man die hohe Zahl an Revisionen von bis zu 40 % aller Revisionsoperationen, die bereits innerhalb der ersten beiden Jahre nach der endoprothetischen Versorgung notwendig sind, wird der Bedarf an einem Buch, was sich dem Thema Knieendoprothetik widmet, deutlich. Was macht dieses Buch besonders gegenüber den bereits existierenden?

Zunächst ist auffällig, dass die Herausgeber tatsächlich die Autoren des Buches sind, was in der heutigen Zeit bemerkenswert ist. Lediglich für ein einziges Kapitel wurde eine zusätzliche Expertise herangezogen, ansonsten ist in diesem Buch tatsächlich drin, was auf dem Cover steht. Mit drei Autoren gelingt es, eine einheitliche Linie durch alle Kapitel zu haben, einen abgeglichenen Schreibstil, fokussiert auf das Wesentliche, ohne darauf zu verzichten, die offenen Fragen auch als solche zu kennzeichnen.

Es ist hervorzuheben, dass alle Autoren mit den Inhalten ihrer Kapitel täglich in Berührung kommen. Die außerordentliche Praxisnähe in Kombination mit der umfassenden Literatur macht das vorliegende Buch für den Leser außerordentlich wertvoll. Dabei wird nicht nur die Operationstechnik umfassend erklärt, sondern die Indikationsstellung und deren Abgrenzung gegenüber den gelenkerhaltenden Maßnahmen ausreichend Raum gegeben. Ausgehend von biomechanischen Überlegungen wird ein inhaltlicher Faden aufgenommen, der es dem Leser möglich macht, die dann ausführlich dargestellten praktischen Empfehlungen zur Planung, zu den Zugangswegen und den Operationstechniken nachzuvollziehen. Besonders zu betonen ist, dass es sich hierbei nicht um ein „Schönwetterbuch“ handelt, sondern gerade in den intra- und postope-

rativen Problemen und Komplikationen den von Jörg Jerosch hervorragend geschriebenen Kapiteln ausreichend Raum eingeräumt wird.

Abschließend wird klar, dass hier tatsächlich die Gesamtbehandlung des Patienten im Vordergrund steht. So sind die Kapitel zur Rehabilitation zweifellos ein Gewinn und zeigen Möglichkeiten auch für den erfahrenen Operateur auf, wie seine Ergebnisse in Zukunft weiter zu verbessern sind. Abschließende Empfehlungen zur Begutachtung und zur Schaffung von Qualitätsstandards runden das Buch ab.

Das vorliegende Buch ist jedem Leser zu empfehlen, der eine detaillierte Übersicht zur primären Knieendoprothetik wünscht, um gleichzeitig komprimiert den aktuellen Wissensstand des Jahres 2015 mit Bezug zu den jeweiligen praktischen Gesichtspunkten zu finden. Das Buch kann zweifellos mit dazu beitragen, die initial beschriebene Rate von 20 % unzufriedenen Patienten weiter zu reduzieren.

Carsten Perka

Berlin, im Frühjahr 2015

Vorwort

Mittlerweile schon 17 Jahre liegt die erste Auflage unseres Standardwerkes über die Knieendoprothetik zurück, ein langer Zeitraum, in dem sich auf diesem Gebiet doch vielfache neue Gesichtspunkte ergeben haben. Die Implantationszahlen pro Kalenderjahr in Deutschland haben sich mit etwa 170.000 Primäreingriffen denen der Hüftalloarthroplastik weitgehend angeglichen, das durchschnittliche Operationsalter sinkt stetig. Die Langzeitergebnisse haben sich mit 88% zumindest zufriedenstellenden Resultaten nach 10-jähriger Standzeit deutlich verbessert, was nicht zuletzt einer weitgehend standardisierten Operationstechnik, biomechanisch stark verbesserten Implantaten und auch einer optimierten postoperativen Nachbehandlung zugeschrieben werden kann.

Heutzutage in den Vordergrund gerückt ist die Limitierung des gelenkersetzenden Eingriffes auf knochenparende verschleißarme Implantate, was unter anderem auch zu einer Renaissance der Hemischlitten und zur Neuentwicklung spezieller Alloplastiken für das Femoropatellargelenk geführt hat. Modulare Endoprothesen erleichtern das Vorgehen bei schwierigen anatomischen Verhältnissen und die unweigerlich zunehmenden Revisionseingriffe.

Diesen wesentlichen Neuerungen will unsere völlig neuüberarbeitete und umfangreich ergänzte Neuauflage Rechnung tragen, wobei die einzelnen Operationstechniken exakt dargestellt werden, aber auch mögliche technische Fehler sowie die Beherrschung möglicher Komplikationen besprochen werden. Bewusst wurde auf eine detaillierte Darstellung umfangreicher Literaturberichte über erzielte Behandlungsergebnisse mit einzelnen Knieendoprothesenmodellen, wie noch in der ersten Auflage integriert, verzichtet. So will diese neu konzipierte Monographie ein Update geben über den aktuellen Standard dieser wichtigen Operationsmethode im Jahr 2015.

Unser Dank gebührt den Mitarbeitern des Springer-Verlages in Heidelberg, allen voran Frau Antje Lenzen, Frau Barbara Knüchel und Frau Ursula Illig für ihre stets harmonische Zusam-

menarbeit, ihr kompetentes Umsetzungsvermögen und die optimale bildgebende Ausgestaltung des Buches.

**Jörg Jerosch, Jürgen Heisel
und Carsten Tibesku**

Neuss, Grafenberg und Straubing, im Februar 2015

Inhaltsverzeichnis

Autorenverzeichnis.....	XVI
1 Einleitung	1
<i>J. Jerosch</i>	
2 Endoprothesenrelevante Biomechanik und Pathophysiologie des Kniegelenkes.....	5
<i>J. Jerosch</i>	
2.1 Die knöchernen Anteile des Kniegelenkes.....	8
2.1.1 Die Femurkondylen	8
2.1.2 Die Tibia	9
2.1.3 Die Patella und das Femoropatellargelenk	10
2.1.4 Die Beinachsen.....	14
2.1.5 Flexion und Extension	17
2.2 Der Gelenkknorpel.....	18
2.3 Die Menisci.....	18
2.4 Die Gelenkkapsel.....	19
2.5 Der Bandapparat des Kniegelenkes	20
2.5.1 Die Kreuzbänder	20
2.5.2 Die Kollateralländer.....	24
2.6 Die Funktion der Muskulatur des Kniegelenkes.....	25
2.6.1 Die Streckmuskulatur des Kniegelenkes	25
2.6.2 Die Beugemuskulatur des Kniegelenkes	26
2.6.3 Die Rotatoren des Kniegelenkes.....	26
2.7 Die physiologische Belastung des Kniegelenkes.....	26
2.7.1 Die Reibung im natürlichen Kniegelenk.....	26
2.7.2 Kompressions- und Scherkräfte	26
Literatur	27
3 Gelenkerhaltende Maßnahmen	31
<i>J. Heisel, J. Jerosch</i>	
3.1 Nicht-medikamentöse Therapie	32
3.1.1 Physikalische Maßnahmen.....	32
3.1.2 Bewegungstherapeutische Maßnahmen.....	34
3.1.3 Ergotherapie.....	37
3.1.4 Einlagenversorgung und Schuhzurichtungen	37
3.1.5 Orthetische Versorgung	38
3.2 Medikamentöse Therapie	38
3.2.1 Klassifikation der Arthrose	38
3.2.2 Symptomatische medikamentöse Therapie	41
3.3 Arthroskopische Verfahren	45
3.4 Knorpelinduktive arthroskopische Operationen.....	46
3.4.1 Pridie-Bohrungen	46
3.4.2 Abrasionsarthroplastik.....	47
3.4.3 Mikrofrakturierung	50
3.5 Knorpeltransplantationen.....	50
3.5.1 Reparative Verfahren	51
3.5.2 Autologe Knorpeltransplantation	52
3.5.3 Regenerative Verfahren.....	52
3.6 Umstellungsosteotomie.....	53
Literatur	57

4	Welche Prothesen für das Kniegelenk gibt es?	61
	<i>J. Jerosch</i>	
4.1	Hemi-Knieendoprothesen	62
4.1.1	Historischer Überblick	62
4.1.2	Aktuelle Designkonzepte	63
4.1.3	Design des Femurimplantates.....	64
4.1.4	Design des Tibiaimplantates	64
4.1.5	Verankerung	65
4.1.6	Hersteller	65
4.2	Patellofemorale Knieendoprothesen	72
4.2.1	Geschichtliche Entwicklung des patellofemorales Gelenkersatzes.....	72
4.2.2	Traditionelle femoropatellare Endoprothesen.....	72
4.2.3	Moderne femoropatellare Endoprothesen	74
4.2.4	Momentan verwendete femoropatellare Endoprothesen	74
4.2.5	Indikationen zum femoropatellaren Gelenkersatz	74
4.2.6	Präoperative Planung.....	75
4.2.7	Postoperative Rehabilitation	76
4.2.8	Prothesendesigns	76
4.2.9	Ergebnisse des femoropatellaren Gelenkersatzes.....	79
4.2.10	Probleme beim femoropatellaren Gelenkersatz	80
4.3	Bikompartmentelle Knieendoprothesen	81
4.4	Kreuzbanderhaltende Knieendoprothesen	84
4.4.1	Kreuzband erhalten, hinteres Kreuzband ersetzen.....	84
4.4.2	„Mobile bearing“	85
4.5	Kreuzbandersetzenden Prothesen	87
4.6	Gekoppelte Knieendoprothesen	87
4.7	Zementierte versus zementfreie Fixation	91
4.8	Gleitpaarungen in der Knieendoprothetik	92
4.8.1	Werkstoffprobleme bei der Tibiakomponente	94
4.8.2	Probleme des Werkstoffs Polyethylen.....	94
4.8.3	Die Belastung von Knieendoprothesen	96
4.8.4	Stabilität und Belastung von Knieendoprothesen	96
	Literatur	97
5	Präoperative Planung	105
	<i>C. Tibesku</i>	
5.1	Anamnese	106
5.2	Körperliche Untersuchung	106
5.2.1	Inspektion	106
5.2.2	Palpation und funktionelle Untersuchung	107
5.2.3	Neurologischer und vaskulärer Status	108
5.3	Bildgebende Untersuchung	109
5.3.1	p. a.-Rosenberg-Aufnahme.....	109
5.3.2	Knie seitlich (evtl. gehalten in vorderer Schublade).....	109
5.3.3	Patella tangential.....	110
5.3.4	Ganzbeinstandaufnahme	110
5.4	Diagnostische Arthroskopie	114
5.5	Planung des Kopplungsgrades	114
5.6	Aufklärung	114
5.6.1	Zeitpunkt der Aufklärung	115
5.6.2	Form	115
5.6.3	Inhalt.....	115
5.6.4	Aufklärung über seltene/häufige Risiken.....	115

5.6.5	Aufklärung ausländischer Patienten	116
5.6.6	Aufklärungsprobleme bei nicht vorgesehener Operationserweiterung	116
5.6.7	Verhaltenshinweise nach einem Zwischenfall	117
5.6.8	Aufklärungspflicht über Behandlungsfehler.....	117
5.7	Zeichnerische Planung	117
5.8	Planung der Inzision	120
5.9	Planung des Weichteilbalancings	120
5.10	Weitere Patienteninformationen	120
	Literatur	121
6	Operative Zugangswege	123
	<i>C. Tibesku</i>	
6.1	Hautinzision	124
6.2	Arthrotomie	125
6.2.1	Medialer, parapatellarer Zugang und minimal-invasive, mediale Zugänge	125
6.2.2	Lateraler Zugang	131
6.3	Kapsel- und Hautnaht	132
6.4	Zusammenfassung	132
	Literatur	133
7	Grundzüge der Operationstechnik	135
	<i>C. Tibesku</i>	
7.1	Prinzipien der Instrumentation	137
7.1.1	Intra- und extramedulläre Ausrichtung	137
7.1.2	Ausrichtung der tibialen Komponente.....	140
7.1.3	Ausrichtung der femoralen Komponente	144
7.1.4	Beuge- und Streckspalt	152
7.2	Instrumentationsphilosophien	152
7.2.1	„Femur first“	153
7.2.2	„Tibia first“	154
7.2.3	Zusammenfassung	158
7.2.4	Patientenindividuelle Instrumente	158
7.3	Grad der Kopplung einer Knieprothese	163
7.3.1	Bi-CR-Knie-TEP („bi-cruciate-retaining“, Erhalt des vorderen und hinteren Kreuzband).....	164
7.3.2	CR-Knie-TEP („cruciate-retaining“, Erhalt des hinteren Kreuzband).....	166
7.3.3	Das hintere Kreuzband ersetzende Prothesen (PS, BCS, UC)	168
7.3.4	Wahl des primären Implantats: CR oder PS?	168
7.3.5	BCS-Knie-TEP	170
7.3.6	a.p.-Stabilisierung mittels hochkongruenter Inlays	171
7.3.7	CC-Knie-TEP („condylar constrained“).	174
7.3.8	Rotations-Scharnier-Prothese	174
7.3.9	Voll-Scharnier-Prothese.....	176
7.3.10	Zusammenfassung	177
7.4	Behandlung der Patella im Rahmen der Knie totalendoprothese	178
7.4.1	Entscheidungsfindung zum Ersetzen oder Nichtersetzen der Patella	178
7.4.2	Sekundärer Patellarrückflächenersatz	180
7.4.3	Technik der Patellabelhandlung beim Nichtersetzen der Patella	180
7.4.4	Technik des Patellarrückflächenersatzes	183
7.4.5	Balancing des Patellofemoralgelenkes im Rahmen der Knie totalendoprothese.....	186
7.4.6	Abklärung von Einflussfaktoren auf das Patellofemoralgelenk vor einem sekundären Patellarrückflächenersatz	192
7.4.7	Zusammenfassung	195

7.5	Fixation von Knieprothesen	197
7.5.1	Zementfreie Verankerung	197
7.5.2	Hybridverankerung	198
7.5.3	Zementfreie und zementierte Schäfte	198
7.5.4	Zementierte Verankerung von Knieprothesen	198
7.5.5	Technik des Zementierens	199
7.5.6	Präferenz des Autors	203
7.6	„Ligament balancing“	204
7.6.1	Mediale Stabilisatoren	204
7.6.2	Laterale Stabilisatoren	205
7.6.3	Posteriore Stabilisatoren	206
7.6.4	Gründe für „Verkürzungen“ von Bandstrukturen	206
7.6.5	Praktisches Vorgehen	207
	Literatur	216
8	Navigation in der Knieendoprothetik	223
	<i>G. Matziolis, E. Röhner</i>	
8.1	Einführung	224
8.2	Techniken	224
8.3	Zusammenfassung der bildfreien Navigation	224
8.3.1	Vorteile	226
8.3.2	Nachteile	226
8.3.3	Zusammenfassung	227
8.3.4	Pitfalls	227
	Literatur	228
9	Intraoperative Probleme	229
	<i>J. Jerosch</i>	
9.1	Einteilung von Varus- und Valgusdeformitäten (intra- und extraartikulär)	231
9.1.1	Deformitätentyp I	231
9.1.2	Deformitätentyp II	231
9.1.3	Deformitätentyp III	232
9.1.4	Deformitätentyp IV	232
9.1.5	Deformitätentyp V	232
9.1.6	Deformitätentyp VI	233
9.1.7	Deformitätentyp VII	234
9.2	Weichteilbalancierung	234
9.2.1	Behandlung einer fixierten Varusdeformität	236
9.2.2	Behandlung einer fixierten Valgusdeformität	238
9.2.3	Fixierte Flexionskontraktur	241
9.3	Behandlung des Genu recurvatum	243
9.4	Behandlung einer lateralen Patellasubluxation	243
9.5	Behandlung von Knochendefekten	244
9.5.1	Klassifikation von Knochendefiziten	245
9.5.2	Behandlungsmöglichkeiten von Knochendefekten	245
9.5.3	Tibiadefekte	246
9.5.4	Femurdefekte	251
9.6	Ablösung des Lig. patellae	251
9.7	Intraoperative Frakturen	253
9.8	Ausriss der Kreuzbänder	254

9.9	Knieendoprothese nach Umstellungsosteotomie	255
9.9.1	Ergebnisse	255
9.9.2	Besonderheiten bezüglich der Operationstechnik	256
9.9.3	Spezielle Probleme	257
9.10	Knieendoprothese nach Patellektomie oder anderen Extensorenproblemen	257
9.10.1	Ergebnisse	258
9.10.2	Implantation einer Knieendoprothese bei Patellasubluxation	259
9.10.3	Patella infera	259
9.10.4	Typische Komplikationen	260
9.11	Knieendoprothese beim stark übergewichtigen Patienten	260
9.11.1	Alternative Therapien	261
9.11.2	Ergebnisse	261
9.11.3	Operative Besonderheiten	261
9.12	Knieendoprothese bei distaler Femurfraktur	262
9.12.1	Ergebnisse	262
9.12.2	Operative Besonderheiten	263
9.13	Simultane bilaterale Knieendoprothese	263
9.13.1	Ergebnisse	265
9.14	Gefäßverletzungen	265
	Literatur	266
10	Postoperative Probleme	269
	<i>J. Jerosch</i>	
10.1	Wunddrainage, Blutverlust und Hämarthrosbildung	270
10.2	Blutverlust nach Durchführung einer Kniealloarthroplastik	271
10.3	Intraoperative Blutsperre und Blutverlust	271
10.4	Postoperative Wunddrainage und Blutverlust	272
10.5	Bluttransfusion in der Kniealloarthroplastik	272
10.5.1	Risiken homologer Bluttransfusionen	273
10.5.2	Autotransfusion	273
10.6	Wundversorgung	274
10.7	Postoperative Schmerzzustände	275
10.7.1	Periduralanästhesie	275
10.7.2	Lokale Infiltrationsanästhesie	275
10.8	Mobilisierungsprobleme	277
10.9	Extensions- und Flexionskontrakturen	278
10.9.1	Intraartikuläre Ursachen	278
10.9.2	Extraartikuläre Ursachen	279
10.9.3	Behandlung	279
10.10	Prä- und postoperative Beweglichkeit	280
10.11	Passive Mobilisation unter Narkose	280
10.12	Implantat- und Zementallergie	281
10.12.1	Knochenzement und Allergie	282
	Literatur	282
11	Postoperative Komplikationen	285
	<i>J. Jerosch</i>	
11.1	Zusammenfassung	288
11.1.1	Schmerzen	288
11.1.2	Infektion der Kniealloarthroplastik	288
11.1.3	Patellofemorale Komplikationen	290
11.1.4	Neurovaskuläre Komplikationen	291

11.1.5	Femurfrakturen	292
11.1.6	Prothesenspezifische Komplikationen	292
11.2	Schmerzen	292
11.3	Aseptische Prothesenlockerung	292
11.3.1	Inadäquates Prothesenalignment	293
11.3.2	Instabilität	293
11.3.3	Inadäquate Zementiertechnik	294
11.4	Extraartikuläre Störungen	295
11.5	Patellaschmerzen	296
11.6	Infektion des Kniegelenkes	297
11.6.1	Ätiologie	297
11.6.2	Endogene Infektionsquellen	298
11.6.3	Exogene Infektionsquellen	299
11.6.4	Antibiotika und Reinraumtechnik als wichtige Faktoren der Infektionsprophylaxe	300
11.6.5	Die Diagnose der Infektion	301
11.6.6	Therapiemöglichkeiten	306
11.6.7	Antibiotikatherapie	307
11.6.8	Lokales Débridement	307
11.6.9	Reimplantation der Knieendoprothese	308
11.6.10	Arthrodese	316
11.6.11	Resektionsarthroplastik	325
11.6.12	Amputation	326
11.7	Wundheilungskomplikationen	326
11.7.1	Prädisponierende Faktoren	327
11.7.2	Management von Hautproblemen	327
11.7.3	Präoperative Überlegungen	327
11.8	Chirurgische Exposition und Wundverschluss	328
11.9	Kontinuierliche passive Mobilisation	329
11.10	Hautnekrosen	329
11.11	Wunddehiszenz	329
11.12	Komplikationen des Extensionsapparates	330
11.13	Patellainstabilität	330
11.13.1	Prothesendesign	332
11.13.2	Komponentenposition	333
11.13.3	Inadäquate Weichteilspannung	333
11.14	Abrieb	333
11.15	Osteonekrose und Osteolyse der Patella	336
11.16	Patellafraktur	337
11.17	Lockerung der Patellakomponente	339
11.18	Ruptur der Patellasehne	340
11.18.1	Extensormechanismus-Probleme	342
11.19	Weichteilimpingement	342
11.20	Patellektomie	344
11.21	Management von neurovaskulären Komplikationen nach Knieprothetik	345
11.22	Thromboembolische Komplikationen	346
11.22.1	Tiefe Beinvenenthrombose	347
11.22.2	Lungenembolie	349
11.22.3	Thromboseprophylaxe	350
11.22.4	Behandlung thromboembolischer Komplikationen	351
11.23	Fettembolie	352
11.23.1	Pathogenese	352
11.23.2	Diagnose	352

11.23.3	Therapie	352
11.23.4	Fettembolien nach Knie-totalalloarthroplastik	352
11.24	Schädigung des N. peroneus	353
11.24.1	Inzidenz	353
11.24.2	Ätiologie	353
11.24.3	Risikofaktoren	354
11.24.4	Diagnosezeitraum	354
11.24.5	Prognose	354
11.24.6	Therapiemanagement	354
11.25	Periprothetische Frakturen	355
11.26	Heterotope Ossifikationen	356
11.27	Management der ligamentär instabilen Knieendoprothese	358
11.27.1	Operationsindikation	358
11.27.2	Operative Optionen	358
11.27.3	Rekurvatum	358
11.27.4	Anterio-posteriore Instabilität	360
11.27.5	Varus-valgus-Instabilität	360
11.28	Arthrofibrose	360
11.28.1	Inzidenz	360
11.28.2	Risikofaktoren	360
11.28.3	Postoperative Maßnahmen	361
11.29	Seltene Probleme	362
	Literatur	362
12	Postoperative Rehabilitation	373
	<i>J. Heisel</i>	
12.1	Das sog. FIT-Konzept	374
12.1.1	Präoperative Patienteninformation	374
12.1.2	Präemptive (präventive) Schmerztherapie	375
12.1.3	Postoperativer Belastungsaufbau	377
12.1.4	Postoperatives sozialmedizinisches Management	380
12.1.5	Sportliche Belastbarkeit	381
12.2	Postoperative Thromboembolieprophylaxe	382
12.2.1	Allgemeine Grundlagen	382
12.2.2	Physikalische Maßnahmen zur Prophylaxe	382
12.2.3	Medikamentöse Maßnahmen zur Prophylaxe	384
12.2.4	Aktuell eingesetzte Präparate	384
12.2.5	Dauer der Prophylaxe	385
12.2.6	AWMF-Leitlinien	386
12.3	Spezielle postoperative Strategien (Indikation – Dosierung – Kontraindikationen)	386
12.3.1	Allgemeine Grundlagen	386
12.3.2	Bewegungstherapeutische Behandlungskonzepte	388
12.3.3	Passive physikalische Behandlungsmaßnahmen	399
12.3.4	Ergotherapie und Hilfsmittelversorgung	403
12.3.5	Schienen und Orthesen	405
12.3.6	Besonderheiten in der frühen Rehabilitation nach Knie-TEP	405
12.4	Inhalte der postoperativen Rehabilitationsphasen	406
12.4.1	Postoperative Phase im Akuthaus	406
12.4.2	Frühe postoperative Rehabilitationsphase (Rehaklinik; Rehasentrum)	407
12.4.3	Späte ambulante Rehasphase (niedergelassener Arzt)	411
12.5	Dauerhafte ambulante Nachsorge	412
	Literatur	412

13	Qualitätskontrolle und Patientenmanagement	413
	<i>J. Heisel</i>	
13.1	Überblick	414
13.2	Kniescores	414
13.3	Rehabilitationsrelevante Scores	414
13.4	Langfristige Nachsorgekonzepte	418
13.4.1	Überblick	418
13.4.2	Diagnostik im Rahmen der ärztlichen Nachsorge.....	418
	Literatur	421
14	Begutachtungsrichtlinien nach endoprothetischem Ersatz des Kniegelenkes	423
	<i>J. Heisel</i>	
14.1	Vorbemerkungen	424
14.2	Gesetzliche Krankenversicherung	424
14.3	Private Krankenversicherung	424
14.4	Gesetzliche Rentenversicherung	424
14.5	Gesetzliche Unfallversicherung	425
14.6	Private Unfallversicherung	426
14.7	Schwerbehindertengesetz	426
14.7.1	Grad der Behinderung	427
14.7.2	Nachteilsausgleich	427
	Weiterführende Literatur	428
	Serviceteil	429
	Stichwortverzeichnis	430

Autorenverzeichnis

Prof. Dr. med. Dr. h. c. mult. Jürgen Heisel

Orthopädie-Unfallchirurgie-Rheumatologie-
Physikalische und Rehabilitative Medizin
Jörglestraße 14
72661 Grafenberg

Prof. Dr. med. Dr. h.c. Jörg Jerosch

Johanna-Etienne-Hospital
Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie
Am Hasenberg 46
41462 Neuss

Prof. Dr. med. Georg Matziolis

Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie
Universität Jena
Waldkrankenhaus „Rudolf Elle“ GmbH
Klosterlausnitzer Straße 81
07607 Eisenberg

Dr. med. Eric Röhner

Universität Jena
Waldkrankenhaus „Rudolf Elle“ GmbH
Klosterlausnitzer Straße 81
07607 Eisenberg

Prof. Dr. med. Carsten O. Tibesku

sporthopaedicum Straubing
Bahnhofplatz 27
94315 Straubing

Einleitung

J. Jerosch

In der letzten Dekade hat sich die Indikation zur Knieendoprothetik deutlich verändert und es fand eine Metamorphose „von der Greisenoperation zur Lifestyleoperation“ statt. Während früher Schmerz und Behinderung („disability“) die Hauptindikationskriterien waren, ist es heute die Einschränkung der Lebensqualität („unacceptable compromise in quality of life“).

Die Zahl der implantierten Kunstgelenke steigt kontinuierlich. Für die Knieendoprothetik müssen wir laut MVmed Statistik von etwa 160.000 ausgehen. Die nähere Analyse zeigt jedoch, dass die Zahl in den letzten Jahren abnimmt. So hat die Anzahl implantierter Knieprothesen zwischen 2010 und 2012 etwa um 5 % abgenommen (■ Tab. 1.1).

Dennoch ist aus epidemiologischen Erwägungen heraus mit einer Zunahme der Versorgungsnotwendigkeit zu

erwarten. Der Anteil der Menschen, die älter 64 Jahre sind, ist zwischen 1990 und 2010 um 5,7 % auf 20,6 % gestiegen (■ Abb. 1.1). Dieser Trend wird sich noch erheblich weiter fortsetzen.

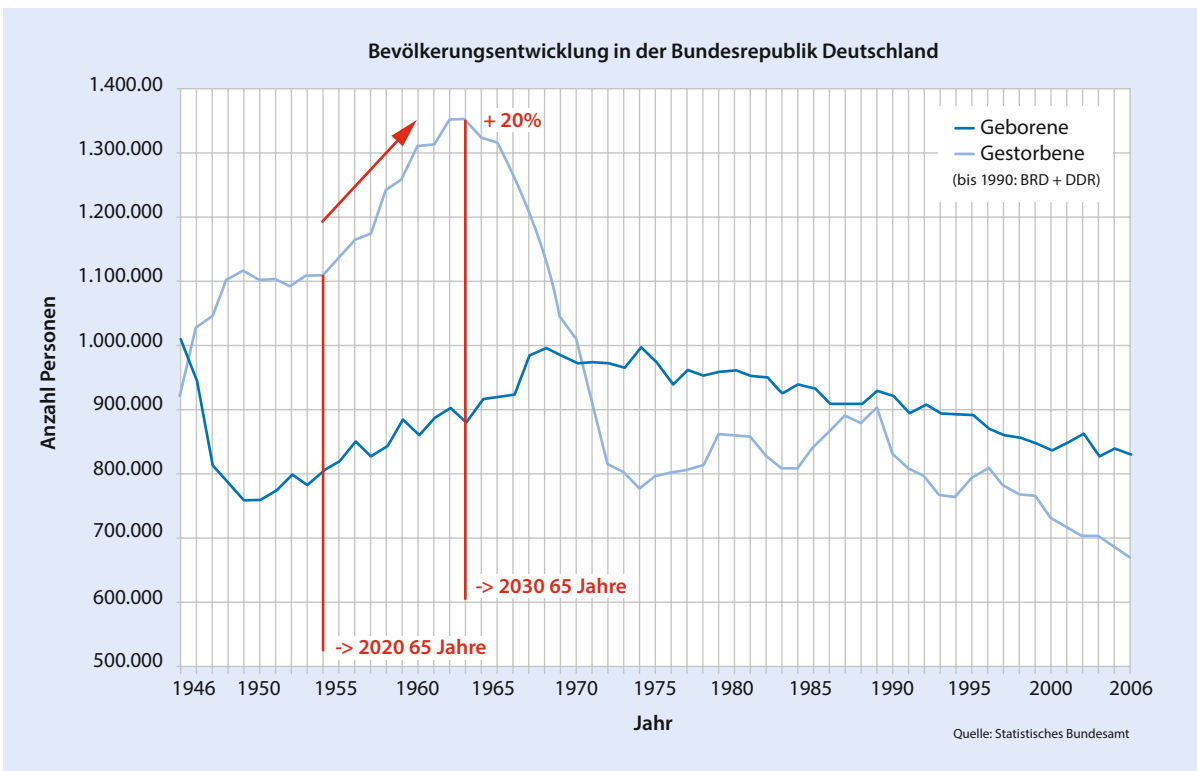
Auch in der stationären Therapie haben sich durch die Kostendruck erhebliche Änderungen ergeben. So hat sich die Verweildauer bei Knieendoprothesen zwischen 2003 und 2009 um rund 4 Tage auf 14,4 Tage reduziert.

Die Endoprothetik des Kniegelenkes erfordert überdurchschnittliche anatomische und biomechanische Kenntnisse, v. a. aber auch ein außergewöhnliches handwerkliches Geschick. Diese Anforderungen erhöhen sich bei der Revisionsarthroplastik.

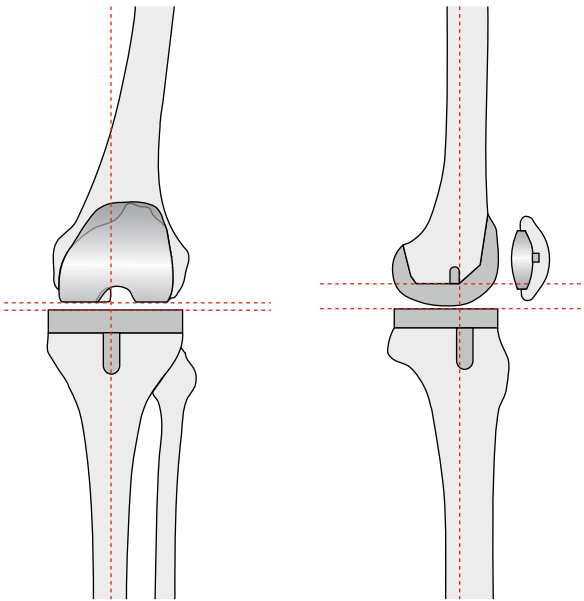
Die Ziele der Knieendoprothetik sind die Beseitigung oder zumindest die Reduktion des Schmerzbildes sowie die

■ Tab. 1.1 Entwicklung der Implantationszahlen zwischen 2010 und 2012 (Nach BVmed 2013)

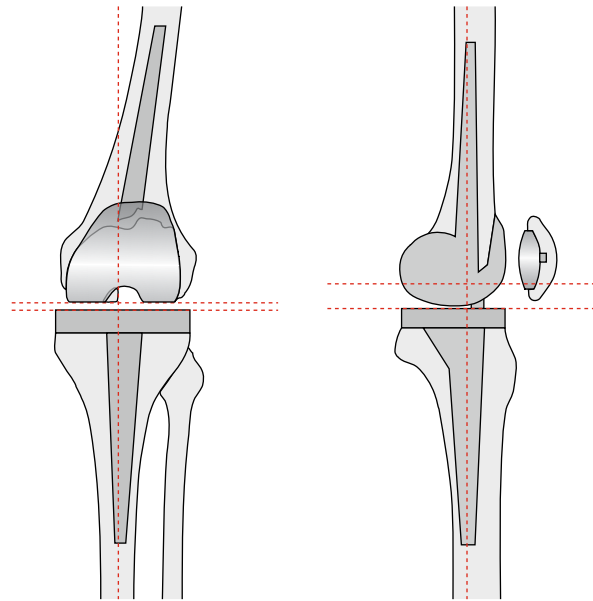
Versorgungsformen	2010	2011	2012	Vergleich von 2011 zu 2012	Vergleich von 2012 zu 2010
Unikondylär	11.929	12.622	13.576	+7,56%	+13,81%
Bikondylär	138.812	132.767	129.445	-2,50%	-6,75%
Achsgeführtes Knie	14.462	13.612	13.674	+0,46%	-5,45%
Gesamt	165.203	159.001	156.695	-1,45%	-5,15%



■ Abb. 1.1 Bevölkerungsentwicklung in der Bundesrepublik Deutschland



▣ Abb. 1.2 Achsfrei geführte Kniegelenkendoprothese



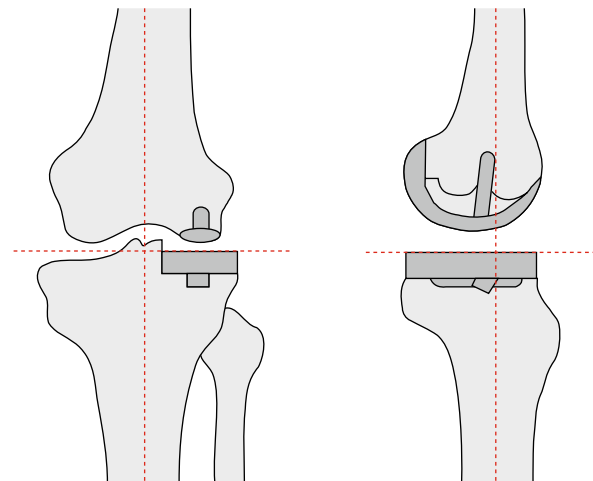
▣ Abb. 1.3 Scharnierknieendoprothese

weitgehende Wiederherstellung der Kniegelenkfunktion. Dieses wird erreicht durch den Ersatz zerstörter Gelenkanteile bei gleichzeitiger Schonung intakter Strukturen und Erhaltung bzw. Wiederherstellung des physiologischen Bewegungsspielraums des Kniegelenkes. Das heißt, dass eine Kniealloarthroplastik idealerweise sowohl eine für tägliche Aktivitäten notwendige Flexion des Kniegelenkes bis zu 110° als auch die physiologische automatische Rotation der Tibia von $13\text{--}15^\circ$ bei den ersten 20° der Flexion und eine physiologische Ab- und Adduktion von 11° ermöglichen sollte.

Neben der Frage nach der Indikation zu einem operativen Eingriff sowie seinem Nutzen für einen individuellen Patienten werden jedoch auch die sozioökonomischen Kosten im Gesundheitswesen immer wichtiger. Auch hier scheint die Knieendoprothetik im Vergleich zu anderen operativen Interventionen besonders positiv bewertet zu werden.

Parallel zum jährlichen Anstieg der Primärimplantationen wird in Deutschland gleichzeitig auch die Anzahl der Revisionseingriffe zunehmen. Bei der Implantatwahl sollte jede Klinik auf eine gewisse „Modellbeständigkeit“ achten, ein häufiger Wechsel des verwendeten Prothesentyps ist sowohl für die Qualitätsüberprüfung unseres täglichen Handelns als auch für die Patientenversorgung von Nachteil.

Die Möglichkeiten einer kurzfristigen Optimierung der Werkstoffe und des Prothesendesigns sind derzeit weitgehend ausgeschöpft. Das höchste Potenzial zur Qualitätssteigerung im Rahmen der Knieendoprothetik liegt u. E. in der Fortbildung der Operateure. Die Kinematik des Kniegelenkes ist kompliziert, das Kunstgelenk muss v. a. achsgerecht implantiert werden. Der Bandapparat darf nicht zu straff und nicht zu locker sein. Knieendopro-



▣ Abb. 1.4 Schlittenknieendoprothese

thetik ist v. a. „Weichteilchirurgie“! Aus diesem Grunde ist eine individuelle präoperative Operationsplanung unverzichtbar.

Die achsfreie Oberflächenprothese (▣ Abb. 1.2) hat sich in den meisten Kliniken durchgesetzt und vielfach die Scharnieralloplastik (▣ Abb. 1.3) als Standardversorgung abgelöst. Für spezielle Indikationen haben konventionelle unilaterale Schlittenprothesen (▣ Abb. 1.4) wie auch achsgeführte Implantate jedoch unverändert ihren Platz behalten.

Der Einbau eines künstlichen Kniegelenkes ist nach wie vor eine anspruchsvolle Operation, ergibt jedoch bei entsprechender Erfahrung des Operateurs durchaus gute mittel- bis langfristige Ergebnisse. Die Indikation zu die-

sem Eingriff wird daher in zunehmendem Maße auch bereits bei Patienten, die jünger als 60 Jahre sind, gestellt. Die früher oft gefürchtete hohe Infektionsrate konnte drastisch gesenkt werden. Ein nach wie vor ungelöstes Problem sind die oftmals auftretenden Restbeschwerden im Bereich der Patella.

Auch wenn vielfach versucht wird, klare Richtlinien der Knieendoprothetik aufzuzeigen, so scheint zum heutigen Zeitpunkt ein „goldener Standard“ nicht eindeutig definierbar zu sein. Für jeden Patienten müssen die individuellen lokalen Voraussetzungen des Gelenkes, aber auch die spezifischen allgemeinen Umfeldbedingungen wie Alter, Gewicht, Grunderkrankung und soziale Umstände sorgfältig überprüft werden, um im Einzelfall dann die jeweils optimale Lösung wählen zu können.

Die wichtigsten Erfolgsvoraussetzungen in der Knieendoprothetik sind:

- die richtige Indikation,
- das richtige Verständnis des verwendeten Implantates,
- die Antizipation potenzieller Komplikationen.

Eine gezielte Hilfestellung hierzu soll dieses Handbuch zur Knieendoprothetik geben.

Endoprothesenrelevante Biomechanik und Pathophysiologie des Kniegelenkes

J. Jerosch

- 2.1 Die knöchernen Anteile des Kniegelenkes – 8**
 - 2.1.1 Die Femurkondylen – 8
 - 2.1.2 Die Tibia – 9
 - 2.1.3 Die Patella und das Femoropatellargelenk – 10
 - 2.1.4 Die Beinachsen – 14
 - 2.1.5 Flexion und Extension – 17
- 2.2 Der Gelenkknorpel – 18**
- 2.3 Die Menisci – 18**
- 2.4 Die Gelenkkapsel – 19**
- 2.5 Der Bandapparat des Kniegelenkes – 20**
 - 2.5.1 Die Kreuzbänder – 20
 - 2.5.2 Die Kollateralbänder – 24
- 2.6 Die Funktion der Muskulatur des Kniegelenkes – 25**
 - 2.6.1 Die Streckmuskulatur des Kniegelenkes – 25
 - 2.6.2 Die Beugemuskulatur des Kniegelenkes – 26
 - 2.6.3 Die Rotatoren des Kniegelenkes – 26
- 2.7 Die physiologische Belastung des Kniegelenkes – 26**
 - 2.7.1 Die Reibung im natürlichen Kniegelenk – 26
 - 2.7.2 Kompressions- und Scherkräfte – 26
- Literatur – 27**

Das Kniegelenk ist die bewegliche Verbindung zwischen Oberschenkel und Unterschenkel; seine prinzipiellen Aufgaben bestehen darin, sowohl Mobilität als auch Stabilität zu gewährleisten. Funktionell besteht es aus 2 Teilen: dem femorotibialen und dem femoropatellaren Gelenk. Darüber hinaus wird noch die proximale fibulotibiale Artikulation differenziert, welche jedoch in der Knieendoprothetik direkt keine Rolle spielt.

Die femorotibiale Artikulation stellt das Kniegelenk im eigentlichen Sinne dar. Sie ist zuständig für Flexion, Extension und auch die Rotation, wobei Streckung wie Beugung in Form einer Roll-Gleit-Bewegung ablaufen. Das femorotibiale Gelenk verfügt durch Rotationsmöglichkeit um 3 Achsen sowie Translation in 3 Ebenen über insgesamt 6 Freiheitsgrade (■ Abb. 2.1) (Jakob und Stäubli 1990), wobei Freiheitsgrad hier als Bewegungsrichtung des Gelenkes definiert wird, in die ohne ligamentäre Strukturen keinerlei Kräfte übertragen werden.

Die 3 Rotationsbewegungen sind:

- Flexion bzw. Extension
- Abduktion bzw. Adduktion (Valgus- bzw. Varusbewegung) des Unterschenkels
- Innen- bzw. Außenrotation des Unterschenkels in Flexionsstellung des Gelenkes

Bei all diesen Rotationsbewegungen verläuft die Drehachse jeweils in einer anderen Ebene (Wagner und Schabus 1982).

Die 3 Translationsbewegungen sind:

- Bewegungsabläufe im Sinne der vorderen bzw. hinteren Schublade
- Distraction bzw. Kompression des Gelenkes
- Mediale bzw. laterale Translation (Shift)

Das femoropatellare Gelenk erhält seine Funktion in Beugstellung, indem die Kniescheibe den virtuellen Hebelarm der Streckmuskulatur verbessert, um so die Wirkung der zu übertragenden Kräfte zu erhöhen.

Durch die biomechanisch relativ komplizierte Krafteinleitung wird beim Kniegelenk ein spezielles Stabilisatorsystem notwendig. Im Zuge der Flexion, Extension, Rotation, Varus- und Valgusbewegung wird dies gewährleistet durch:

- Passive Strukturen (die Ligamente – mediales und laterales Kollateralband, vorderes und hinteres Kreuzband)
- Gelenkkapsel
- Knöchernen Gelenkkontakt
- Aktive Strukturen (die Muskeln)
- Dynamische propriozeptive Strukturen (Mechanorezeptoren in Menisken, Kreuz- und Kollateralbändern)

Die Muskulatur stabilisiert das Knie weitgehend willkürlich, aber auch unwillkürlich gegen Schub- und Scher-

kräfte, die passiven Widerstandskräfte werden von den Kapsel-Band-Strukturen übernommen. Diese können ihre Funktion nur erfüllen, wenn sie intakt sind und sich passiv in einer gewissen Vorspannung befinden (Wagner und Schabus 1982). Schubkräfte werden durch die besondere anatomische Anordnung der Kreuzbänder aufgenommen. Die Seitenbandstrukturen sorgen für laterolaterale Gelenkstabilität in gestrecktem Zustand und verhindern ein seitliches Aufklappen des Gelenkes in der Frontalebene; in Streckstellung sind sie gespannt, lockern sich aber im Zuge der Beugebewegung (Baumgartl und Thiemel 1993). Eine axiale Belastung des Kniegelenkes wirkt stabilisierend auf tibiofemorale Bewegungen; sie schränkt Rotations- und Translationsbewegungen ein und schützt bei äußerer Gewalteinwirkung und passiven Bewegungen dadurch den Kapsel-Band-Apparat vor extremen Spannungskräften. Über propriozeptive Rezeptoren in den Menisken, Kreuz- und Kollateralbändern wird ein Regelkreis zwischen statischen und dynamischen Stabilisatoren gebildet (Jerosch et al. 1995a, b, 1996a, b, 1997a, b, c, d) (■ Abb. 2.2).

Die komplexen biomechanischen Bewegungsabläufe, die das Kniegelenk ermöglicht, sind stets abhängig von seiner funktionellen Stabilität (Wagner und Schabus 1982). Letztere ist erforderlich bei allen dynamischen und statischen Situationen; sie resultiert aus dem Zusammenspiel des neuromuskulären Systems, des Kapsel-Band-Apparates sowie der Gelenkgeometrie. Der Verlust einer dieser Faktoren kann – je nach Ausmaß – zu einer funktionellen Instabilität führen.

In der Literatur gibt es unterschiedliche Vorschläge für eine zweckmäßige Einteilung der stabilisierenden Strukturen. Nicholas (1973) differenziert ihre Vielzahl in 3 Komplexe:

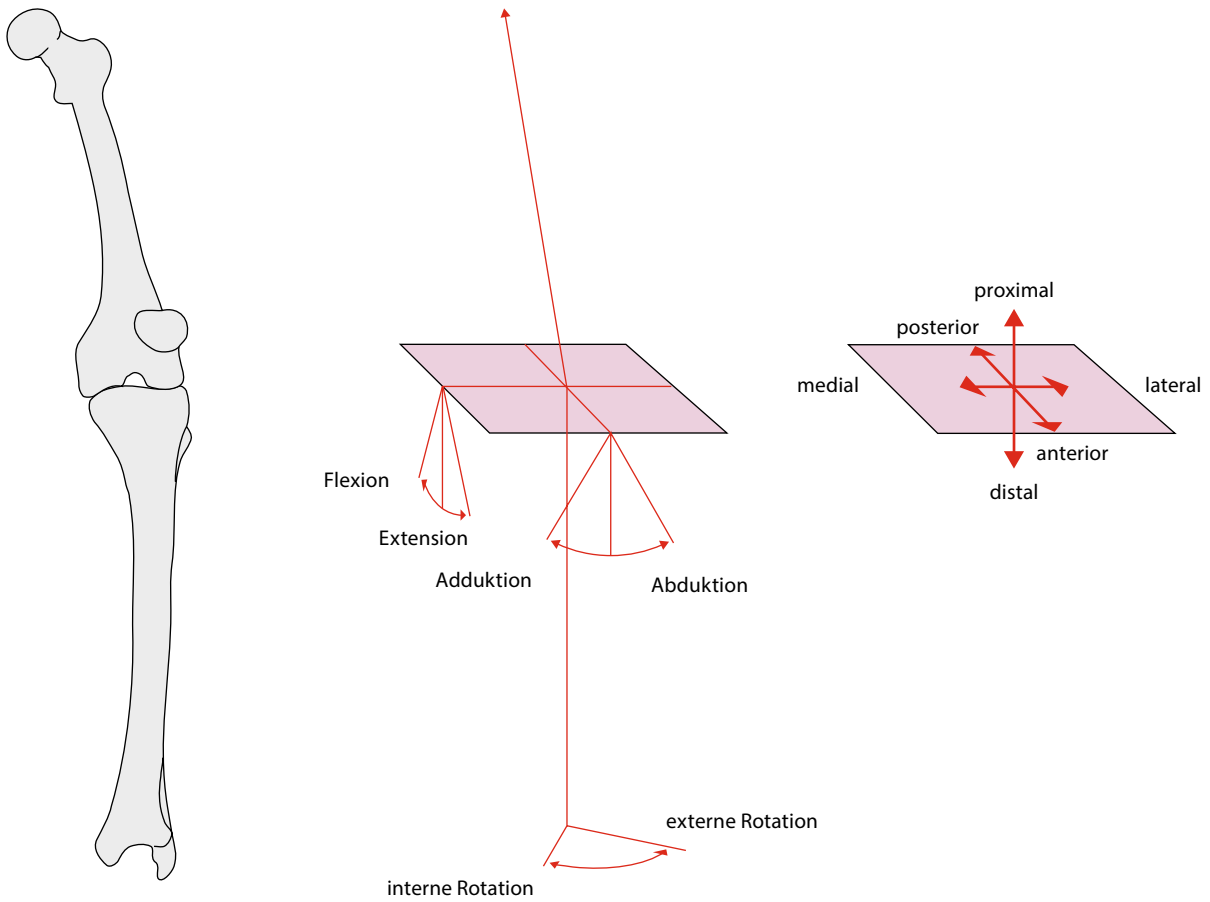
- Medialer Komplex (Lig. collaterale mediale, dorso-mediale Kapsel, M. semimembranosus, Pes anserinus)
- Lateraler Komplex (Tractus iliotibialis, Lig. collaterale laterale, M. popliteus, M. biceps femoris)
- Zentraler Komplex (Ligg. cruciata, Meniscus medialis et lateralis)

Wagner (1987) nahm eine andere Einteilung vor:

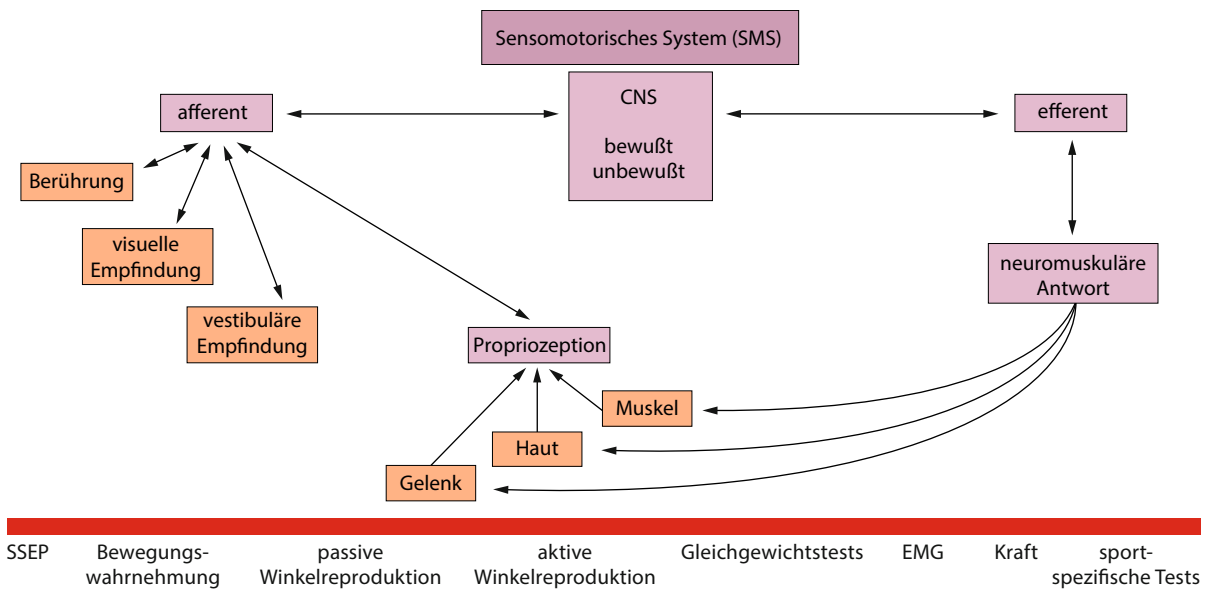
- Medialer und lateraler Komplex
- Vordere und hintere Strukturen
- Kreuzbänder

Strobel und Stedtfeld (1988) unterschieden an stabilisierenden Strukturen:

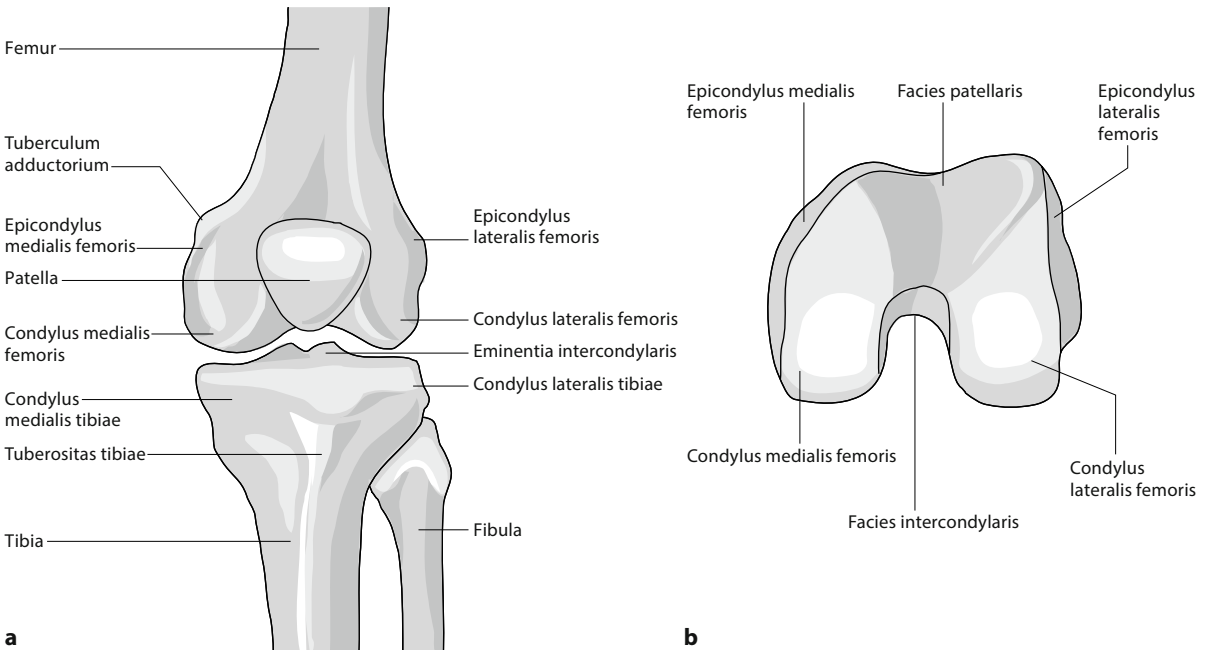
- Medialen und lateralen Komplex
- Zentralen Komplex
- Ventralen und dorsalen Komplex



■ Abb. 2.1 Die 6 Freiheitsgrade des Kniegelenkes



■ Abb. 2.2 Zusammenspiel des sensomotorischen Systems der Kniegelenkes



■ **Abb. 2.3a,b** Anatomie der Femurkondylen. Ansicht von **a** ventral, **b** distal

2.1 Die knöchernen Anteile des Kniegelenkes

Im Femorotibialgelenk treffen 2 Gelenkteile – die beiden Kondylen des Femur (Condylus femoris) und die beiden pfannenartig geformten Plateaus der Tibia – aufeinander wie Walzenkörper in einem Lager. Im Femoropatellargelenk artikuliert die Kniescheibe mit der Facies patellaris des Femur.

2.1.1 Die Femurkondylen

Die Femurkondylen sind das verbreiterte distale Ende des Femur; sie sind in der Sagittal- und Frontalebene konvex geformt und divergieren nach dorsal mit einem Winkel von etwa 20°. Ihre konvexe Krümmung korrespondiert mit der konkaven Krümmung der tibialen Gelenkflächen. Während der stärker ausgebildete laterale Kondylus in sich gerade ausgerichtet ist, verläuft der schwächer ausgebildete, schräger stehende innere Kondylus nach medial konvex. Ihre Krümmungsradien nehmen von dorsal nach ventral zu, und zwar von 17 mm auf 38 mm beim medialen und von 12 mm auf 60 mm beim lateralen Kondylus (Kapandij 1985). Der Krümmungsradius der Kondylen ändert sich hierbei im Sinne einer sich dorsal einrollenden Spirale. Diese verfügt jedoch nicht – wie die geometrische Spirale nach Archimedes – über einen Zentralpunkt, sondern über eine Serie von Zentren, die ihrerseits auf einer Spirale liegen. Die Linie

durch die Krümmungsmittelpunkte der Kondylen – die sog. Konturlinie – wird als Evolute bezeichnet und imponiert als Spirale einer Spirale. Wegen dieser stets unterschiedlichen Krümmungsradien variiert auch der Spannungszustand der Führungsbänder mit der Gelenkstellung.

Die Facies patellaris ist ventral zwischen den Oberschenkelrollen lokalisiert, von deren Gelenkflächen sie tibial durch die Linea condylopatellaris medialis, lateral durch die Linea condylopatellaris lateralis abgesetzt ist. Kaudal der Gelenkfläche liegt die Fossa intercondylaris, die sich auf einer Linie mit der Rinne der Facies patellaris befindet.

An der medialen Fläche des inneren Condylus femoris befinden sich die beiden knöchernen Erhebungen des Epicondylus medialis femoris und des Tuberculum adductorium. Der äußere Femurkondylus weist die laterale Erhebung des Epicondylus femoris lateralis sowie einen Sulcus für die Sehne des M. popliteus auf (■ Abb. 2.3).

Die distale Artikulationsfläche des Femur kann als Kombination dreier kreisförmiger Oberflächen betrachtet werden (Elias et al. 1990). Der Boden der Trochlea patellaris, auf der die Kniescheibe bei der Flexionsbewegung zwischen 10° und 100° gleitet, bildet den 1. Kreis. Die posterioren Anteile der Femurkondylen, die zwischen 10° und 150° Knieflexion mit der Tibia artikulieren, stellen einen 2. Kreis dar. Die Beuge- und Streckachse des Kniegelenkes verläuft durch das Zentrum dieses 2. Kreises (Elias et al. 1990; Hollister et al. 1993). Die distalen Anteile der Femurkondylen artikulieren mit der Tibia bei einem Flexionsgrad von 0–10°; sie bilden einen 3. Kreis. Der Radius

der Trochlea patellaris beträgt im Durchschnitt 24 mm; die mittlere Höhe der Trochlea femoralis liegt zwischen 31 und 34 mm, die mittlere Breite der trochlearen Rinne zwischen 35 und 38 mm (Yoshioka et al. 1987); Höhe und Breite der Trochlea variieren jedoch. Die Ursprünge der Retinacula patellae liegen im zentralen Bereich des patellaren Kreises (Elias et al. 1990). Elias et al. (1990) vermuteten, dass diese seitlichen Weichteilstrukturen eine Funktion besitzen, die der der Kollateralbänder vergleichbar ist.

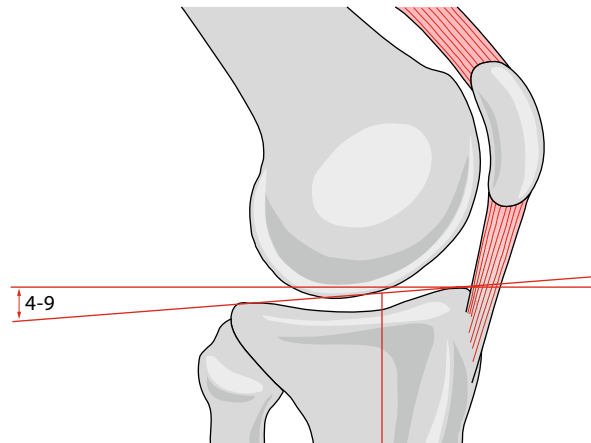
2.1.2 Die Tibia

Das Tibiaplateau

Das Tibiaplateau fällt beim Erwachsenen nach dorsal distal ab (Retroversio tibiae). In der Literatur wird diese Neigung zwischen 4–5° (Baumgartl und Thiemel 1993) und 9° (Kapandij 1985) angegeben (Abb. 2.4). Bedingt durch die Retroversio tibiae besteht bei vertikal stehender Längsachse der Tibia eine Tendenz der Femurkondylen, nach dorsal zu gleiten (Wagner und Schabus 1982). Dieser Funktionsablauf wird jedoch durch die Kapsel-Band-Strukturen und die Menisken verhindert. Die Tibia ist darüber hinaus gegenüber dem Femur gering nach dorsal versetzt (Retropositio tibiae).

In der Mitte des Tibiaplateaus teilt die Eminentia intercondylaris eine mediale von einer lateralen flachen, leicht vertieften Gelenkfläche (Kapandij 1985). Die Areae intercondylares anterior et posterior sind knorpelfrei. Die Gelenkflächen selbst sind im sagittalen Profil sehr unterschiedlich. So ist der mediale Anteil nach kranial konkav, der laterale nach kranial konvex zulaufend. Folglich imponiert die innere Gelenkfläche bikonkav, die äußere in transversaler Richtung konkav und in der Sagittalebene konvex. Hieraus resultiert eine gute Stabilität zwischen Tibia und medialem Femurkondylus, wohingegen die durch die laterale Inkongruenz bedingte Instabilität eine permanente Sicherung durch das vordere Kreuzband erfordert.

Die proximale Tibia besteht aus einer dichten subchondralen Knochenplatte mit einem dünnen kortikalen Rand; darunter liegt Spongiosa. Bei dem für die Knieendoprothetik typischen Resektionsausmaß verbleibt der kortikale Rand sehr dünn. Die Form der proximalen Tibiaoberfläche ist nicht symmetrisch: Die mediale Gelenkfläche ist größer als die laterale. Krugs (Krug et al. 1984) anatomische Studie ergab, dass die Tibiaplateaugrößen zwischen 60 und 86 mm Breite weit variierten, jedoch ohne starke Korrelation in a.-p.-Ausdehnung. So wurde geschätzt, dass 18 tibiale Implantatgrößen nötig seien, um in der Knieendoprothetik eine optimale tibiale Deckung zu gewährleisten. Der härteste Knochen befindet sich in den zentralen und medialen Bereichen des inneren und in den posterolateralen Bereichen des äußeren Schienbeinkopfplateaus (Krug et al. 1984). Die größte Knochenstärke im

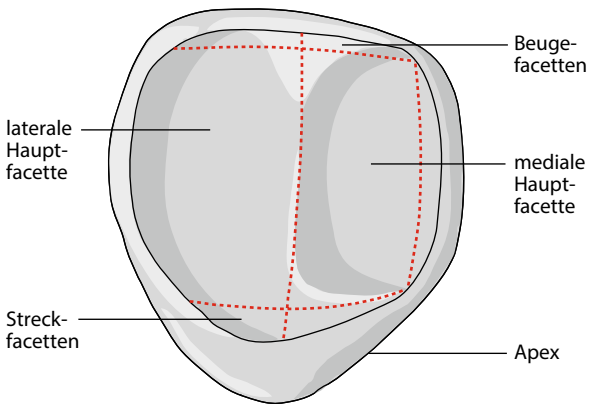


■ Abb. 2.4 Retroversio tibiae

Bereich der proximalen Tibia wurde auf der medialen Seite festgestellt (Hvid und Hansen 1985; Hvid 1988). Die Knochenstärke korrelierte insofern mit Fehlstellungen, als der Knochen auf der Seite der Deformität stärker ausgeformt war. Hvid und Hansen (1985) stellten weiterhin eine signifikante Reduktion der Knochenstärke mit ansteigender Resektionstiefe von der Gelenkoberfläche fest.

Die Krümmungsradien der Femurkondylen und der entsprechenden tibialen Gelenkflächen sind nicht gleich, so dass diese inkongruent verbleiben; ein Ausgleich wird hier erst durch die Menischi geschaffen.

Die Eminentia intercondylaris ist als zentraler Pfeiler des Kniegelenkes anzusehen. Sie ragt in die Fossa intercondylaris des Femurs und trägt mit ihrem ansteigenden Anteil einen wesentlichen Teil des Körpergewichtes, dies in einem größeren Ausmaß, als es die flachen Gelenkflächen des Tibiaplateaus vermögen (Wagner und Schabus 1982). Die Form der Eminentia intercondylaris führt zur Selbstzentrierung des Kniegelenkes in der Frontalebene. Bei Belastung stellt sie einen effektiven knöchernen Stabilisator dar, indem sie in die Fossa intercondylaris femoris eintaucht. Die sich berührenden Flächen der Femurkondylen und der Eminentia sind mit dicken Knorpelflächen bedeckt. Sie nehmen bei Varus-, Valgus- und Rotationsstress und beim Stehen hohe Drücke auf. Die Vorder- und Hinterhörner der Menisken machen aus dem knöchernen Eminentiasockel einen verformbaren Drehzapfen, der im Zuge der Flexion und Extension fixierend sowie bei Rotationsbewegungen bremsend wirkt (Goodfellow und O'Connor 1978; Müller 1982). Der mediale und laterale Höcker der Eminentia intercondylaris gleiten in der Fossa intercondylaris, unterstützen dabei die Gelenkführung; außerdem verriegeln und stabilisieren sie das Gelenk in Extension (Wagner 1987). In Verbindung mit den Kreuzbändern wird die Eminentia intercondylaris zum zentralen Stabilisator des Kniegelenkes (Baumgartl und Thiemel 1993).



■ **Abb. 2.5** Ansicht von dorsal auf die Patellarückfläche

Die automatische Schlussrotation der Tibia

Die axiale Rotationsmöglichkeit der Tibia im Verhältnis zum Femur kann differenziert werden in

- eine passive Rotation – verursacht durch Einflüsse des Bodens beim Gehen –,
- eine willkürliche oder aktive Rotation – ausgelöst durch die Muskelaktion der Rotatoren (s. unten) – sowie
- eine automatische oder unwillkürliche Rotation.

Die Bänder und die Gelenkkapsel fungieren limitierend auf diese Rotationsformen, die Muskulatur (► Abschn. 2.5) des Beines wirkt bei der willkürlichen Rotation sowohl passiv zügelnd als auch aktiv. Die Drehung des Unterschenkels um seine Längsachse kann nur bei gebeugtem Kniegelenk stattfinden, in vollständiger Extension ist keine Rotation möglich. Kapandij (1985) gibt hier für die maximale Innendrehung 30°, für die maximale Außendrehung 40° an, wobei das Maß der Rotation abhängig vom Grad der Flexion ist; bei 30° Beugung ist eine geringere Rotation als bei 90° möglich. Die Kollateralbänder begrenzen die Außen-, die Kreuzbänder die Innendrehung.

Die sog. Schlussrotation bzw. automatische Rotation um 13–15° tritt unwillkürlich während der letzten bzw. ersten 20° Extension bzw. Flexion auf (Menschik 1975). Die automatische Innenrotation im Zuge der Kniebeugebewegung erfolgt, weil bei der Flexion der laterale Femurkondylus sich auf dem Tibiaplateau mehr nach hinten bewegt als der mediale. Diese ungleich weite Rückverlagerung der Kondylen im Zuge dieses Funktionsablaufes hat mehrere Ursachen (Müller 1982):

- Die unterschiedlichen Krümmungsprofile der femoralen Kondylen: Dasjenige des lateralen Femurkondylus ist länger als das des medialen; dadurch legt der äußere Femurkondylus beim Abrollen auf der Tibia eine größere Strecke zurück als der innere.
- Die unterschiedliche Kontur der tibialen Gelenkflächen: Der mediale Femurkondylus verlagert sich nur

gering, da er mit der konkaven Tibiafläche artikuliert, während der laterale sich über den dorsalen Abhang der konvexen Gelenkfläche der Tibia weiter nach hinten verlagert.

- Der Verlauf der Kollateralbänder: Das mediale Band spannt sich bei einer Rückverlagerung der Kondylen eher als das laterale, so dass der laterale Kondylus über einen größeren Bewegungsspielraum verfügt.
- Die unterstützende Aktion der Kniebeuger und -innenrotatoren: die Muskelgruppe des Pes anserinus superficialis und der M. popliteus.
- Die Anspannung des hinteren Kreuzbandes in Streckstellung bedingt eine Außenrotation der Tibia.

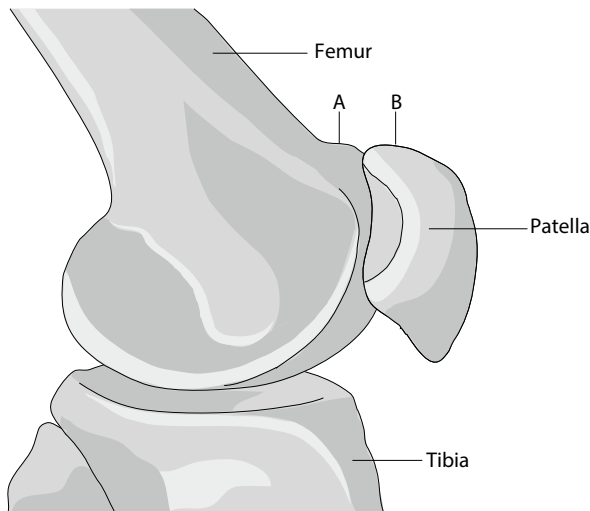
Die Rotationsachse der automatischen Schlussrotation ist nach Müller (1982) nicht identisch mit der Rotationsachse der willkürlichen Rotation. Während das Rotationszentrum der willkürlichen Rotation medial vom hinteren Kreuzband und der Eminentia in der hinteren Tibiagelenkhälfte liegt, findet sich die Achse der automatischen Rotation lateral dorsal der Eminentia. Nach anderen Untersuchungen liegt die Achse der willkürlichen Rotation weiter medial (Shaw et al. 1974; Wang et al. 1974), die Achse der automatischen Rotation weiter lateral (Wang et al. 1974) bzw. medial (Shaw et al. 1974). Die Funktion der automatischen Rotation bedeutet eine Stoßbremse als Schutz vor einer Hyperextension des Kniegelenkes.

2.1.3 Die Patella und das Femoropatellargelenk

Die Anatomie der Patella

Das Femoropatellargelenk ist der am stärksten belastete Teil des Kniegelenkes. Die Patella ist ein in den Kniestreckapparat integriertes Sesambein, das bei physiologischer Synovialflüssigkeit mit nur geringer Reibung auf den Femurkondylen gleitet. Sie ist ein platter dreieckiger Knochen, an dessen kranialer Basis die Quadrizepssehne inseriert und an dessen kaudaler Spitze, dem Apex patellae, das Lig. patellae proprium entspringt.

Die konvexe Vorderfläche der Patella wird von zahlreichen Gefäßkanälen durchzogen, Einstrahlungen der Sehne des M. quadriceps femoris bilden vertikal verlaufende Vertiefungen. Die Hinterfläche der Patella weist im oberen Teil eine überknorpelte Gelenkfläche auf, im unteren Teil (etwa $\frac{1}{4}$ der Gesamtfläche) ist sie nicht knorpelbedeckt. Auf der Gelenkfläche werden insgesamt 7 Facettenabschnitte – eine mediale, eine laterale und mehrere Randfacetten – unterschieden (■ Abb. 2.5); diese Facetten sind durch Leisten voneinander getrennt. Die mittlere Leiste, die die mediale und die laterale Hauptfacette voneinander trennt, kann in proximodistaler Richtung konkav oder konvex geformt



■ **Abb. 2.6** Höheneinstellung der Patella. Bei anatomisch korrekter Situation liegen bei einer Beugung von 40° die Oberränder der lateralen Femurkondyle (A) sowie der Patella (B) auf gleicher Höhe

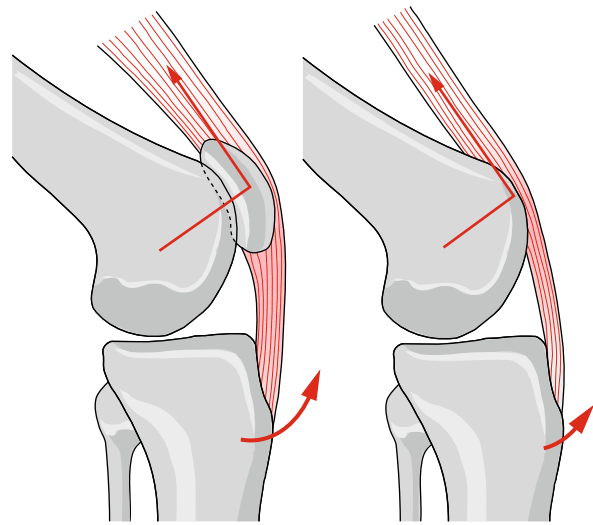
sein. Bei anatomisch konvexer Oberflächengestaltung ist zur Erzielung eines flächenhaften Kontaktes zwischen Patellahinterfläche und Facies patellaris femoris ein erhöhter Berührungsdruk notwendig, was die Stärke des Knorpelüberzugs von etwa 5,4–6,4 mm in diesem Bereich erklären kann (Wagner und Schabus 1982). Die proximal der Hauptfacetten gelegenen Beugefacetten sind sehr klein und kommen nur bei maximaler Knieflexion in Kontakt zu den Femurkondylen. Ebenso berühren die distal der Hauptfacetten gelegenen Streckfacetten die Femurkondylen nur bei maximaler Extension.

Die Höheneinstellung der Patella

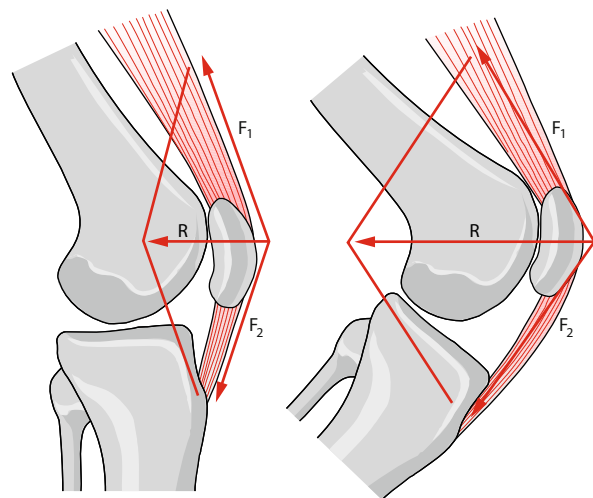
Die Länge des Lig. patellae und die Lokalisation der Tuberositas tibiae determinieren die Höheneinstellung der Patella; sie ist dann optimal, wenn bei einer Beugung von 40° sich der Oberrand der Kniescheibe in gleicher Höhe wie die obere Begrenzung des lateralen Femurkondylus befindet (Baumgartl und Thieme 1993) (■ Abb. 2.6). In diesem Fall artikulieren die Gelenkflächen von Patella und Femurkondylen so breitflächig wie möglich miteinander. Im Falle einer Patella alta liegt die Kniescheibe höher, bei einer Patella baja tiefer.

Die Funktion der Patella

Neben ihrer Schutzfunktion für die Femurkondylen erhält die Patella ihre wichtigste Funktion in Kniebeugestellung, indem sie dafür sorgt, dass der Ansatzwinkel der Muskeln und Sehnen und somit das Drehmoment der Kniegelenkstrecker verbessert wird (Kaufer 1979; Wagner und Schabus 1982; Kapandij 1985) (■ Abb. 2.7), wobei gleichzeitig ein Schleifen der Sehne des M. quadriceps femoris über die Oberschenkelkondylen minimiert und die mus-



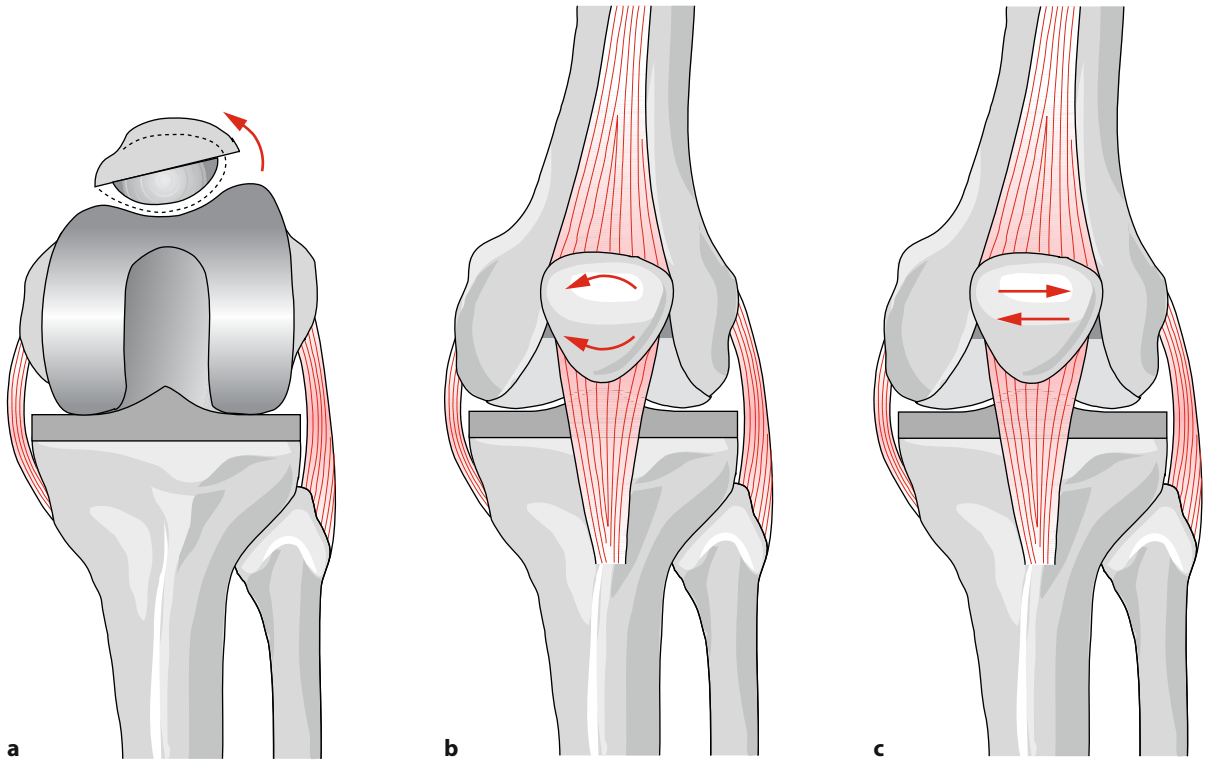
■ **Abb. 2.7** Virtueller Hebelarm des M. quadriceps femoris mit und ohne Patella



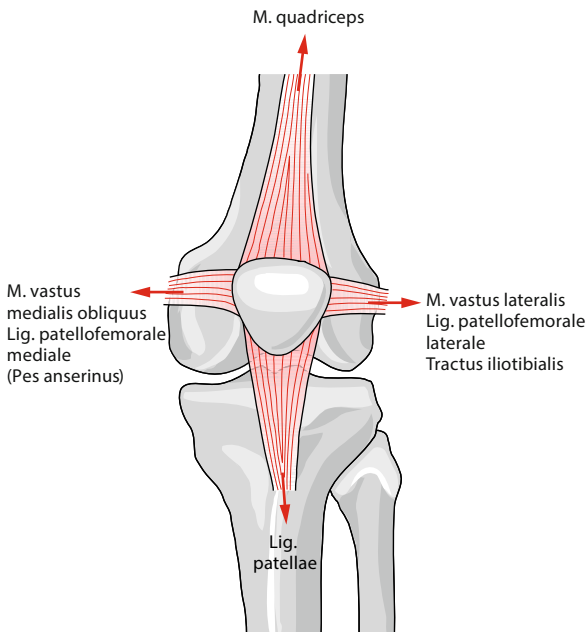
■ **Abb. 2.8** Anpressdruck der Patella in Abhängigkeit von der Beugung des Kniegelenkes. Die Kraftkomponente F_1 (Komponente der patellaren Druckkraft) wirkt dem Femurvorschub entgegen. Mit wachsender Beugung nimmt der Anpressdruck der Kniescheibe zu (Vektorendarstellung)

kuläre Krafteinleitung zentralisiert werden (Kaufer 1979). Durch diese Zentralisierung der muskulären Krafteinleitung wird die Verhinderung einer Dislokation des Streckapparates unterstützt und eine gleichmäßige Spannung der Kniegelenkkapsel gewährleistet (Freehafer 1962). Im Falle einer Patellektomie wird das Drehmoment der Strecker um etwa 30–40 % gemindert (Kaufer 1979; Bandi 1982; Wendt und Johnson 1985).

Durch Abbremsung des Kondylenvorschubes im Zuge der Beugebewegung, stabilisiert die Kniescheibe das Femorotibialgelenk und entlastet so das hintere Kreuzband (■ Abb. 2.8).



▣ **Abb. 2.9a–c** Die Patella führt in ihrem femoralen Lager Kippungen (a), Rotationen (b) und mediolaterale Translationen (c) durch



▣ **Abb. 2.10** Die Stabilisatoren der Patella

Die Führungselemente der Patella

Die Patella gleitet ausgehend von der Kniesteckung über die geringe und mittlere Kniebeugung in ihrem Gegenlager, der Facies patellaris, zwischen den beiden Femurkon-

dylen. Dabei beschreibt die Gleitbahn, welche die Kniescheibe im Zuge der Flexion des Kniegelenkes von kranial nach kaudal durchläuft, einen flachen, nach lateral offenen Bogen. Die Tangenten an die Endpunkte dieses Bogens bilden einen Winkel von etwa 170° , der ungefähr dem Valguswinkel zwischen Femur und Tibia entspricht (Bandi 1982). Die Kniescheibe verschiebt sich bei Beugung über 90° um ungefähr den 2-fachen Betrag ihrer Länge (8 cm) nach kranial (Wagner und Schabus 1982). Bei dieser Bewegung dreht sie sich um eine transversale Achse (▣ Abb. 2.9).

Die Patella wird durch 3 Elemente in ihrer Bahn geführt: Als passive Stabilisatoren wirken die muldenförmige knöcherne Kontur des Sulcus patellaris der Facies patellaris femoris sowie der weiter nach ventral vorspringende Condylus lateralis femoris (Wagner und Schabus 1982; Bandi 1982). Nach proximal wird die Patella durch die Sehne des M. quadriceps femoris, nach distal durch das Lig. patellae fixiert (▣ Abb. 2.10). Zusätzliche passive Stabilisatoren sind Verstärkungen der Gelenkkapsel bzw. der Retinaculæ patellae – die beidseitigen Ligg. patellofemorales, wobei ihr medialer Anteil eine Lateralverschiebung der Kniescheibe verhindert. Gleichfalls gegen seitliche Verschiebung stabilisieren passiv die Ligg. patellofemorales mediale et laterale. Der M. vastus medialis obliquus als Hauptstabilisator, die Adduktoren des Oberschenkels über die Lamina vastoadductoria sowie die Muskeln der

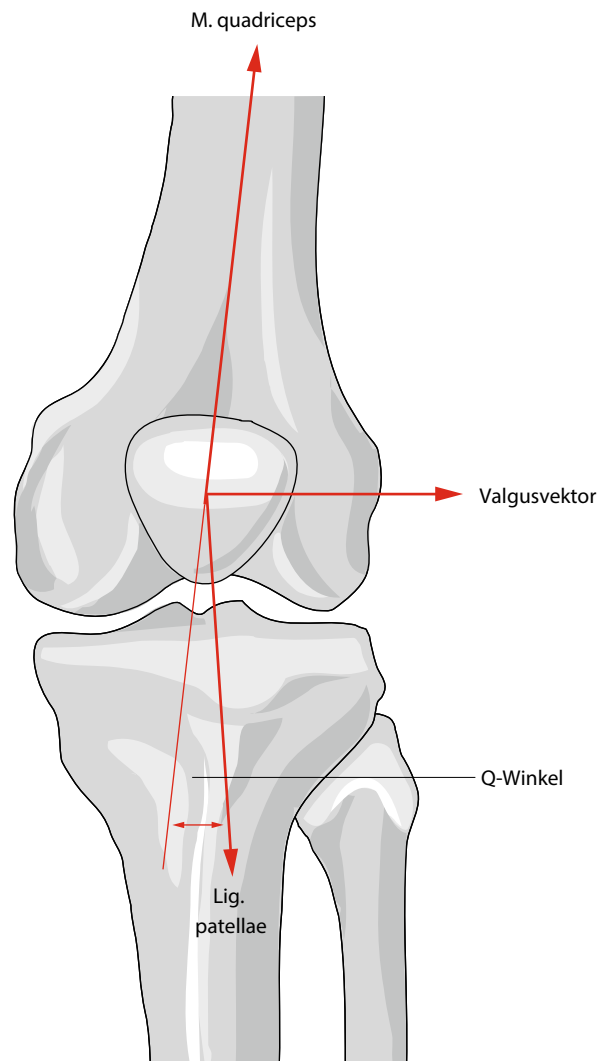
Pes-anserinus-Gruppe wirken als dynamische seitliche Stabilisatoren.

Hierbei stabilisieren die Muskeln des Pes anserinus durch Innenrotation des Unterschenkels, wobei eine Verringerung des Valguswinkels „Q“ eintritt. Dieser ist definiert als der Winkel zwischen der Geraden durch die Kniescheibenmitte zur Spina iliaca anterior inferior und der Geraden von der Kniescheibenmitte zum Zentrum der Tuberositas tibiae (Insall und Salvati 1971; Hungerford und Barry 1979) (Abb. 2.11). Dieser Valguswinkel des Streckapparates ist bis zu 15° physiologisch (Wagner und Schabus 1982), er ändert sich in Abhängigkeit von der Beugstellung des Kniegelenkes und auch bei unterschiedlichen Rotationsstellungen des Unterschenkels. Er ist ohnehin nur schwer zu quantifizieren, da die angegebenen Messpunkte zur Festlegung der Schenkel des Q-Winkels weder klinisch noch radiologisch exakt zu reproduzieren sind.

Die Auswirkungen der Knieflexion auf das Patellofemoralgelenk

Bei der automatischen Rotation der Tibia während einer Flexion zwischen 0 und 20° werden der Q-Winkel und der lateral gerichtete Kraftvektor des M. quadriceps femoris verkleinert (Goldberg et al. 1991), die Patella wird somit in die Trochlea des Femur gedrückt. Der femoropatellare Druck verteilt sich dabei auf Kniescheibenfirst und -facetten. Bei Beugung des Kniegelenkes um 90° bewegt sich die Patella nach lateral, so dass dann ihr äußerer Rand den primär belasteten Bereich darstellt. Bei starker Beugung wird der Kniescheibenfirst dadurch entlastet, dass er zwischen die Femurkondylen einsinkt. In Streckstellung berührt die Patella gerade eben mit ihrer unteren Spitze die Fossa supratrochlearis zwischen den Femurkondylen; bei geringen und mittleren Beugstellungen wird diese Artikulationsfläche größer. Bei gebeugtem Gelenk wird die Kniescheibe durch Kontraktion des Streckapparates gegen die Oberschenkelrollen gedrückt, wodurch das Gelenk gestreckt wird.

Die Kontaktfläche zwischen Kniescheibe und Femur verändert sich mit dem Flexionswinkel des Kniegelenkes. Der Kontaktpunkt auf der Patella liegt in Extension distal und wandert bei Flexion nach proximal (Huberti und Hayes 1984; Goodfellow et al.; Hehne 1990), der Kontaktbereich vergrößert sich mit zunehmender Flexion (Hehne 1990). Ab einem Beugewinkel über 70° kommt es zu einem Kontakt der Quadrizepssehne mit dem Femur (Hehne 1990), der Kontaktbereich zwischen Kniescheibe und Oberschenkelknochen erreicht bei 120° Flexion sein Maximum (Huberti und Hayes 1984) und vergrößert sich bei Quadrizepsbelastung durch die Verformung des Knorpels um das 4-fache (Hehne 1990). Die Kompressionskräfte innerhalb des Patellofemoralgelenkes sind hoch und erreichen bei normalem Q-Winkel ihr Maximum bei



■ **Abb. 2.11** Durch den Valguswinkel des Streckapparates zwischen Quadrizepssehne und Lig. patellae wird die Patella nach lateral abgedrängt

90° Flexion (Huberti und Hayes 1984). Veränderungen des Q-Winkels um 10° können bei 20° Flexion zu einem Anwachsen der Kompressionskräfte um 45 % führen (Huberti und Hayes 1984).

Maximale Kräfte des M. quadriceps femoris und des Lig. patellae werden bei einer Kniebeugung von 60° erzeugt und erreichen Werte von 3000 N (Huberti et al. 1984). Die auf das Lig. patellae Einfluss nehmenden Kräfte sind bei 30° Flexion um 30 % größer als jene, die auf den M. quadriceps femoris einwirken. Umgekehrte Verhältnisse liegen bei Kniebeugewinkeln zwischen 90° und 120° vor.

In der Literatur wird der femoropatellare Druck unterschiedlich hoch angegeben. Je nach Autor und Untersuchung schwankt er in Abhängigkeit von der Kniebeugstellung zwischen 400 und 1000 Kp (Burckhard 1924;

■ **Tab. 2.1** Femoropatellare Kompressionskräfte (Nach Kim et al. 1993)

Aktivität	Kraft (× Körpergewicht)
Gehen	0,5
Treppen hinaufsteigen	3,3
Treppen heruntersteigen	3,3
Springen	20

Fürmaier 1953; Lacreuse 1961; Bandi 1982; 1976; Burckhard 1988). Nach Angaben von Kim et al. (1993) liegt bei alltäglichen Aktivitäten die Patellabelastung bei dem 0,5- bis 3,3-fachen des Körpergewichtes; in ungünstigen Fällen erhöhen Laufen und Springen diesen Druck um ein Vielfaches (■ Tab. 2.1).

2.1.4 Die Beinachsen

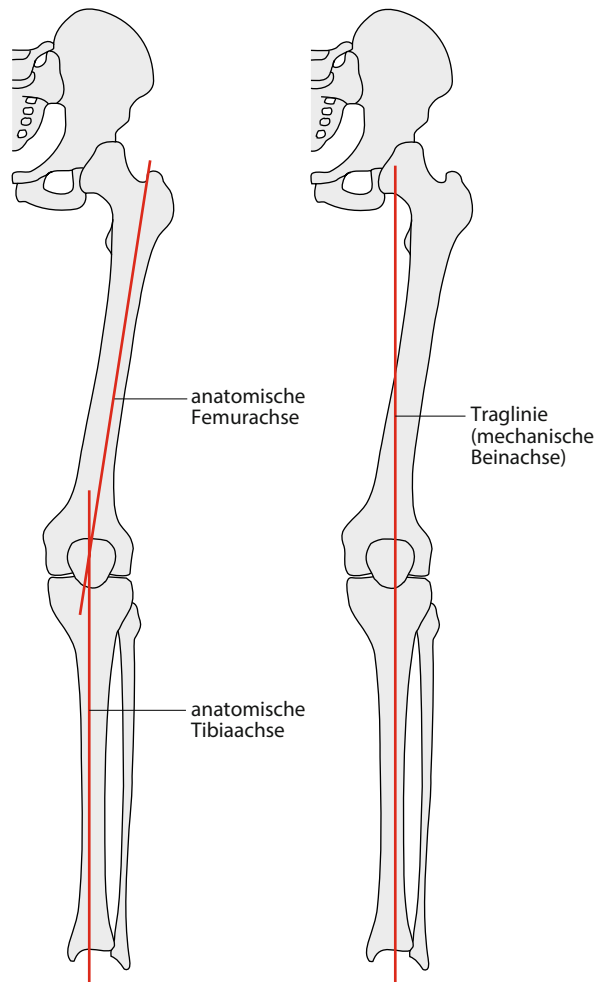
In der Literatur herrscht weitgehend Konsens über die „normale“ Ausrichtung des Kniegelenkes. Das Alignment des Beines wurde mit teilweise unterschiedlichen Definitionen der jeweiligen Autoren beschrieben. Die Differenzen entstehen u. a. durch unterschiedliche Bestimmungsmethoden des Alignments – röntgenologisch oder anatomisch – sowie durch uneinheitliche Referenzpunkte. Erst die Kenntnis der normalen anatomischen Achsen des Kniegelenkes kann bei Restaurationen des Knies zur richtigen Prothesenimplantation führen.

Das richtige Alignment des Knies kann durch 2 unterschiedliche Bedingungen charakterisiert werden (Krackow 1990):

- Das normale oder prothetisch versorgte Kniegelenk sollte auf die Traglinie des Beines zentriert sein.
- Es sollte die „richtige“ Orientierung der Gelenklinie vorliegen.

Anatomische und mechanische Achsen des Beines

Die anatomischen Achsen (Schaftachsen) von Femur und Tibia werden durch ihre zentralen Längsachsen gebildet. Die Zentren von Hüft-, Knie- und Sprunggelenk liegen bei Extension physiologisch auf einer Geraden, der sog. Traglinie oder mechanischen Achse des Beines. Diese ist definiert als Linie vom Zentrum des Femurkopfes zum Zentrum des Sprunggelenkes bei Extension. Die mechanische Achse des Femurs ist eine Linie vom Zentrum des Femurkopfes zum Zentrum des Kniegelenkes, die der Tibia vom Zentrum des Kniegelenkes zum Zentrum des Sprunggelenkes (■ Abb. 2.12). Diese Achse ist deckungsgleich mit



■ **Abb. 2.12** Die Achsen des Kniegelenkes

der anatomischen Achse der Tibia (Kim et al. 1993). Eine mechanische Beinachse von 0° bedeutet, dass mechanische Achsen von Femur und Tibia deckungsgleich sind. Diese verläuft normalerweise nicht genau durch das Zentrum des Kniegelenkes, sondern leicht nach medial versetzt im Bereich von 2,5–3,5° Varus (Krackow 1983).

Bedingt durch den ausladenden Femurhals bildet die anatomische Femurachse mit der anatomischen Tibiaachse einen nach lateral offenen tibiofemoralen Winkel von 170–175° bzw. im Bereich des Oberschenkels einen nach kranial offenen Winkel von 5–10° (Kapandij 1985; Baumgartl und Thiemel 1993). Hieraus resultiert eine physiologische, geschlechtsspezifische leichte Valgusstellung des Knies.

Der mit der normalen Gelenkausrichtung verbundene tibiofemorale Winkel hängt allein ab von dem Winkel zwischen der Achse des Femurschaftes und seiner mechanischen Achse (Linie zwischen Femurkopfzentrum und Kniegelenkzentrum). Mit anderen Worten: Eine normale Ausrichtung ist erst dann vorhanden, wenn der tibiofe-

morale Winkel gleich dem Winkel zwischen anatomischer und mechanischer Femurachse ist (Krackow 1990). Daraus folgt, dass der normale tibiofemorale Winkel einzig abhängig von der Geometrie des Femur. Dieser Winkel leitet sich ab als eine Funktion der Länge des Femurschaftes, der Länge des Femurhalses und der Varus-Valgus-Ausrichtung des Oberschenkelknochens. Der Winkel zwischen anatomischer und mechanischer Femurachse liegt zwischen 5° und 7° , meist aber recht nahe an 6° (Moreland et al. 1987; Yoshioka et al. 1987; Krackow 1990). Die physiologische mechanische Beinachse (Traglinie) ist leicht nach schräg unten innen geneigt und bildet mit der Vertikalen einen Winkel von etwa 3° . Beim weiblichen Geschlecht ist dieser Winkel in der Regel durch das breitere Becken größer.

Befindet sich das Kniegelenk in Extensionstellung, ist der Zustand der Normalausrichtung, gemeint ist hier der tibiofemorale Winkel, unabhängig von der Position der unteren Extremität im Raum. Somit hat der Zustand der normalen Ausrichtung keine Beziehung zur relativen Position der unteren Extremität zum Boden.

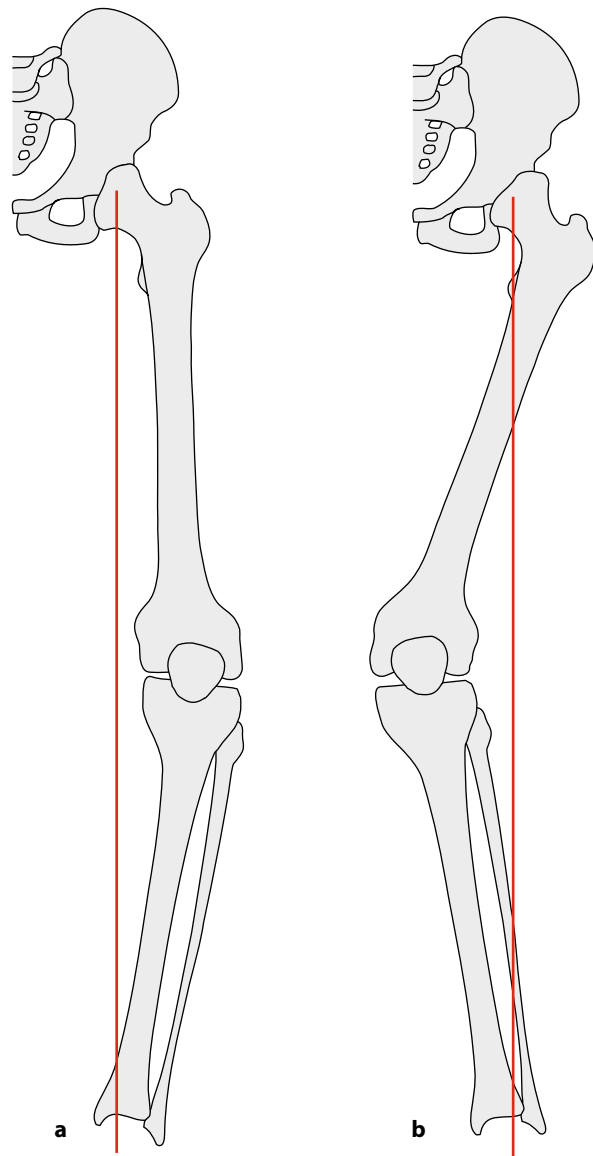
Achsenabweichungen des Kniegelenkes

Über die physiologische Valgusstellung hinaus kann in pathologischen Fällen der Valguswinkel stark verändert sein. Ist der Valguswinkel wesentlich kleiner als die Norm, spricht man von einer Varusdeformität bzw. einem Genu varum; ist er wesentlich größer, liegt eine Valgusdeformität bzw. ein Genu valgum vor (Abb. 2.13).

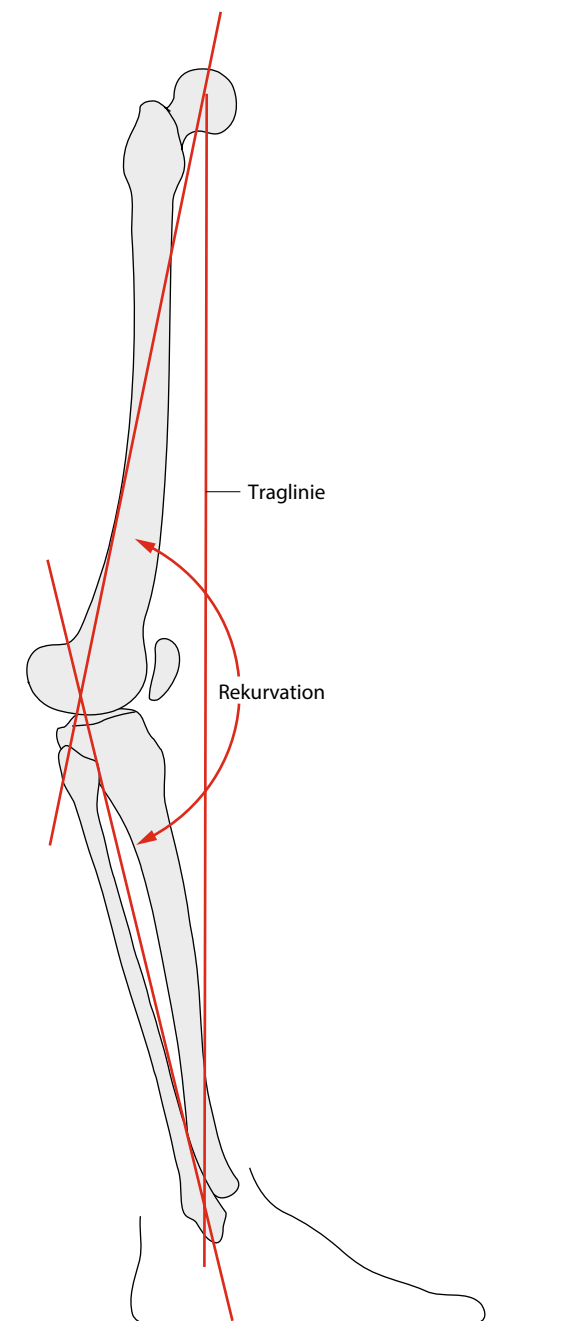
Eine Valgusdeformität besteht dann, wenn die mechanische Achse (Femurkopffzentrum, Fersenzentrum) lateral des Kniegelenkes zu liegen kommt; eine Varusdeformität ist dementsprechend im Falle einer medialen Lage der mechanischen Achse gegeben. Diese Achsenabweichung kann auf 2 Arten gemessen werden:

- Messung des diaphysären Achsenwinkels
 - beträchtlich unter 170° → Valgusdeformität
 - beträchtlich über 170° → Varusdeformität
- Messung der Kniegelenkverlagerung nach medial bzw. lateral in Millimetern

Beim sog. Genu recurvatum liegt die mechanische Achse in der lateralen Ansicht vor dem überstreckten Kniegelenk. Das Ausmaß eines Genu recurvatum ist nach der Neutralnullmethode ebenfalls in Winkelgraden zu messen (Abb. 2.14).



■ Abb. 2.13a,b Genu varum (a) und Genu valgum (b)



■ Abb. 2.14 Genu recurvatum

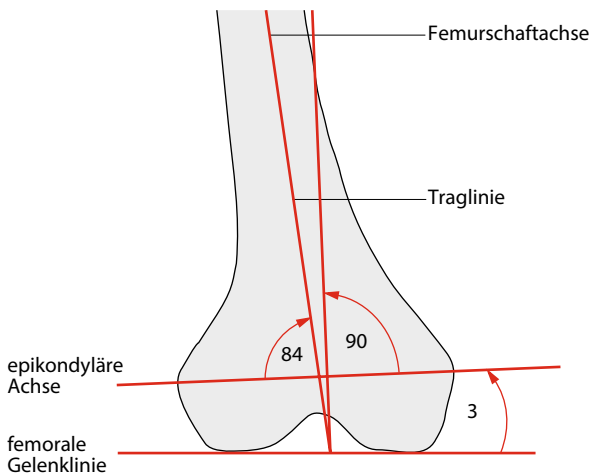
Gelenklinie, epikondyläre Achse und Kniebasiswinkel

Eine wesentliche Forderung für eine normale Kniegelenkausrichtung in der Kniealloarthroplastik ist die richtige Einstellung der Gelenklinie. Ein gegebener tibiofemorales Winkel kann theoretisch in Verbindung mit unbegrenzt vielen Gelenklinienwinkeln stehen (Krackow 1990). Die meisten dieser theoretisch möglichen Winkel liegen weit außerhalb des physiologisch Normalen. Die Gelenklinie

kann röntgenologisch sowohl in Bezug zum Femur als auch zur Tibia festgelegt werden. Die femorale Gelenklinie wird durch eine Tangente an die Femurkondylen gebildet. Der Winkel der Gelenklinie zur anatomischen Femurachse ist definiert als femorale Gelenklinienwinkel (Kim et al. 1993) bzw. Kniebasiswinkel (Hassenpflug 1992b), er beträgt nach einer Untersuchung Yoshiokas (Yoshioka et al. 1987) $3,8 \pm 2,1^\circ$ Valgus. Analog dazu wird die tibiale Gelenklinie dargestellt durch eine Tangente an das Tibiaplateau; sie bildet mit der anatomischen Tibiaachse den tibialen Gelenklinienwinkel, der normalerweise $2,5\text{--}3,5^\circ$ Varus beträgt (Krackow 1983, 1990; Moreland et al. 1987). Die Gelenklinie steht nur annähernd senkrecht zur mechanischen Achse mit einer durchschnittlichen Differenz von $2\text{--}3^\circ$, d. h. der inferomediale und superolaterale Winkel betragen $87\text{--}88^\circ$ (Kapandij 1970; Moreland et al. 1987; Krackow 1990). Sie inkliniert also leicht nach medial.

Die Relation der Gelenklinie zum Boden ist abhängig von der Position des Gelenkes im Raum. Eine Untersuchung Krackows (Krackow 1990) ergab, dass mit angenäherten Füßen im Stand die Gelenklinie parallel zum Boden ausgerichtet ist, während die mechanische Achse etwa $2\text{--}3^\circ$ nach innen inkliniert imponiert. Bei der Positionierung der Füße unter der Hüfte, d. h. bei senkrecht zum Boden stehender mechanischer Achse, besteht demnach ein nach medial abfallender Gelenklinienwinkel von $2\text{--}3^\circ$. Beim Gehen liegt eine Position der Füße vor, wie sie beim Stehen mit einander angenäherten Füßen beschrieben ist (Krackow 1990).

Die epikondyläre Achse des Kniegelenkes zieht horizontal durch die Femurkondylen und stellt seine Rotationsachse für Flexion und Extension dar. Sie liegt entlang einer Linie, die die Ursprünge des medialen und lateralen Kollateralbandes an den femoralen Epikondylen miteinander verbindet (Yoshioka et al. 1987; Hollister et al. 1993). Diese Achse ist nicht die Halbierende des Valguswinkels; die Winkel zwischen Flexionsachse und Femur- bzw. Tibiaachse betragen nach Kapandij (1985) etwa 81° bzw. 93° . Daraus folgt nicht, dass bei maximaler Beugung Tibia und Femur deckungsgleich sind, sondern dass die Tibia leicht nach innen geneigt ist. Die epikondyläre Achse – auch transepikondyläre Achse genannt – verläuft durch die prominenten Zentren der lateralen und medialen Epikondylen des Femur und bildet nach Krackow (1990) mit der Femurschaftachse nach lateral außen einen Winkel von durchschnittlich 84° (■ Abb. 2.15). Die epikondyläre Achse steht, wie in einer neueren Studie von Stiehl und Abbott (1995) bestätigt werden konnte, nahezu senkrecht zur Traglinie des Beines und parallel zur Flexionsachse des Kniegelenkes. Die mittlere Distanz der transepikondylären Achse zur Gelenklinie ermittelten Stiehl und Abbott (1995) mit medial 7,08 cm und lateral



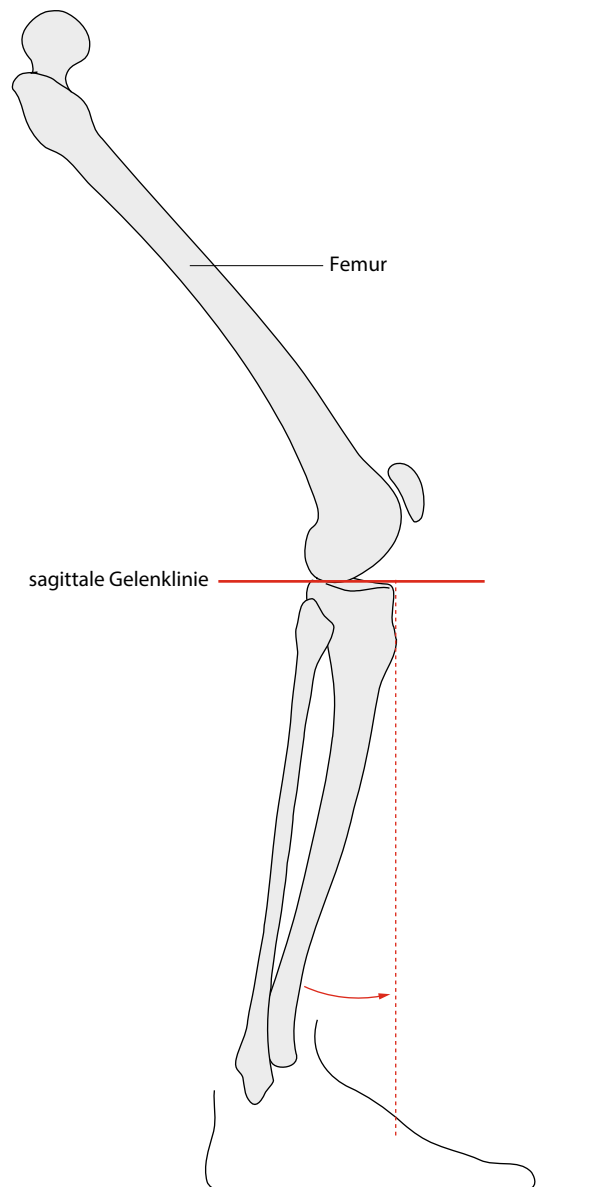
■ **Abb. 2.15** Die Gelenklinie und die epikondyläre Achse

2,53 cm. Der Winkel der epikondylären Achse zur femoralen Gelenklinie bei gestrecktem Kniegelenk beträgt etwa 3° (Yoshioka et al. 1987; Krackow 1990; Hollister et al. 1993).

Unter der vereinfachenden Annahme, dass das Tibiaplateau eine Ebene darstellt, die nach dorsal um etwa 5° abfällt, und der Vergegenwärtigung der Tatsache, dass das Tragen von Lasten in der mittleren Phase des Gangzyklus mit leicht gebeugtem Knie und nicht in Extension geschieht, wird einsichtig, dass in dieser Phase das Gelenk auch in sagittaler Ebene parallel zum Boden ausgerichtet ist (Krackow 1990). Es ist anzunehmen, dass diese parallele Ausrichtung der Tibiaebene zum Boden günstig ist für das Tragen von Lasten. Es gibt jedoch keine exakte Begründung, warum die normale Anatomie diese Parallellposition zum Boden bevorzugt (■ **Abb. 2.16**).

2.1.5 Flexion und Extension

Flexion und Extension stellen die Hauptbewegungsrichtungen des Kniegelenkes dar. Der Umfang der Bewegung amplitude wird ausgehend von der maximalen Streckstellung, in der die Femurachse sich ohne Knickung in die Tibiaachse fortsetzt, gemessen (Kapandij 1985). In dieser Neutralnullstellung hat das Bein seine größte Länge. Über die Neutralstellung hinaus ist eine individuell unterschiedliche, teilweise passive Überstreckung von $5\text{--}10^\circ$ möglich, die als Hyperextension bezeichnet wird; erreicht sie ein unphysiologisches Ausmaß, so spricht man von einem Genu recurvatum. Die aktive Streckung ist von der Stellung des Hüftgelenkes abhängig; denn der M. rectus femoris erhält seine volle Effektivität erst, wenn die Hüfte extendiert ist. Die Kniebeugung bringt die Unterschenkelrückseite an die des Oberschenkels heran, ihr Ausmaß ist abhängig von



■ **Abb. 2.16** Stellung der sagittalen Gelenklinie beim Gang

der Hüftgelenkstellung und der Hüftgelenkbewegung. Die aktive Beugung erreicht 140° bei gleichzeitiger Beugung des kontralateralen Hüftgelenkes; ist letzteres gestreckt, beträgt sie $110\text{--}120^\circ$. Die passive Beugung gelingt oft bis 160° , wobei dann die Ferse durchaus mit dem Gesäß Kontakt bekommt. Ab- und Adduktion sind bis 11° möglich (Kapandij 1985). Bei alltäglichen Aktivitäten überschreitet der Flexionsbereich des Kniegelenkes selten 90° , jedoch sind beim Knien, Hocken und Sitzen auf niedrigen Stühlen mehr als 90° Beugung erforderlich (■ **Tab. 2.2**).

Obwohl die Hauptbewegung um die Flexions- und Extensionsachse die Beugung ist, kommen auch bei diesem Bewegungsablauf Varus- und interne Rotationsbe-

Tab. 2.2 Für Alltagsbewegungen notwendige Bewegungsausschläge des Kniegelenkes

Aktivität	Extension/ Flexion	Ab-/Adduk- tion	Rotation
Laufen (Schwung- phase)	0°–64°	3° + 8° = 11°	7° + 8° = 15°
Laufen (Stand- phase)	0°–21°		
Treppen aufsteigen	0°–38°		
Treppen absteigen	0°–90°		
Hinsetzen	0°–93°		
Schuh schnüren	0°–106°		
Ein Objekt anheben	0°–117°		

wegungen hinzu, da die Achse nicht senkrecht zur Sagittalebene steht. Die Rotationslängsachse liegt vor der Flexions- und Extensionsachse und durchzieht den Bereich nahe der tibialen Ansatzstelle des vorderen und der femoralen Ansatzstelle des hinteren Kreuzbandes (Holister et al. 1993).

2.2 Der Gelenkknorpel

Die Artikulationsflächen von Tibia und Femur werden von hyalinem Knorpel bedeckt. Dieser Gelenkknorpel reduziert, zusammen mit den verschieblichen Menisken, die Inkongruenz der Femurkondylen und des Tibiaplateaus. Unter axialer Belastung werden durch die Verformung des Knorpels die Kontaktflächen von Femur und Tibia größer als am unbelasteten Bein (Wagner und Schabus 1982).

Hyaliner Knorpel besteht aus Chondrozyten, kollagenen Fibrillen, die von den Chondrozyten gebildet werden, sowie aus der hyalinen Grundsubstanz. Das Fibrillennetz und die Chondrozyten, deren Zellturgor das Fasersystem spannt, verteilen auftreffende Belastungen auf die Unterlage und angrenzende Strukturen, ohne innerhalb physiologischer Grenzen beschädigt oder bleibend deformiert zu werden. Im histologischen Querschnitt lassen sich am hyalinen Knorpel 4 Zonen differenzieren (Wagner und Schabus 1982):

- eine glatte, glänzende Tangentialzone, die die Gelenkoberfläche bildet,
- eine schmale Übergangszone,

- eine perpendikuläre Druckzone, die mehr als die Hälfte der Knorpeldicke einnimmt, sowie schließlich
- die sog. Verkalkungszone, durch die der Gelenkknorpel auf dem Knochen befestigt ist.

In der Verkalkungszone sind die Fibrillen, welche die Chondrozyten umschlingen, fixiert. Der Knorpel hat neben der Verringerung der Reibung im Kniegelenk die Aufgabe, einwirkende Kräfte auf benachbarte Gewebe zu verteilen. Dabei werden die innerhalb des Fibrillennetzes liegenden Chondrozyten, die im Ruhezustand eine Kugelform annehmen, unter Krafteinwirkung verformt. Dadurch vergrößert sich ihre Oberfläche, die Fibrillenspannung wird erhöht, was entsprechend dem Verlauf der Faserstrukturen auf die umgebenden Areale übertragen wird.

Der Knorpel wird als gefäßloses Gewebe vorwiegend durch Nährstoffdiffusion aus der Synovialflüssigkeit ernährt. Die durch die Gelenkbewegung ausgelösten Druck- und Schubkräfte bewirken eine „Durchwahrung“ des Knorpels, was den Diffusionsvorgang aktiviert (Wagner und Schabus 1982). Die Volumenverschiebung bei der Kniebewegung stellt die sog. „Synovialpumpe“ dar, die den Synovialkreislauf und somit die Schmierung des Gelenkes sicherstellt. Normalerweise sind nur wenige Milliliter synovialer Gelenkflüssigkeit vorhanden. Die konstante Befeuchtung der Gelenkflächen durch frische Synovialflüssigkeit wird also durch Bewegung gesichert. Die Synovialflüssigkeit wird zusammen mit Hyaluronsäure von der Tunica synovialis sezerniert. Hyaluronsäure schmiert die Gelenkflächen und regelt die Viskosität der Synovia. Gelenkbewegungen mindern die Viskosität und steigern die Diffusionsgeschwindigkeit in den Knochen; bei Gelenkruhe liegen jeweils umgekehrte Verhältnisse vor.

Eine mechanische Schädigung des Knorpels ist durch Trauma oder unphysiologisch hohe Dauerbelastung möglich. Eine Gelenkentzündung kann enzymatische Schädigungen einleiten. Ferner kann der Knorpel durch Stoffwechselkrankheiten oder Störungen im Hormonhaushalt destruiert werden.

2.3 Die Menisci

Die beiden keilförmigen Menisken gleichen die vorgegebene fehlende Kongruenz der gelenkbildenden Knochenflächen der Femurrolle und des Schienbeinkopfes weitgehend aus. Anatomisch stellen sie 2 halbmond- bzw. halbkreisförmige Scheiben aus Faserknorpel dar. Diese typische Form resultiert aus der Tatsache, dass im Bereich der Tubercula intercondylaria die beiden runden Menisci unterbrochen sind.

Der medial gelegene, durchschnittlich etwa 10 mm breite Innenmeniskus ist länger als der Außenmeniskus,

der im Durchschnitt etwa 12 mm breit ist. Beide liegen zwischen Femur und Tibia und helfen zusammen mit den stark deformierbaren Knorpelschichten, mit denen Femur, Tibia und Patella im Gelenkbereich überzogen sind, die knöcherne Druckübertragungsfläche zu vergrößern und somit bei Belastung eine breitflächigere Druckübertragung zu gewährleisten. Ferner werden durch die Menisken die Gelenkstabilität erhöht sowie ein stoßdämpfender Effekt erzielt. Darüber hinaus beschränken sie passiv die Hyperextension und -flexion. Die Menisken verformen und verschieben sich unter axialem Druck und ermöglichen so eine adäquate Anpassung an unterschiedliche Belastungssituationen. Bei der Streckbewegung gleiten beide Menisken nach ventral, im Zuge der Beugebewegung nach dorsal. Dabei beträgt die Strecke der Gleitbewegung des lateralen Meniskus etwa 12 mm, die des medialen Meniskus etwa 6 mm (Wagner und Schabus 1982).

Die Menisken sind peripher mit der Gelenkkapsel verbunden. Ferner sind ihre Vorderhörner an der Area intercondylaris anterior, ihre Hinterhörner an der Area intercondylaris posterior durch Bindegewebezüge befestigt. Darüber hinaus sind innerer und äußerer Meniskus im Bereich der Vorderhörner durch das Lig. transversum, mit der Kniescheibe durch die Ligg. patellomeniscalia, welche die Menisken bei Extension nach vorne ziehen und sie so vor Einklemmung schützen, verwachsen. Das Lig. collaterale tibiale ist mit der Innenseite des medialen Meniskus verbunden. Schließlich strahlen Fasern des hinteren Kreuzbandes an das Hinterhorn des Außenmeniskus (Lig. meniscofemorale posterius); vom vorderen Kreuzband ziehen Fasern an das Vorderhorn des Innenmeniskus (Kapandij 1985).

Zusammen mit Muskulatur und Bandapparat erhöhen die Menisken den Gelenkschluss des Knies und unterstützen die Führung der Femurkondylen. Die stabilisierende und druckverteilende Wirkung ist in den verschiebbaren Anteilen geringer als in den wenig verschiebblichen (Meniskusinsertionen, hinteres Drittel des Innenmeniskus), die zudem die Rotationsstabilität erhöhen. Die Menisci hemmen also Translation und Rotation, ferner fungieren sie als wirksame Stoßdämpfer des Kniegelenkes.

Die Funktionen der Menisci sind:

- Verminderung des punktuellen Kontaktstresses, stoßdämpfender Effekt durch Aufnahme der Energie durch Verformung
- Erhöhung der Kongruenz der Gelenkflächen, passive Einschränkung von Hyperextension und -flexion
- Erhöhung der Gelenkstabilität
- Verbesserung der Gelenkschmierung und Ernährung des Gelenkknorpels

2.4 Die Gelenkkapsel

Die Gelenkkapsel spannt sich zylinderförmig an der Oberschenkelrolle zum Schienbeinkopf mit einer Lücke für die Kniescheibe. Sie gewährleistet den Kontakt zwischen Tibia und Femur und bildet die sog. nichtknöcherne Wand des Kniegelenkes (Kapandij 1985). Die Kapsel besteht aus 2 Schichten:

- Tunica synovialis (Gelenkinnenhaut)
- Stratum fibrosum (Faserschicht).

Das Stratum fibrosum fehlt von lateral ventral bis in Höhe des äußeren Seitenbandes, wodurch dieser Abschnitt besonders dehnbar wird. Im medialen, lateralen und dorsalen Bereich ist die Gelenkkapsel verstärkt durch das innere und äußere Kapselband, das die Funktion der Seitenbänder unterstützt sowie das Lig. popliteum obliquum verstärkt. Während das mediale Kapselband den Innenmeniskus führt und auch die Außenrotation sichern hilft, stabilisiert das laterale Kapselband die Innenrotation und führt den Außenmeniskus.

Die grobe Gestalt der Kniegelenkkapsel lässt sich mit einem Hohlzylinder vergleichen, dessen Wand von hinten eingedrückt wird. Dadurch wird die Kapsel in 2 Kompartimente, ein mediales und ein laterales, gegliedert (Kapandij 1985).

Die Synovia wird von den Synoviozyten der Tunica synovialis der Gelenkkapsel gebildet. Ein Bestandteil der Synovia ist Hyaluronsäure, ein Mukopolysaccharid für Gelenkschmierung und Ernährung des blutgefäßarmen Knorpels. Die Viskosität der Synovia wird, wie bereits erwähnt, durch Bewegung erniedrigt, durch Ruhe erhöht. In einem gesunden Gelenk steuern Knorpel und Synovialenzyme das Gleichgewicht zwischen Knorpelabbau und -aufbau. Diese Enzyme können durch intraartikuläre Entzündungen der Tunica synovialis und auch durch ein Hämarthros verändert werden, was dann eine Knorpelzerstörung einleiten kann. Die dorsale Gelenkkapsel unterstützt die Stabilisierung des extendierten Kniegelenkes gegen Überstreckung, Ab-, Adduktion und Rotationsbewegungen. Die durch das mediale Kapselband verstärkte innere Gelenkkapsel verbessert die Stabilisation des Kniegelenkes gegen Valgusstress bei Flexion und Extension, anteriore Dislokation sowie Außenrotation bei Flexion. Die laterale Gelenkkapsel, die durch das äußere Kapselband verstärkt ist, steigert die Stabilität des Knies gegen Innenrotation bei Flexion und Extension sowie gegen Außenrotation bei Flexion (■ Tab. 2.3).

Tab. 2.3 Übersicht über die Stabilisationsfunktionen der Kniegelenkkapsel (Nach Wagner 1987)

Stabilisierung gegen	Kniestellung	Laterale Kapsel	Mediale Kapsel	Dorsale Kapsel
Valgusstress	Flexion		S	
	Extension		S	
Varusstress	Flexion	S		
	Extension	S		
Anteriore Dislokation der Tibia			S	
Posteriore Dislokation der Tibia				
Hyperextension				S
Innenrotation	Flexion	S		
	Extension	S		
Außenrotation	Extension	S	S	

P = primärer Stabilisator, S = sekundärer Stabilisator

2.5 Der Bandapparat des Kniegelenkes

2.5.1 Die Kreuzbänder

Die Kreuzbänder stellen die zentralen Führungselemente („pivot central“) des Kniegelenkes dar. Sie liegen extrasynovial und damit von der Gelenkhöhle getrennt, da sie von der Membrana synovialis überzogen sind.

Die Stabilisierungsfunktion der Kreuzbänder

Das vordere Kreuzband (Lig. cruciatum anterius) setzt tibial an der Area intercondylaris anterior an und führt zur Innenwand des lateralen Femurkondylus, an dem es im dorsalen Drittel inseriert. Die Strukturen seiner 3 Faserbündel (anteriomediales, intermediäres und posterolaterales) laufen nicht parallel, sondern sind bei Extension des Kniegelenkes um 46°, bei Flexion bis 90° um 105° außentorquiert (Van Dijk 1983). Dabei verdrillt sich das eigentlich flache Band zu einem rundlichen Strang. Es verfügt über eine Reißfestigkeit von knapp unter 40 Kp und ist um etwa 40 % länger als das hintere Kreuzband, das mit

einer Reißfestigkeit von 80 Kp doppelt so stark belastbar wie das vordere und somit das stärkste Band des Kniegelenkes überhaupt ist (Hughston und Eilers 1973). Die maximal mögliche Dehnung der Kreuzbänder wird von Müller (1982) mit 5–6 % angegeben.

Das vordere Kreuzband begrenzt die Extension und verhindert eine Subluxation der Tibia nach vorne, wobei es von den Menisken und den meniskotibialen Bändern unterstützt wird. Ferner limitiert es bei gebeugtem Gelenk Innen- und Außenrotation und ist mitverantwortlich für die Schlussrotation. Über Reflexbögen (Grüber et al. 1986), ausgehend von Mechanorezeptoren vom Golgi-Typ im vorderen Kreuzband (Schultz et al. 1984), zu den Mm. semimembranosus et biceps femoris wird die Trophik dieser Muskeln beeinflusst. Bei Läsionen des vorderen Kreuzbandes können diesbezügliche neuromuskuläre Störungen auftreten.

Das hintere Kreuzband (Lig. cruciatum posterius) zieht in 2 Faserbündeln (anteriomediales und posteromediales) von tibial hinten (dorsale Fläche der Area intercondylaris posterior) zum vorderen kaudalen Abschnitt der Innenwand des medialen Femurkondylus; auch dieses Band wird bei Flexion (30° Innenrotation) und Extension (51° Außenrotation) verwrungen (Van Dijk 1983). Das hintere Kreuzband stellt den Flexionsstabilisator des gebeugten Kniegelenkes dar (Wang et al. 1974). Es verhindert bei der Beugebewegung eine Tibiasubluxation nach dorsal, wobei es durch die Ligg. meniscofemoralia anterius et posterius unterstützt wird. Ferner wirkt es an der Begrenzung der Extensionsbewegung durch das vordere Kreuzband mit und verhindert zusammen mit dem Streckapparat ein Vorwärtsgleiten der Femurkondylen im Stand, Gehen und Laufen.

Die Kreuzbänder unterstützen die Seitenbänder bei Valgus- und Varusstress. Eine Innenrotation spannt beide Bänder des gestreckten Knies, eine Außenrotation entspannt sie. Beide Ligamente sind sowohl in der Frontalebene als auch teilweise in der Sagittalebene über Kreuz angeordnet. Ihre Schnittpunkte stellen die Drehachse des Kniegelenkes bei Flexion und Extension dar (Kapandij 1985; Baumgartl und Thiemel 1993). Der Schnittpunkt der Kreuzbänder deckt sich bei jeder Kniegelenkstellung mit dem der Seitenbänder. Dadurch, dass die Fasern beider Seitenbänder in keiner Position mit denen der Kreuzbänder parallel verlaufen, entsteht ein mehrfach abgespanntes Stabilisierungssystem des Kniegelenkes für Bewegung und Bewegungsbegrenzung (Müller 1982).

Die Kollateralbänder kreuzen die Kreuzbänder in unterschiedlichen Winkeln. Das mediale Seitenband kreuzt das vordere Kreuzband in einem Winkel von etwa 35°, das hintere in einem Winkel von etwa 70° (Wagner und Schabus 1982). Das laterale Seitenband steht annähernd im rechten Winkel zum vorderen Kreuzband. Beide Sei-

Tab. 2.4 Übersicht über die Stabilisationsfunktionen der Kreuzbänder (Nach Wagner 1987)

Stabilisierung gegen	Kniestellung	Vorderes Kreuzband	Hinteres Kreuzband
Valgusstress	Flexion	S	S
	Extension	S	S
Valgusstress	Flexion	P	S
	Extension		
Anteriore Dislokation der Tibia		P	
Posteriore Dislokation der Tibia			P
Hyperextension		P	S
Innenrotation	Flexion	P	P
	Extension	P	S
Außenrotation	Flexion	S	

P = primärer Stabilisator, S = sekundärer Stabilisator

tenbänder stehen in einem Winkel von etwa 30–45° zueinander. Die Kreuzbänder kontrollieren die Bewegung der Femurkondylen auf dem Tibiaplateau, ohne dass der Flächenkontakt aufgehoben wird. Dabei sind ihre Fasern nie alle gleichzeitig angespannt, sondern aufgrund der unterschiedlichen Länge ihrer Faserbündel in jeder Position nur partiell gespannt (Müller 1982; Kapandij 1985).

Die Kreuzbänder sind optimal belastet, wenn eine isometrische Führung des Kniegelenkes gewährleistet wird, wobei die Bandstrukturen zu keinem Zeitpunkt überdehnt werden oder erschlaffen. Bei Überdehnung bzw. Riss der Ligamente erhält das Kniegelenk pathologische Bewegungsfreiheiten, was oft einen erheblichen klinischen Stabilitätsverlust mit sich bringt. Daraus resultierende Fehl- und Überbelastungen unterschiedlicher Gelenkanteile führen schließlich zum Verschleiß des Gelenkknorpels und der Menisken (Tab. 2.4).

Die Kreuzbänder und das Roll-Gleit-Prinzip

In der Literatur wurde erstmals durch die Untersuchungen der Gebrüder Weber im Jahre 1836 (Pope und Fleming 1991) der Funktionsablauf bei Flexion und Extension des Knies als Roll-Gleit-Bewegung mit einer automatischen axialen Schlussrotation beschrieben. Bei ihren Experimenten markierten sie die momentanen Kontaktpunkte

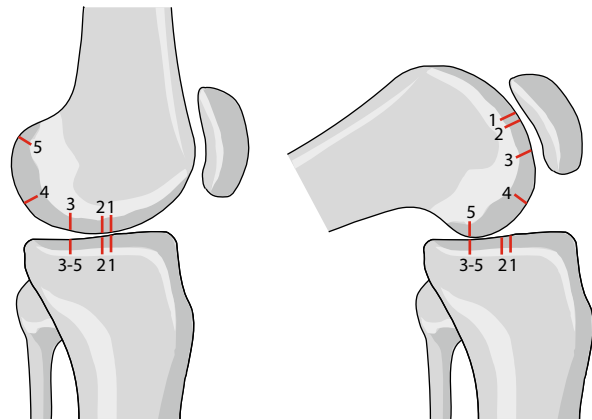


Abb. 2.17 Rollgleiten des Femur auf der Tibia. Eingezeichnet sind die Berührungspunkte von medialer Femurkondyle und Tibiakopf. Bis 10° Flexion überwiegt bei der medialen Femurkondyle das Abrollen, anschließend das Gleiten. Das Gleiten der lateralen Femurkondyle beginnt erst bei 25–30° Flexion

auf dem Knorpel von Femurkondylus und Tibiafläche im Zuge der Flexion und Extension. Dabei stellten sie einerseits fest, dass der Kontaktpunkt auf der Tibia nach dorsal wandert, andererseits bemerkten sie, dass der Abstand zwischen den entsprechenden Kontaktpunkten am Femurkondylus doppelt so groß war wie auf dem Tibiaplateau. Mit dieser experimentellen Studie konnten sie belegen, dass der Kondylus auf dem Schienbeinkopf eine Roll-Gleit-Bewegung ausführt. Dadurch wird zum einen eine posteriore Luxation des Kondylus verhindert, zum anderen gleichzeitig eine weiträumige Flexion ermöglicht (Abb. 2.17).

Bis heute sind nur wenige dreidimensionale Modelle der Kniebewegung entwickelt worden, die auch die axiale Schlussrotation in Verbindung mit dem Rollgleiten berücksichtigen (Wismans et al. 1980). In der Regel wurden die kinematischen Prinzipien des Kniegelenkes reduziert auf ein zweidimensionales sagittales Modell (Menschik 1974, 1975; Müller 1982; Kapandij 1985). Für diesen Roll-Gleit-Mechanismus sind v. a. die geometrische Form der artikulierenden Gelenkteile sowie die Verbindung dieser anatomischen Strukturen durch die Kreuzbänder verantwortlich. In der Literatur wird das System der überschlagenen Viergelenkkette als das elementare Bauprinzip der Kniegelenkinematik dargestellt (Müller 1938; Kapandij 1970, 1985; Huson 1974; Müller 1982; Menschik 1974, 1975; Goodfellow und O'Connor 1978).

Das Modell der überschlagenen Viergelenkkette

Der Mathematiker Burmester behandelte erstmals das Modell der Viergelenkkette (Burmester 1888, zit. nach Müller). Es wurde auf das Knie übertragen, um die Funktion der Kreuzbänder als Getriebe des Gelenkes zu verdeutlichen.

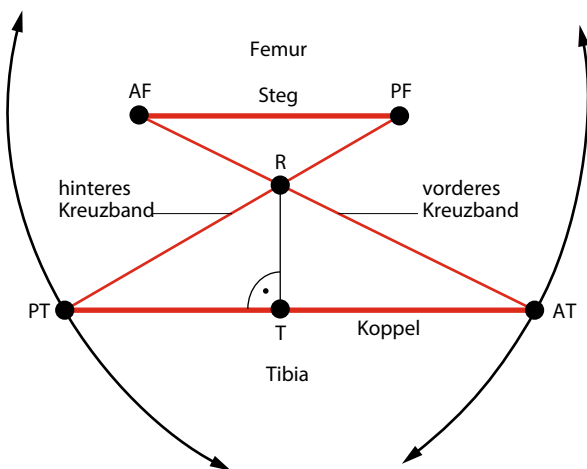


Abb. 2.18 Viergelenkkette (T Tangentenpunkt, R momentanes Rotationszentrum, AF femorale Ansatzstelle des vorderen Kreuzbandes, AT tibiale Ansatzstelle des vorderen Kreuzbandes, PF femorale Ansatzstelle des hinteren Kreuzbandes, PT tibiale Ansatzstelle des hinteren Kreuzbandes)

Hierbei wird von einer reinen Starrkörperbewegung ausgegangen und das Modell vereinfachend in einem Sagittalschnitt betrachtet. Unberücksichtigt bleibt, dass die Kreuzbänder ein elastisches Dehnverhalten besitzen, was eine Alteration der relativen Position von Tibia und Femur um 1–2 mm erlaubt und eine signifikante Verschiebung des Kontaktpunktes mit Veränderung der kinematischen Funktion des Kniegelenkes (Cavanagh und Lafortune 1980). Ebenso wird die automatische Initial- bzw. Schlussrotation, die eine Drehung der betrachteten Ebene im Femur nach lateral bzw. medial zur Folge hat, nicht berücksichtigt.

Das Modell der Viergelenkkette setzt eine isometrische Führung der Kreuzbänder voraus, weshalb diese als starre Stangen beschrieben werden. Die 4 Glieder dieser Kette sind:

- Vorderes Kreuzband
- Hinteres Kreuzband
- Die in die sagittale Betrachtungsebene projizierte Verbindungslinie der tibialen Ansatzpunkte der Kreuzbänder
- Die in die sagittale Betrachtungsebene projizierte Verbindungslinie der femoralen Ansatzpunkte der Kreuzbänder

Das Modell der Viergelenkkette (Abb. 2.18) setzt voraus, dass aus dem flächigen Ansatz der Kreuzbänder immer jeweils ein Punkt ausgewählt werden kann, der ersatzweise die Anbindung richtig beschreibt. Bezeichnet man die femoralen Ansatzpunkte der Kreuzbänder mit AF und PF sowie die tibialen Ansatzpunkte mit AT und PT, so stellen in diesem Modell die Strecken AF-AT und PF-PT die

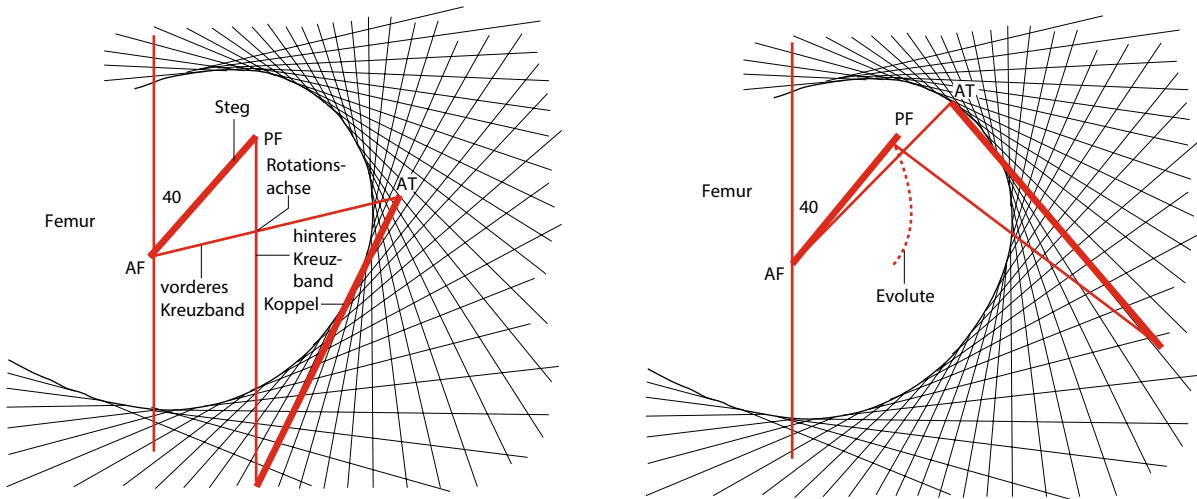
Kreuzbänder dar (Müller 1982). Hier werden also nicht sämtliche Fasern der Kreuzbänder, sondern lediglich ein mittlerer Bandzug auf einer Ideallinie betrachtet. Die Verbindungslinien der Fixationspunkte am Femur müssen laut Müller (1982) im Winkel von 40° zur Längsachse des Femurs liegen.

Verknüpft man im Modell die beiden Punkte AT und PT der Tibia durch eine starre Koppelstange, was einem flachen Tibiaplateau entsprechen würde, und verbindet die Enden der Koppelstange im Sinne beweglich fixierter Stangen mit den femoralen Ansatzpunkten, was den isometrisch gespannten Kreuzbändern entspricht, so bewegen sich die Fixationspunkte AT und PT auf Kreisbahnen um die fixierten Punkte A und B des Femur. Zieht man für entsprechend viele Beugstellungen Geraden entlang der Koppelstange, so erhält man eine Koppelhüllkurve, die nach Müller (1982) näherungsweise dem dorsalen Anteil eines Sagittalschnittes durch eine Femurkondylenrolle entspricht; wird dieses Modell perfektioniert, indem man die Koppel konkav bzw. konvex gestaltet, was den beiden Tibiaplateauhälften entsprechen soll, so erhält man eine Koppelhüllkurve, die der anatomischen Form der Femurkondylen in idealer Weise nahekommt (Abb. 2.19).

Für jedes Knie ergibt sich allerdings ein sehr individuelles Profil, was es schwierig erscheinen lässt, kreuzbanderhaltende Endoprothesen zu konstruieren, die für jedes Kniegelenk geeignet sind. Derartige Implantate werden immer nur annähernd den geometrischen Eigenschaften des individuellen Knies entsprechen können. Die Drehachse dieses Modells ändert sich während der Flexion und Extension ständig und bewegt sich in Abhängigkeit von der Länge der Kreuzbänder im Zuge der Flexion von ventral nach dorsal. Sie befindet sich im jeweiligen Schnittpunkt der beiden Kreuzbandstangen.

Im Falle einer Fixierung des Femur und der bewegten Tibia – oder umgekehrt – erhält man für das Modell eine sog. Polkurve (Menschik 1974, 1975), die die Summe aller Orte der momentanen Drehachse repräsentiert. Es handelt sich somit um eine polyzentrische Bewegung.

Anhand dieses Modells lassen sich also die Gleit-Roll-Bewegung sowie die Kontaktpunkte der einzelnen Flexions- und Extensionsphasen veranschaulichen. Analysiert man die Kontaktpunkte zwischen Femurkondylen und Tibiaplateau, so zeigt sich, dass das Verhältnis zwischen Rollen und Gleiten nicht in jeder Phase der Flexion gleich bleibt. Am Anfang der Flexion ist der Weg am Femur nahezu doppelt so groß wie an der Tibia, das Verhältnis Rollen zu Gleiten beträgt 1:2, während gegen Ende der Flexion dieses Verhältnis mit 1:4 gemessen wird. Der Sinn dieses Phänomens liegt in einer möglichst schnellen Drehverlagerung des Femur im Zuge der Flexion nach dorsal, um die Hebelarme der stabilisierenden Muskulatur



■ **Abb. 2.19** Zwei Phasen während der Beuge- bzw. Streckbewegung des Kniegelenkes am Modell der überschlagenen Viergelenkkette mit Koppelhüllkurve und Evolute

zu verlängern und damit die Kräfteinleitung effektiver zu gestalten. Da in der Anfangsphase der Flexion ein größeres Gewicht auf der Rollkomponente liegt (Kapandij 1970, 1985), findet beim Gehen v. a. eine Rollbewegung im Knie statt (Müller 1982).

Nur der dorsale Anteil der Femurkondylen unterliegt der Gesetzmäßigkeit der überschlagenen Viergelenkkette, während der ventrale femoropatellare Anteil anderen strukturellen und funktionellen Gesetzmäßigkeiten unterworfen ist (Müller 1982). Im Falle einer Überstreckung kommt es zu einer Abknickung im Grenzsulkus der Kondylenrolle des Femurs zwischen femorotibialer und femoropatellarer Gelenkfläche (= Sulcus terminalis), jedoch nicht zu einer Fortführung des Drehgleitens.

Ohne die Kreuzbandstrukturen ist die beschriebene Form der Kinematik nicht denkbar. Somit sind Kreuzbandfunktion und Kondylenform untrennbar miteinander verbunden. Diese funktionelle Kongruenz kann im Verlauf des Lebens nur dann aufrechterhalten werden, wenn suffiziente Kreuzbänder ihre Funktion ausüben. Sie formen eine einfache Drehbewegung in die komplizierte Bewegung der Koppel um. Diese ligamentären Strukturen erfüllen damit die Funktion eines regelrichtigen Getriebes und bilden so das Kernstück der Kinematik des Kniegelenkes (Menschik 1974, 1975; Huson 1974; Müller 1982; Kapandij 1985). Mit der Durchtrennung eines Kreuzbandes geht diese Getriebeführung sofort verloren. Kapsel und Kollateralbänder sind nicht in der Lage, diese Funktion zu übernehmen (Menschik 1974, 1975).

Kreuzbänder, Menisci und das Gelenkgleichgewicht

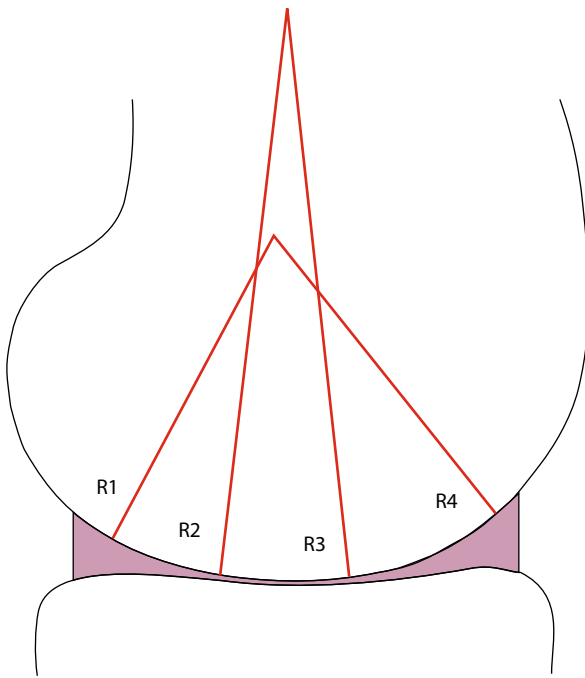
Ein Gelenk ist immer dann im Gleichgewicht, wenn die Resultierende aller an ihm angreifenden Kräfte genau

rechtwinklig auf die Gelenkfläche auftrifft (Kummer 1987). Gleichzeitig muss die Gelenkresultierende durch das momentane Drehzentrum des Gelenkes verlaufen. Nur dann ist das Gesamtdrehmoment gleich null. Das Drehzentrum des Kniegelenkes ist mit dem Überkreuzungspunkt der Kreuzbänder identisch (Huson 1974, Menschik 1974, 1975).

Da die Kontur der Gelenkflächen des Kniegelenkes nicht einem Kreisbogen entspricht, trifft nicht jede Gerade, die durch das Rotationszentrum verläuft, rechtwinklig auf die Gelenkfläche. Deshalb ist die Bedingung der Orthogonalität der Resultierenden auf der Gelenkfläche zusätzlich zu ihrem Verlauf durch das Drehzentrum vorzusetzen (Kummer 1987).

Die Gelenkflächenkrümmung des Tibiaplateaus weicht von der Kontur des jeweiligen artikulierenden Femurkondylenabschnittes erheblich ab. Daraus folgt, dass die Lage der Resultierenden für eine bestimmte Gelenkstellung theoretisch ganz präzise festgelegt ist. Die Lage der Resultierenden kann auch mit Hilfe der Konstruktion der überschlagenen Viergelenkkette einfach bestimmt werden (■ Abb. 2.18). Der Auftreffpunkt der Resultierenden auf die Gelenkfläche ist unter den genannten Bedingungen der zu dem jeweiligen Drehzentrum gehörige Tangentenpunkt der Koppel (Tibiaplateau) an die Koppelhüllkurve. Die entsprechende Einstellung erfordert allerdings eine äußerst genaue Abstimmung der Muskelkräfte. Diese erfolgt über propriozeptive Rezeptoren in den Kreuzbändern (Kummer 1987).

Ist dieser Regelkreis intakt, so ist eine Einstellung des Gelenkgleichgewichtes ohne Mitwirkung der Menisci möglich. Die Menisci haben in diesem Fall die Funktion, den Gelenkdruck besser zu verteilen (Kummer 1987). Ist die Gelenkresultierende nicht exakt auf den



■ **Abb. 2.20** Die Variationsbreite der Gelenkresultierenden ohne (kleinerer Winkel) und mit (größerer Winkel) intakten Menisci. R1–R4 repräsentieren mögliche Positionen der Gelenkresultierenden in Abhängigkeit von der Beugstellung. Orthogonales Auftreffen der Gelenkresultierenden auf die Gelenkfläche stellt die einzige Bedingung dar

Tangentenpunkt einstellbar, so tragen die Menisci zu einer Vergrößerung des Spielraums für die Resultierende bei (■ Abb. 2.20). Die dabei auftretenden Schubkräfte haben die Tendenz, die Menisci radiär auszuweiten, der die Verankerung der Menisci auf der Tibia entgegenwirkt. Umgekehrt können bei Insuffizienz der Menisci Abweichungen der Gelenkresultierenden von der theoretischen Idealposition auch von den Kreuzbändern aufgefangen werden (Kummer 1987). Das bedeutet, dass Menisci und Kreuzbänder sich in Bezug auf die Aufnahme einer schief auf den Tibiakopf treffenden Resultierenden gegenseitig vertreten können.

2.5.2 Die Kollateralbänder

Die an isometrischen Punkten femoral und tibial verankerten Kollateralbänder sind in das Roll-Gleit-Prinzip des Femur integriert (Kapandij 1985). Sie üben auch bei Ab- und Adduktion eine stabilisierende Wirkung aus. Die Kollateralbänder verstärken die Gelenkkapsel und damit die Seitenstabilität des Kniegelenkes auf der medialen und lateralen Seite.

Das Lig. collaterale tibiale entspringt proximal-dorsal hinter und oberhalb der Linie, die die Krümmungsmittelpunkte des Femur (Evolute) miteinander verbindet, am

Epicondylus femoris medialis (Kapandij 1985). Von dort zieht es nach distal-ventral über das Kniegelenk und inseriert breit aufgefächert etwa 6 cm distal des Gelenkspaltes ventral des Margo tibialis tibiae unter dem Pes anserinus superficialis. Bei räumlicher Betrachtung wird das schräg nach vorne und unten laufende Band vom lateralen Kollateralband spitzwinklig überkreuzt.

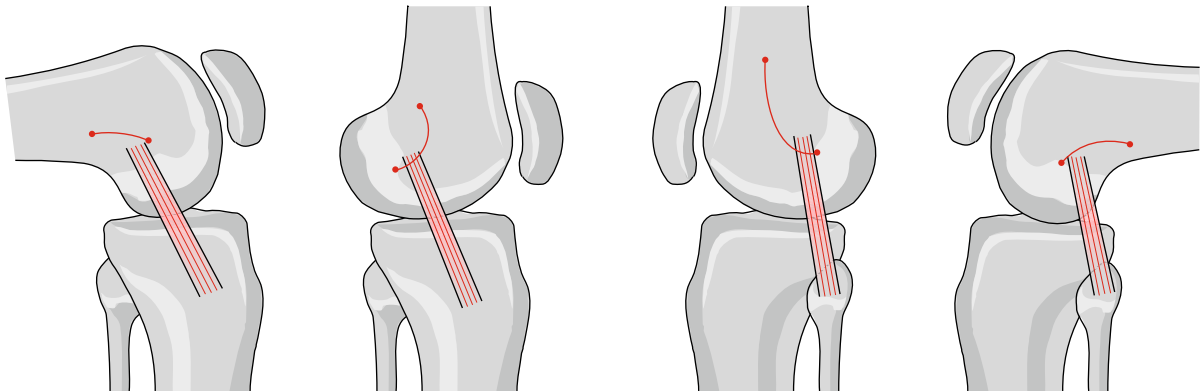
Der vordere Teil des Bandes hebt sich von der Kapsel ab und stellt ein oberflächliches Bündel dar, während seine hinteren Faseranteile mit der Gelenkkapsel verwachsen sind und eine dreieckige Platte bilden, deren Spitze nach dorsal gerichtet ist. Profunde Fasern sind mit der Außenseite des medialen Meniskus verbunden (Kapandij 1985). Ein Drittel des Ligamentes zieht über das Femur, 2/3 über die Tibia. In Streckstellung ist der innere Anteil des dann etwa 10 cm langen flachen Bandes gespannt; bei Beugung bleibt sein vorderer Abschnitt gespannt.

Das etwa 6 cm lange Lig. collaterale laterale entspringt am Epicondylus femoris lateralis hinter und oberhalb der die Krümmungsmittelpunkte des lateralen Femurkondylus miteinander verbindenden Linie, der Evolute, und zieht schräg nach distal-dorsal zum Fibulaköpfchen. Zwischen dem seitlichen Kollateralband und der Gelenkkapsel besteht eine Lücke, durch die in Höhe der Außenkante des lateralen Meniskus die Hauptsehne des M. popliteus zum Epicondylus femoris lateralis verläuft. In Streckstellung wirkt das Band einer Varusinstabilität entgegen, bei Flexion ist es entspannt und erlaubt Rotationen des Kniegelenkes.

Beide Kollateralbänder sind bei einer Kniebeugstellung von 30° entspannt (Kapandij 1985). Durch ihre Anordnung zum Gelenk sind die Seitenbänder bedeutend für die axiale Stabilität des Kniegelenkes. Räumlich betrachtet verlaufen die Kollateralbänder gekreuzt: Das Lig. collaterale fibulare zieht nach unten-hinten, das Lig. collaterale tibiale nach unten-vorne. Sie umwickeln gleichsam das Tibiaplateau (Kapandij 1985).

Eine Innenrotation wirkt parallelisierend auf die Kollateralbänder, eine Außenrotation verstärkt die „Umwicklung“ (Kapandij 1985). Dadurch wird bei einer Innenrotation der Tibia der Gelenkflächenkontakt weniger durch die Kollateralbänder als vielmehr durch die Kreuzbänder aufrechterhalten. Umgekehrt wird bei einer Außenrotation die Spannung der Kollateralbänder verstärkt, während die Kreuzbänder entspannen. Die Kollateralbänder begrenzen also die Außen-, die Kreuzbänder die Innenrotation.

Die axiale Stabilität des Kniegelenkes in Streckstellung wird sowohl durch die Kollateral- als auch durch die Kreuzbänder garantiert (■ Abb. 2.21; ■ Tab. 2.5).



■ **Abb. 2.21** Schematische Darstellung der Bandansätze der Kollateralbänder in Beziehung zu den Evoluten der medialen und lateralen Femurkondylen. Die Ansatzstellen der Kollateralbänder liegen in der Konkavität der Evolute aller Krümmungsradien der Femurkondylen. Im Zuge der Flexion wird durch den abnehmenden Kondylenradius der Abstand der Ansatzstellen der Kollateralbänder kleiner

2.6 Die Funktion der Muskulatur des Kniegelenkes

Die Muskel-Sehnen-Einheiten lassen sich in 2 synergistisch wirkende Gruppen unterteilen: die der Kniebeugemuskulatur und die des M. quadriceps femoris.

2.6.1 Die Streckmuskulatur des Kniegelenkes

Der wichtigste Streckmuskel des Kniegelenkes ist der M. quadriceps femoris mit seinen 4 Anteilen: Mm. vastus medialis, lateralis et intermedius sowie der M. rectus femoris, der alleine zweigelenkig ist. Er ist ein sehr kräftiger Muskel mit großer Arbeitsleistung, er überwiegt die Kniebeugemuskeln um ein 3-faches an Kraftentfaltung. Schon bei der geringsten Beugung wird er aktiv, um ein Einknicken des Kniegelenkes zu verhindern. Den größten Teil der Streckleistung überträgt die Quadrizepssehne. Die Patella verbindet die proximale Quadrizepssehne mit dem distal liegenden Lig. patellae. Sie verringert die Reibung des Streckapparates auf seiner Unterlage und erhöht das Drehmoment des Streckmuskels, indem sie den virtuellen Hebelarm der Quadrizepssehne verlängert. Die Zugrichtung des M. quadriceps femoris – der sog. Q-Winkel – ist Folge der normalen leichten Valgusstellung des Oberschenkels zur mechanischen Achse (Traglinie).

Weiterhin verlagert der M. quadriceps femoris über die Lig. patellomeniscalia die Menisken bei Streckung nach ventral und stellt damit einen Synergisten des hinteren Kreuzbandes dar.

■ **Tab. 2.5** Übersicht über die Stabilisierungsfunktionen der Kollateralbänder (Nach Wagner 1985)

Stabilisierung gegen	Kniestellung	Laterales Kollateralband	Mediales Kollateralband
Valgusstress	Flexion		P
	Extension		P
Valgusstress	Flexion		
	Extension	P	
Anteriore Dislokation der Tibia			
Posteriore Dislokation der Tibia			
Hyperextension			
Innenrotation	Flexion		
	Extension		
Außenrotation	Flexion		P

P = primärer Stabilisator, S = sekundärer Stabilisator

2.6.2 Die Beugemuskulatur des Kniegelenkes

Die wichtigsten Beuger des Kniegelenkes sind die Muskeln der ischiokruralen Gruppe (*M. biceps femoris*, *M. semitendinosus*, *M. semimembranosus*) sowie des Pes anserinus superficialis (*M. gracilis*, *M. sartorius* sowie wiederum der *M. semimembranosus*). Der *M. gastrocnemius*, der mit seinen beiden Köpfen oberhalb der Femurkondylen inseriert, spielt bei der Knieflexion keine wesentliche Rolle. Er stabilisiert das Kniegelenk in der Abstoßphase des Beins, wenn Knie- und Sprunggelenk gleichzeitig gestreckt sind, indem er im Zuge seiner Kontraktion die Femurkondylen nach ventral drückt (Kapandij 1985), er arbeitet damit synergistisch-antagonistisch mit dem *M. quadriceps femoris*. Ebenso wie der *M. gastrocnemius* spielt der *M. popliteus* als Beuger nur eine ganz untergeordnete Rolle.

2.6.3 Die Rotatoren des Kniegelenkes

Alle Kniegelenkbeuger sind auch gleichzeitig Rotatoren des Kniegelenkes. Die Rotatoren lassen sich in 2 Gruppen unterteilen (Kapandij 1985): Die Außenrotatoren – *M. biceps femoris* und *M. tensor fasciae latae* – setzen lateral der vertikalen Drehachse an. Durch ihre Kontraktion drehen sie die Tibia nach außen. Der *M. tensor fasciae latae* ist nur Beuger und Außenrotator, wenn das Kniegelenk gebeugt ist. Die Innenrotatoren – *M. sartorius*, *M. gracilis*, *M. semimembranosus*, *M. semitendinosus* und *M. popliteus* – inserieren medial der vertikalen Achse des Kniegelenkes. Sie drehen das Tibiaplateau nach innen. Gleichzeitig bremsen sie die Außenrotation im gebeugten Kniegelenk und schützen so den Kapselbandapparat im Falle einer heftigen Körperdrehung nach medial vor Überlastung.

2.7 Die physiologische Belastung des Kniegelenkes

2.7.1 Die Reibung im natürlichen Kniegelenk

Das natürliche Kniegelenk weist mit 0,009 einen extrem niedrigen Reibungskoeffizienten auf (Pope und Fleming 1991). Hierfür verantwortlich sind:

- die Anatomie und Physiologie des Gelenkknorpels, dessen Reibungskoeffizient um ein mehrfaches niedriger ist als z. B. der von Teflon auf Teflon (Fung 1981),
- die natürlichen Schmiereigenschaften der Synovialflüssigkeit.

Die Störung einer dieser Strukturen kann zu einem Anstieg der Reibung und damit zu einer Begünstigung sekundärer degenerativer Prozesse führen.

2.7.2 Kompressions- und Scherkräfte

Die Gelenkbelastung kann in 2 Komponenten unterteilt werden (Pope und Fleming 1991):

- die normale oder Kompressionskraft (senkrecht zur Oberfläche),
- die tangential zu den Gelenkoberflächen wirkenden Scherkräfte.

Die Gelenkkräfte wurden von verschiedenen Autoren indirekt experimentell oder mit Hilfe mathematischer Modellbildung bestimmt (Morrison 1968, 1970a, b; Kettlekamp und Chao 1972; Seireg und Arvikar 1975; Harrington 1976; Mena et al. 1981; Minns 1981; Simon et al. 1981; Mikosz 1985; Whittle 1985; Calderale und Scelfo 1987; Mikosz et al. 1988). Die Hauptdifferenz zwischen den einzelnen Modellen und Ergebnissen besteht in einer unterschiedlichen Annahme der Lage des Rotationszentrums des Kniegelenkes (Pope und Fleming 1991). Gerade aber solche Gelenklastanalysen sind besonders wichtig bei der Gestaltung von Knieendoprothesen, weil erst eine belastungsadäquate Implantatverankerung eine mittelfristige Prothesenlockerung vermeiden hilft.

Die maximalen tibiofemorale Gelenkkompressionskräfte sind bei unterschiedlichen Aktivitäten untersucht worden. Die Ergebnisse variieren mit Kniegelenkwinkel, der körperlichen Belastung und der Untersuchungstechnik. Für Patienten mit einem Totalersatz ist es notwendig, die Kompressionskräfte während alltäglicher Aktivitäten wie Treppensteigen, Gehen usw. zu analysieren. Diese Belastungsmuster erzeugen Kompressionskräfte im Bereich des 3- bis 7-fachen des Körpergewichtes (Kim et al. 1993) (Tab. 2.6). Die maximalen tibiofemorale posterioren Scherkräfte für verschiedene Aktivitäten wie Gehen, Treppensteigen, Radfahren etc. liegen jedoch nur im Bereich des 0,05- bis 1,7-fachen des Körpergewichtes. Weiterhin sind die anterioren Scherkräfte mit dem 0,04- bis 0,2-fa-

■ Tab. 2.6 Kompressionskraftbelastung des Kniegelenkes (Nach Kim et al. 1993)

Aktivität	Kraft (× Körpergewicht)
Gehen	3,0–3,5
Treppen hinaufsteigen	4,3–7
Treppen heruntersteigen	3,8
Fahrradfahren	1,2

Tab. 2.7 Scherkraftbelastung des Kniegelenkes (Nach Kim et al. 1993)

Aktivität	Anteriore Scherkräfte Kraft (\times Körpergewicht)	Posteriore Scherkräfte
Gehen	0,2	0,4
Treppen hinaufsteigen	0,04	1,7
Treppen heruntersteigen	0,1	0,6
Fahrradfahren	0,05	0,05

Tab. 2.8 Kniegelenkkompressionskraftverteilung (Nach Kaufman et al. 1991)

Gelenk-Alignment-Parameter	Durchschnitt bei n = 120
Normalkraft am Kniegelenk (% KG*)	94,3 \pm 5,4
Scherkraft am Kniegelenk (% KG*)	-0,9 \pm 2,9
Gelenkhöchstdruck (in % KG*/mm)	3,8 \pm 1,2
Kraft auf dem medialen Plateau (% Kniekraft)	75,0 \pm 12
Kontaktfläche mediales Plateau (% Gelenkfläche)	60,0 \pm 7,8
Kraft des lateralen Kollateralbandes (% KG*)	2,4 \pm 5,2

KG = Körpergewicht

chen des Körpergewichtes niedriger als die posterioren Scherkräfte (Tab. 2.7).

Die femorotibiale Gelenkraftverteilung zwischen medialem und lateralem Plateau hängt ab von der Ausrichtung der Gelenklinie und der Größe der Kontaktflächen. Normalerweise läuft etwa 75 % der Kraft durch das innere Kompartiment (Kim et al. 1993) (Tab. 2.8). Beim Gehzyklus findet eine Verschiebung des Belastungszentrums des Kniegelenkes nach medial statt (Pauwels 1965). Diese mediale Mehrbelastung hat ihr anatomisches Substrat in der dickeren Ausbildung des inneren Femurkondylus sowie seines Knorpelbelages (Hall und Whysak 1980). Diese Lastverschiebung wird auch beim endoprothetisch versorgten Kniegelenk wirksam (Plitz et al. 1985).

Steht das Knie in Varus- oder Valgusfehlstellung oder liegt ein zu großer Gelenklinienwinkel vor, so wird mehr Kraft durch das (innere bzw. äußere) Kompartiment verlaufen, was zu vorzeitigen Degenerationserscheinungen

Anlass geben kann. Die durch die Kniegelenkfläche verlaufende Krafteinleitung steht hauptsächlich im rechten Winkel zur Gelenklinie (Krackow 1990; Kim et al. 1993).

Literatur

- Bandi W (1982) Die retropatellaren Kniegelenkschaden. Pathogenese, pathologische Anatomie, Klinik, Therapie, Begutachtung. Huber, Bern
- Baumgartl F, Thieme G (1993) Untersuchung des Kniegelenks. Thieme, Stuttgart
- Burckhard A (1988) The small patella syndrome. *Z Orthop* 126:22–29
- Burckhard H (1924) Über die Entstehung der freien Gelenkkörper und über die Mechanik des Kniegelenks. *Brun's Beitr klin Chir* 130:205
- Burmester L (1888) Lehrbuch der Kinematik. Felix A, Leipzig
- Calderale P, Scelfo G (1987) A mathematical model of the locomotor apparatus. *Eng Med* 16:147–161
- Cavanagh PR, LaFortune MA (1980) Ground reaction forces in distance running. *Biomech J* 13:397
- Elias SG, Freeman MAR, Gokcay EI (1990) A correlative study of the geometry and anatomy of the distal femur. *Clin Orthop* 260:98–103
- Freehafer AA (1962) Study of the function of the patella. *Clin Orthop* 25:163
- Fung Y (1981) Bone and cartilage. In: *Biomechanics mechanical properties of living tissues*. Springer, New York, S 383–413
- Fürmaier A (1953) Beitrag zur Mechanik der Patella und des Gesamtkniegelenkes. *Arch Orthop Unfallchir* 46:178
- Goldberg VM, Figgie HE, Veregge P, Singerman R, Davy D (1991) Surgical considerations in patellar replacement. In: Goldberg VM (Hrsg) *Controversies of total knee arthroplasty*. Raven Press, New York, S 155–165
- Goodfellow JW, O'Connor J (1978) The mechanics of the knee and prosthesis design. *Bone J Joint Surg* 60B:358–369
- Grüber J, Wolter D, Lierse W (1986) Der vordere Kreuzbandreflex (LCA-Reflex). *Unfallchirurg* 89:551–554
- Hall EM, Whysak G (1980) Thickness of articular cartilage in the normal knee. *Bone J Joint Surg* 64 A:408–413
- Harrington I (1976) A bioengineering analysis of force actions at the knee in normal and pathological gait. *Biomed J Eng* 98:167–172
- Hassenpflug J (1992b) Präoperative Planung, Lagerung und Einbauinstrumente. In: Hassenpflug J (Hrsg) *Die Blauth- Knieendoprothese*. Grundlagen, gegenwärtiger Stand und Ausblick. Hans Huber, Bern/Göttingen/Toronto/Seattle, S 82–87
- Hehne HJ (1990) Biomechanics of the patellofemoral joint and its clinical relevance. *Clin Orthop* 258(73):85
- Hollister AM, Jatana S, Singh AK, Sullivan WW, Lupichuk AG (1993) The axes of rotation of the knee. *Clin Orthop* 290:259–268
- Huberti HH, Hayes WE (1984) Patellofemoral contact pressures. The influence of Q-angle and tendofemoral contact. *Bone J Joint Surg* 66 A(6):715–724
- Huberti HH, Hayes WC, Stone JI, Shybut GT (1984) Force ratios in the quadriceps tendon and ligament patellae. *J Orthop Res* 2:49–54
- Hughston J, Eilers AF (1973) The role of the posterior oblique ligament in repairs of acute medial (collateral) ligament tears of the knee. *Bone J Joint Surg* 55:923–940
- Hungerford DS, Barry M (1979) Biomechanics of the patellofemoral joint. *Clin Orthop* 144:9–15
- Huson A (1974) Biomechanische Probleme des Kniegelenks. *Orthopäde* 3:119–126
- Hvid I (1988) Trabecular bone strength at the knee. *Clin Orthop* 227:210–221

- Hvid I, Hansen SL (1985) Cancellous bone strength patterns of the proximal tibial epiphysis. *Orthop Trans* 9:262 (Abstract)
- Insaal JN, Salvati E (1971) Patella position in the normal knee joint. *Radiology* 101:101–104
- Jakob RP, Stäubli HV (Hrsg) (1990) Kniegelenk und Kreuzbänder. Springer, Berlin Heidelberg
- Jerosch J, Schröder J, Steinbeck J (1995aa) Arthroskopie bei Knie-Endoprothesen. *Arthroskopie* 8:133–136
- Jerosch J, Fuchs S, Liljenqvist U, Haftka S (1995bb) Auswirkungen unterschiedlicher Sterilisationsverfahren auf den Oxidationsgrad auf den Werkstoff ultrahochmolekulares Polyethylen (UHMWPE). *Biomed Tech* 40:296–303
- Jerosch J, Fuchs S, Schmidt TH, Haftka S (1996aa) Ist Hylamer ein geeigneter Werkstoff für die Verwendung in der Endoprothetik? *Biomed Technik* 41:341–346
- Jerosch J, Fuchs S, Schmidt TH, Reichelt R (1996bb) Rasterelektronenmikroskopische Untersuchungen morphologischer Veränderungen am Werkstoff ultrahochmolekularem Polyethylen (UHMWPE). *Biomed Technik* 41:138–142
- Jerosch J, Fuchs S, Heisel J (1997aa) Knieendoprothetik - eine Standortbestimmung. *Deutsches Ärzteblatt* 94:449–455
- Jerosch J, Heisel J, Fuchs S (1997bb) Postoperative Entlastung und Sportfähigkeit nach endoprothetischem Hüftgelenkersatz. *Krankengymnastik* 49:1135–1146
- Jerosch J, Schmidt K, Prymka M (1997cc) Beeinflussung propriozeptiver Fähigkeiten von Kniegelenken mit einer primären Gonarthrose. *Unfallchirurg* 100:219–224
- Jerosch J, Fuchs S, Reichelt R, Haftka S (1997d) Probleme des Implantatwerkstoffes ultrahochmolekulares Polyethylen (UHMWPE). In: Puhl W (Hrsg) Performance of the wear couple Biolox forte in hip alloarthroplasty. Enke, Stuttgart, S 11–22
- Kapandij IA (1970) The physiology of the joints, 2. Aufl. Bd. 2. Churchill Livingstone, New York
- Kapandij IA (1985) Funktionelle Anatomie der Gelenke – untere Extremität Bd. 2. Enke, Stuttgart
- Kaufer H (1979) Patellar biomechanics. *Clin Orthop* 144(51):54
- Kaufmann KR, An KA, Litchy WJ, Morrey BE, Chao EYS (1991) Dynamic joint forces during knee isokinetic exercise. *Am J Sports Med* 19:305–316
- Kettlekamp DB, Chao EYS (1972) A method for quantitative analysis of medial and lateral compression forces at the knee during standing. *Clin Orthop* 83:202–213
- Kim W, Rand JA, Chao EYS (1993) Biomechanics of the knee. In: Rand JA (Hrsg) Total knee arthroplasty. Raven Press, New York, S 9–58
- Krackow KA (1983) Approaches to planning lower extremity alignment for total knee arthroplasty and osteotomy about the knee. *Adv Orthop Surg* 7:69
- Krackow KA (1990) The technique of total knee arthroplasty. St. Louis, Baltimore
- Krug WH, Johnson J, Nahen D, Miller J, Ahmed A (1984) An evaluation of the dimensions and strength of the proximal tibia in relation to the coverage of knee implants. *Orthop Trans* 8:218 (Abstract)
- Kummer B (1987) Die Biomechanische Bedeutung der Kreuzbänder und der Menisci. In: Refior HJ, Hackenbroch MH, Wirth CJ (Hrsg) Der alloplastische Ersatz des Kniegelenkes. Ergebnisse praxisbezogener Grundlagenforschung. 9. Münchener Symposium für experimentelle Orthopädie. Thieme, Stuttgart New York, S 6–10
- Lacresse M (1961) Contribution a la dynamique rotulienne. These, Paris
- Mena D, Mansour J, Simons S (1981) Analysis and synthesis of human swing leg motion during gait and its clinical applications. *Biomech J* 14:823–832
- Menschik A (1974) Mechanik des Kniegelenkes, Teil 1. *Z Orthop* 112:481–495
- Menschik A (1975) Mechanik des Kniegelenkes Teil 2. *Z Orthop* 113:388–400
- Mikosz R (1985) Mathematical model for the study of forces in the human knee joint during locomotion. Thesis University of Illinois, Chicago
- Mikosz R, Andriacchi T, Andersson G (1988) Analysis of factors influencing the prediction of muscle forces at the knee. *J Orthop Res* 6:205–214
- Minns R (1981) Forces at the knee joint: anatomical considerations. *Biomech J* 14:633–643
- Moreland JR, Basselt LW, Henker GJ (1987) Radiographic analysis of the axial alignment of the lower extremity. *Bone J Joint Surg* 69:745–749
- Morrison J (1968) Bioengineering analysis of force actions transmitted by the knee joint. *Biomed J Eng* 2:164–170
- Morrison J (1970aa) The function of the knee joint in various activities. *Biomed J Eng* 4:573–580
- Morrison J (1970b) The mechanics of the knee joint during normal walking. *Biomech J* 3:51–61
- Muller W (1938) Kinematics. In: The knee form, function and ligament reconstruction. Springer, New York, S 8–28
- Müller W (1982) Das Knie. Form, Funktion und ligamentäre Wiederherstellungschirurgie. Springer, Berlin Heidelberg New York
- Nicholas JA (1973) The five-one-reconstruction for anteromedial instability for the knee. *J Bone Joint Surg* 55 A:899–922
- Pauwels F (1965) Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates. Springer, Berlin Heidelberg New York
- Plitz W, Bergmann M, Weinmann KH (1985) Biomechanik und Verschleißgeschehen bei Knieendoprothesen – Beobachtungen an revidierten Komponenten verschiedener Modelle. In: Lechner E, Ascherl R, Blümel G, Hungerford DS (Hrsg) Kniegelenksendoprothetik - eine aktuelle Bestandsaufnahme. Schattauer, Stuttgart New York, S 351–357
- Pope MH, Fleming BC (1991) Knee Biomechanics and Materials. In: Laskin RS (Hrsg) Total knee replacement. Raven Press, London Berlin New York, S 25–40
- Schultz RA, Müller DC, Snyder SJ (1984) Mechanoreceptors in human cruciate ligaments. A histological study. *Bone J Joint Surg* 66:1072–1076
- Seireg A, Arvikar R (1975) The prediction of musculoskeletal load sharing and joint forces in the lower extremities during walking. *Biomech J* 8:89–102
- Shaw JA, Eng M, Murray DG (1974) The longitudinal axis of the knee and the role of the cruciate ligaments in controlling transverse rotation. *Bone J Joint Surg* 56 A:1603–1606
- Simon S, Paul I, Mansour J, Munro M, Abermethy P, Radin E (1981) Peak dynamic force in human gait. *Biomech J* 14:817–822
- Stiehl JB, Abbott BD (1995) Morphology of the transepicondylar axis and its application in primary and revision total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 10(6):785–9
- Strobel M, Stedtfeld HW (1988) Diagnostik des verletzten Kniegelenkes. Marseille, München
- Van Dijk R (1983) The behavior of the cruciate ligaments of the human knee. Universitat Nijmegen/Niederlande, Nijmegen
- Wagner M (1987) Funktionelle Anatomie des Kniegelenkes. *Orthopäde* 16:88–99
- Wagner M, Schabus R (1982) Funktionelle Anatomie des Kniegelenkes. Springer, Berlin Heidelberg New York
- Wang CJ, Walker PS, Wolf B (1974) Rotatory laxity of the human knee joint. *Bone J Joint Surg* 56:161–170

Literatur

- Wendt PP, Johnson RP (1985) A study of quadriceps excursion, torque, and the effect of patellectomy on cadaver knees. *Bone J Joint Surg* 67 A(6):726–732
- Whittle M (1985) Dynamic assessment of knee joint function. *Eng Med* 15:71–75
- Wismans J, Veldpaus F, Janssen J, Huson A, Struben P (1980) A three dimensional mathematical model of the knee joint. *Biomech J* 13:677–685
- Yoshioka Y, Siu D, Cooke TDV (1987) The anatomy and functional axes of the femur. *Bone J Joint Surg* 69 A:873–879

Gelenkerhaltende Maßnahmen

J. Heisel, J. Jerosch

- 3.1 Nicht-medikamentöse Therapie – 32**
 - 3.1.1 Physikalische Maßnahmen – 32
 - 3.1.2 Bewegungstherapeutische Maßnahmen – 34
 - 3.1.3 Ergotherapie – 37
 - 3.1.4 Einlagenversorgung und Schuhzurichtungen – 37
 - 3.1.5 Orthetische Versorgung – 38
- 3.2 Medikamentöse Therapie – 38**
 - 3.2.1 Klassifikation der Arthrose – 38
 - 3.2.2 Symptomatische medikamentöse Therapie – 41
- 3.3 Arthroskopische Verfahren – 45**
- 3.4 Knorpelinduktive arthroskopische Operationen – 46**
 - 3.4.1 Pridie-Bohrungen – 46
 - 3.4.2 Abrasionsarthroplastik – 47
 - 3.4.3 Mikrofrakturierung – 50
- 3.5 Knorpeltransplantationen – 50**
 - 3.5.1 Reparative Verfahren – 51
 - 3.5.2 Autologe Knorpeltransplantation – 52
 - 3.5.3 Regenerative Verfahren – 52
- 3.6 Umstellungsosteotomie – 53**
- Literatur – 57**

Ein operatives Vorgehen bei degenerativen Veränderungen des Kniegelenkes – hier insbesondere der alloplastische Ersatz – steht immer erst am Ende der Behandlungskette, dann wenn die konservativen Behandlungsstrategien ausgeschöpft sind. Hier gilt es neben medikamentösen Maßnahmen vor allem physikalische, bewegungstherapeutische und auch (apparativ-)technische Strategien zu berücksichtigen.

3.1 Nicht-medikamentöse Therapie

J. Heisel

3.1.1 Physikalische Maßnahmen

Der Einsatz lokal wirksamer physikalischer Behandlungsstrategien ist als unverzichtbarer Bestandteil eines konservativen Behandlungsplanes im Fall periarthralgischer oder von Binnenreizzuständen des Kniegelenkes anzusehen. Ganz allgemein betrachtet zielen die einzelnen Maßnahmen auf eine Linderung des subjektiven Beschwerdebildes (Analgesie) sowie den Rückgang des begleitenden reaktiv-entzündlichen Prozesses (Antiphlogese) ab.

Thermotherapie Die Thermotherapie bewirkt über eine Vasodilatation der kapillären Endstrombahn eine lokale Temperaturerhöhung und damit eine Steigerung der Durchblutung und des Stoffwechsels; der Tonus der Muskulatur wird leicht herabgesetzt, die Dehnbarkeit der kollagenen Gewebe verbessert (sog. Bewegungsstarter). Zu unterscheiden sind Ganzkörperanwendungen wie Vollbäder oder Dampfduschen von Maßnahmen mit umschriebenem Einsatz trockener oder feuchter Wärme und letztendlich Teilbäder. Hauptindikation sind vor allem chronisch entzündliche Gelenkprozesse.

Kryotherapie Im Gegensatz hierzu wird die Kälte- oder Kryotherapie zum lokalen Wärmeentzug eingesetzt. Über eine initiale Vasokonstriktion kommt es zur Herabsetzung der Durchblutung mit Ödemhemmung, Verlangsamung der Stoffwechselvorgänge (Abnahme der Aktivität enzymatischer Gelenkbinnenprozesse), aber auch zu einer Muskeldetonisierung (Auflösung spastischer Muster) und einer ausgeprägten Analgesie über die Herabsetzung der nervalen Aktivität. Typische Anwendungsformen sind Eis- oder spezielle anmodellierbare Gelpackungen, Kältesprays, Eiskompressen, Eismassagen, Blitzgüsse, Kaltluft sowie kalte Peloidpackungen und Retterspitzwickel. Wichtige Indikationen sind akute Gelenkbinnenreizzustände (frisch posttraumatisch, entzündlich, Gicht), aktivierte Arthrosen, aber auch als einleitende Maßnahme vor Durchführung krankengymnastischer Übungen.

Bei der *Gesamtkörperkältetherapie* wird der Patient in einer speziellen Kältekammer im Badeanzug unter Schutz der Akren eine halbe bis drei Minuten einer Temperatur um etwa -110°C ausgesetzt. Haupteffekte sind eine Schmerzlinderung, die Verbesserung der Gelenkfunktionen sowie eine allgemeine Leistungssteigerung. Wichtige Indikationen sind chronisch entzündliche Gelenkerkrankungen (z. B. rheumatoide Arthritis), weichteilrheumatische Krankheitsbilder, Kollagenosen, Autoimmunerkrankungen.

Hydrotherapie Die Anwendung von Wärme oder Kälte mit Wasser als Temperaturträger wird als Hydrotherapie bezeichnet, wobei evtl. zusätzliche mechanische Maßnahmen (Reibungen, Bürstungen, Güsse), aber auch natürliche bzw. externe Zusatzstoffe wie Salze, Öle, Pflanzenextrakte u. a. m. eingesetzt werden können.

Balneotherapie Bei der Balneotherapie bedeutsam ist der muskelentspannende Effekt des warmen Wassers ($34\text{--}36^{\circ}\text{C}$) zur Linderung von Gelenkschmerzen, v. a. aber die Erleichterung der Durchführung aktiver Bewegungen durch den Wasserauftrieb sowie die Ausnutzung des Wasserwiderstandes. Die axiale Belastung der unteren Extremität beträgt im flüssigen Medium nur etwa ein Zehntel des Körpergewichtes (wichtig in der frühen postoperativen Entlastungsphase!). Neben den physikalischen Effekten des Mediums Wasser ist für die Rehabilitation vor allem die gleichzeitige Durchführung einer krankengymnastischen Mobilisationsbehandlung von grundlegender Bedeutung.

Elektrotherapie Im Rahmen der Elektrotherapie ist der menschliche Körper insgesamt oder aber nur ein bestimmtes Körperareal Teil des Stromkreises. Des Weiteren werden auch elektromagnetische Felder und Schwingungen zur lokalen Behandlung eingesetzt. Grundsätzlich gilt: je akuter der Prozess, desto kürzer die Behandlung; je chronischer der Verlauf, desto länger kann behandelt werden.

Bei den *niederfrequenten Strömen* (bis zu 1000 Hz) liegen die applizierten Stromstärken deutlich unter der subjektiven Toleranzgrenze von 1 mA/cm^2 Hautoberfläche; verwendet werden meist Metallelektroden (Zinkbleche) mit feuchten Schwämmen. Anwendungsformen sind die stabile Quergalvanisation zur Schmerzlinderung im Bereich von Triggerpunkten (bei akuten Prozessen 3–5 min, bei chronischem Verlauf 5–30 min), das Zellenbad (Extremitäten-Teilbad mit stabiler galvanischer Stromapplikation) zum Einsatz bei degenerativen Arthritiden (Behandlungsdauer 10–15 min) sowie das Stangerbad (Ganzkörperbad mit stabilen galvanischen Strömen) im Falle multiartikulärer Prozesse (Behandlungsdauer 10–30 min).

Bei der *Iontophorese* (Stromstärke 0,5–1 mA/cm² Elektrodenfläche) erfolgt ein transkutan gerichteten Ionentransport im Zuge eines galvanischen Stromdurchflusses zwischen großflächigen Plattenelektroden (unter der Anode resultieren eine Schmerzlinderung und muskuläre Detonisierung, unter der Kathode eine besonders starke Hyperämisierung; Behandlungsdauer 5–30 min). Hauptindikation sind periartropathische Reizzustände, wobei die im Stromfeld wandernden negativ geladene Medikamente (z. B. Salizylsäure 3 %, Nikotinsäure 3 %, Hirudin u. a.) unter der Kathode, positiv geladene Substanzen (z. B. Histamin 3:100.000, Lokalanästhetika 2–5 %, Vitamin B, Acetylcholin u. a.) unter die Anode gebracht werden müssen.

Die ebenfalls niederfrequenten *diadynamischen Bernardschen Impulsströme* (50–100 Hz; Impulsdauer 10 msec) sind in modulierbarer Form einem in seiner Intensität frei einstellbaren Gleichstrom (2 mA) überlagert. Aufgrund ihrer guten analgetischen und hyperämisierenden Wirkung mit Begünstigung der Resorptionsförderung werden sie in erster Linie bei akuten traumatischen exsudativen arthritischen Reizzuständen eingesetzt.

Das *TENS-Verfahren* (transkutane elektrische Nervenstimulation) dient der rein symptomatischen lokalen Schmerzbehebung durch Reizung peripherer Nervenendigungen mit sekundärer Blockade der Schmerzweiterleitung im Bereich der Hinterhornneurone durch rechteckförmige Impulsströme (batteriebetriebenes Taschenggerät; Amplitude 10–85 mA; Frequenz 40–120 Hz; Behandlungsdauer 20–30 min). Eine wichtige Indikation sind schmerzhafte Mobilisationen bei Kontrakturen.

Mittelfrequente Ströme (1.000–300.000 Hz) führen zu einer asynchronen Antwort der erregbaren Zellen; aufgrund des niedrigen kapazitiven Gewebewiderstandes wird nur eine geringe Stromspannung benötigt (hohe Stromdichte ohne sensible Hautbelastung möglich). Bei der meist üblichen Nemectrobyn-Anwendung erfolgt eine Wechselstrombehandlung mit Interferenz zweier frequenz- und phasenverschobener Stromkreise mit konsekutiver Reizerhöhung in deren Überlappungsgebiet (Interferenz-Frequenz 100–200 Hz; tägliche Anwendungsdauer bei akuter Symptomatik 5–10 min, im Falle chronischer Prozesse 12–15 min). Hauptindikationen sind muskuläre Dysfunktionen und Gelenkbinnenirritationen.

Hochfrequente Ströme (über 300.000 Hz) zeitigen aufgrund ihrer nur kurzen Impulsdauer lediglich einen chemischen Reiz mit ausschließlicher Wärmewirkung durch elektromagnetische Wellen (sog. Diathermie). Ein unmittelbarer Hautkontakt der Elektroden ist nicht erforderlich, im Gegensatz zu anderen Formen der Wärmeapplikation kommt es hier zu einer nur geringen Kreislaufbelastung. Wichtige Effekte sind die lokale Hyperämisierung und Stoffwechselsteigerung, eine gute Analgesie, die muskuläre

Detonisierung sowie die Viskositätserhöhung der Synovialflüssigkeit.

Anwendungsformen:

- Kurzwellen (27,12 MHz; Wellenlänge 11,062 m)
- Dezimeterwellen (433,92 MHz; Wellenlänge 0,69 m)
- Mikrowellen (2450 MHz; Wellenlänge 0,122 m)

Die *pulsierende Signaltherapie (PST)* wird in den letzten Jahren im Falle subjektiv beeinträchtigender, degenerativ bedingter Gelenkveränderungen als schmerzfreie Alternative zu einer Gelenkoperation propagiert; die Applikation von Gleichstromimpulsen zielt angeblich auf die Selbstheilungskräfte des Körpers ab und versucht, bei Vorliegen einer Arthrose körpereigene Prozesse zur Regeneration von Knorpelzellen anzuregen. Die Effizienz dieser Methode ist bis heute nicht eindeutig belegt, weswegen die gesetzlichen Krankenkassen eine Kostenübernahme ablehnen.

Ultraschalltherapie Bei der Ultraschalltherapie erfolgt eine lokale Wärmeerzeugung durch mechanische Longitudinalschwingungen; Hauptwirkungsort ist in erster Linie der Grenzflächenbereich unterschiedlicher Dichte (z. B. am Übergang von Weichteilen zum Knochengewebe, wo eine Schallreflexion erfolgt). Die Eindringtiefe der Schallwellen liegt bei etwa 3–6 cm. Ein Luftspalt zwischen Schallkopf und Oberhaut wird nicht überwunden, daher ist ein direkter Hautkontakt erforderlich. Sowohl eine statische (ruhender Schallkopf) als auch eine dynamische Applikation (bewegter Schallkopf, hier reduzierte Verbrennungsgefahr) sind möglich, ebenso wie eine Kombination mit Ankopplungsmedien (Externa wie Salben, Öle oder Gele; sog. Ultraphonophorese), aber auch mit diadynamischen Strömen (sog. Phonoiontophorese). Haupteffekte sind die Permeabilitäts- und damit Diffusionssteigerung des durchfluteten Gewebes mit Stoffwechselerhöhung, eine lokale Analgesie mit muskulärer Relaxation und Lösung von Gewebeverklebungen, somit insgesamt eine Verbesserung der Gewebetrophik. Hauptindikation im Bereich des Kniegelenkes sind periartalgische Reizzustände, Sehnenansatzirritationen, Verwachsungen und Narbenbildungen.

Magnetfeldtherapie Die Magnetfeldbehandlung (Einsatz extrem niederfrequenter, gepulster Magnetfelder niedriger Intensität) besitzt bei degenerativen Kniegelenkserkrankungen keine wesentliche Bedeutung.

Röntgenreizbestrahlung In seltenen Fällen sonstig therapierefraktärer arthritischer oder periartropathischer Reizzustände kann als Methode der 2. Wahl eine Röntgenreizbestrahlung erfolgen, wenn die veränderte lokale Stoffwechsellage eine Erhöhung der Empfindlichkeit auf ionisierende Strahlen mit sich bringt.

Massagetherapie Bei einer Massagebehandlung werden tiefer gelegene Propriozeptoren von Sehnen, Bändern, Gelenkkapseln und Muskeln gereizt und damit verspannte oder verhärtete Gewebestrukturen wieder gelockert. Unterschieden werden Muskelmassagen, mechanische Massagen (Bürstungen, Stäbchenmassage, Vakuumsaugung, manuelle Lymphdrainage im Falle peripherer ödematöser Umlaufstörungen) sowie die Unterwasser(druckstrahl)massage. Die Reflexzonenmassage führt über eine Beeinflussung eines entfernt liegenden Zielorganes (Erregung, Hemmung) entlang kutisviszeraler Wege zu einer Reduktion von überwiegend weichteilbedingten Schmerzbildern. Wichtige Einsatzmöglichkeiten bei Knieaffektionen sind schmerzhafte Verspannungen, Verkürzungen oder Verhärtungen der gelenkumspannenden Muskulatur, Narbenbildungen, lokale postoperative Verwachsungen, Gelenkkontrakturen sowie letztendlich venöse oder lymphatische Umlaufstörungen der unteren Extremitäten zur Unterstützung der Muskelpumpe.

3.1.2 Bewegungstherapeutische Maßnahmen

Durch den schonungsbedingten Wegfall der funktionellen Bewegungs- und Dehnungsreize im Gefolge schmerzhafter entzündlicher Gelenkbinnenreizzustände bzw. deren Folgeerscheinungen, auch durch längere Zeit fortbestehende postoperative Schmerzbilder kommt es nicht selten zu einer Schrumpfung der artikulären und periartikulären Weichteilstrukturen. Betroffen sind hier im Bereich des Kniegelenkes vor allem die Gelenkkapsel, aber auch der mediale und laterale Reservestreckapparat sowie die zweigelenkige ischiokrurale Muskulatur. Zum Erhalt bzw. zur Wiederherstellung eines Höchstmaßes an funktioneller Leistungsfähigkeit des betroffenen Gelenkes ist deshalb in nahezu allen Fällen eine gezielte bewegungstherapeutische Behandlung erforderlich.

Krankengymnastik

Bei der *krankengymnastischen Einzelbehandlung* werden Intensität sowie Dosierung der einzelnen Übungsteile von der aktuellen Krankheitsaktivität, aber auch vom Ausmaß der gegebenen Funktionsbeeinträchtigung des betroffenen Gelenkes bestimmt; weitgehende Schmerzfreiheit sowie ausreichende Erholungspausen sollten gewährleistet sein. Eine möglichst kontinuierliche tägliche Behandlung, evtl. auch in zusätzlicher Eigenregie durch den Patienten selbst, ist erstrebenswert. Mit Ausnahme des Treppensteigens sowie des Arbeitens gegen erheblichen mechanischen Widerstand wird eine Leistungsanforderung von 25 Watt/min im Allgemeinen nicht überschritten.

Primäre Ziele einer krankengymnastischen Behandlung:

- Schmerzlinderung durch Entlastung des Gelenkes (z. B. Traktionen; funktionsgerechte, kontrakturvermeidende Lagerung; Schlingentischanwendung)
- Detonisierung hypertoner periartikulärer Muskelgruppen durch vorsichtige Lockerungs- und Dehnungsübungen
- vorsichtige, schrittweise gesteigerte manuelle Dehnung einer geschrumpften (und damit kontrakten) Gelenkkapsel, evtl. mit zusätzlicher Wärmeapplikation, Quermassage, postisometrischer Relaxation
- Verbesserung der Gelenkbeweglichkeit durch möglichst schmerzfreies passives Durchbewegen, aber auch durch widerlagernde Mobilisation im Rahmen der funktionellen Bewegungslehre (FBL), durch rhythmische Bewegungsübungen u. a.
- Kräftigung der gelenkumspannenden und -stabilisierenden Muskulatur und Korrektur von Fehlstellungen, z. B. durch gezielte aktive Spannungsübungen, PNF-Pattern, Einsatz von Therabändern u. a.
- Prävention eines muskulären Defizites durch gezielte aktive Übungen
- Verbesserung der Knorpelernährung, z. B. durch intermittierende manuelle Traktionen, saches Trampolinspringen, Spaziergehen u. a. m.
- Verbesserung motorischer Funktionen wie Kraft, Ökonomie, Ausdauer, Koordination (Propriozeption) und Geschicklichkeit, z. B. durch Übungen auf labilem Untergrund wie einem Pezziball, Schaukelbrett, Trampolin o. ä.; Einsatz des Posturomeds
- Erlernen von Ersatzfunktionen (kompensatorische Bewegungsmuster)
- Verbesserung des Gangbildes durch Korrektur von Ausgleichsbewegungen, Ganganalyse, evtl. auch durch Einsatz adäquater Gehhilfen.

Durch Übungen auf einer labilen Unterstützungsfläche (u. a. Schaukelbrett, Trampolin, Pezziball) werden auf die noch vorhandenen Mechanorezeptoren neue Reize gesetzt mit einer nachfolgenden Neuaktivierung propriozeptiver Afferenzmuster. Bei Einsatz der o. a. Geräte gibt es eine Vielzahl verschiedener Übungsangebote, die durch die Kreativität des Therapeuten variiert und ausgebaut werden können. In jedem Fall sollte hier eine Belastbarkeit des betroffenen Beines mit zumindest dem halben Körpergewicht erlaubt sein. Wird bei den nachfolgenden Übungen allerdings nur ein Bein belastet, ist von einer Vollbelastungssituation auszugehen.

Ergänzend zur Einzelbehandlung steht dann die *krankengymnastische Gruppentherapie* mehr im Vordergrund, wobei hier auch stimulative psychologische Effekte einer Partnerbehandlung die Motivation des Patienten fördern

sollen. Es sollte möglichst auf eine sinnvolle Zusammenstellung der Behandlungsgruppen geachtet werden; außerdem sollten die Gruppen zwecks besserer Betreuung übersichtlich klein sein (maximal 10–12 Teilnehmer). Vordringliches Ziel dieser Behandlungseinheiten ist in erster Linie die Verbesserung der Koordination mit einem spielerischen Verlängern der Standbeinphase. Die erlernten Übungen sollten dann über die therapeutisch geführten Übungen hinaus später alleine zu Hause in Eigenregie fortgeführt werden (individuell abgestimmtes Hausprogramm mit speziellen Bewegungsabläufen). Typische fehlerhafte Ausführungen durch Ausweichbewegungen müssen jedoch bereits während der Einzeltherapie bewusst gemacht werden, damit der Patient sie später dann auch wirksam vermeiden kann.

Balneotherapie

Neben der krankengymnastischen Behandlung des Kniepatienten „im Trockenen zu Lande“ steht auch die therapeutisch geführte Balneotherapie zur Verfügung. Allgemeine Ziele sind hier die Steigerung der Vitalkapazität sowie der Gesamtkörperdurchblutung; eine Wassertemperatur von etwa 34–36°C wirkt detonisierend und hilft, muskuläre Kontrakturen abzubauen. Spezielle Übungen fördern die Mobilisation, die Koordination, die Ausdauer und schließlich auch die Kraftentfaltung der geschwächten oder durch einen operativen Eingriff vorübergehend geschädigten gelenkumspannenden Muskulatur.

Die *Einzelbehandlung* erfolgt vor allem in liegender Körperposition des Patienten, die *Gruppentherapie* im Stand, wobei verschiedene Hilfsmittel wie Ringe, Bälle, Reifen, Schwämmel, Flossen und schließlich auch Styropor-Stangen (sog. „Aqua-Gym-Sticks“) eingesetzt werden können. Diese Hilfsmittel dienen einerseits der Erleichterung gewisser Bewegungsabläufe, können aber auch, um gezielte Kraftübungen durchzuführen, erschwerend funktionieren. Mögliche Begleitmaßnahmen sind Unterwassermassagen bzw. sonstige Druckstrahlmassagen.

Medizinische Trainingstherapie

Die medizinische Trainingstherapie (MTT) stellt einen Sammelbegriff für ein physiotherapeutisches Behandlungskonzept im Rahmen der manuellen Medizin zur Erhaltung bzw. Wiederherstellung von Körper- und hier vor allem von Gelenkfunktionen dar (sog. gerätegestützte Physiotherapie). Sie wird bei degenerativen Gelenkveränderungen mit begleitenden Defiziten der Funktionalität und Kraftentfaltung der jeweiligen gelenkumspannenden und -bewegenden Muskulatur eingesetzt; die MTT beinhaltet ausschließlich aktive Übungen, die über die Bewegungsbahn, den Widerstand und auch die Repetition selektiv modifiziert werden. Der jeweilige Widerstand richtet sich nach den individuellen Gegebenheiten des Patienten. Ein

effektives Ausdauertraining besteht im Allgemeinen aus 15–20 Wiederholungen des Bewegungsablaufes im Atemrhythmus des Patienten.

Ein wichtiges Prinzip der medizinischen Trainingstherapie ist die Beachtung der wechselweisen Beanspruchung unterschiedlicher Muskelgruppen. Ein reduziertes Gewicht ist hierbei wichtiger als ein spezielles Training der Kraftausdauer, insbesondere auch, weil hiermit eine höhere Anzahl an Einzelwiederholungen erfolgen kann, als dies bei größeren Gewichten möglich wäre. Die jeweiligen Übungen sollten immer möglichst langsam und ohne Schwung („Anlauf“), darüber hinaus auch ohne Ausweichbewegungen durchgeführt werden.

Bei den einzelnen Übungen sollte unbedingt auf einen langsamen Beginn mit möglichst exakter Ausführung der Bewegungsabfolge geachtet werden. Dies betrifft sowohl die konzentrischen als auch die später durchzuführenden exzentrischen Funktionsmuster. Sowohl Patient als auch Therapeut sollten stets kontrollieren, dass tatsächlich auch nur der jeweils betroffene Muskel gezielt trainiert wird; Ausweichbewegungen, die dann meistens eine Belastung der Wirbelsäule mit sich bringen, sollten unterbleiben. Ursache für solche technischen Fehler ist meistens die Verwendung eines zu großen Übungsgewichtes. Eine Pressatmung (Luftanhalten während der einzelnen Kraftleistungen) ist unbedingt zu vermeiden. Unter diesem Gesichtspunkt ist bei körperlicher Anstrengung die Ausatmung zu empfehlen, das Einatmen bei der Entlastung.

Über die *Einzelbehandlung* erlernt der Patient zunächst einfache selektive Funktionsabläufe, um diese dann zu komplexen Bewegungsmustern zusammensetzen. Er bleibt so lange in physiotherapeutischer Einzelbetreuung, bis er sich koordinativ weitgehend selbstständig kontrollieren kann (■ Abb. 3.1). Wichtig für den Erfolg der medizinischen Trainingstherapie ist das anschließende *Gruppentraining*, welches möglichst täglich, zumindest aber 3-mal wöchentlich jeweils über 30–60 Minuten und insgesamt über mehrere Monate stattfinden sollte, um neu erlernte Bewegungsmuster bestmöglichst zu automatisieren. Hier fördert ein dem Patienten ständig neu angepasstes Trainingsprogramm sicherlich deutlich die Motivation.

Als Steigerung der medizinischen Trainingstherapie bleibt nach Abklingen jeglicher Gelenkbinnenreizzustände das *isokinetische Training* zu erwähnen. Vordringliches Behandlungsziel ist hier die Kräftigung der knieumspannenden Muskulatur, v. a. des M. quadriceps femoris sowie der Kniebeugergruppe. Die Besonderheit dieses technisch aufwendigen und kostenintensiven Trainingsprogrammes liegt darin, dass hier die individuellen Kraftvorgaben des Patienten den jeweiligen Übungswiderstand determinieren, der dann computergesteuert apparativ vorgegeben wird.



Abb. 3.1a–e Maßnahmen der medizinischen Trainingstherapie bei Knieaffektionen. **a** Koordinationstraining linkes Bein auf instabiler Unterlage (hier: Schaukelbrett). **b** Kräftigung der knieumspannenden Muskulatur rechts im Sitzen am Rollenzug. **c** Muskuläres Kräftigungsprogramm für beide Beine auf der Ergometer. **d** Muskuläre Kräftigung und Koordinationstraining der Beine auf dem Stepper. **e** Muskuläres Kräftigungsprogramm in Rückenlage, hier auf dem Legpress

Auch der *therapeutische Sport* ist wesentlicher integrativer Bestandteil eines konservativen Therapieprogrammes im Falle von degenerativen Gelenkerkrankungen der unteren Extremitäten; er steht meist erst am Ende des funktionellen Trainings, wobei hier, neben dem Erhalt einer beschwerdefreien (Rest-)Gelenkfunktion sowie der muskulären Kraftentfaltung v. a. auf die Verbesserung der koordinativen Leistungsfähigkeit (Schulung einer möglichst optimalen Körperbeherrschung) abgezielt wird; evtl. bestehende Behinderungen werden so leichter überwunden (Bedeutungsreduktion). Der psychische Einfluss durch das Gruppenerlebnis sowie die Bewusstmachung der individuellen Belastbarkeit darf nicht unterschätzt werden. Der Sportmediziner sollte dem betroffenen Patienten die einzelnen Bewegungsprogramme möglichst individuell und detailliert vorgeben, evtl. mit Anpassung bzw.

Modifikation gewisser Sportarten an bereits bestehende Behinderungen (unterschiedliche Belastungsstufen). In diesem Zusammenhang müssen sportliche Betätigungen mit hohen kinetischen (dynamischen) Kraftspitzen unbedingt vermieden werden; in erster Linie sollten gleichmäßige Bewegungsabläufe in das Programm integriert werden, die die muskulären Schutzmechanismen des betroffenen Gelenkes nicht überfordern und somit bereits knorpelgeschädigte Gelenkbereiche nicht über Gebühr strapaziert werden. Unter diesem Gesichtspunkt sind vor allem Kampf- und Ballsportarten, die einen teilweise unkontrollierbaren direkten Körperkontakt mit sich bringen, weniger gut geeignet.

3.1.3 Ergotherapie

Wichtigste Aufgabe der Ergotherapie im Allgemeinen ist die Beurteilung, ob „innere“, vom Patienten selbst ausgehende Kompensationsmechanismen genügen, um eine defizitäre Situation auszugleichen, oder ob hierfür zusätzliche unterstützende „äußere“ Hilfsmittel erforderlich werden.

Die *Einzel-* und *Gruppenbehandlungen* beinhalten in erster Linie eine funktionelle und ablenkende Selbstbeschäftigung mit integrierter individueller Bewegungstherapie durch immer wiederkehrendes Üben wichtiger Gelenk- und Muskelfunktionen im Rahmen handwerklicher Tätigkeiten, wobei die Tätigkeit selbst als auch die verwendeten Geräte und Materialien der vorliegenden Funktionsstörung angepasst sein müssen. Im Falle degenerativer Affektionen des Kniegelenkes kommen vor allem das Arbeiten am Kufenwebstuhl, außerdem Holzarbeiten wie Hobeln und Sägen, letztendlich auch Töpferarbeiten in Frage. Ziele sind die Wiedergewinnung bzw. der Erhalt der Gelenkfunktion, die muskuläre Kräftigung im Bereich der unteren Extremitäten, außerdem ein prophylaktischer Gelenkschutz (Bewegungsökonomie) durch Erlernen von Ausweich- und Kompensationsbewegungen sowie die berufliche Wiedereingliederung.

Wesentlicher Bestandteil der Ergotherapie ist weiterhin das (Wieder-)Erlangen von Unabhängigkeit von fremder Hilfe mit Erhalt der Selbstständigkeit. Hierzu zählt das *Selbsthilfettraining* (als Einzeltherapie oder in einer kleinen Gruppe) bzgl. der ADL („activities of daily life“) wie An- und Auskleiden, Maßnahmen der Körperhygiene, des Transfers u. a. m.

In die Ergotherapie integriert ist die individuelle *Hilfsmittelversorgung*, z. B. im Falle vorübergehender oder bleibender Defizite zur Erleichterung des Ankleidens mit speziellen Strumpfanziehhilfen und langstieligen Schuhöffeln; des Weiteren sind besondere Greifhilfen und auch der Einsatz einer sitzerhöhenden Stuhlaufgabe wichtig. In diesem Zusammenhang müssen auch die Wohnung und Arbeitsplatz möglichst behinderungsgerecht eingerichtet werden (z. B. Beachtung der optimalen Sitz- und Tischhöhe, Versorgung des Bades mit einer Toilettensitzerhöhung, einem Duschhocker, einem Badewannenlifter u. a. m.)

Ein wesentliches Behandlungsprinzip im Falle bestehender Defizite in der muskulärer Kraftentfaltung bzw. artikulärer Reizzustände ist die temporäre (bei postoperativen Zustandsbildern) oder dauerhafte (bei bleibenden Funktionsdefiziten) Gelenkschonung durch Entlastung. Hierzu gehört die Versorgung des Patienten mit adäquaten Geh- bzw. Fortbewegungshilfen wie Handstöcke, Unterarmgehstützen, evtl. mit speziellen rutschfesten Haftpuffern, Vierfüßlergehstützen, Achselkrücken, Rollatoren,

einem Achselgehwagen und – im Extremfall – mit einem Rollstuhl. Bei einseitigem Einsatz einer Gehhilfe sollte diese kontralateral benutzt werden.

3.1.4 Einlagenversorgung und Schuhzurichtungen

Eine individuelle Einlagenfertigung nach Maß dient der möglichst form- und funktionsgerechten Versorgung des Fußes bei gleichzeitiger optimaler Bequemlichkeit im Falle leichter Fehlstellungen mit typischen Belastungsbeschwerden, die sich bis zum Kniegelenk auswirken können. Im jüngeren Lebensalter mit meist noch wenig rigiden Strukturen werden in erster Linie härtere, formkorrigierende Materialien gewählt, bei älteren Menschen mit dann oft teilkontrakten Fehlstellungen eher weiche Werkstoffe. Zur Optimierung des Passsitzes wird vor Abschluss der Fertigung (Bezug) eine Anprobe des Rohlings am Fuß, in Einzelfällen auch ein „Probelauf“ empfohlen.

Spezielle orthopädische Zurichtungen am Konfektionsschuhwerk helfen, die Belastungssituation der betroffenen Gelenke der Extremität zu optimieren. Hierzu zählen stoßdämpfende Pufferabsätze sowie Abrollhilfen (z. B. Schmetterlingsrollen u. a.).

Im Falle eines deutlichen Achsfehlers im Bereich des Kniegelenkes mit radiologisch typischen Zeichen einer hemilateral betonten Arthrose trägt eine Schuhranderhöhung von 5–6 mm (beim Varus: lateral; beim Valgus: medial) zur Verlagerung der Trageachse des Beines während der Belastungsphase und damit Entlastung des bevorzugt von degenerativen Veränderungen betroffenen Gelenkkompartimentes bei.

Beinlängenausgleich Leichte Beinverkürzungen bis zu 1,0 cm betreffen meist global sowohl den Ober- als auch den Unterschenkel; sie sind meist idiopathischer Natur, unter 0,75 cm erfordern sie in aller Regel keine Kompensation. Posttraumatische Längendifferenzen im Bereich der unteren Extremitäten liegen immer im anatomischen Bereich des geschädigten langen Röhrenknochens (Verkürzung bei Zusammensinterung einer Fraktur oder, im Wachstumsalter, Folge einer Epiphysenfugenschädigung; Beinverlängerung bei wachstumsfugennaher Fraktur oder Osteosynthese). Das jeweilige individuelle Ausmaß des Beinlängenunterschiedes bedarf im Hinblick auf eine adäquate technische Kompensation differenzierter Überlegungen. Die Möglichkeiten der technischen Versorgung reichen von einfachen Ferseneinlagen (Visco-Heel-Fersenkissen) bis hin zu speziellen durchgehenden Sohlenerhöhungen.

3.1.5 Orthetische Versorgung

In Abhängigkeit von der Stabilität des betroffenen Gelenkes kann eine spezielle konfektionierte oder individuell gefertigte Orthese die Belastbarkeit der homolateralen unteren Extremität im täglichen Leben und damit die Mobilität des betroffenen Patienten erheblich verbessern. Eine entsprechende Versorgung ist jedoch meist sehr aufwendig und kostenintensiv, letztendlich für den Patienten aber auch subjektiv auftragend und damit im Tragekomfort beeinträchtigend. Unterschieden werden einerseits lediglich stützende Bandagen, hergestellt aus Textilien mit entsprechenden individuell eingearbeiteten Verstärkungen im Falle leichterer Instabilitäten von achsgeführten bezüglich des Streck- und Beugeausmaßes einstellbaren, meist aus stabilen Kunststoffen gefertigten Orthesen im Falle eines deutlicheren Achsfehlers und/oder einer deutlichen ligamentären Instabilität. Das Gelenk weitgehend immobilisierende orthopädische Apparate im Falle einer erheblich gestörten Gelenkmechanik kommen heutzutage in Zeiten der modernen Alloarthroplastik kaum noch zur Anwendung.

3.2 Medikamentöse Therapie

J. Jerosch

Der fehlende Reparatursmechanismus des einmal zerstörten Knorpels wurde bereits im 18. Jahrhundert von W. Hunter festgestellt.

Die Ursache hierfür ist größtenteils im Aufbau und der Funktion des Knorpels zu suchen; nur 5 % der Knorpelmasse werden durch Chondrozyten gebildet. Die übrigen 95 % des Knorpelvolumens bildet die extrazelluläre Matrix. Diese enthält wieder 70 % Wasseranteil und 30 % feste Stoffe. Unter diesen festen Stoffen befinden sich Kollagen II, Proteine und Proteoglykane (Glucosaminglycan, z. B. Chondroitinsulfat).

Bei der Arthrose, gleich welcher Genese (primär, posttraumatisch, aufgrund von Achsfehlstellungen, aufgrund von Knorpel- oder Bandverletzungen etc.), kommt es immer wieder zu einem monomanen Mechanismus, bei dem Interleukine und Zytokine freigesetzt werden. Über Proteinase erfolgt der Abbau von Kollagen II und Proteoglykan.

3.2.1 Klassifikation der Arthrose

Je nach Kausalität der Arthrose unterscheidet man die primäre (idiopathische) von der sekundären Arthrose, bei der Traumata, systemische Erkrankungen oder Achsdeformitäten zu Grunde liegen. Klinisch wird die Diagnose anhand der Parameter Beweglichkeit, Crepitus, Deformität, Patientenalter und Druckschmerz festgemacht, ein Beispiel einer Klassifikation der Gonarthrose sind die Kriterien des American College of Rheumatology (Tab. 3.1).

Die makroskopische Einteilung von Knochenschäden erfolgt nach Outerbridge (Tab. 3.2).

In Erweiterung der 4-stufigen Outerbridge-Klassifikation von 1961 wurde 2003 durch die International Cartilage Research Society das „ICRS Hyaline Cartilage Lesion Classification System“ veröffentlicht, das als internationale Standardklassifikation angesehen werden kann (Tab. 3.3) (Brittberg und Winalski et al. 2003).

Klassifiziert wird die Arthrose radiologisch international nach wie vor nach Kellgren und Lawrence (1957) (Tab. 3.4; Abb. 3.2).

Im deutschen Sprachraum wird gelegentlich auch noch die Klassifikation von Jäger und Wirth (1986) verwendet (Tab. 3.5).

Die Therapieoptionen wurden von der EULAR (European League Against Rheumatism) im Jahre 2005 so festgelegt, dass an allererster Stelle die Anpassung des Lebenswandels durch den Patienten selber erfolgen sollte. Anschließend oder gleichzeitig sollten konservative und medikamentöse Verfahren greifen. Erst wenn diese nicht erfolgreich sind, folgt die operative Therapie mit Umstellungsoperation oder sogar Endoprothesen. Während des gesamten konservativen Ansatzes können sog. Chondroprotektiva die Therapie begleiten.

Ein ganz entscheidender Faktor ist zweifelsfrei der Lebenswandel. Es hat sich gezeigt, dass eine sehr hohe Korrelation zwischen Übergewicht und Arthrose besteht, so resultiert bei Zunahme des Körpergewichtes von 5 kg ein um 35 % erhöhtes Arthroserisiko (Hart und Spector 1993). Felson et al. (1992) konnten bei einer Reduktion des BMI um 2 Punkte bei Frauen eine Verminderung des Arthroserisikos von bis zu 50 % beobachten.

Die EULAR hat evidenzbasierte Therapieempfehlungen für das Arthrosetmanagement an der Hüfte herausgegeben. Hierbei gilt zu berücksichtigen, dass es immer eine Kombination von nichtmedikamentösen und medikamentösen Therapieansätzen geben muss und dass die Therapieoptionen immer maßgeschneidert für jeden einzelnen Patienten abgestimmt werden müssen.

Tab. 3.1 ACR-Kriterien der Gonarthrose (Nach Altmann et al. 1986)

Klinik und Röntgen	Klinik
Knieschmerz	Knieschmerz
Osteophyten	
+ mindestens 1 aus 3: – Alter > 50 Jahre – Crepitus – Steifigkeit < 30 min	+ mindestens 3 von 6 – Alter > 50 Jahre – Crepitus – Steifigkeit < 30 min – Gelenkdeformation – Lokaler Druckschmerz – Keine lokale Überwärmung
Sensitivität 81 %, Spezifität 86 %	Sensitivität 95 %, Spezifität 69 %

Tab. 3.2 Klassifikation nach Outerbridge

Grad I	Intakte Oberfläche mit leichter Erweichung, evtl. zusätzlichen oberflächlichen Rissen und Fissuren
Grad II	Abnormaler Knorpel mit einer Läsionstiefe < 50 % der Knorpeldicke
Grad III	Läsionstiefe > 50 %: Der Knorpeldefekt reicht je nach Abstufung bis zur Knochenschicht
Grad IV	Vollständige Knorpelläsion: Der Knochen liegt komplett frei – „Knorpelglätze“

Tab. 3.3 ICRS Hyaline Cartilage Lesion Classification System

Outer-bridge	ICRS-Grad	ICRS-Beschreibung
	0	Keine erkennbaren Defekte
1	1a	Intakte Oberfläche, Fibrillationen und/oder leichte Erweichung
	1b	Zusätzlich oberflächliche Risse/Fissuren
2	2	Läsionstiefe < 50 % der Knorpeldicke (abnormaler Knorpel)
3	3a	> 50 % Tiefe oder Knorpeldicke, nicht bis zur kalzifizierenden Schicht (schwer abnormaler Knorpel)
	3b	> 50 % Tiefe der Knorpeldicke, bis zur kalzifizierenden Schicht
	3c	> 50 % Tiefe der Knorpeldicke, bis zur subchondralen Platte
	3d	> 50 % Tiefe der Knorpeldicke, mit Blasenbildung
4	4a/b	Vollständige Knorpelläsion mit Durchbruch der subchondralen Platte

Tab. 3.4 Radiologische Klassifikation der Arthrose nach Kellgren und Lawrence (1957)

Grad	Klassifikation	Beschreibung
I°	Fragliche Arthrose	Geringe subchondrale Sklerosierung, keine Osteophyten, keine Gelenkspaltverschmälerung
II°	Geringe Arthrose	Geringe Gelenkspaltverschmälerung, beginnende Osteophytenbildung
III°	Mäßige Arthrose	Gelenkspaltverschmälerung, ausgeprägte Osteophyten, unebene Gelenkfläche
IV°	Schwere Arthrose	Ausgeprägte Gelenkspaltverschmälerung, Deformierung der Gelenkpartner



Abb. 3.2a–d Arthrose. a Grad I, b Grad II, c Grad III, d Grad IV

Tab. 3.5 Klassifikation von Jäger und Wirth (1986)

Grad 1	Initiale Gonarthrose mit angedeuteten Ausziehungen der Eminentia intercondylaris und der gelenkseitigen Patellapole
Grad 2	Mäßige Gonarthrose mit Ausziehungen auch an den Tibiakonsolen, mäßiger Verschmälerung des Gelenkspaltes und beginnender Abflachung der Femurkondylen. Mäßige subchondrale Sklerosierung
Grad 3	Mittelgradige Gonarthrose mit häftiger Verschmälerung des Gelenkspaltes, deutlicher Entrundung der Femurkondylen, osteophytärer Randwulstbildung an den Tibiakonsolen, der Eminentia intercondylaris, den Innenkanten der Femurkondylen und den gelenkseitigen Patellapolen. Ausgeprägte subchondrale Sklerosierung
Grad 4	Ausgeprägte Gonarthrose. Gelenkdestruktion mit ausgeprägter Verschmälerung bis Aufhebung des Gelenkspaltes und unruhiger Randkontur. Zystische Veränderungen an Tibiakopf, Femurkondyle und Patella. Subluxationsstellung des Femurs gegenüber der Tibia

3.2.2 Symptomatische medikamentöse Therapie

Zur symptomatischen medikamentösen Therapie stehen verschiedene Substanzklassen zur Verfügung. Wir empfehlen zur passageren Akutschmerztherapie den Einsatz von nichtsteroidalen Antiphlogistika (NSAR), die neben der analgetischen Komponente auch ein antiphlogistische Wirksamkeit aufweisen sollten, um eine, die Arthrose begleitende Synovitis günstig beeinflussen zu können. Eine weitere Möglichkeit zur symptomatischen Schmerztherapie ist eine intraartikuläre Injektion von Kortikoiden, die im Idealfall zu einer Beschwerdereduktion über 2–6 Wochen führen kann. Die i.a. Injektion von Lokalanästhetika wird derzeit aufgrund einer möglichen Chondrotoxizität kontrovers diskutiert und sollte, nicht zuletzt aufgrund des nur vorübergehenden analgetischen Effektes zurückhaltend durchgeführt werden (Piper et al. 2008). Natürlich gilt es, gleich welche medikamentöse Therapie eingeleitet wird, entsprechende Kontraindikationen/mögliche Begleitreaktionen zu beachten. Sollte eine dauerhafte medikamentöse Therapie notwendig sein, so kann es durchaus sinnvoll sein Analgetika der WHO Stufe II einzusetzen.

Als primäres Schmerzmittel wurde von der EULAR *Paracetamol* angegeben. Die Arthrosepatienten haben bekannterweise eine sehr hohe inflammatorische Komponente der Arthrose (engl.: „degenerative osteoarthritis“!), so dass am Haltungs- und Bewegungsapparat erfahrene Schmerztherapeuten primär zu den *nichtsteroidalen An-*

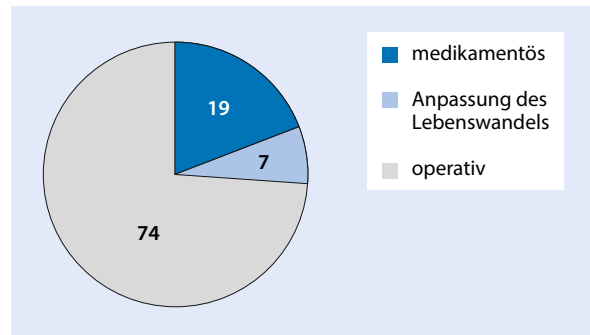


Abb. 3.3 Prozentuale Verteilung der Therapien bei Arthrose

tirheumatika greifen. Die jüngere Diskussion hat schließlich gezeigt, dass auch bei den modernen selektiven COX-II-Hemmern die Nebenwirkungsrate im Bereich des Herzkreislaufsystems vergleichbar zu den traditionellen nichtsteroidalen Antirheumatika ist, so dass hier voraussichtlich eine gewisse Renaissance der COX-II-Hemmer eintreten wird.

Ebenfalls auf der Liste der EULAR-Therapieempfehlungen finden sich die SYSADOA („symptomatic slow acting drugs in osteoarthritis“), z.B. *Hyaluronsäure*, *Chondroitinsulfat* oder *Glucosaminsulfat*. Diese stellen bei Auswahl geeigneter Patienten eine effektive und sichere Alternative dar. Ebenso von der EULAR empfohlen werden intraartikuläre Glukokortikoidinjektionen bei Patienten mit Reizerguss und Beschwerdepersistenz trotz Einnahme nichtsteroidaler Antirheumatika.

Statistische Erhebungen zeigen, dass insgesamt leider nur etwa 7% der Patienten eine Anpassung des Lebenswandels durchführen, wobei 19% eine medikamentöse Arthrosetherapie durchführen. 74% werden einer operativen Maßnahme zugeführt (Abb. 3.3).

Der 19%-Anteil, bei dem eine medikamentöse Therapie durchgeführt wird, teilt sich wie folgt auf:

- Paracetamol, nichtsteroidale Antirheumatika
- Opioide
- SYSADOA
- Hormone, Salben
- Intraartikuläre Injektionen (z. B. Hyaluronsäure, Kortikoide)

In den EULAR-Empfehlungen aus dem Jahr 2003 finden sich die SYSADOA, Glucosamine und Chondroitin aufgrund eines evidenzbasierten Literaturreviews in der Stufe 1a gelistet (EULAR 2003).

SYSADOA („symptomatic slow acting drugs in osteoarthritis“)

Bei den Glucosaminen handelt es sich um grundlegende Bausteine von Glucosaminglycan und Hyaluronan, die in den Chondrozyten synthetisiert werden. Die orale Galenik



■ **Abb. 3.4** Angebot an Glucosamin-, Chondroitin- und Hyaluronsäure-Tabletten in den USA

ist seit den 1960er Jahren bekannt und verfügbar. In den USA sind diese Substanzen in jedem Drugstore in großer Auswahl erhältlich und werden dort in hohem Maße eingesetzt (■ **Abb. 3.4**).

In Europa wird hauptsächlich *Glucosaminsulfat* verwendet, das in allen Studien eine deutlich höhere Wirksamkeit als das in Nordamerika vorwiegend verwendete Glucosaminhydrochlorid zeigt. Daneben ist auch noch *eine Galenik* als N-Acetylglucosamin bekannt.

Hinsichtlich der Glucosamineffekte gibt es vielfältige Informationen in der Fachliteratur. Es zeigt sich, dass unter Zugabe von Glucosaminsulfat eine vermehrte Produktion von Glucosaminglycanen und Kollagen II in der Zellkultur erfolgt. Weiterhin zeigt sich eine Reduktion der Metalloproteinasen I und II. Glucosamine regen die Produktion der Hyaluronsäure an, haben anabole Effekte auf Chondrozyten und wirken antiinflammatorisch. Darüber hinaus wird eine immunsuppressive Aktivität diskutiert.

Die struktur- und symptommodifizierende Wirkung von Glucosaminen wurde von Bruyere et al. (2004) belegt. In einer Langzeitstudie über 3 Jahre wurde die Gelenkspaltverschmälerung des Kniegelenkes, sowie der WOMAC-Score dokumentiert. Im Vergleich zu einem Placebo zeigten beide Parameter eine hochsignifikante Verbesserung (■ **Abb. 3.5**).

Neben dem Glucosaminsulfat spielt auch das *Chondroitinsulfat* eine große Rolle bei der Arthrosetherapie. Es unterstützt ebenfalls den Knorpelstoffwechsel und dient als Baustein für Knorpelzellen und dem Aufbau von Knorpelbestandteilen in der Synovialflüssigkeit. Entzündungshemmende Wirkungen sind in vitro beschrieben, die auch durch *Omega-3-Fettsäuren* erreicht werden. Verschiedene Studien zeigen eine Einsparung nichtsteroidaler Antirheumatika. Dieser Effekt ist bei der aktuellen Diskussion um die unerwünschten Wirkungen der nichtsteroidalen

Antirheumatika als besonders positiv herauszustellen. Des Weiteren wird ein antioxidativer Effekt diskutiert.

Eine gleichzeitige Applikation von Glucosamin und Chondroitinsulfat erreicht in der Literatur einen sehr positiven Effekt. So konnten Clegg et al. (2005) in einer Langzeitstudie aufzeigen, dass eine Kombinationstherapie von Glucosamin und Chondroitinsulfat effizienter ist als eine Monotherapie und auch deutlich besser abschneidet als eine Therapie mit einem COX-II-Hemmer (■ **Abb. 3.6**). Hierbei ist jedoch zu beachten, dass eine entsprechend hohe Dosierung gewählt wurde: Glucosamin wurde in einer Dosierung von 3×500 mg/Tag und Chondroitinsulfat in einer Dosierung von 3×400 mg/Tag eingenommen.

Ein weiterer wichtiger Wirkstoff in dieser Substanzgruppe ist das *Kollagenhydrolysat*. Dieses unterstützt und stimuliert die Biosynthese des Kollagen Typ II und der Proteoglycane. Studien zeigen auch die Einsparmöglichkeiten für nichtsteroidale Antirheumatika. Der Effekt erfordert jedoch eine minimale Einnahmedauer von etwa 3 Monaten. Positiv ist anzumerken, dass, wie auch bei anderen SYSDOA, die Langzeiteinnahme bisher keine unerwünschten Wirkungen aufzeigt.

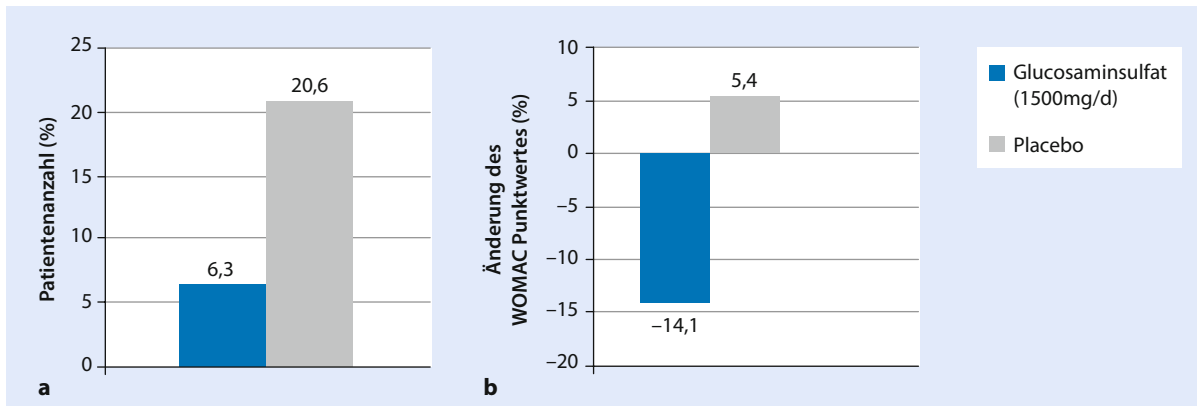
In einer multizentrischen vergleichenden placebokontrollierten Studie konnte Moskowitz (2000) bei 389 Gonarthrosepatienten und einer 24-wöchigen Kollagenhydroglysatherapie aufzeigen, dass in der Verum-Gruppe der WOMAC-Score signifikant besser war als in der Placebogruppe. Zudem konnte eine signifikante Reduktion der Schmerzen beobachtet werden.

Weitere Präparate, die eine antioxidative Wirkung und Schutz vor freien Radikalen bilden, sind: Vitamin A, C und E, gemischte Karotinoide, Zitrusbioflavonoide, Glucosaminsulfat, Selen, Kupfer, Zink und Bestandteile antioxidativer Oxide.

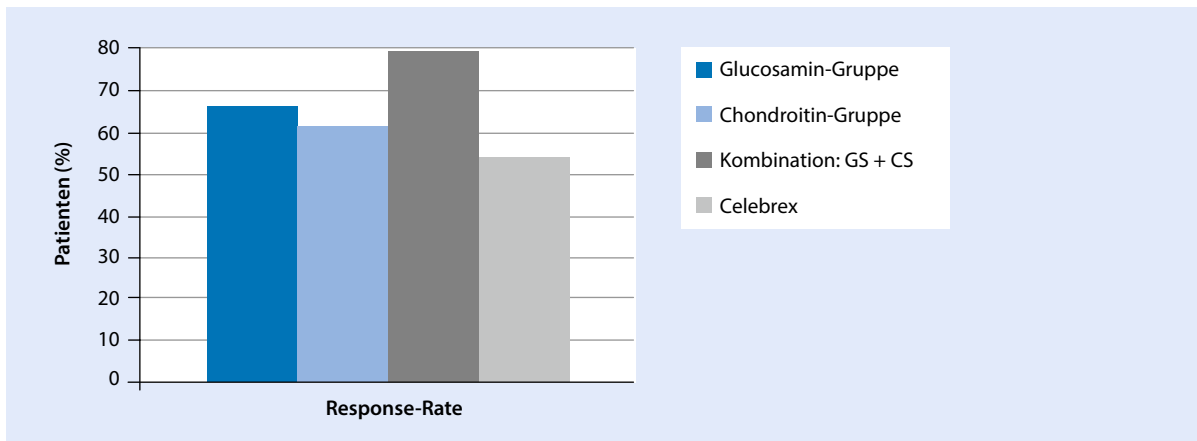
Bei Nahrungsergänzungsmitteln sollte man in diesem Zusammenhang noch folgende Präparate nennen: Essentielle Fettsäuren, die die Zyklooxygenase hemmen, können eine additive Wirkung zum Ibuprofen entwickeln. Flavonoide die die Prostaglandinzyklooxygenase hemmen, sowie das Avocado-Soja-Öl-Extrakt, welches jedoch keine wissenschaftliche Basis hat.

Hyaluronsäure

Die Geschichte der Hyaluronsäuren (HA) geht auf deren Isolation im Jahre 1934 zurück. Obwohl die chemische Struktur der Hyaluronsäure bereits 1954 aufgedeckt werden konnte, blieben zahlreiche Fragen bezüglich ihrer biologischen Funktionen ungeklärt. Wurde die Hyaluronsäure vor Jahren noch ausschließlich als Bestandteil der extrazellulären Matrix angesehen, so konnte inzwischen eine Beteiligung an intrazellulären Prozessen belegt werden.



■ **Abb. 3.5a,b** Wirkung von Glucosaminen. **a** Anzahl der Patienten, die nach der Studie eine Gelenkspaltverschmälerung $\leq 0,5$ mm aufwiesen; $p=0,0007$; **b** mittlere Änderung des WOMAC-Wertes; $p=0,003$



■ **Abb. 3.6** Langzeiteffekte von Glucosamin und Chondroitin (Clegg et al. 2005)

Die endogene Synthese einer Hyaluronkette erfolgt nicht wie die Synthese anderer Glykosaminoglykane im Golgi-Apparat der Zelle, sondern durch HA-Synthetasen, die in der inneren der Plasmamembran lokalisiert sind (Pehm 1984). Die drei, beim Vertebraten existenten HA-Synthetasen polymerisieren dabei die Hyaluronane und translozieren sie anschließend aus der Zelle heraus in die extrazelluläre Matrix (EZM) (DeAngelis 1999; Misra et al. 2005). Hier dienen die Hyaluronane unter anderem als Signalmolekül, indem es an verschiedene Zelloberflächen Rezeptoren (z. B. CD 44) binden kann. Über Endozytose können Hyaluronane aus der EZM in die Zelle gelangen und dort an verschiedenen intrazellulären Prozessen beteiligt sein (Hofmann et al. 1998; Evanko und Wight 1999; Lee und Spicer 2000).

Endogene Hyaluronane (Oligosaccharid-Typ) nehmen im Rahmen der Chondrogenese bei der Expression des knorpelspezifischen Phänotypes aus dem mesenchymalen Precursor eine Schlüsselrolle ein. So konnte im Tierversuch an Mesenchymzellen von Hühnerembryos bei Kultur auf Hyaluronan die Chondrogenese

stimuliert werden (Kujawa und Caplan 1986; Stern et al. 2006).

Hyaluronsäuren im Rahmen der Arthrosetherapie Hyaluronsäuren sind als essenzieller Faktor für die viskoelastischen (gleitenden und stoßabsorbierenden) Eigenschaften in der humanen Synovialflüssigkeit enthalten. Dabei verändert sich die in der Synovialflüssigkeit enthaltene Hyaluronsäure bei fortschreitender Arthrose wesentlich: Findet man im jungen, nicht arthrotisch veränderten Gelenk eine Hyaluronsäureketten mit einem hohen Molekulargewicht, so nimmt dieses Molekulargewicht mit fortschreitender Arthrose stetig ab (Balazs 1982). Dieses Phänomen kann auch in der täglichen Praxis bei der Gelenkpunktion bzw. der Palpation der aspirierten Synovialflüssigkeit bei jüngeren bzw. Arthrosepateinten beobachtet werden: Die Gelenkflüssigkeit wird bei zunehmender Arthrose „dünner“.

Diese pathologische Veränderung der Synovialflüssigkeit ist ein wesentlicher Ansatzpunkt der i.a.-Hyaluronsäure-Injektionen im Rahmen der symptomatischen

Arthrosetherapie, in dem durch die exogene Substitution die viskoleastischen Eigenschaften der Gelenkflüssigkeit wieder optimiert werden. Diese Verbesserung der viskoelastischen Eigenschaften ist jedoch aufgrund der Halbwertszeit der i.a.-applizierten Hyaluronsäuren, die, je nach Produkt zwischen 17 Stunden (Natrium-Hyaluronat) und bis mehreren Tagen (Hylan G-F 20) liegen, zeitlich limitiert (Moreland 2003). Postuliert man einen kompletten Abbau i.a.-applizierter Hyaluronsäuren nach 10 Halbwertszeiten (1:1000 der initial applizierten HA-Konzentration), so stellt sich die Frage, welche zusätzlichen Effekte zu einer Beschwerdelinderung über diesen Zeitraum von 10–30 Tagen (je nach Produkt) hinaus führen können. Im Folgenden werden einige der nachgewiesenen Effekte der Hyaluronsäuren, die über den mechanischen, viskoelastischen Effekt hinausgehen, dargestellt.

Stimulation endogener Hyaluronsäureproduktion An Fibroblasten aus arthrotisch veränderten Gelenken konnte die endogene Hyaluronsäuresynthese durch Zugabe von exogener Hyaluronsäure stimuliert werden. Hyaluronsäuren mit einem niedrigen Molekulargewicht ($< 5 \times 10^5$ Dalton) zeigten dabei eine geringere (bzw. keine Stimulation) als Hyaluronsäuren mit einem höheren Molekulargewicht. Der Stimulus war dabei direkt proportional zur Konzentration der Hyaluronsäuren (Smith und Gosh 1987).

Chondroprotektive Eigenschaften i.a. applizierter Hyaluronsäuren Neben diesen „schmierenden“ Eigenschaften bedeckt die Hyaluronsäure die Knorpeloberfläche und füllt den zwischen den Kollagenfibrillen und den Proteoglykanen verbleibenden Raum. Somit schützt die Hyaluronsäure den Gelenkknorpel und blockiert den Verlust von Proteoglykanen aus der Knorpelmatrix in den Gelenkbinnenraum (Balazs 1982).

Einfluss von Hyaluronsäure auf die extrazelluläre Matrix Unter dem Einfluss von Hyaluronsäure konnte in zahlreichen In vitro Studien eine vermehrte Synthese extrazellulärer Matrixproteine (Chondroitine, Proteoglykane und Keratinsulfate) aufgezeigt werden (Smith und Gosh 1987; Kawasaki et al. 1999; Freaux et al. 1999). Im Hinblick auf die knorpeldestruktiven Fibronectin-Fragmente, die indirekt zu einer Freisetzung von Matrix-Metalloproteinasen (MMP) führen, konnte eine Verminderung des Proteoglykan-Substanzverlustes beobachtet werden (Homandberg et al. 1997).

Einfluss von Hyaluronsäure auf Nozizeptor-Afferenzen An isolierten Nervenfasern von Rattenknien konnte direkt proportional zum Molekulargewicht der eingesetzten Hyaluronsäure eine Minderung der bewegungsinduzierten Nozizeptor-Afferenzen sowohl an einem „normalen“,

als auch an einem „entzündeten“ Rattenknie gezeigt werden (Aihara et al. 1992; Gomis et al. 2004). In diesem Zusammenhang konnte weiterhin eine ebenfalls direkt zum Molekulargewicht der eingesetzten Hyaluronsäuren proportionale Verminderung der Prostaglandin- und Bradykininsynthese in einem Ratten-Tiermodell gezeigt werden, die zu einer Minderung des Schmerzempfindens führte (Kawasaki et al. 1999).

Einfluss von Hyaluronsäure auf Entzündungsmediatoren Entzündungsmediatoren wie zum Beispiel Proteasen, Prostaglandine oder Zytokine führen bei einer fortschreitenden Arthrose zu einer Beschleunigung der Matrixzerstörung. Intraartikulär applizierte Hyaluronsäure kann, zum Teil dosisabhängig, die Konzentrationen dieser Entzündungsmediatoren reduzieren, so dass das Verhältnis von Matrixsynthese und Matrixzerstörung gebessert werden kann (Goto et al. 2001; Punzi et al. 1989).

Einfluss von Hyaluronsäure auf Leukozyten/Immunzellen Unter dem Einfluss von Hyaluronsäure kommt es u. a. zu einer Modulation verschiedener Immunzellen:

- Minderung der Knorpeldegeneration durch neutrophile Granulozyten (MG abhängig) (Tobetto et al. 1993)
- Inhibierung der Lymphozyten Proliferation (MG-abhängig) (Peluso et al. 1990)
- Inhibierung der Makrophagen Aktivität (hoch-molekulare HA) (Forrester und Balsz 1980)

Fasst man die oben geschilderten möglichen Einflussfaktoren, die exogen applizierte Hyaluronsäuren im arthrotisch veränderten Gelenk hat, zusammen, so lässt sich erkennen, wie mannigfaltig die Wirkansätze dieser Substanz in der Arthrosetherapie sind.

Hyaluronsäure in der Praxis Die orale Applikation der Hyaluronsäuren ist aufgrund der mangelnden intestinalen Resorption und der somit ausbleibenden Wirksamkeit nicht zu empfehlen. In den letzten Jahren hat sich die intraartikuläre Injektion der Hyaluronsäure in symptomatische Arthrosegelenke zunehmend manifestiert. Als häufigste Indikation ist hier sicherlich die intraartikuläre Injektion bei der symptomatischen Gonarthrose zu nennen.

Hyaluronsäuren im Rahmen der symptomatischen Gonarthrosetherapie Gestützt durch die Ergebnisse zahlreicher klinischen Studien erfährt die Hyaluronsäure in der symptomatischen Arthrosetherapie zunehmende Akzeptanz. Dieses spiegelt sich u. a. in der Akzeptanz dieser Substanz in den Empfehlungen verschiedener Fachgesellschaften und der zunehmenden Anwendung in der täglichen Pra-

xis wieder (ACR 2000; AAOS 2004). Mit Ausnahme von Hyalart[®], das als Arzneimittel zugelassen ist, werden die übrigen Hyaluronsäuren in Deutschland als Medizinprodukte geführt, was eine Kostenübernahme durch die gesetzlichen Krankenkassen trotz nachgewiesener Wirksamkeit einzelner Produkte nahezu ausschließt, so dass die Therapie mit Hyaluronsäuren in der Regel als Igel-Leistung erfolgt.

Betrachtet man die einzelnen Produkte, so ist es sicherlich müßig auf einzelne Studien im Detail einzugehen. Eine umfassende Übersicht über die in soliden RCT nachgewiesene Wirksamkeit und Verträglichkeit einzelner Produkte geben zahlreiche Meta-Analysen, die in den letzten Jahren publiziert wurden. Dabei nimmt der in 2006 aktualisierte Cochrane-Review von Bellamy et al. (2006) gerade im Hinblick auf die Selektion der verfügbaren Studien als auch auf deren neuerliche Ergebnisanalyse eine besondere Stellung ein. Reduziert man die Ergebnisse dieser Meta-Analyse auf die in Deutschland verbreitetsten Hyaluronsäuren, so ergeben sich für die auch von der FDA zugelassenen Produkte Hyalart[®], Orthovisc[®] und Synvisc[®] positive, Placebo-überlegene Wirksamkeits- und gute Sicherheitsprofile, währenddessen für die übrigen Produkte, größtenteils aufgrund mangelnder valider klinischer Daten keine Aussagen getroffen werden können bzw. die sich Ergebnisse im Hinblick auf die Wirksamkeit nicht signifikant von den Ergebnissen, die durch i.a. Applikation von Placebo erzielt werden, unterscheiden.

Im Jahr 2011 konnte erstmals auch in vivo nachgewiesen werden, dass speziell quervernetzte Hylane die Knorpeldegeneration verlangsamen können. Möglich ist ein solcher Nachweis über die Bestimmung von Kollagen II Abbauprodukten (zum Beispiel CTX II) im Urin und durch wiederholte MRT Untersuchungen mit Bestimmung des Knorpelvolumens (Conrozier et al. 2012; Wang et al. 2012). Diese Eigenschaften spielen insbesondere bei der Betreuung von Sportlern eine große Rolle, da zum einen die Arthroseschmerzen positiv beeinflusst werden können, zum anderen auch ein Schutz des noch vorhandenen Gelenkknorpels erfolgt.

Hyaluronsäuren im Rahmen der postarthroskopischen Gonarthrosetherapie In tierexperimentellen Studien konnte anhand operativer Arthrosemodelle der positive Einfluss postoperativ applizierter Hyaluronsäuren auf den weiteren Verlauf dokumentiert werden (Kobayashi et al. 2000; Marshall et al. 2000). Dabei gibt es im Tierexperiment Hinweise, dass der Zeitpunkt der HA-Substitution von Relevanz zu sein scheint, da sich bei i.a. Applikation 2 Monate postoperativ ein besseres Ergebnis zeigt als bei einer Applikation unmittelbar nach dem Eingriff beobachtet werden kann (Marshall et al. 2000). Gomis et al. (2007) konnten im Tierexperiment eine Reduktion der Nozizeptor-Afferenzen nach postoperativer Applikation einer hochmolekularen

Hyaluronsäure sowohl an den A-delta-, als auch an den C-Fasern über den Untersuchungszeitraum von 3 Wochen nachweisen (Gomis et al. 2006). Diese postoperativen Effekte konnten auch in klinischen Studien beobachtet werden. So publizierte Hempling (2007) eine klinische Arbeit, in der ein langfristiger, positiver, der Kontrollgruppe überlegener Effekt einer unmittelbar nach arthroskopischer Lavage bzw. Meniskus-Debridement applizierten Hyaluronsäure nachgewiesen werden konnte.

3.3 Arthroskopische Verfahren

J. Jerosch

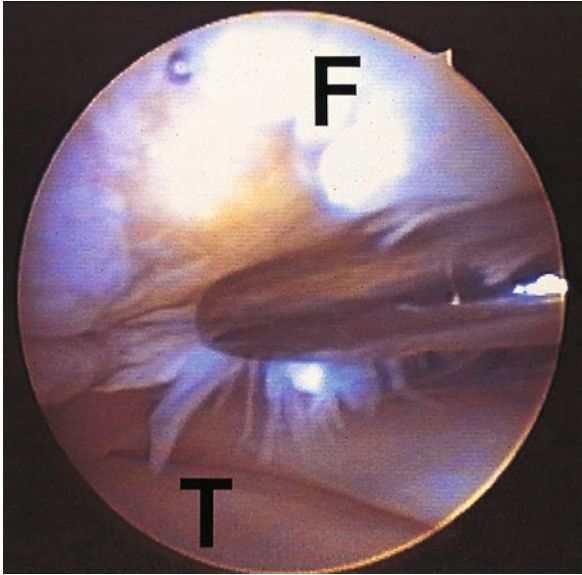
Die arthroskopische Chirurgie am Kniegelenk ist zwischenzeitlich ein anerkanntes Standardverfahren. Es kommen unterschiedliche Verfahren zum Einsatz.

Bei Arthrose des Kniegelenkes sind verschiedene Strukturen betroffen. Hierzu zählt neben dem Gelenkknorpel, der subchondrale Knochen, die Synovia sowie auch die Menisken. Daneben kommt es auch zu biochemischen Veränderungen des Gelenkmilieus. All diese Faktoren sind potenziell arthroskopisch behandelbar; insbesondere mechanische Faktoren wie Einrisse der Menisken oder defekte Knorpelanteile, die das klinische Bild prägen können, sind arthroskopisch gut adressiert und behandelbar.

Im Jahre 2002 wurde die Effektivität der Arthrose im Rahmen der sog. Moseley-Studie sehr in Frage gestellt. In dieser Untersuchung zeigt sich kein signifikanter Unterschied zwischen Patienten mit einer arthroskopischen Gelenklavage und arthroskopischen Débridement sowie einer sog. Schein-Operation. Es lag eine prospektiv randomisierte Studie vor und die Behandlungsgruppen waren durchaus vergleichbar. Der Nachuntersuchungszeitraum betrug zwei Jahre.

Andere Autoren konnten jedoch durchaus eine schmerzreduzierende Wirkung der Gelenklavage bei Arthrose in einem vergleichbaren prospektiven randomisierten Studiendesign nachweisen. In der Literatur wurde hinsichtlich der Moseley-Studie auch auf gravierende Mängel hingewiesen, welche die Validität der Aussagen der Autoren in Frage stellen. Die Arbeit von Ravaut et al. (1999) zeigte hier eine deutlich bessere Standardisierung von Patienten und therapeutischem Management auf.

Eine weitere prospektiv randomisierte Studie verglich die Effekte der Gelenklavage mit 300 ml mit der diagnostischen Arthroskopie ohne Verwendung einer Spülflüssigkeit. Diese Arbeitsgruppe konnte zeigen, dass Patienten, bei denen intraartikuläre Kristalle nachgewiesen wurden, einen schmerzreduzierten Effekt nach Applikation von 300 ml Spülflüssigkeit angaben.



■ **Abb. 3.7** Gelenkdébridement bei einem arthrotischen Kniegelenk (F Femur, T Tibia). Mit der Faszszange werden lockere Knorpelanteile entfernt

Auch die Studie von Kirkley et al. (2008) scheint weniger methodologische Probleme als die Moseley-Studie aufzuweisen. Hier wurden Patienten mit einer Arthrose im Kellgren–Laurence-Stadium II und III entweder intensiv physiotherapeutisch behandelt oder erhielten die gleiche Physiotherapie mit vorausgehender Arthroskopie. Die Arbeit war prospektiv randomisiert angelegt. Es zeigte sich ein kurzfristiger Effekt der Arthroskopie mit einen verbesserten WOMAC-Score nach drei Monaten, wobei hier insbesondere der Effekt der Physiotherapie positiv unterstrichen wurde. In beiden Therapiegruppen ergab sich eine signifikante WOMAC-Verbesserung im Untersuchungszeitraum.

In der Summe belegte eine Vielzahl von Untersuchungen eine Symptomreduktion, Funktionsverbesserung bei Arthrosepatienten, die jedoch Stadien- und altersabhängig waren. Jüngere Patienten und frühere Stadien profitierten mehr als ältere Patienten und fortgeschrittene Stadien. Auch eine Achsdeviation und Gelenkkontraktion hatten wichtige negative Prognosefaktoren. Bei Patienten mit geraden Beinachsen zeigten sich bessere Ergebnisse nach arthroskopischen Gonarthrosetherapien. Vergleichbares gilt für Patienten mit bereits vorhandenen Gelenkkontrakturen. Ein Alter von über 60 Jahren stellt ebenfalls einen negativen Vorhersagefaktor dar. Eine kurze Anamnese, die Abwesenheit von Osteophyten, ein fehlendes Übergewicht und ein gut erhaltener Gelenkspalt gelten als günstige Prognosefaktoren für die Arthroskopie bei Gonarthrose.

Insgesamt muss man somit festhalten, dass der Stellenwert der Arthroskopie bei der Gonarthrose in allen Früh-

■ **Tab. 3.6** Knochenmarkstimulierende Verfahren

Pridie-Drill 1959	Abrasion1986	Mikrofrakturierung (MFX) 1995
Anbohren der subchondralen Platte	Oberflächliches Entfernen der subchondralen Platte	Eröffnung der subchondralen Knochenplatte
Multiple Löcher werden mit Bohrer angelegt	Flächig	Mehrfach lochförmig
	Motorfräse	Stößel und Hammer
Nachteil: Hitzenekrosen Auch retrograd möglich	Großflächige Eröffnung und Destabilisierung der subchondralen Platte	Derzeit gängigstes Verfahren

stadien der Erkrankung sinnvoll ist. Ein symptomlindernder Einfluss wird bei vielen Fallserien bestätigt.

Neben dem allgemeinen Effekt der Lavage und des Débridements liegt insbesondere eine Funktionsverbesserung dann vor, wenn mechanische Faktoren wie Meniskus- und Knorpelopathologien vorliegen (■ Abb. 3.7).

3.4 Knorpelinduktive arthroskopische Operationen

J. Jerosch

Prinzipiell fasst man diese Verfahren auch als knochenmarkstimulierende Verfahren zusammen. Hierzu zählen die Pridie-Bohrung, die Abrasionsarthroplastik sowie die Mikrofrakturierung (■ Tab. 3.6).

3.4.1 Pridie-Bohrungen

Pridie war im Jahre 1959 der erste, der über die Fähigkeit des Knochens zu einer fibrovaskulären Reaktion berichtete. Die von ihm entwickelte Operationstechnik besteht darin, den Knochen in Zonen einer fortgeschrittenen Zerstörung des Gelenkknorpels durch bis in die blutende Spongiosa hineinreichende geometrische, nahe beieinander liegende Bohrungen mit einem Durchmesser von 2–4,5 mm anzufrischen (■ Abb. 3.8), damit aus der Tiefe Granulationsgewebe in den Defekt hineinwachsen und sich in fibrösen Ersatzknorpel umwandeln kann (Müller 1982; Löhnert und Raunest 1990).

Das den Pridie-Bohrungen in sklerosierten und eburnisierten Gelenkflächen zugrunde liegende pathophysiologische Konzept beruht auf einer induzierten



■ **Abb. 3.8** Pridie-Bohrung in einem Femurkondylus

Proliferation von Granulationsgewebe (Löhnert und Raunest 1990). Die degenerativ veränderten knorpeligen Gelenkflächen haben ihre Fähigkeit zu Regeneration und Proliferation verloren; durch die künstlich gesetzten Perforationen soll im subchondralen Bereich eine Gewebbildung initiiert werden, wobei die zunächst mit Blutkoageln gefüllten Bohrkanäle als Leitschienen für eine Fibroblastenproliferation dienen. Eine Grundlage bildet dabei die Roux-Theorie, nach der die undifferenzierte mesenchymale Zelle unter dem Einfluss chronischer Scher- und Kompressionskräfte einer Metaplasie in Knorpelgewebe unterliegt. Dadurch werden Knorpelinseln gebildet, die von den Mündungen der Bohrkanäle ausgehen. Diese Knorpelinseln konsolidieren sich bei entsprechender Anordnung der Bohrungen im Laufe der Zeit zu Gelenkflächenregeneraten.

Die Indikationsstellung zu einem derartigen operativen Vorgehen sollte in Anbetracht der nicht immer zufriedenstellenden Ergebnisse sowie der erheblichen Traumatisierung der Gelenkflächen kritisch erfolgen. Keinesfalls stellt die Pridie-Bohrung ein generelles Verfahren zur Therapie jeglicher Knorpelveränderungen dar, gleichgültig ob es sich um partielle oder komplette traumatische oder degenerative Defekte handelt.

Hauptindikation für eine Pridie-Bohrung sind eburnisierte und sklerotisch umgewandelte Gelenkflächen mit Verlust des Regenerationspotenzials. Ferner kann diese Technik zur Therapie einer Osteochondrose (M. Ahlbäck) sowie in einigen Stadien der Osteochondrosis dissecans angewendet werden (Löhnert und Raunest 1990). Kontraindiziert ist dieses Verfahren bei Erkrankungen des rheumatischen Formenkreises sowie bei Vorliegen einer exsudativen Synovitis. Auch Beinfehlstellungen und Instabilitäten sind als Kontraindikationen anzusehen (Insall 1974) (■ Tab. 3.7).

Insall (1967) beurteilte bei einer durchschnittlichen Nachuntersuchungszeit von 6,5 Jahren die Ergebnisse von 60 Patienten nach erfolgter Pridie-Anbohrung in 77 % der

■ **Tab. 3.7** Pridie-Bohrungen: Indikationen und Kontraindikationen

Indikationen	Eburnisierte und sklerotisch umgewandelte Gelenkflächen mit Verlust des Regenerationspotenzials
	Osteochondrose (M. Ahlbäck)
	Einige Stadien der Osteochondrosis dissecans
Kontra-indikationen	Erkrankungen des rheumatischen Formenkreises
	Exsudative Synovitis
	Achsfehlstellungen
	Instabilitäten

Fälle als positiv. Hauptkriterium für den Erfolg war die erzielte Schmerzerleichterung. Auffällig war, dass in den Fällen, in denen bereits wenige Monate postoperativ eine wesentliche Besserung eintrat, auch langfristig durchaus gute Ergebnisse ermittelt werden konnten.

3.4.2 Abrasionsarthroplastik

Die Abrasionsarthroplastik (auch Abrasionschondroplastik) stellt ein arthroskopisches Verfahren dar, das im letzten Jahrzehnt entwickelt wurde, um freiliegende subchondrale Knochenflächen nach Trauma oder im Falle einer Osteoarthrose zu behandeln. Die Abrasionsarthroplastik kann somit als Weiterentwicklung des Débridements von Magnuson (1941) verstanden werden. Mit dieser Behandlung soll durch Abtragung der subchondralen knöchernen Skleroseschicht ein Anschluss an die intramedulläre Blutversorgung erreicht und damit der Knochen zu einer fibrovaskulären Reaktion veranlasst werden. Angestrebt wird, dass der Knochen mit einem dem Gelenkknorpel ähnlichen Ersatzfasergewebe überzogen wird. Gleichzeitig soll eine Milderung der Schmerzsymptomatik beim Patienten erreicht werden.

Lanny Johnson, der als wesentlicher Inaugurator der arthroskopischen Abrasionsarthroplastik gilt, veröffentlichte im Jahre 1986 eine umfassende Darstellung der Operationsmethode. In späteren zahlreichen Publikationen wurde diese Technik dann weitergehend verfeinert (Friedman et al. 1984; Richards und Lonergan 1984; Bert und Maschka 1989; Johnson 1992). Das ursprüngliche Verfahren wird beschrieben als ein Abtragen eburnisierter Gelenkoberflächen anhaftender Knorpelreste sowie von degenerativ veränderten Umgebungssäumen mit Hilfe von Shavern. Der freiliegende Knochen wird anschließend mit speziellen Kugelfräsen („spherical burrs“) um ca. 1–2 mm bis zum Auftreten punktueller Blutungen



■ **Abb. 3.9** Abrasionsarthroplastik bei tiefgreifendem Knorpeldefekt

oberflächlich angefrischt. Von besonderer Bedeutung ist es hierbei, dass nur die oberste Schicht des subchondralen Knochens angefräst wird und nicht die gesamte Knorpel-Knochen-Grenzzone bis zur subchondralen Spongiosa oder noch tiefere Schichten freigelegt werden (■ **Abb. 3.9**), was leider in der täglichen Praxis vielfach nicht so eingehalten wird.

Auch Johnson ging in diesem Zusammenhang von seiner ursprünglich rillenförmigen Bearbeitung zu einer flächenhaft gleichmäßigen Bearbeitung über (Johnson 1992). Nach der Abtragung zeigt sich das typische Salz-Pfeffer-Phänomen im Sinne einer punktförmigen Sklerose neben punktförmigen Blutaustritten aus dem Knochen. Diese Behandlung wird in Kombination mit einem Débridement durchgeführt und umfasst je nach Schweregrad und Ausdehnung der Läsionen (Johnson 1986a):

- die Präparation von freiliegendem Knochen durch Abrasion,
- die Entfernung instabiler Gelenkknorpel,
- die Exzision abnorm veränderter Synovialmembrananteile,
- die Resektion von Osteophyten und die Entfernung freier Gelenkkörper,
- eine partielle oder subtotale Meniskusresektion,
- eine ausgiebige Gelenklavage.

Durch Stimulation einer Fibroblastenproliferation kommt es anschließend zur Ausbildung einer narbengebigen Deckschicht. Biochemische Analysen des Knorpels konnten bei primärem Fehlen von Kollagen Typ II im entstandenen Gewebe eindeutig dessen Aufbau aus Faserknorpel nachweisen, der unter Belastung innerhalb weniger Monate zerstört wird (Johnson 1986a; Mankin 1982). Johnson betrachtet operationstechnische Fehler und ungünstige perioperative Bedingungen als wichtigste Gründe für das Fehlschlagen einer Abrasionarthroplastik (1992).

Der Effekt der Abrasionsarthroplastik entspricht dem der Pridie-Bohrungen. Da das Tibiaplateau arthroskopisch nicht mit einem Bohrer zu erreichen ist (Johnson 1986a), muss bei dieser Lokalisation einer schweren Knorpelschädigung die Abrasionsarthroplastik als einzige sinnvolle Alternative zu einer Pridie-Bohrung angesehen werden.

Die Abrasionsarthroplastik wird allgemein angewendet zur Behandlung von Kniegelenkschmerzen, die durch eine hochgradige Osteoarthrose mit freiliegenden Knochenflächen ausgelöst werden, welche im wesentlichen Knorpelläsionen Grad IV nach Outerbridge entsprechen (Campbell 1991). Sehr wichtig erscheint in diesem Zusammenhang eine exakte anamnestiche Differenzierung zwischen Aktivitätsschmerz sowie Nacht- bzw. Ruheschmerz. Letzteres Beschwerdebild kann durch arthroskopisches Débridement signifikant verringert werden, wobei allerdings Aktivitätsschmerzen meist fortbestehen. Dieses klinische Phänomen ist schwierig zu quantifizieren, weil auch bei einer merklichen Verbesserung der Aktivitäten des Patienten der Schmerz ab einer bestimmten Belastungsgrenze wieder auftreten kann.

Kontraindikationen für eine Abrasionsarthroplastik (■ **Tab. 3.8**) sind körperlich stark aktive Patienten wie Leistungssportler, eine deutliche Übergewichtigkeit, starke Achsendeformitäten wie z. B. ein Varus von mehr als 10° oder ein Valgus von über 15°, Patellafehlfunktionen wie z. B. eine laterale Subluxationstendenz, eine Patella alta bzw. baja, eine Ankylose, komplexe Instabilitäten des Kniegelenkes, eburnisierte Knochenflächen in allen Kompartimenten, eine vorbestehende Unfähigkeit zur postoperativen Entlastung, entzündliche Gelenkveränderungen sowie schließlich Erkrankungen des rheumatischen Formenkreises (Campbell 1991; Johnson 1992a).

Postoperativ sollte das Knie möglichst früh durch aktive unbelastete Bewegungsübungen mobilisiert werden, es darf jedoch zumindest 2 Monate post abrasionem nicht mit mehr als dem Eigengewicht des Beines belastet werden (Johnson 1992b).

Die mitgeteilten Ergebnisse der Abrasionsarthroplastik sind in der Literatur recht unterschiedlich. Bert und Maschka (1989) verglichen die Resultate arthroskopischen Débridements mit Abrasionsarthroplastik mit denen nach alleinigem arthroskopischen Débridement. Sie kamen zu dem Schluss, dass der Erfolg einer Abrasionsarthroplastik im Einzelfall absolut unvorhersagbar sei. So wiesen 31 % der Kniegelenke eine Vergrößerung des Gelenkspaltes auf, was jedoch nicht zwingend mit einer Verminderung, sondern teilweise sogar mit einer Verschlechterung der Schmerzsymptomatik einherging. Dagegen konnten bei 20 % der Patienten mit postoperativ nicht vergrößertem Gelenkraum gute Ergebnisse festgestellt werden (Bert und Maschka 1989). Nachuntersuchungsergebnisse sprechen

Tab. 3.8 Abrasionsarthroplastik: Indikationen und Kontraindikationen

Indikationen	Hochgradige Osteoarthrose mit freiliegenden Knochenflächen (Chondromalazie III. und IV. Grades nach Outerbridge)
	Osteochondrose (M. Ahlbäck)
	Einige Stadien der Osteochondrosis dissecans
Kontra-indikationen	Körperlich sehr aktive Patienten wie Leistungssportler
	Übergewicht
	Starke Achsendeformitäten (Varus > 10°; Valgus > 15°)
	Patellafehlfunktionen (laterale Subluxationstendenz)
	Patella alta bzw. baja
	Ankylose
	Komplexe Instabilitäten des Kniegelenkes
	Eburnisierte Knochenflächen in allen Kompartimenten
	Unfähigkeit zur postoperativen Entlastung
	Entzündliche Gelenkveränderungen
Erkrankungen des rheumatischen Formenkreises	

somit eindeutig gegen ausgedehnte Abrasionsarthroplastiken. Die Indikation sollte daher auf kleine Defekte mit allenfalls bis zu zehnpfennigstückgroßer Ausdehnung beschränkt bleiben. Friedman et al. (1984) und Johnson (1986b) berichteten über positive Ergebnisse bei 60–70 % ihrer Patienten.

Insgesamt erscheinen in der aktuellen Literatur die Ein- bis Fünfjahresergebnisse nach arthroskopischem Débridement ohne Abrasionsarthroplastik günstiger als die Ergebnisse mit dieser Technik (Campbell 1991). Auch Grifka (1994) berichtete im Rahmen einer retrospektiven Studie über mittelfristige Ergebnisse von Abrasionsarthroplastiken bei 89 Patienten mit Chondromalazie Grad III und IV nach Outerbridge. Innerhalb dieser Studie konnten die deutlichsten Besserungen gerade in Bezug auf die Schmerzsymptomatik festgestellt werden, was sich in dem mit 68,5 % hohen Prozentsatz zufriedener Patienten niederschlug. Grifka (1994) kam wie Maschka (1988) sowie Schönholtz und Ling (1985) zu dem Schluss, dass unter Berücksichtigung der Kontraindikationen ein Fehlschlagen der Abrasionsarthroplastik nicht an klinischen Eckdaten wie Alter, Körpergewicht, Lokalisation oder Ausmaß des chondromalazischen Areals festzumachen sei. Es bleibt jedoch zu konstatieren, dass nach einer Abrasionsarthroplas-

Tab. 3.9 Abrasionsarthroplastik: Vorteile und Nachteile

Vorteile	Sichere Technik
	Ermöglicht eine temporäre Minderung der Beschwerden
	Beeinträchtigt nicht spätere Operationen
Nachteile	Unvorhersehbare Resultate
	Kosten, falls die Operation nicht erfolgreich war
	Verschlechterung der Beschwerden bei einem Teil der Patienten

tik kein spektakulärer Erfolg erwartet werden darf. Dieses Verfahren stellt vielmehr einen arthroskopischen Therapieversuch dar, eine spätere endoprothetische Versorgung zu verzögern. Es gibt bis dato keine besseren gelenkerhaltenden Alternativen in der Behandlung der fortgeschrittenen Gonarthrose (Klein 1988).

Nach Campbell (1991) deuten die mitgeteilten Ergebnisse darauf hin, dass die Kombination der Abrasionsarthroplastik mit einem arthroplastischen Débridement mit einem erhöhten Risiko verbunden ist. Die vorgestellten Untersuchungen sind jedoch nicht unbedingt miteinander vergleichbar. Der Nachuntersuchungszeitraum variiert teilweise deutlich; weiterhin ist nicht bekannt, ob ein Teil der schlechten Ergebnisse möglicherweise dadurch zustande kam, dass die Patienten dem Verbot, schwere Lasten zu tragen, evtl. nicht entsprochen hatten. Darüber hinaus variiert die Operationstechnik von Operateur zu Operateur. So erscheint einzig gesichert, dass die Ergebnisse nach einem arthroplastischen Débridement mit Abrasionsarthroplastik einerseits nicht voraussagbar sind, andererseits, dass sich die Ergebnisse generell im zeitlichen Längsverlauf verschlechtern (Tab. 3.9).

Die nur gering vorhandene Literatur zeigt beispielsweise in der Originalarbeit von Johnson (1986b) bei 2/3 der Patienten eine Beschwerdelinderung, wobei lediglich 12 % der Patienten postoperativ schmerzfrei waren. Vergleichbare Ergebnisse zeigen Buckwalter und Lohmander (1994)

Bert und Maschka (1989) teilten mit, dass bei 15 % der Patienten eine Verschlechterung der Beschwerden resultiert. Das alleinige Débridement konnte teilweise bessere Ergebnisse erbringen als die Abrasionsarthroplastik bei unikompartimenteller Arthrose.

Matsunaga et al. (2007) konnten zeigen, dass bei Umstellungsosteotomie mit gleichzeitiger Abrasionsarthroplastik das morphologische Knorpelkorrelat besser erscheint.

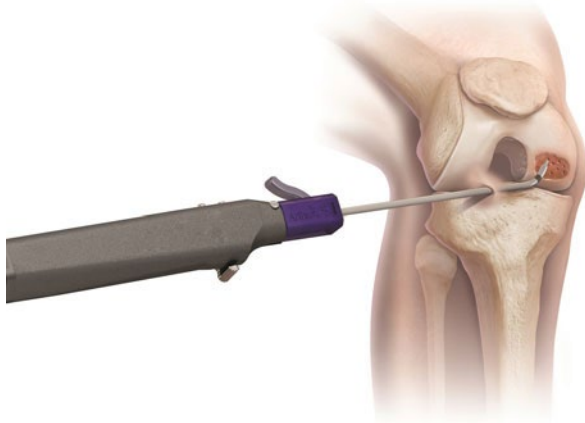


Abb. 3.10 Prinzip der Mikrofrakturierung

Tab. 3.10 Einflussfaktoren der Mikrofrakturierung (Nach Milhoef er et al. 2009)

Faktoren	Bessere Ergebnisse bei/mit ...
Alter	< 40 Jahren
Symptombdauer	< 12 Monaten
Defektgröße	Bis zu 2 cm ²
Defekttiefe	< 5 mm
Body-Mass-Index	< 30 kg/m ²
Präoperatives Aktivitätslevel (Tegner-Score)	> 4 (besser mit höherem präoperativen Aktivitätslevel)
Vorherige Operationen	Erstmalige Knochenmarkszellstimulation
Defektauffüllung	> 66 % Defektfüllung
Gelenkanatomie	Normal
Gelenkstabilität	Bandstabilität mit adäquater Muskelstärke
Meniskus	Normal, ohne Verlust von Meniskusanteilen

3.4.3 Mikrofrakturierung

Von Steadman et al. (2001) wurde das Konzept der arthroskopischen Mikrofrakturierung etabliert (Abb. 3.10). Hierbei wird mit sog. Chondropicks der subchondrale Knochen eröffnet. Es handelt sich hierbei um das heutzutage am meisten verwendete Verfahren. Es ist im klinischen Alltag gut einsetzbar, man braucht keine speziellen Instrumente. Bei jüngeren Patienten mit kleinen Knorpeldefekten ergeben sich hierdurch durchaus akzeptable Ergebnisse (Marder et al. 2005; Kreuz et al. 2006). Generell stellt dieses Verfahren jedoch nur einen echten Behandlungsvorteil umschriebener Defekte bei noch jungen Pa-

Tab. 3.11 Differenzierung der stimulierenden, reparativen und regenerativen Techniken in der Knorpelchirurgie

Verfahren	Stimulierende Verfahren	Reparative Verfahren	Regenerative Verfahren
Technik	Drill, Abrasion, Mikrofrakturierung (MFX), AMIC	OATS, Mosaikplastik	ACT, MACT, C-ACI
Reparaturgewebe	Faserknorpel	Hyaliner Knorpel mit Knochen	Hyalinähnlicher Knorpel
Probleme	Regenerationsfähigkeit begrenzt, schlechte Voraussetzung für Re-Operation mit ACT	Entnahmemorbidität	Periosthypertrophie bei ACT, hohe Kosten, 2 Operationen und Zulassungsproblematik

tienten dar. Eine Vereinheitlichung der Technik liegt bisher nicht vor, so werden ganz verschiedene Instrumente mit unterschiedlichen Ausformungen verwendet; es gibt auch keine klaren Therapieempfehlungen hinsichtlich der Distanz zwischen einzelnen Mikrofrakturierungen oder auch deren Tiefe. Auch fehlen evidenzbasierte Konzepte hinsichtlich der Nachbehandlung; so empfahlen Steadman et al. (2001) noch eine Teilbelastung von 8–10 Wochen. Neuere Arbeiten zeigen, dass vergleichbare Ergebnisse scheinbar auch durch eine nur 14-tägige Teilbelastung erreicht werden können (Marder et al. 2005; Lee et al. 2012).

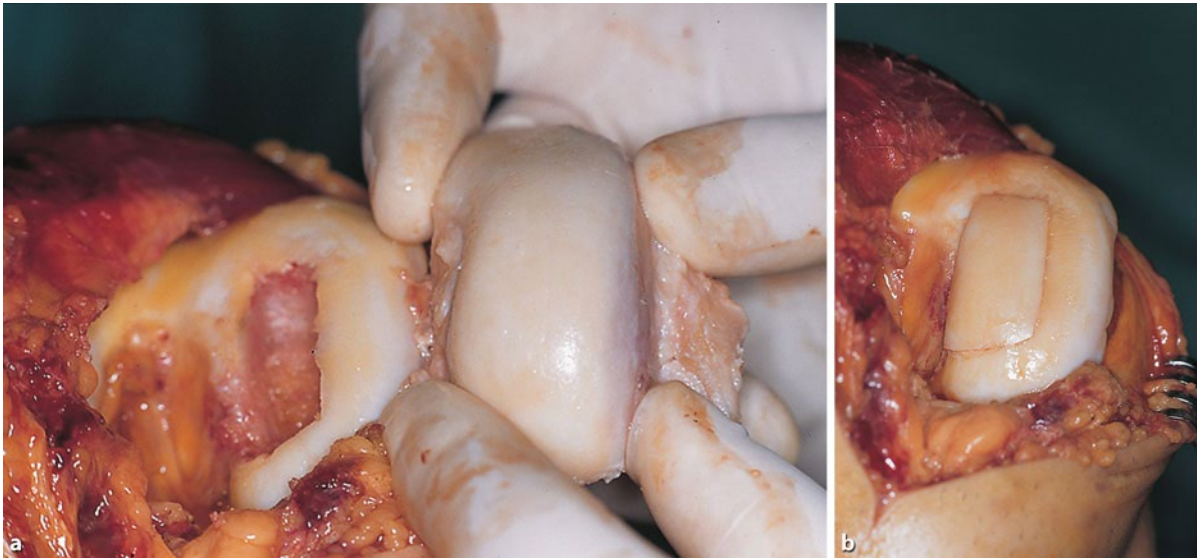
Milhoef er et al. (2009) haben verschiedene Einflussfaktoren auf die Ergebnisse der Mikrofrakturierung evaluiert und publiziert (Tab. 3.10).

Nanofrakturierung Bei der Nanofrakturierung erfolgt eine Standardisierung insoweit, als dass die Mikrofrakturierung mit einem 1,2 mm Kirschner-Draht durchgeführt wird. Die ersten Arbeiten versprechen eine Verbesserung der Knorpeloberflächenrekonstruktion (Chen et al. 2009; Orth et al. 2012).

3.5 Knorpeltransplantationen

J. Jerosch

Als gelenkerhaltende Verfahren spielen reparative und regenerative Techniken eine klinisch relevante Rolle (Tab. 3.11).



■ **Abb. 3.11a,b** a Ausgeprägter Defekt am medialen Femurkondylus mit homologem Knorpel-Knochen-Transplantat (rechts). b Situs nach Einpassen eines zugeschnittenen Knorpel-Knochen-Transplantates

3.5.1 Reporative Verfahren

Homologe Knorpeltransplantation

Der klinische Erfolg einer Gelenkrekonstruktion mit osteochondralen Transplantaten mit kleinem Durchmesser erscheint vielversprechend (Zukor et al. 1991) (■ Abb. 3.11).

Ursprünglich wurden frische, gering dimensionierte Transplantate zur Behandlung einer Osteoarthritis, Osteonekrose, Osteochondritis dissecans und auch posttraumatischer Defekte empfohlen. Eine Nachuntersuchung der ersten 100 Patienten zeigte, dass die Ergebnisse im Falle eines traumatisch bedingten Defektes der Gelenkoberfläche am günstigsten waren (McDermott et al. 1975). Seit dieser Studie wurden die meisten Transplantationen dann auch bei dieser Indikation vorgenommen. Bei einer Osteochondritis dissecans oder einer Osteonekrose besteht nur eine relative Indikation für ein osteochondrales Transplantat, während eine primär degenerative Osteoarthritis heutzutage als Kontraindikation angesehen wird (Gross et al. 1975, 1976; McDermott et al. 1975; Paacola et al. 1979; Kandel et al. 1985; Meyers et al. 1989; Zukor et al. 1989) (■ Tab. 3.12).

Die Frage, ob frischer oder konservierter Gelenkknorpel zu besseren und beständigeren Ergebnissen führt, ist bis heute nicht eindeutig zu beantworten. Theoretisch ideal wäre die Möglichkeit, Gelenkknorpel über einen längeren Zeitraum zu lagern, ohne die Lebensfähigkeit und Funktion der Chondrozyten zu beeinträchtigen. Dies ist bis heute jedoch nicht möglich. Kältekonservierungstechniken gewährleisten bestenfalls eine Erhaltung der Funktion von ca. 50 % der Chondrozyten (Tomford und Mankin

■ **Tab. 3.12** Knorpeltransplantation: Indikationen und Kontraindikationen

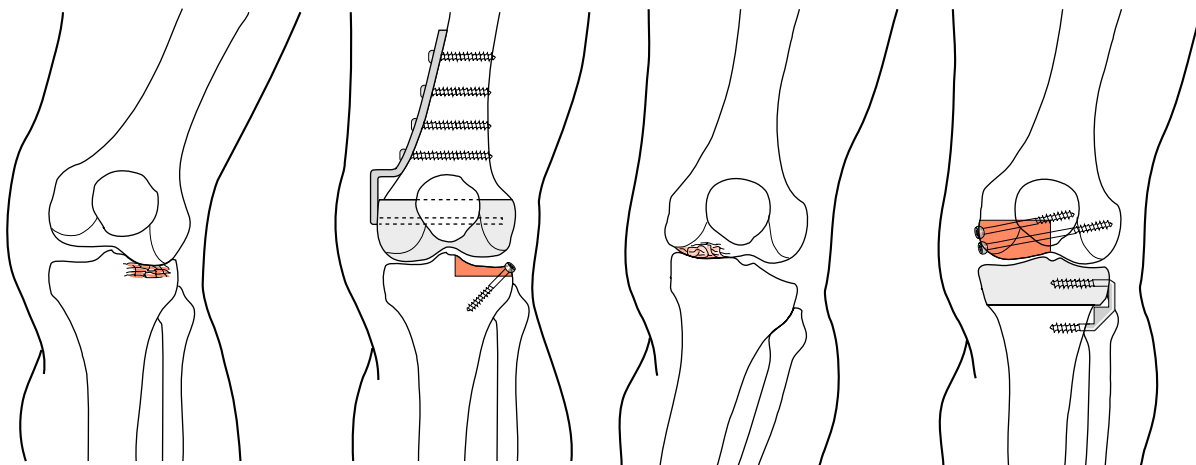
Indikationen	Traumatisch bedingter Defekt der Gelenkoberfläche
	Osteochondritis dissecans (eingeschränkte Indikation)
	Osteonekrose (eingeschränkte Indikation)
Kontraindikationen	Degenerative Arthritis

1983; Tomford et al. 1985; Schachar und McGann 1986). Es ist wenig wahrscheinlich, dass mehr Knorpelzellen einen längeren Zeitraum nach der Transplantation überleben. Vielmehr ist anzunehmen, dass Chondrozyten nur in frischen Gelenkknorpeltransplantaten überleben und dann auch über einen längeren Zeitraum funktionstüchtig bleiben (Czitrom et al. 1989).

Viele Untersuchungen zeigten, dass immunogene Faktoren für osteochondrale Transplantate relativ unbedeutend sind (Gross et al. 1975, 1984; Langer et al. 1978), wohingegen mechanische Faktoren eine eminent wichtige Rolle spielen (McDermott et al. 1975; Langer et al. 1978; Gross et al. 1983, 1984; Kandel et al. 1985; Mnaymneh et al. 1985; Czitrom et al. 1986; Garret 1987; Zukor et al. 1989).

Folgende Faktoren erwiesen sich für das Überleben eines osteochondralen Transplantates als wichtig (Zukor et al. 1991):

- **Gelenkausrichtung:** Normale präoperative anatomische Achsen führten zu signifikant besseren Ergebnissen als präoperativ vorbestehende Valgus- oder



■ **Abb. 3.12** Homologe Knorpeltransplantation bei tibialen Defekt und Valgusfehlstellung: varisierende Femurosteotomie und tibialer osteochondraler Graft

■ **Abb. 3.13** Homologe Knorpeltransplantation bei femoralem Defekt und Varusfehlstellung: valgusierende Tibiaosteotomie und femoraler osteochondraler Graft

Varusdeformitäten. Umstellungsosteotomien zur Korrektur von Deformitäten und damit zur Entlastung des Transplantates sollten entweder vor oder gleichzeitig mit der Implantation vorgenommen werden. Keinesfalls darf versucht werden, eine Deformität durch ein überdimensioniertes Transplantat auszugleichen.

- Fixierung des Transplantates durch Schrauben.
- Transplantatgröße: Es ist wichtig, mit dem eingesetzten Knorpel-Knochen-Stück normale Gelenkverhältnisse wiederherzustellen; das Transplantat sollte bevorzugt an der gleichen anatomischen Stelle entnommen werden, an der die spätere Implantation geplant ist.
- Transplantatdicke: Bei einer Transplantatdicke unter 5 mm kann es zu Belastungsfrakturen des Knorpel-Knochen-Stückes kommen.
- Anatomischer Implantationsort: Transplantate sollten möglichst unikompartimental eingesetzt werden; bikompartimentale Transplantate weisen eine hohe Misserfolgsquote auf.
- Alter: Ein Patientenalter von unter 50 Jahren wird als optimal angesehen.
- Indikation: Eine primäre Osteoarthrose führt zu höheren Misserfolgsraten (50 %) als eine posttraumatische Gelenkknorpeldegeneration.

Nach heutigem Wissensstand können nur bei ausgewählten und hochmotivierten Patienten gute Behandlungsergebnisse erwartet werden. Im Falle einer unikompartimentalen Gonarthrose wird heute zunächst eine Umstellungsosteotomie empfohlen mit sich bei Fortbestehen der Symptome später anschließender osteochondraler Transplantation (Gross et al. 1983). Gegenwärtig befindet sich die Technik der Implantation homologer osteochond-

raler Transplantate jedoch nach wie vor noch im experimentellen Stadium (Barnes et al. 1993) (■ Abb. 3.12 und ■ Abb. 3.13).

3.5.2 Autologe Knorpeltransplantation

Mitte der 1990er Jahre wurden verschiedene Verfahren autologer Knorpeltransplantationen publiziert. Hier gilt es, Eingriffe, bei denen Eigenknorpel von weniger belasteten Gelenkanteilen in den Defekt versetzt werden (■ Abb. 3.14) (Hangody und Kárpáti 1994; Bobic 1996).

3.5.3 Regenerative Verfahren

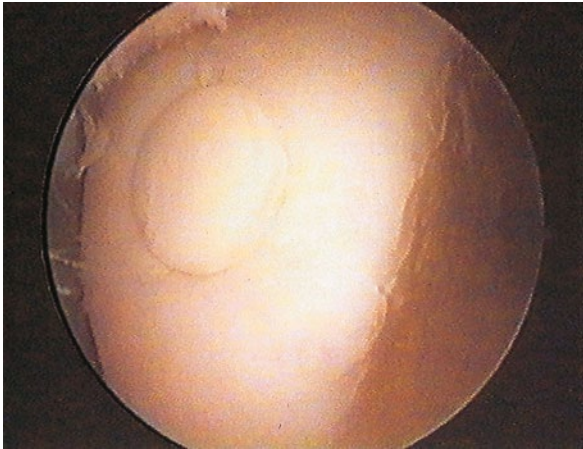
Autologe Chondrozytentransplantation (ACT)

Bei der autologen Chondrozytentransplantation (ACT) handelt es sich um ein Verfahren, bei dem nach Gewinnung von Eigenknorpel eine extrakorporale Anzüchtung erfolgt und diese Knorpelzellen dann wieder replantiert werden (Brittberg et al. 1994).

Matrixgestützte autologe Chondrozytenimplantation (MACI)

Die Matrix (Scaffold) dient als Zellträger für die Transplantation. Sie ist gleichzeitig eine Implantationshilfe, um Zellen im Defekt zu halten. In dieser Matrix kommt es zur Differenzierung der Chondrozyten. Sie kann durchaus gleichzeitig als Reservoir für Nährstoffe und Wachstumsfaktoren dienen. Dieses Verfahren ist jedoch z. Zt. noch experimentell.

Bei der MACI erfolgt zunächst ein sorgfältiges und tiefes Débridement mit Kürette oder Löffel. Anschließend wird



▣ **Abb. 3.14** Arthroskopisches Bild einer Eigenknorpeltransplantation

eine autologe Spongiosaplastik durchgeführt, abschließend erfolgt die Implantation des Zellträgers in gleicher Sitzung.

Autologe matrixinduzierte Chondrogene (AMIC)

Als neueste Entwicklung liegt nun die matrixunterstützte Stammzellstimulation vor. Bei dieser „autologous matrix induced chondrogenesis“ (AMIC) (Fa. Geistlich) gelangen die pluripotenten Stammzellen in eine intraoperativ aufgebraachte Matrix und es wird Faserknorpel gebildet.

Russlies et al. (2005) zeigte mit der AMIC ein Verfahren auf, um die mesenchymalen Stammzellen (MSC) mithilfe einer porcinen Kollagen-I/III-Membran (Chondro-Gide, Geistlich Pharma AG, Wolhusen, Schweiz) zu stabilisieren (▣ Abb. 3.15). Die mesenchymalen Stammzellen stammen aus dem Knochenmark und werden durch Mikrofrakturierung gewonnen. Die verwendete Kollagenmatrix kann genäht, aber auch mit Fibrinkleber fixiert werden. Bei einem intakten Umgebungsknorpel kann ein Defektausmaß ab 2 cm^2 bei III. und IV.°igen Knorpelschäden versorgt werden.

MACI und AMIC stellen bei Knorpelschäden von einer Größe, die keine Mikrofrakturierung mehr erlauben (ab ca. 4 cm^2), gute Behandlungsoptionen dar.



▣ **Abb. 3.15** Aufbringen der AMIC-Membran

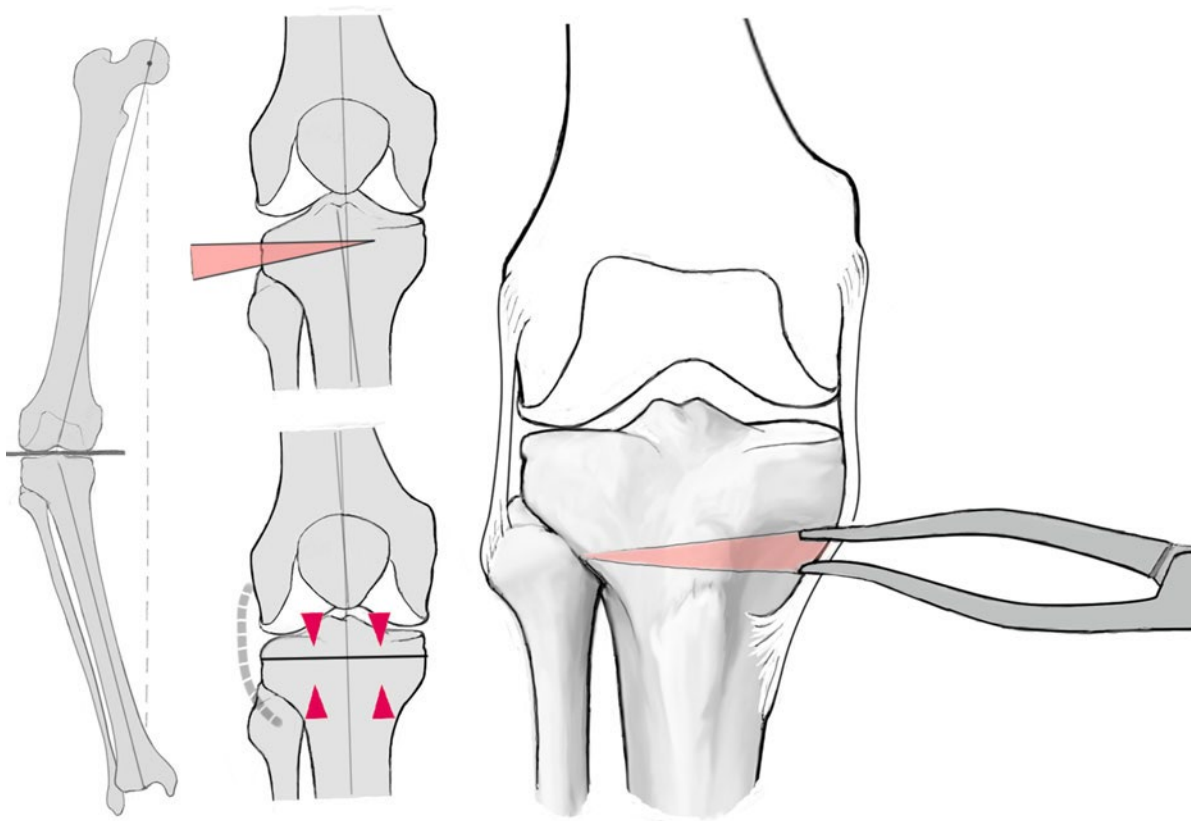
3.6 Umstellungsosteotomie

J. Jerosch

Bei Vorliegen einer unilateralen Gonarthrose stellt die Umstellungsosteotomie eine gute Behandlungsalternative zum Kniegelenkersatz dar. Prinzipiell kann hier die Achskorrektur im distalen Bereich des Femur – sog. distale Femurosteotomie – oder aber im proximalen Bereich der Tibia – sog. proximale Tibiaosteotomie – vorgenommen werden (▣ Abb. 3.16).



▣ **Abb. 3.16** Hohe tibiale Umstellungsosteotomie aufgrund einer Varusgonarthrose 1 Jahr postoperativ



■ **Abb. 3.17** Schema einer subtraktiven (links) und einer additiven (rechts) Osteotomie

Die Osteoarthritis des Kniegelenkes kann viele Ursachen haben. Die Zerstörung des Kollagenfasernetzwerkes des Gelenkknorpels kann durch Spannung, Druck oder Scherkräfte ausgelöst werden. Diese destrukturierenden Prozesse hängen in hohem Maße von den Kräften ab, die auf den Knorpel einwirken, aber auch genetische Faktoren spielen eine gewisse Rolle. Die wesentliche biophysikalische Ursache einer Osteoarthritis ist eine Überbelastung oder eine unphysiologische Belastungskonzentration, welcher der Knorpel und damit auch der darunterliegende Knochen nicht gewachsen sind (Coventry 1993). Ein wesentlicher Grund für Fehlbelastungen des Kniegelenkes besteht in einer Varus- oder Valgusdeformität, bei der die mechanische Achse nicht durch die Gelenkmitte verläuft. Eine Varusdeformität führt zu einer Überbelastung der medialen, eine Valgusdeformität zu einer Überbelastung des lateralen Kondylus. Der Circulus vitiosus entsteht dann, wenn die Knorpelschädigung voranschreitet und die Deformität so weiter zunimmt.

Historisch lag die klinische Einführung der kniegeleknahen Umstellungsosteotomie bereits deutlich vor der modernen Kniealloarthroplastik. Die Achskorrektur der proximalen Tibia als chirurgische Behandlungsmöglichkeit einer Arthritis des Kniegelenkes wurde zuerst von

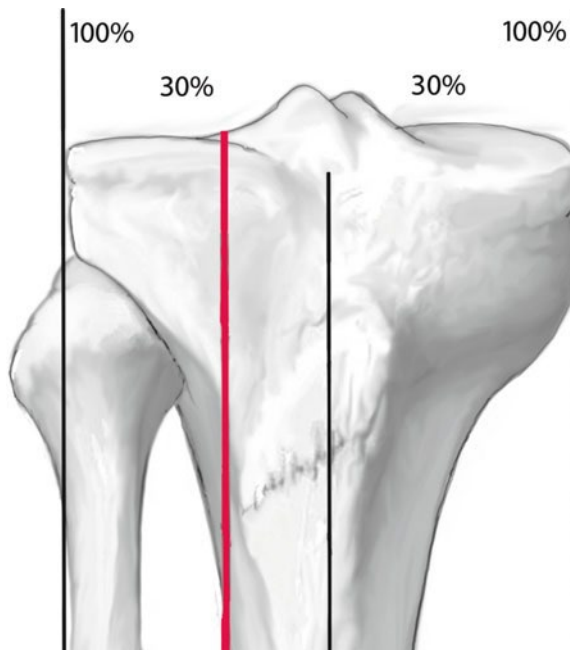
Wardle (1962) und Jackson (1985) beschrieben. In den 1960er Jahren wurde die Tibiaosteotomie dann von Coventry (1965) modifiziert und erlangte damit eine breite Akzeptanz.

Die Umstellungsosteotomie des Kniegelenkes hat 3 Ziele:

- die Korrektur einer Gelenkdeformität zur Entlastung der überbeanspruchten Gelenkbereiche, sofern keine schwere Instabilität vorliegt,
- die weitgehende Schmerzbefreiung und
- die Regeneration des Gelenkes.

Die theoretische Begründung einer möglichen Regeneration des Gelenkknorpels ist, dass durch die Korrektur der Deformität die Fehlbelastung des betroffenen Gelenkteils verringert und somit eine Erholung des Knorpels ermöglicht wird (Insall et al. 1974; Coventry 1979, 1985; Fujisawa et al. 1979; Maquet 1984).

Frühe klinische Ergebnisse waren ermutigend: Röntgenverlaufsbeobachtungen zeigten eine Verlagerung der Belastungszone zum nicht betroffenen Tibiakondylus sowie häufig sogar eine Vergrößerung des betroffenen Gelenkspaltes. Der anfängliche Enthusiasmus schwand, nachdem Langzeitstudien belegten, dass die Resultate



■ **Abb. 3.18** Der von Fujisawa angegebene Zielbereich für die Tragleiste nach einer Umstellungsosteotomie

nach Umstellungsosteotomien sich mit der Zeit verschlechterten. Während die Ergebnisse nach 2–5 Jahren bei 47,8–90,2 % der Patienten noch durchaus gut waren (Harris und Kostuik 1970; Coventry 1979, 1985; Coventry und Bowman 1982; Insall et al. 1984), konnte Coventry (1985) bei einer Untersuchung von 213 Patienten 10 Jahre postoperativ nur noch bei 61,8 % der Patienten gute Ergebnisse feststellen. Eine andere Untersuchung ergab nach 10 Jahren ca. 68 % zufriedenstellende Ergebnisse (Cassund Bryan 1988). Insall et al. (1984) fanden nach nur 9 Jahren sogar lediglich 27 % positive Ergebnisse vor, nachdem bei dieser Patientengruppe 5 Jahre postoperativ noch 85 % der Resultate zumindest zufriedenstellend gewesen waren. Morrey (1988) berichtete in seinem Rückblick auf die Ergebnisse der Literatur, dass eine generelle Verschlechterung der Ergebnisse relativ gut bewiesen zu sein scheint und dass nur insgesamt 60 % zufriedenstellende Ergebnisse 10 Jahre nach dem korrigierenden Eingriff erwartet werden könnten. Matthews et al. (1988) teilten mit, dass nur 28 % der nachuntersuchten proximalen Tibiaosteotomien 10 Jahre postoperativ noch eine brauchbare Funktion aufwiesen.

In den 1970er Jahren schränkten Coventry (1973), Insall et al. (1974) und andere Autoren die Indikation zur Durchführung einer Umstellungsosteotomie ein, nachdem in den 1960er Jahren aufgrund der damals noch begrenzten alternativen Behandlungsmethoden schwerer Arthrosen proximale Tibiaosteotomien nicht nur im Falle einer Osteoarthritis, sondern auch bei rheumatoider Arthritis

und posttraumatischer Arthrose z. T. ohne Berücksichtigung einer Achsendeformität durchgeführt wurden.

Die Hauptindikation für eine Umstellungsosteotomie im Bereich des Kniegelenkes ist heute eine schmerzhafte unikompartimentale degenerative, nicht entzündliche tibiofemorale Gelenkveränderung in Verbindung mit einer Varus- oder Valgusfehlstellung (Krackow 1990; Bochner 1991; Coventry 1993). Frakturen und andere Traumen, kongenitale oder erworbene Deformitäten sowie eine idiopathische Osteonekrose sind weitere gute Indikationen. Dabei muss der kontralaterale Gelenkteil jedoch nicht zwingend absolut frei von degenerativen Veränderungen sein. Weitere Faktoren, die für eine Umstellungsosteotomie sprechen, sind eine relativ hohe Lebenserwartung und eine starke körperliche Aktivität des Patienten sowie für einen Totalersatz des Kniegelenkes ungünstige Begleitfaktoren wie Übergewicht, abnorme Körpergröße oder Infektionsprobleme des Kniegelenkes (Krackow 1990; Bochner 1991; Coventry 1993).

Während früher vor allen Dingen subtraktive Korrekturen durchgeführt wurden, sind es heutzutage mit dem modernen winkelstabilen Implantaten vornehmlich additive Osteotomien (■ Abb. 3.17).

Als Zielbereich für die Tragleiste gilt in etwa der Fujisawa-Bereich (■ Abb. 3.18). Hierbei gilt es jedoch viele individuelle Aspekte zu beachten, so dass gelegentlich die Tragleiste durchaus auch in Bereich des lateralen Kreuzbandhöckers zu liegen kommen kann.

Kontraindikationen für eine Umstellungsosteotomie sind nicht korrigierbare Instabilitäten, persistierende Synovitiden bzw. eine rheumatoide Arthritis, ein hohes Lebensalter bzw. eine reduzierte Lebenserwartung, ein stark eingeschränkter Bewegungsspielraum des Knies (besonders in Verbindung mit einer signifikanten Flexionskontraktur von mehr als 15°, da postoperativ nach einer Umstellungsosteotomie sich häufig eine Verringerung der Beweglichkeit einstellt), und schließlich eine Varusdeformität von mehr als 20° (Krackow 1990; Bochner 1991; Sim und Chao 1991; Coventry 1993). Leichte mediale oder laterale Instabilitäten oder eine leichte Insuffizienz des vorderen oder hinteren Kreuzbandes stellen nach Coventry (1993) keine Kontraindikationen für eine Umstellungsosteotomie dar, vorausgesetzt sie sind nicht symptomatisch (■ Tab. 3.13).

In der Regel wird heute eine Varusdeformität durch eine hohe (proximale) Tibiaosteotomie, eine Valgusdeformität hingegen sowohl durch eine distale Femurosteotomie als auch durch eine proximale Tibiaosteotomie ausgeglichen. Erst ab einer Valgusdeformität von über 15° ist allein eine distale Femurosteotomie zu bevorzugen.

In Bezug auf das richtige Alignment, in das das Bein bei einer Umstellungsosteotomie eingestellt werden sollte, gehen die Meinungen auseinander. Coventry (1993) rät zu

Tab. 3.13 Umstellungsosteotomien im Bereich des Kniegelenkes: Indikationen und Kontraindikationen (Nach Krackow 1990; Bochner 1991)

Indikationen	Unikompartimentale, arthritische, degenerative, nicht entzündliche tibiofemorale Gelenkveränderungen in Verbindung mit einer Varus- oder Valgusfehlstellung
	Relativ hohe Lebenserwartung
	Signifikante klinische Symptome
	Röntgenologisch erkennbare Gelenkveränderungen
	Subjektiver Wunsch, das Knie wieder stärker belasten zu können (z. B. aus beruflichen Gründen)
	Flexionsfähigkeit des Kniegelenkes von zumindest 90°
	Posttraumatische Fehlstellungen
	Kongenitale oder erworbene Deformitäten
	Idiopathische Osteonekrosen
	Kontra-indikationen
Rezidivierende Synovitiden	
Gesicherte rheumatoide Arthritis	
Hohes Lebensalter bzw. reduzierte Lebenserwartung	
Stark eingeschränkter Bewegungsumfang des Kniegelenkes	
Flexionskontraktur > 15°	
Varusdeformität > 20°	

einer Überkorrektur einer Varusdeformität auf einen resultierenden femorotibialen Winkel wenige Grade über 7° Valgus. Andere (Insall et al. 1984) empfehlen teilweise eine Einstellung in Neutralausrichtung von 7° Valgus. Alle Autoren stimmen jedoch dahingehend überein, dass eine Unterkorrektur unweigerlich zu einem Scheitern führt. Auch bei der Korrektur einer Valgusdeformität gibt es keinen allgemeinen Konsens bezüglich des exakten Achswinkels des Beines. Die meisten Autoren sind sich jedoch darin einig, dass eine normale Stellung auf etwa 7° Valgus als optimal anzusehen sei.

Generell hängt der Erfolg einer Umstellungsosteotomie davon ab, ob es gelingt, die Belastung des Kniegelenkes auf den nicht erkrankten Gelenkanteil zu verlagern. Nach einem Rückblick auf die Literaturergebnisse fand Kettlekamp (1979) im Falle einer proximalen Tibiaosteotomie in 28 % der Fälle Komplikationen. Matthews et al. (1988) berichteten bei 40 untersuchten Tibiaosteotomien sogar über 33 Komplikationen. In diesem Zusammenhang wer-

Tab. 3.14 Umstellungsosteotomie im Bereich des Kniegelenkes: Vorteile und Nachteile

Vorteile	Alternative zur unilateralen Kniealloarthroplastik bei jungen Patienten
	Nach erfolgreicher Umstellungsosteotomie normale Belastbarkeit des Knies
Nachteile	Längere postoperative Rehabilitationsphase
	Schmerzfreiheit häufig erst nach einem Jahr
	Mögliche Ergebnisverschlechterung innerhalb von 10 Jahren
	Bei späterem Kniegelenkersatz niedrigere Erfolgsquote im Falle einer früheren Tibiaosteotomie (Katz et al. 1987; Windsor et al. 1988)
	Höheres peri- und postoperatives Komplikationsrisiko als bei Kniealloarthroplastik (Gillespie 1974; Tjornstrand et al. 1978)

den u. a. der Verlust der stabilen Fragmentfixierung und eine Fragmentfraktur genannt (Bochner 1991). Als häufigste Komplikation sei eine Unterkorrektur anzusehen, die dann oft zu einem frühen Rezidiv führen würde (Barnes et al. 1993). Postoperative Problemsituationen seien im Vergleich zum Total- oder unikompartimentalen Ersatz des Kniegelenkes wesentlich häufiger (Shea 1973; Karpman und Volz 1982; Chillag und Nicholls 1984; Ivey und Cantrell 1985; Skolnick et al. 1988).

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass die proximale Tibia- und distale Femurosteotomien heute bei jungen aktiven Patienten vorzuziehen ist. Ein erfolgreicher Korrektureingriff erlaubt eine im Vergleich zu einem gesunden Knie fast uneingeschränkte Belastung des Kniegelenkes, was für einen künstlichen Gelenkersatz nicht gilt. Dem steht der Nachteil einer im Vergleich zur Knieendoprothetik längeren postoperativen Rehabilitationsphase gegenüber, wobei die Patienten zudem häufig erst nach einem Jahr weitgehend frei von Schmerzen sind (Laskin 1984). Ein primär gutes Operationsergebnis kann sich u. U. im Verlauf von 10 Jahren verschlechtern. Obwohl es Hinweise dafür gibt, dass eine frühere proximale Tibiaosteotomie bei späterem Kniegelenkersatz eine niedrigere Erfolgsquote bedingt, wird dieser Nachteil durch die Vorteile der Umstellungsosteotomie bei jungen Patienten aufgewogen (Katz et al. 1987; Windsor et al. 1988). Schließlich ist die Gefahr peri- und postoperativer Komplikationen bei einer Umstellungsosteotomie höher als beim endoprothetischen Ersatz des Kniegelenkes (Gillespie 1974; Tjornstrand et al. 1978). Das unterstreicht die mit der Umstellungsosteotomie verbundenen technischen Schwierigkeiten und die Wichtigkeit der präoperativen Planung sowie einer exakten Operationstechnik (Tab. 3.14).

Literatur

- ACR Recommendations for the medical management of osteoarthritis of the hip and knee (2000) *Arth Rheum* 43 1905–1915
- Aihara S, Murakami N, Ishii R, Kariya K, Azuma Y, Hamada K, Umemoto J, Maeda S (1992) Effects of sodium hyaluronate on the nociceptive response of rats with experimentally induced arthritis. *Nippon Yakuigaku Zasshi* 100:359–65
- Altman R, Asch E, Bloch D, Bole G, Borenstein D, Brandt K, Christy W, Cooke TD, Greenwald R, Hochberg M et al (1986) Development of criteria for the classification and reporting of osteoarthritis. Classification of osteoarthritis of the knee. Diagnostic and Therapeutic Criteria Committee of the American Rheumatism Association. *Arthritis Rheum* 29(8):1039–49
- American Academy of Orthopaedic Surgeons AAOS (2004) Osteoarthritis of the knee: treatment
- Balazs E (1982) The physical properties of synovial fluid and the specific role of hyaluronic acid. In: Helfet AJ (Hrsg) *Disorders of the knee*. Lippincott, Philadelphia, S 61–74
- Barnes CL, Clark AE, Thornhill T (1993) Patient selection and indications for total knee replacement. In: Rand JA (Hrsg) *Total knee arthroplasty*. Raven Press, New York, S 85–92
- Behrens P (2005) Matrixgekoppelte Mikrofrakturierung. *Arthroskopie* 18:193–197
- Bellamy N, Campbell J, Robinson V, Gee T, Bourne R, Wells G (2006) Viscosupplementation for the treatment of osteoarthritis of the knee. *Cochrane Library* 2006 Issue 2
- Bert JM, Maschka K (1989) The arthroscopic treatment of uni-compartmental gonarthrosis: follow-up-study of abrasion osteoplasty plus arthroscopic debridement and arthroscopic debridement alone. *Arthroscopy* 5(1):25–32
- Bischof HH, Heisel J, Locher H (2007) *Praxis der konservativen Orthopädie*. Thieme, Stuttgart New York
- Bobic V (1996) Arthroscopic osteochondral autograft transplantation in anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy* 3:262
- Bochner R (1991) Indications and alternatives to total knee replacement. In: Laskin RS (Hrsg) *Total knee replacement*. Springer, London Berlin New York, S 17–24
- Brittberg M, Winalski CS (2003) Evaluation of cartilage injuries and repair. *J Bone Joint Surg Am* 85-A(Suppl 2):58–69
- Brittberg M, Lindahl A, Nilsson A, Ohlsson G, Isaksson O, Peterson L (1994) Treatment of deep cartilage defects in the knee with autologous chondrocyte transplantation. *NEJM* 331:889–895
- Bruyere O, Pavelka K, Rovati LC et al (2004) Glucosamine sulfate reduces osteoarthritis progression in postmenopausal women with knee osteoarthritis: evidence from two 3-year studies. *Menopause* 11(2):138–143
- Buckwalter JA, Lohmander S (1994) Operative treatment of osteoarthritis. Current practice and future development. *J Bone Joint Surg Am* 76(9):1405–1418
- Campbell ED (1991) Abrasion osteoplasty. In: Goldberg VM (Hrsg) *Controversies of total knee arthroplasty*. Raven Press, New York, S 269–271
- Cass JR, Bryan RS (1988) High tibial osteotomy. *Clin Orthop* 230:196–199
- Chen H, Sun J, Hoemann CD, Lascau-Coman V, Ouyang W, McKee MD, Shive MS, Buschmann MD (2009) Drilling and microfracture lead to different bone structure and necrosis during bone-marrow stimulation for cartilage repair. *J Orthop Res* 27(11):1432–1438
- Chillag KJ, Nicholls PJ (1984) High tibial osteotomy, a retrospective analysis of 30 cases. *Orthopedics* 7:1821–1822
- Clegg DO, Reda DJ, Harris CL et al (2005) The efficacy of glucosamine and chondroitinsulfate in patients with painful knee osteoarthritis: The Glucosamine/chondroitin Arthritis Intervention Trial (GAIT) Annual Scientific Meeting of the American College of Rheumatology, San Diego (CA), November 12–17.
- Conrozier T, Balblanc JC et al (2012) Early effect of hyaluronic acid intra-articular injections on serum and urine biomarkers in patients with knee osteoarthritis: An openlabel observational prospective study. *J Orthop Res* 30(5):679–85. doi: 10.1002/jor.21580. Epub 2011 Oct 24
- Coventry MB (1965) Osteotomy of the upper portion of the tibia for degenerative arthritis of the knee. *Bone J Joint Surg* 47 A:984–990
- Coventry MB (1973) Osteotomy about the knee for degenerative and rheumatoid arthritis. *Bone J Joint Surg* 55 A:23–48
- Coventry MB (1979) Upper tibial osteotomy for gonarthrosis. *Orthop Clin N Am* 182:191–210
- Coventry MB (1985) Upper tibial osteotomy for osteoarthritis. *Bone J Joint Surg* 67 A:1136–1140
- Coventry MB (1993) Alternatives to total knee arthroplasty. In: Rand JA (Hrsg) *Total knee arthroplasty*. Raven Press, New York, S 67–84
- Coventry MB, Bowman PW (1982) Long term result of upper tibial osteotomy for degenerative arthritis of the knee. *Acta Orthop Belg* 48:139
- Czitrom AA, Langer F, McKee N, Gross AE (1986) Bone and cartilage allotransplantation: a review of 14 years of research and clinical studies. *Clin Orthop* 208:141–145
- Czitrom AA, Keating S, Gross AE (1989) Articular cartilage viability after allotransplantation. Presented at the 44 th Meeting of the Canadian Orthopedic Association, Toronto, May 31
- De Angelis PL (1999) Hyaluronan synthetases: Fascinating glycosyltransferases from vertebrates, bacterial pathogens and algal viruses. *Cell Mol Life Sci* 56:670–682
- Eular Recommendations (2003) *Ann Rheum Dis* 62:1145–1155
- Evanko SP, Wight TN (1999) Intracellular localisation of hyaluronan in proliferating cells. *J Histochem Cytochem* 47:1331–1342
- Felson DT, Zhang Y, Anthony JM, Naimark A, Anderson JJ (1992) Weight loss reduces the risk for symptomatic knee osteoarthritis in women. The Framingham Study *Ann Intern Med* 116(7):535–539
- Forrester JV, Balsz EA (1980) Inhibition of phagozytosis by high molecular weight hyaluronate. *Immunology* 40:435–446
- Frean SP, Abraham LA, Lees P (1999) In vitro stimulation of equine articular cartilage proteoglycan synthesis by hyaluronan and carprofen. *Res Vet Sci* 67:183–190
- Friedman MJ, Berasi CC, Fox JM, Del Pizzo W, Snyder SJ, Ferkel RD (1984) Preliminary results with abrasion arthroplasty in the osteoarthritic knee. *Clin Orthop* 182:200–205
- Fujisawa Y, Masuhara K, Shiomi S (1979) The effect of high tibial osteotomy on osteoarthritis of the knee. *Orthop Clin North Am* 10:585
- Garret J (1987) Osteochondral allografts for treatment of chondral defects of the femoral condyles: early results. *Proceeding of the Knee Society. Am J Sports Med* 15:387
- Gillespie WJ (1974) The results of tibial osteotomy for osteoarthritis of the knee. *Surg J Coll Surg Edin* 19:222
- Gomis A, Pawlak M, Balazs EA, Schmidt RF, Belmonte C (2004) Effects of different molecular weight elastoviscous Hyaluronan solutions on articular nociceptive afferents. *Arthritis Rheumatism* 50:314–326
- Gomis A, Miralles A, Schmidt RF, Belmonte C (2007) Nociceptive nerve activity in an experimental model of knee joint osteoarthritis of the guinea pig: Effect of intraarticular hyaluronan application. *Pain* 130:126–36
- Gomis A, Miralles A, Schmidt RF, Belmonte C (2007) Nociceptive nerve activity in an experimental model of knee joint osteoarthritis of the guinea pig: Effect of intraarticular hyaluronan application. *130(1–2):126–36. Epub 2007*

- Goto M, Hanyu T, Yoshio T, Matsuno H, Shimuzu M, Murata N, Shiozawa S, Matsubara T, Yamana S, Matsuda T (2001) Intra-articular injection of hyaluronate (SI-6601D) improves joint pain and prostaglandin E2 Levels in rheumatoid arthritis: a multicenter clinical trial. *Clin Exp Rheumatol* 19:377–83
- Grifka J (1994) Kniegelenksarthrose. Epidemiologie, arthroskopische Therapie, Kernspintomographie, Knieschule. Thieme, Stuttgart New York
- Gross AE, Silverstein EA, Falk J et al (1975) The allotransplantation of the partial joint in the treatment of osteoarthritis in the knee. *Clin Orthop* 108:7–14
- Gross AE, Langer F, Houpt J, Pritzker KPH, Friedlander G (1976) Allotransplantation of partial joints in the treatment of osteoarthritis of the knee. *Transplant PrOL* 8:129
- Gross AE, McKee NH, Pritzker KPH, Langer F (1983) Reconstruction of scellal deficits at the knee. A comprehensive osteochondral transplantat program. *Clin Orthop* 174:96
- Gross AE, McKee NH, Farine I, Czitrom A, Langer F (1984) Reconstruction of skeletal defects following en bloc excision of bone tumors. In: *Current concepts of diagnosis and treatment of bone and soft tissue tumors*. Springer, Berlin, S 163–174
- Hangody L, Kárpáti Z (1994) A new surgical treatment of localized cartilaginous defects of the knee. *Hungarian Journal of Orthopedic Trauma* 37:237
- Harris WR, Kostuik JP (1970) High tibial osteotomy for osteoarthritis of the knee. *Bone J Joint Surg* 52 A:330
- Hart DJ, Spector TD (1993) The relationship of obesity, fat distribution and osteoarthritis in women in the general population: the Chingford Study. *J Rheumatol* 20(2):331–5
- Heisel J (2003) *Physikalische Medizin*. Thieme, Stuttgart New York
- Hempfling H (2007) Intra-articular hyaluronic acid after knee arthroscopy: a two year study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 15:537–46
- Hofmann M, Fieber C, Assmann V, Gottlicher M, Sleeman J, Plug R, Howells N, von Stein O, Ponta H, Herrlich P (1998) Identification of IHABP a 95 kDa intracellular hyaluronate binding protein. *J Cell Sci* 111:1673–1684
- Homandberg GA, Hui F, Wen C, Kuettner KE, Williams JM (1997) Hyaluronic acid suppresses fibronectin fragment mediated cartilage chondrolysis. *Osteoarth Cartilage* 5:309–19
- Insall JN (1967) Intra-articular surgery for degenerative arthritis of the knee. A report of the work of the late Pridie KH. *Bone J Joint Surg* 49B:211–228
- Insall JN (1974) The Pridie debridement operation for osteoarthritis of the knee joint. *Clin Orthop* 101:61
- Insall JN, Schoji H, Mayer Y (1974) High tibial osteotomy, a five year evaluation. *Bone J Joint Surg (Am)* 56:1397–1405
- Insall JN, Joseph DM, Msika E (1984) High tibial osteotomy for varus gonarthrosis. *Bone J Joint Surg* 66 A:1040–1048
- Ivey M, Cantrell JS (1985) Lateral tibial plateau fracture as a postoperative complication of high tibial osteotomy. *Orthopedics* 8:1009–1013
- Jackson RW (1985) The septic knee-arthroscopic treatment. *Arthroscopy* 1:194–197
- Jäger M, Wirth CJ (1986) *Praxis der Orthopädie*, 1. Aufl. Thieme, Stuttgart New York, S 980
- Johnson L (1986a) *Arthroscopic surgery*, 3. Aufl. Mosby, St. Louis Toronto Princeton
- Johnson L (1986b) Arthroscopic operation arthroplasty historical and pathological perspective: present status. *Arthroscopy* 2:54–69
- Johnson L (1992) Persönliche Mitteilung anlässlich einer Hospitation im Juni 1992, zitiert nach Gächter 1994
- Kandel RA, Gross AE, Ganel A, McDermott AGP, Langer F, Pritzker KPH (1985) Histopathology of failed osteoarticular shell allografts. *Clin Orthop* 197(1985):103
- Karpman RR, Volz RG (1982) Osteotomy versus unicompartment prosthetic replacement in the treatment of unicompartment arthritis of the knee. *Orthopedics* 5:989–991
- Katz MM, Hungerford DS, Krackow KA, Lennox DW (1987) Results of total knee arthroplasty after failed proximal tibial osteotomy for osteoarthritis. *Bone J Joint Sur* 69 A:225–233
- Kawasaki K, Ochi M, Uchio Y, Adachi N, Matsusaki M (1999) Hyaluronic acid enhances proliferation and chondroitin sulphate synthesis in cultured chondrocytes embedded in collagen gels. *J Cell Physiol* 179:142–148
- Kellgren JH, Lawrence JS (1957) Radiological assessment of osteoarthritis. *Ann Rheum Dis* 16:494–501
- Kettlekamp DB (1979) A review of proximal tibial osteotomy. *JCE Orthop* 7:11–19
- Kirkley A, Birmingham TB, Litchfield RB et al (2008) A randomized trial of arthroscopic surgery for osteoarthritis of the knee. *N Eng J Med* 359:1097–107
- Klein W (1988) Die maschinelle arthroskopische Chirurgie der Gonarthrose. *Arthroscopie* 1:109–115
- Kobayashi K, Amiel M, Harwood FL, Healey RM, Sonoda M, Moriya H, Amiel D (2000) The long term effects of hyaluronan during development of osteoarthritis following partial meniscectomy in a rabbit model. *Osteoarthritis and Cartilage* 8:359–365
- Krackow KA (1990) *The technique of total knee arthroplasty*. St. Louis, Baltimore
- Kreuz PC, Steinwachs MR, Erggelet C et al (2006) Results after microfracture of full-thickness chondral defects in different compartments in the knee. *Osteoarthritis Cartilage* 14:1119–1125
- Kujawa MJ, Caplan AI (1986) Hyaluronic acid bonded to cell-culture surfaces stimulates chondrogenesis in stage 24 limb mesenchyme cell cultures. *Dev Biol* 114:504–518
- Langer F, Gross AE, West M, Urovitz EP (1978) The immunogenicity of allograft knee joint transplants. *Clin Orthop* 132:155
- Laskin RS (1984) Alignment of total knee components. *Orthopedics* 7:62–72
- Lee DH, Lee KB, Jung ST et al (2012) Comparison of early versus delayed weightbearing outcomes after microfracture for small to midsized osteochondral lesions of the talus. *Am J Sports Med* 40:2023–2028
- Lee JY, Spicer AP (2000) Hyaluronan: a multifunctional, mega Dalton, stealth molecule. *Curr Opin Cell Biol* 12:581–86
- Dt Gesellschaft für Orthopädie und orthopädische Chirurgie (2002) *Leitlinien der DGOOC*. Dt. Ärzte Verlag, Köln
- Löhnert J, Raunest J (1990) *Arthroskopische Operationslehre des Kniegelenks*. Biermann, Zülpich
- Magnuson BP (1941) Joint debridement: surgical treatment of degenerative arthritis. *Surg Gynec Obstet* 1:73
- Mankin HJ (1982) The response of articular cartilage to mechanical injury. *Bone J Joint Surg* 64 A:460
- Maquet PGJ (1984) *Mechanics of the knee*. In: Maquet PGJ (Hrsg) *Biomechanics of the knee*. Springer, New York Berlin, S 9–74
- Marder RA, Hopkins G, Timmermann LA (2005) Arthroscopic microfracture of chondral defects of the knee: a comparison of two postoperative treatments. *Arthroscopy* 21:152–158
- Marshall KW, Manolopoulos V, Mancer K, Staples J, Damyanovich A (2000) Amelioration of disease severity by intraarticular hylan therapy in bilateral canine osteoarthritis. *J Orthop Res* 18:416–425
- Maschka K (1988) Arthroscopic treatment of unicompartmental gonarthrosis: a four year follow-up of abrasion arthroplasty versus arthroscopic debridement. *Am Acad Orthop Surg*, Atlanta

- Matsunaga D, Akizuki S, Takizawa T et al (2007) Repair of articular cartilage and clinical outcome after osteotomy with microfracture or abrasion arthroplasty for medial gonarthrosis. *Knee* 14(6):465–471
- Matthews LS, Goldstein SA, Malvitz TA, Katz BP, Kaufer H (1988) Proximal tibia osteotomy, factors that influence the duration of satisfactory function. *Clin Orthop* 229:193–200
- McDermott GP, Langer R, Pritzber KP, Gross AE (1975) Fresh small fragment osteochondral allografts. Long-term follow-up of first 100 cases. *Clin Orthop* 197:96
- Meyers MH, Akesson W, Convery R (1989) Resurfacing the knee with fresh osteochondral allograft. *Bone J Joint Surg* 71 A:704–713
- Milhoefter K, McAdam T, William RJ et al (2009) Clinical efficacy of microfracture technique for the articular cartilage repair in the knee: an evidence based systematic analysis. *Am J Sport Med* 37:2053–2063
- Misra S, Ghatak S, Toole BP (2005) Regulation of MDR1 expression and drug resistance by positive feedback loop involving hyaluronan, phosphoinositide 3-kinase and ERB2. *J Biol Chem* 280:20310–15
- Mnaymneh W, Malinin TI, Makley JT, Dick HM (1985) Massive osteoarticular allografts in the reconstruction of extremities following resection of tumors not requiring chemotherapy and radiation. *Clin Orthop* 197:76–87
- Moreland LW (2003) Intra-articular hyaluronan (hyaluronic acid) and hylans for the treatment of osteoarthritis: mechanisms of action. *Arthritis Res Ther* 5(2):54–67
- Morrey BE (1988) Long term study of tibial osteotomy in patients under age of forty. *Orthop Trans* 12:655
- Moseley JB, O'Malley K, Petersen NJ et al (2002) A controlled trial of arthroscopic surgery for osteoarthritis of the knee. *N Engl J Med* 347:81–88
- Moskowitz RW (2000) Role of collagen hydrolysate in bone and joint disease. *Semin Arthritis Rheum* 30(2):87–99
- Müller W (1982) Das Knie. Form, Funktion und ligamentäre Wiederherstellungschirurgie. Springer, Berlin Heidelberg New York
- Orth P, Goebel L, Wolfram U et al (2012) Effect of subchondral drilling on the microarchitecture of subchondral bone: analysis in a large animal model at 6 months. *Am J Sports Med* 40(4):828–836
- Paacola C, Xavier C, Goncalves R (1979) Fresh immature articular cartilage allografts: a study on the integration of chondral and osteochondral grafts both in normal and in papain treated knee joints of rabbits. *Arch Orthop Trauma Surg* 93:253–259
- Peluso GF, Perbellini A, Tajana GF (1990) The effect of high and low molecular weight hyaluronic acid on mitogen induced lymphocyte proliferation. *Curr Ther Res* 47:437–443
- Piper SL, Kim HT (2008) Comparison of ropivacaine and bupivacaine toxicity in human articular chondrocytes. *J Bone Joint Surg Am* 90(5):986–91. doi: 10.2106/JBJS.G.01033
- Prehm P (1984) Hyaluronate is synthesized at plasma membranes. *Biochem J* 220:597–600
- Punzi L, Schiavon F, Cavasin F, Ramonda R, Gambari PF, Todesco S (1989) The influence of intra-articular hyaluronic acid PGE2 and cAMP of synovial fluid. *Clin Exp Rheumatol* 7:247–250
- Ravaud P, Moulinier L, Giraudeau B et al (1999) Effects of joint lavage and steroid injection in patients with osteoarthritis of the knee: results of a multicenter, randomized, controlled trial. *Arthritis Rheum* 42:475–82
- Richards RN, Lonergan RP (1984) Arthroscopic surgery for relief of pain in the osteoarthritic knee. *Orthopedics* 7:1705–1707
- Russlies M, Behrens P, Ehlers EM, Bröhl C, Vindigni C, Spector M, Kurz B (2005) Periosteum stimulates subchondral bone densification in autologous chondrocyte transplantation in a sheep model. *Cell Tissue Res* 319(1):133–42
- Schachar NS, McGann LE (1986) Investigations of low-temperature storage of articular cartilage for transplantation. *Clin Orthop* 208:146–150
- Schönholtz GJ, Ling B (1985) Arthroscopic chondroplasty of the patella. *Arthroscopy* 1:92–96
- Shea JD (1973) Osteoarthritis of the knee: diagnosis and complications of treatment by high tibial osteotomy. *South Med J* 66:1030–1034
- Sim EH, Chao EYS (1991) Mechanical Interaction. In: Goldberg VM (Hrsg) *Controversies of total knee arthroplasty*. Raven Press, New York, S 253–262
- Skolnick MD, Bryan RS, Persson BM (1988) Non union after high tibial osteotomy in osteoarthritis. *Bone J Joint Surg* 60 A:973–977
- Smith MM, Gosh P (1987) The synthesis of hyaluronic acid by human synovial fibroblasts is influenced by the nature of the hyaluronate in the extracellular environment. *Rheumatol Int* 7(3):113–22
- Steadman JR, Rodkey WG, Rodrigo JJ (2001) „Microfracture“: surgical technique and rehabilitation to treat chondral defects. *Clin Orthop Relat Res* 391:362–369
- Stern R, Asari AA, Sugahara KN (2006) Hyaluronan fragments: An information rich system. *Eur J Cell Biol* 85:699–715
- Tjornstrand B, Hagstedt B, Persson BM (1978) Results of treatment for non union after high tibial osteotomy in osteoarthritis of the knee. *Bone J Joint Surg* 60 A:973
- Tobetto K, Kasai K, Akatsuka M, Yasui T, Ando T, Hirano S (1993) Inhibitory effects of hyaluronan on neutrophil-mediated cartilage degradation. *Connect Tissue Res* 29:181–90
- Tomford WW, Mankin HJ (1983) Investigational approaches to articular cartilage preservation. *Clin Orthop* 174:22–27
- Tomford WW, Duff GP, Mankin HJ (1985) Experimental freeze preservation of chondrocytes. *Clin Orthop* 197:11–14
- Wardle EN (1962) Osteotomy of the tibia and fibula. *Surg Gynecol Obstet* 115:61–64
- Wang XZ, Zheng YX, Cao YL et al (2012) Study on the diagnostic value of whole-organ magnetic resonance imaging score (WORMS) in knee osteoarthritis. *Zhongguo Gu Shang* 25(5):364–8. Chinese
- Windsor RE, Insall JN, Vince KG (1988) Technical considerations of total knee arthroplasty after proximal tibial osteotomy. *Bone J Joint Surg* 70 A:547–555
- Zukor DJ, Paitich B, Oakeshott RD, Brooks PJ, McAuley JP, Rudan JE, Langer F, Gross AE (1989) Reconstruction of posttraumatic articular surface defects using fresh small-fragment osteochondral allografts. In: *Bone Transplantation*. Springer, Berlin Heidelberg New York, S 293–305
- Zukor DJ, Oakeshott RD, Gross AE (1991) Fresh osteochondral allografts for post-traumatic defects of the knee. In: Goldberg VM (Hrsg) *Controversies of total knee arthroplasty*. Lippincott Williams and Wilkins, New York, S 273–290

Welche Prothesen für das Kniegelenk gibt es?

J. Jerosch

- 4.1 Hemi-Knieendoprothesen – 62**
 - 4.1.1 Historischer Überblick – 62
 - 4.1.2 Aktuelle Designkonzepte – 63
 - 4.1.3 Design des Femurimplantates – 64
 - 4.1.4 Design des Tibiaimplantates – 64
 - 4.1.5 Verankerung – 65
 - 4.1.6 Hersteller – 65
- 4.2 Patellofemorale Knieendoprothesen – 72**
 - 4.2.1 Geschichtliche Entwicklung des patellofemorales Gelenkersatzes – 72
 - 4.2.2 Traditionelle femoropatellare Endoprothesen – 72
 - 4.2.3 Moderne femoropatellare Endoprothesen – 74
 - 4.2.4 Momentan verwendete femoropatellare Endoprothesen – 74
 - 4.2.5 Indikationen zum femoropatellaren Gelenkersatz – 74
 - 4.2.6 Präoperative Planung – 75
 - 4.2.7 Postoperative Rehabilitation – 76
 - 4.2.8 Prothesendesigns – 76
 - 4.2.9 Ergebnisse des femoropatellaren Gelenkersatzes – 79
 - 4.2.10 Probleme beim femoropatellaren Gelenkersatz – 80
- 4.3 Bikompartimentelle Knieendoprothesen – 81**
- 4.4 Kreuzbanderhaltende Knieendoprothesen – 84**
 - 4.4.1 Kreuzband erhalten, hinteres Kreuzband ersetzen – 84
 - 4.4.2 „Mobile bearing“ – 85
- 4.5 Kreuzbandersetzenden Prothesen – 87**
- 4.6 Gekoppelte Knieendoprothesen – 87**
- 4.7 Zementierte versus zementfreie Fixation – 91**
- 4.8 Gleitpaarungen in der Knieendoprothetik – 92**
 - 4.8.1 Werkstoffprobleme bei der Tibiakomponente – 94
 - 4.8.2 Probleme des Werkstoffs Polyethylen – 94
 - 4.8.3 Die Belastung von Knieendoprothesen – 96
 - 4.8.4 Stabilität und Belastung von Knieendoprothesen – 96
- Literatur – 97**

4.1 Hemi-Knieendoprothesen

4.1.1 Historischer Überblick

Die ersten Aufzeichnungen über die Entwicklung von Kniegelenkprothesen gehen auf den Berliner Chirurgen Gluck im Jahre 1890 zurück. Das damals entwickelte Implantat wurden in aufwendigen Verarbeitungsprozessen aus Elfenbein gefertigt. Es handelte sich hierbei um ein Scharniergelenk, das mit vernickelten Schrauben und einem aseptischen Kitt aus Gips und Kolophonium im Knochen verankert wurde. Es wurde bei insgesamt 14 Patienten implantiert und führte aufgrund von hygienischen Mängeln zu septischen Verläufen (Gluck 1890). Seit dieser Zeit hat sich die Kniegelenksendoprothetik dank eines besseren Verständnisses der Biomechanik des Gelenkes und der verwendeten Materialien stetig verbessert. Herauskrystallisiert haben sich zwei große Klassen von Kniegelenkendoprothesen: die trikompartimentären und die unikompartimentären Implantate.

Die sog. „Unis“ finden seit etwa 25 Jahren Verwendung. Sie wurden zur Behandlung der meist monokompartimentären medialen oder lateralen Arthrose eingesetzt. Vor der Entwicklung der unikondylären Prothesen war bei Patienten mit hemilateraler Kniegelenksarthrose die Arthroese der Goldstandard. Das Konzept des monokompartimentären Kniegelenkersatzes wurde erstmals 1954 durch McKeever und Elliot vorgeschlagen. Sie entwickelten eine unikondyläre Tibiaplateauprothese aus Metall mit einer tibialen Verankerungsnut. Weitere Designentwicklungen der achslosen Kniegelenksteilersatzes gehen auf MacIntosh aus Toronto im Jahre 1954 zurück (MacIntosh 1958). Er verwendete ein aus Vitallium gefertigtes Implantat mit unterschiedlichen Stärken, mit dem nur der tibiale Defekt ersetzt wurde. Die Femurkondyle blieb ebenfalls unbehandelt. Das Konzept dieser Prothese war es, ein freies Gleiten des Implantates zwischen Femur und Tibia zu ermöglichen. Bei einem Teil der Patienten kam es jedoch aufgrund von Designmängeln zu Dislokationen.

Das Prinzip wird heute wieder aufgegriffen und kommt in der Form eines sog. Unispacers aus Kobaltchrom bei jüngeren Patienten als Platzhalter zum Einsatz. Eine Weiterentwicklung – das „polycentric knee“ – wurde im Jahr 1968 von Gunston präsentiert. Er implantierte erstmals eine Schlittenprothese aus zwei Komponenten (Metall–Kunststoff), die nach dem Low-friction-Prinzip funktionierte. Im Bereich der Femurkondyle wurde eine halbkreisförmige Metallscheibe implantiert, die über einen tibialen schienenförmig gemuldeten Block aus Polyethylen glitt. Die Prothesenverankerung erfolgte mit Knochenzement. Die femorale Komponente des „polycentric knee“ war kein echtes polyzentrisches Design und orientierte sich nur unzureichend an den anatomischen Gegebenheiten

der Femurkondyle (■ Abb. 4.1). In der klinischen Praxis zeigte dieses Prothesenmodell aufgrund der schlechten Anpassung an die anatomischen und funktionellen Gegebenheiten des Kniegelenkes nur unzureichend gute Resultate. Die originale Gunston-Prothese ist noch heute im Sir Charnley-Museum in London ausgestellt.

Das Prinzip der Schienenführung wurde anschließend durch die Weiterentwicklung von Engelbrecht verlassen. Er entwickelte einen Metallschlitten, der im Bereich der Femurkondyle implantiert wurde. Durch das punktuelle Aufsetzen der Metallschlittenkufe auf einem tibialen Polyethylenblock konnten die natürlicherweise im Kniegelenk vorkommenden Bewegungen, insbesondere der Schlussrotation nachgeahmt werden. Die Implantation dieser sog. St.-Georg-Prothese wurde erstmals im September 1969 durchgeführt. Hierbei handelte es sich um ein Modell mit drei Freiheitsgeraden ohne Zwangsführung und mit minimalem Formschluss der Kontaktflächen, was unter kinematischen Gesichtspunkten den natürlichen Maßgaben am Kniegelenk sehr nahe kam. Nachteilig wirkte sich die Tatsache aus, dass die tibiale Komponente nur in einer Größe und Stärke zur Verfügung stand. Dieser Umstand führte aufgrund der ausgedehnten Knochenresektion der Tibia gehäuft zu Stressfrakturen.

Diese Schwäche des ersten Modells der St.-Georg-Prothese wurde durch eine Weiterentwicklung von Marmor im Jahre 1972 in den USA kompensiert (Marmor). Er entwickelte ein Implantat, bei dem verschiedene Plateaustärken zur Verfügung standen. Dieses „modulare“ System wurde unter dem Namen „Marmor Modular Knee“ von der Firma Smith + Nephew Richards Medizintechnik GmbH vertrieben. Die femorale Komponente zeigte ein echtes polyzentrisches Design, welches der anatomischen Krümmung der Femurkondyle nachempfunden war. Die tibiale Komponente imitierte die anatomische Oberfläche der Tibia und stand in unterschiedlichen Stärken zur Verfügung. Das hatte den Vorteil, bei ausgedehnten Varus- und Valgusdeformitäten den tibialen Knochenverlust zu ersetzen. Das Design, die Verarbeitungstechnik und die verwendeten Materialien waren allerdings noch nicht endgültig ausgereift. Durch die femorale Komponente traten zum Teil patellare Impingementsituationen auf. Auch die dünneren tibialen Implantate von nur 6 mm zeigten aufgrund ihrer unzureichenden Elastizität gehäuft Brüche und einen vermehrten Abrieb, was zu Fehlschlägen führte.

Die Femurkomponente des sog. Modular I bestand aus Implantatestahl (ASTMF 138), die Tibiakomponente aus UHMWPE (ASTMF 648). Die Verankerung beider Komponenten erfolgte mit Knochenzement. Die Tibiakomponente wurde nach der Inlaytechnik verankert.

Beide Prothesenmodelle – die St.-Georg-Prothese und die Modularserie – wurden stetig weiterentwickelt.

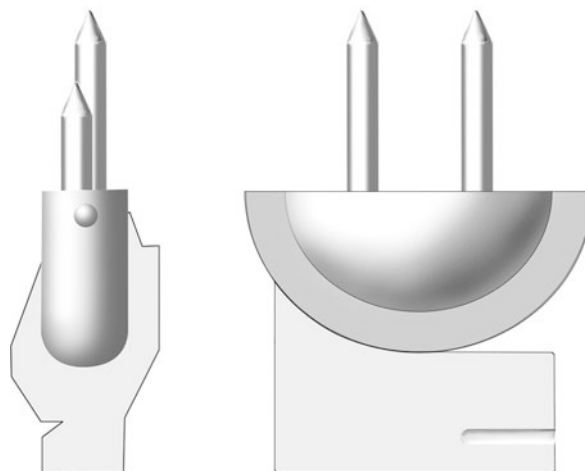
4.1.2 Aktuelle Designkonzepte

Zur Zeit existieren eine Vielzahl unterschiedlicher unikon-dylärer Implantate auf dem Endoprothetikmarkt: Die Designgrundlagen haben sich seit dieser Zeit nicht drastisch geändert. Die femorale Gleitfläche entspricht generell einer idealisierten Kondylenform. Unterschiede zeigen sich zum Teil bei den Verankerungselementen am Femurteil, beim Design der Tibiagleitfläche (eben, gekrümmt oder mobil), der Implantationstechnik des Tibiateils (Inlay- oder Onlaytechnik) respektive „metal-backed“, den zusätzlichen Verankerungselementen am Tibiaplateau sowie den operativen Zugängen (konventionell, minimal-invasiv). Unter der Inlaytechnik versteht man die spongioöse Verankerung des tibialen Implantates, während bei der Onlaytechnik das Tibiaimplantat auf der Knochenoberfläche verankert wird (kortikale Befestigung).

In den letzten 10 Jahren haben sich die unikon-dylären Kniegelenkprothesen stetig gewandelt. Jeder Chirurg hat seine bevorzugten Implantate und Implantationstechniken. Auch die Weiterentwicklung unterschiedlicher Biomaterialien hat die Designentwicklungen grundlegend beeinflusst. Trotz vieler Fortschritte in der Herstellung des Polyethylens erscheint derzeit noch das UHMWPE die optimale Beschichtung für den Oberflächenersatz der tibiale Komponente mit einer Lebenserwartung von bis zu 15 Jahren zu sein (Ly und Burnstein 1994). Letztendlich wird die Lebenserwartung des Implantates u. a. durch den Abrieb und die nachfolgenden Osteolysen bestimmt.

Durch die Erkenntnisse des sog. Kaltflusses „cold flow“ oder „cold creep“ (s. o.) bei der Analyse von Fehschlägen von unikon-dylären Prothesen Anfang der 1980er Jahre (Jonsson 1981; Knutson et al. 1981) konnte die Mindest-PE-Höhe auf 9 mm festgelegt werden. Zuvor war die Mindest-PE-Höhe von Marmor 1980 mit 6 mm vorgeschlagen worden (Marmor 1973). Demnach scheint der Kaltfluss einer allmählichen Ausdehnung des tibialen Implantates über die Zeit zu bewirken und damit die Qualität der molekularen Vernetzung und demnach den Abriebwiderstand des Polyethylens negativ zu beeinträchtigen. Schon Goodfellow und O'Conner (1978) hatten vorgeschlagen, das Polyethylen mit einem zirkumferenten Metallring zu versehen, um so eine Ausdehnung des Implantates über die Jahre zu vermindern. Letztendlich konnte ein ausreichend positiver Effekt dieser Maßnahme, die u. a. bei den Entwicklungen von Modular I und II umgesetzt wurden, nicht nachgewiesen werden.

Um die negativen Eigenschaften des Kaltflusses zu verringern, wurden Ende der 1980er Jahre verschiedene Untersuchungen durchgeführt. Wegweisend war eine Untersuchung von Ryd, der die Eigenschaften unterschiedlicher tibialer Implantate bezüglich des Kaltflusses mittels RSA nachwies. Hierbei konnte er belegen, dass bei einer



■ **Abb. 4.1** Schematische Darstellung des „polycentric knee“ nach Gunston. Im Bereich der Femurkondyle wurde eine halb-kreisförmige Metallscheibe implantiert, die über einen tibialen schienenförmig gemuldeten Block aus Polyethylen gleitet

PE-Höhe von 12 mm nur geringer sowie bei Metal-backed-Prothesen mit einer Höhe von 12 mm (3 mm Metall und 9 mm PE) kein „cold flow“ mehr nach einer Standzeit von 6 Jahren nachzuweisen war (Ryd et al. 1990). Es erschien tatsächlich, dass die Eigenschaften von „Metal-backed“-Tibiaimplantaten das Kaltflussphänomen einzugrenzen in der Lage waren. Andere Studien belegten jedoch, dass Kaltfluss insbesondere an der Grenzschicht zwischen Metall und Polyethylen, an den Insertionsstellen des Polyethylens in der Peripherie und über den Fixationsschrauben nachweisbar war (Engh et al. 1992).

Mit der Einführung der „Metal-backed“-Prothesen konnten jedoch neue Erkenntnisse gewonnen werden. Um den Knochenverlust nach Möglichkeit gering zu halten, kamen MB-Prothesen mit einer Höhe von zum Teil 7 mm zum Einsatz. Dieses entspricht einer PE-Höhe von nur 4 mm bei einer Metalldicke von 3 mm. Auch bei diesen Komponenten zeigten sich nur unzureichende Abriebeigenschaften. Die Untersuchungen von Bartel et al. (Bartel et al. 1985, 1986) legen nahe, dass bei „Metal-backed“-Prothesen eine PE-Mindesthöhe von 6 mm angestrebt werden sollte. Bei einer Metallhöhe von 3 mm ergibt sich daraus eine Mindestgesamthöhe des Implantates von 9 mm. Andere Autoren empfehlen sogar über den Schraubenlöchern eine Mindest-PE-Höhe von 8 mm (Engh et al. 1992). Insbesondere in den Randbereichen der Prothese ist auf eine ausreichende Dicke des PE zu achten. Ein Problem stellt diese Erkenntnis bei den „Metal-backed“-Prothesen dar, da durch den metallischen Randwulst des Onlays zum Teil deutliche Verminderungen der PE-Dicke zu erwarten sind. Besonders die posteriore Zone des tibialen Implantates kann bei tibialen anterioren Translationsbewegungen sehr beansprucht

werden. Aus diesem Grund erscheint eine Insuffizienz des vorderen Kreuzbandes mit anteriorer Instabilität für die zum Teil kurzen Lebenserwartung von „Metal-backed“-Prothesen verantwortlich zu sein, insbesondere dann, wenn das Tibiaimplantat ohne dorsalen Slope nicht ca. 0,5 cm nach dorsal verlagert wurde. Grundsätzlich gilt, dass ein zu dünnes PE-Onlay nach Möglichkeit vermieden werden sollte.

4.1.3 Design des Femurimplantates

Die mediale und laterale Femurkondyle sind in der Frontalebene unterschiedlich konfiguriert. Diese Tatsache hat die Entwickler von Schlittenprothesen ermutigt, unterschiedlich symmetrische mediale und laterale femorale Prothesenkomponenten in variablen Größen zu entwerfen. Daraus ergibt sich der Vorteil, dass die femorale Komponente kongruent zum Tibiaimplantat konfiguriert werden kann. Folglich sind Verkantungen während der Flexion des Kniegelenkes zwischen den femoralen und tibialen Implantaten mit zum Teil hohen punktuellen Belastungen vermeidbar. Betrachtet man das Kniegelenk in der Frontalebene, so kann durch die optimale Positionierung mit regelrechtem Alignment beider Implantate ein flächiger tibiofemorale Kontaktbereich erzielt werden. Auch in der Sagittalebene haben eine unterschiedliche Konfiguration der medialen und lateralen Femurkondyle Einfluss auf das Design des femoralen Implantates. Die Querkrümmung nimmt von distal nach dorsal kontinuierlich zu. Während distal die geringe Krümmung die Flächenpressung in der Hauptbelastungszone reduziert, vermeidet der geringe dorsale Radius einen ungünstigen Kantenlauf bei gegebenenfalls geneigter Implantation. Die geringe Krümmung im distalen Bereich ermöglicht eine bessere Verteilung der Last auf die ebene PE-Gleitfläche. Wird die Femurkomponente – wie es häufig anatomisch erforderlich scheint – leicht geneigt eingesetzt, vermeidet die größere posteriore Querkrümmung einen ungünstigen Kantenlauf auf dem Polyethylen. Da die Krümmungsradien der Kondylenrandkurve des medialen und lateralen Kondylus nicht identisch sind, kann es bei Verwendung identischer Implantate zu einer Verkleinerung des Beugespaltes kommen. Dieses Phänomen kann zu einem Anheben des anterioren Anteils des Tibiaimplantates oder zu dessen posterioren Einsinken führen. Auch sind vereinzelt in diesem Zusammenhang Extrusionen des femoralen Implantates beschrieben worden (Gacon et al. 1993; Bergmann und Süßenbach 1997)

4.1.4 Design des Tibiaimplantates

Beide Gelenkfacetten des Tibiaplateaus besitzen nahezu eine ovale Form, während die mediale Gelenkfacette konkav und die laterale annähernd konvex gekrümmt sind. Während der Flexion des Kniegelenkes wandert der tibiofemorale Kontaktpunkt mit zunehmender Beugung nach dorsal. Die Femurkondyle und das Tibiaplateau weisen aufgrund der Roll-Gleit-Kinematik eine inkongruente Anatomie auf. Die Kongruenz des medialen Kompartimentes wird durch die Anwesenheit des Meniskus garantiert. Dadurch ist insbesondere in der posterioren Region für eine leichte Überhöhung der dorsalen Tibiakante gesorgt. Die so erzeugte Kongruenz bewirkt eine Lastverteilung. Beim unikondylären Kniegelenkersatz ist von Seiten der Konstruktion der Tibiaoberfläche eine solche anatomische Simulation der Gelenkfunktion nicht möglich. Durch eine leichte Exkavation der PE-Oberfläche wird die femorotibiale Kontaktfläche maximiert. Mit zunehmender Beugung und konsekutiver Wanderung des tibiofemorale Kontaktpunktes nach dorsal kann es jedoch zu exzentrischen Belastungen kommen. Ein genaue Nachahmung der Roll-Gleit-Kinematik kann bei immobilisierenden, starr implantierten Tibiaimplantaten nicht gegeben sein. Auch eine von vielen Autoren (Neyret et al. 1997) diskutierte dorsale Erhöhung des tibialen Implantates scheint dieses Problem nicht zu lösen. Zusätzlich verbirgt sich auch hinter dieser Maßnahme die Gefahr der Verkleinerung des Beugespaltes mit nachfolgender Stressbelastung der dorsalen Tibiakante. Vielmehr erscheint ein tibialer „slope“ des Implantates von ca. 5° gegenüber dem anatomischen dorsalen Neigungswinkel des Tibiaplateaus von $10 \pm 3^\circ$ die meniskale Lastverteilung annähernd zu simulieren (Dejour und Bonnin 1994; Neyret et al. 1997; Jenny et al. 1997). Eine Möglichkeit, die tibiofemorale Kontaktfläche zu erhöhen und die Roll-Gleit-Kinematik zu simulieren, ist die Verwendung mobiler Tibiaimplantate (Goodfellow und O'Connor 1978; Argenson und O'Connor 1992). Mit Hilfe dieses Designs kann das PE während der Beugung nach dorsal wandern, um so ein anatomisches Alignment zu erhalten.

In der klinischen Anwendung brachten jedoch die sog. „mobile bearings“ eine große Anzahl von Problemen mit sich. Insbesondere wurden häufige Dislokationen (Svard 1998) beschrieben, speziell bei insuffizientem vorderem Kreuzband. Auch erschien es schwierig, das Implantat in der Frontalebene auszubalancieren. Die erwünschte Unterkorrektur führte des PE bei forcierter Flexion regelmäßig zu Dislokationen. Um diese Situation zu vermeiden, wäre eine Überkorrektur notwendig gewesen, die jedoch das kontralaterale Kompartiment schädigt. Grundsätzlich ist im Fall einer Varusdeformität die Unterkorrektur mit den „mobile bearings“ erlaubt und notwendig, jedoch nur unter der Maßgabe, dass das mediale Kollateralband fest

ist. Auch ist die Möglichkeit eines anterioren Impingement zwischen dem PE und der Femurkondyle insbesondere beim Genu recurvatum gegeben.

Ein große Nachuntersuchung von 699 „Mobile-bearing“-Implantaten wurde im Rahmen der sog. Schwedenstudie (Swedish Knee Arthroplasty Register) aus den Jahren 1983 bis 1992 durchgeführt. Die Autoren (Lewold et al. 1995) sahen eine kumulative Überlebensrate nach 6 Jahren von nur 89 %. Die meisten Revisionen erfolgten bereits in den ersten zwei Jahren postoperativ. Hautgrund waren stattgehabte Dislokationen des Meniskusimplantates. Neuere Untersuchung ebenfalls aus dem skandinavischen Raum von Svard und Price (2001) zeigten Überlebensraten von 95 % nach 10 Jahren. Diese Ergebnisse korrelieren gut mit denen anderer Autoren (Murray et al. 1998). Laut Ansicht dieser Verfasser sind die Frühversager der Schwedenstudie durch unzureichende Selektion der Patienten und mangelhafte Operationstechnik von zum Teil unerfahrenen Operateuren erklärbar. Unsere Auffassung nach sind die „mobilen Plateaus“ nur von erfahrenen Operateuren zu implantieren und sicherlich für „Uni-Anfänger“ ungeeignet.

4.1.5 Verankerung

Grundsätzlich benötigen alle tibialen „Metal-backed“-Komponenten eine tibiale Verankerung mittels „stem“. In einer Untersuchung von Railton (Railton et al. 1990) konnten die Autoren die Überlegenheit der „Metal-backed“-Prothesen mit „stem“ gegenüber stemfreien „Metal-backed“-Implantaten nachweisen. Auch die Fixation des tibialen MB-Implantates mit einer Schraube ist im Allgemeinen erlaubt (Volz et al. 1988) und findet bei einigen Modellen Anwendung. Grundsätzlich sollten bei diesen Implantaten PE-Onlays mit ausreichender Stärke gewählt werden. Verschiedene Autoren empfehlen ein PE-Onlay von mindestens 8 mm Dicke (Engh et al. 1992).

Nach Meinung vieler Autoren ist die Verwendung eines femoralen Verankerungszapfen von großer Bedeutung für die Stabilität des Implantates (Marmor 1973; Cartier und Cheaib 1987), während ein tibialer Zapfen bei einigen Modellen nur optional zur Verfügung steht. Einige Designer verzichten völlig auf den tibialen Verankerungszapfen bei den Voll-PE-Implantaten (Cartier und Cheaib 1987) und setzen vollständig auf die Onlaytechnik.

Auch bei der Ansicht bezüglich der Verwendung von Knochenzement zur Verankerung der Implantate gibt es unterschiedliche Ansichten. Grundsätzlich darf auch femoral zementfrei implantiert werden. Hierbei sollte aber auf ein biokompatibles Coating des Implantat-Knochen-Interfaces z. B. mit Hydroxylapatit geachtet werden (Cartier und Cheaib 1987; Neyret 1994). Heutzutage ist jedoch die zementierte femorale Implantatverankerung



■ Abb. 4.2 Search Evolution Uni

der Goldstandard und findet bei den meisten Operateuren breite Anwendung. An der Tibia wird nach Befragung der Operateure ebenfalls in der überwiegenden Mehrheit mit Knochenzement gearbeitet. Alternativ stehen Fixationen mit Zapfen und Schrauben zur Verfügung. Bei der Zementiertechnik sollte darauf geachtet werden, dass der Zement im posterioren Anteil nur sehr dünn ausgestrichen wird, um so sein Herausdrücken nach dorsal zu vermeiden (Bergmann und Süssenbach 1997).

4.1.6 Hersteller

Eine große Anzahl von Herstellern mit unterschiedlichen Implantaten beherrschen derzeit den Markt für unikondyläre Prothesen. In diesem Kapitel sollen auszugsweise die gängigen Implantate dargestellt werden. Die Auflistung erfolgt alphabetisch nach Herstellern ohne Anspruch auf Vollständigkeit.

Aesculap – Search Evolution Uni (■ Abb. 4.2)

Das femorale Implantat Die femoralen Implantate liegen in vier Größen, jeweils rechts medial und lateral sowie links medial und lateral vor. Das Implantatmaterial besteht aus CoCr29MO-Legierung nach ISO 58832-4. Die Stärke der femoralen Komponente beträgt 5 mm. Die anterior-posteriore Krümmung der Femurkomponente ist einer Cardiod-Kurve nachempfunden. In der Frontalebene ist die Femurkomponente im Bereich von 16° leicht gekrümmt.



■ **Abb. 4.3** AMC Unikondylar Knieprothese (Mit freundlicher Genehmigung der Corin Group)

Das tibiale Implantat Das Tibiaimplantat steht ausschließlich als „Metal-backed“-Variante zur Verfügung, eine Voll-PE-Variante gibt es nicht. Zu jeder von drei Standardimplantatgrößen gibt es eine Plusgröße mit erweitertem Sagittaldurchmesser. Die tibialen Gleitflächen stehen in vier Stärken (8, 10, 12, und 14 mm) zur Verfügung. Eine Verankerung mittels „stem“ oder Schraube ist nicht vorgesehen. Die endgültige Implantation erfolgt mit Zement.

Implantationstechnik Die Instrumentierung des tibialen Schnitts erfolgt mittels extramedullärem Ausrichtungssystem, das in Form von zwei Tibia-Sägeblöcken (rechts-me-

dial/links-lateral und rechts-lateral/links-medial) zur Verfügung steht. Im tibialen Sägeblock ist eine nach 3° posterior abfallene Schnittebene integriert. Die femorale Positionierung des Implantates erfolgt mittels intramedullärer Ausrichtung. Das femorale Implantat ist für die Stabilisierung mit Zement vorgesehen. Der operative Zugang erfolgt konventionell.

Alphanorm – AMC Unikondylar-Knieprothese (■ **Abb. 4.3**)

Die AMC-Schlittenprothese wird ausschließlich als Mobile-bearing-Variante angeboten. Sowohl die tibiale als auch die femorale Komponente stehen als Modell mit Titan/Ha-Beschichtung und als unbeschichtete Version zur zementfreien und zementierten Implantation zur Verfügung.

Das femorale Implantat Die Femurkomponente weist knochenseitig zwei konische Fixationszapfen auf. Die posterioren Kondylenradien sind deutlich abgeflacht. Sowohl die beschichtete als auch die unbeschichtete Variante sind in vier Größen verfügbar.

Das tibiale Implantat Das tibiale Implantat verfügt über eine längsgerichtete Verankerungsfinne. Es finden acht unterschiedliche Größen Verwendung, die jeweils mit PE-Gleitlagern von 4–12 mm Stärke ausgestattet werden können.

Implantationstechnik Die tibiale Resektion erfolgt mit Hilfe einer extramedullären Ausrichtung. In der Sagittalebene ist anhand des Resektionsblocks eine dorsale Neigung der Gelenkfläche von 7° vorgegeben. Die Frontalsägeschnitte können durch Resektionsblöcke in 2° Valgus- oder Varusstellung korrigiert werden. Die Präparation des Femurs erfolgt anhand einer speziellen Bohrlehre. Die distalen Kondylenanteile werden mittels Fräser reseziert.

Biomet Merck – Oxford III – unikondylärer Knieersatz (■ **Abb. 4.4**)

Die dritte Generation der Oxford-Prothese stellt eine Weiterentwicklung der im Jahre 1978 von Goodfellow und O'Connor vorgestellten Meniskusprothese dar und lässt sich unter den Prothesentyp „mobile bearing“ subsumieren. Die Oxford-Prothese wurde nur für eine anteromediale Varusgonarthrose entwickelt. Eine unbedingte Voraussetzung für die Indikationsstellung ist die Intaktheit des vorderen Kreuzbandes. Die Oxford-Phase-3-Prothese ist für den minimal-invasiven Einsatz vorgesehen.

Das femorale Implantat Das Femurimplantat steht in 3 Größen zur Verfügung und besteht aus einer gegossenen CoCrMo-Legierung. Das Design ist der zweiten Genera-



■ **Abb. 4.4** Oxford III – unikondylärer Knieersatz (Mit freundlicher Genehmigung der Fa. Biomet Merck)

tion der Oxford-Prothese nachempfunden, mit dem Unterschied, dass jetzt unterschiedliche Größen erhältlich sind. Die Implantate sind parametrisch und weisen folgende Radiusabmessungen auf: small = 22 mm, medium = 23,8 mm, large = 25,7 mm. Zur femoralen Verankerung befindet sich zusätzlich ein Verankerungszapfen im Bereich des anterioren knochenseitigen Implantates.

Das tibiale Implantat Das Tibiaimplantat besteht ebenfalls aus einer gegossenen CoCrMo-Legierung. Zur Verfügung stehen 6 Größen für links und rechts. Das Implantat ist durch eine plane Oberfläche gekennzeichnet, die medial durch eine metallische Leiste begrenzt ist. Die endgültige Fixation erfolgt mit Knochenzement. Hierdurch sollen ein anteromedialer Implantatüberstand und ein Impingement verhindert werden. Die Meniskusimplantate bestehen aus einem im Hochdruckverfahren formgepressten, Argon-Edelgas-sterilisierten Polyethylen ultrahoher Dichte. Die Oberfläche des PE-Onlays ist oval exkaviert.

Implantationstechnik Grundsätzlich ist eine minimal-invasive Operationstechnik möglich und wird mittels speziellem Instrumentarium vorbereitet. Die Instrumentierung des tibialen Schnitts wird durch ein extramedulläres Ausrichtungssystem vorgegeben. Im tibialen Sägeblock ist eine nach 7° oder 5° posterior abfallende Schnittebene integriert. Die femorale Positionierung des Implantates erfolgt mittels intramedullärer Ausrichtung. Das femorale Implantat ist für die Implantation mit Zement vorgesehen.



■ **Abb. 4.5** Repicci-II-System zum unikondylärer Oberflächenersatz (Mit freundlicher Genehmigung der Fa. Biomet Merck)

Biomet Merck – Repicci-II-System zum unikondylären Oberflächenersatz (■ **Abb. 4.5**)

Das von J. A. Repicci propagierte System zum unikondylärem Oberflächenersatz basiert auf einer Weiterentwicklung der Modularserie von Marmor. Für dieses Endoprothesenmodell wird grundsätzlich die minimal-invasive Operationstechnik empfohlen.

Das femorale Implantat Das Femurimplantat steht in 4 Größen jeweils für links-medial/links-lateral und rechts-medial/rechts-lateral zur Verfügung. Zur femoralen Verankerung findet sich zusätzlich zu dem Verankerungszapfen eine sagittal ausgerichtete Finne. Der Hersteller empfiehlt grundsätzlich eine Zementierung des femoralen Implantates.

Das tibiale Implantat Das Tibiaimplantat ist sowohl als Voll-PE oder „Metal-backed“-Implantat erhältlich. Zur Verfügung stehen 3 Größen mit 4 Variationsmöglichkeiten. Die endgültige Fixation des Implantates erfolgt mit Knochenzement.

Implantationstechnik Grundsätzlich soll eine minimal-invasive Operationstechnik durchgeführt werden. Zunächst erfolgt nach parapatellarer Schnittführung die Resektion der dorsalen Femurkondyle. Anschließend nach Menispektomie und Platzierung eines femoralen Extraktors wird die Tibiapräparation mittels Fräse vorgenommen. Auch bei der Femurpräparation wird ausschließlich eine Fräse verwendet, indem freihändig ca. 2 mm der Oberfläche abgetragen werden. Nach femoraler Bohrzapfenpräparation und Einbringen der Femurschlitze können die Probeimplantate positioniert werden.



■ **Abb. 4.6** Allegretto – unikondylärer Oberflächenersatz (Mit freundlicher Genehmigung der Fa. Zimmer)

Centerpulse – Allegretto – unikondylärer Oberflächenersatz (■ **Abb. 4.6**)

Das von Centerpulse vertriebene Allegretto-Prothesensystem zum unikondylärem Oberflächenersatz basiert auf einer Weiterentwicklung der Modularprothesen von Marmor. Das Prothesendesign wurde von Ch. Broc und S. Romagnoli konzipiert.

Das femorale Implantat Die Femurkomponente besteht aus CoCrMo (Protasul-2) und weist die typische Kufenform eines Schlittens auf. Auf der femoralen Seite des Implantates befindet sich eine Verankerungsfinne, die in ihrem mittleren und anterioren Anteil durch parallele Nuten verstärkt wird. Die Femurprothese steht in den Versionen „Standard“ mit 2 mm und „distal verstärkt“ mit 4 mm zur Verfügung. Beide Versionen werden in drei Größen von 44 mm, 51 mm und 60 mm geliefert.

Das tibiale Implantat Die Tibiakomponente ist sowohl in einer „Metal-backed“- als auch in einer Voll-PE-Variante erhältlich. Die „Metal-backed“-Tibiakomponente besteht aus Ti6Al7Nb (Protasul-100) und ist mit CP-Titanium (Protasul-Ti, Sulmesh) umschichtet. Das Onlay besteht ebenso wie die Voll-PE Version aus UHMW Polyethylen (Sulene-PE). Beide Komponenten stehen in 4 unterschiedlichen Größen (38 mm, 41 mm, 44 mm und 48 mm) zur Verfügung. Die „Metal-backed“-Version ist in 5 unterschiedlichen Stärken von 7,5–15 mm, die Voll-PE-Version in 4 Stärken von 9–15 mm verfügbar.

Implantationstechnik Der Zugang zum Kniegelenk erfolgt konventionell. Die tibiale Resektion wird mit Hilfe einer extramedullären Ausrichtung durchgeführt. Der dorsale Neigungswinkel des tibialen Schnittes kann mit 0°, 3° oder 5° gewählt werden. Die Positionierung der femoralen Komponente wird anhand dreier anatomisch festgelegter Bezugspunkte vorgenommen. Die tibiale und femorale Komponente werden beide mit Knochenzement verankert.

Depuy – Preservation-MIU-Kniesystem

Das von Depuy vertriebene Preservation-System zum unikondylärem Oberflächenersatz des Kniegelenkes wurde in Zusammenarbeit mit Orthopäden und Chirurgen aus den USA, Deutschland, Frankreich, Australien und Neuseeland entwickelt. Das Design und die Operationstechnik sind auf ein minimal-invasives Vorgehen ausgerichtet. Das Preservation-Uni-System basiert für die „Fixed-bearing“-Version auf dem Robert Brigham-Uni-Condylar, später P.F.C. Uni und P.F.C. SIGMA Uni; während die „Mobile-bearing“-Version aus dem LCS classic UNI und LCS Uni weiterentwickelt wurde.

Das femorale Implantat Die Femurkomponente besteht aus CoCrMo und steht in 5 unterschiedlichen Größen zur Verfügung. Das Design entspricht der typischen idealisierten Kufenform. Femoralseitig befindet sich eine sagittal ausgerichtete Verstärkungsfinne mit einem anterioren Verankerungszapfen.

Das tibiale Implantat Die Tibiakomponente steht als „Metal-backed“-Variante sowohl als „fixed“ als auch als „mobile bearing“ zur Verfügung. Zusätzlich wird die Produktreihe durch ein Voll-PE Implantat komplettiert. Die „Metal-backed“-Tibiakomponente besteht aus CoCrMo. Das Onlay für die „Metal-backed“-Version als auch für das Voll-PE Implantat sind aus UHMW-Polyethylen gefertigt. Beide „Metal-backed“-Komponenten stehen als rechte und linke Version in 5 unterschiedlichen Größen mit 3 Stärken von 9,5–13,5 mm zur Verfügung. Die „Metal-backed“-Version ist in 5 unterschiedlichen Stärken von 7,5–15 mm, die Voll-PE-Version in 4 Stärken von 9–15 mm verfügbar. Die Voll-PE Version wird ebenfalls als rechte oder linke Variante vertrieben. Die Stärken variieren in drei Schritten von 7 mm, 9,5 mm auf 1,5 mm.

Implantationstechnik Der Zugang zum Kniegelenk erfolgt durch eine minimal-invasive Schnittführung. Zur Resektion der tibialen Gelenksfläche kann eine extramedulläre Ausrichtung verwendet werden. Hierbei sollte ein posteriorer Neigungswinkel der tibialen Resektionsfläche von 3–5° gewählt werden. Die Ausrichtung der femoralen Komponente wird anhand eines „rotating and sizing



▣ **Abb. 4.7a–c** Preservation-MIU-Knieendoprothese (Mit freundlicher Genehmigung der Fa. DePuy Orthopaedics Inc.)

guide“ festgelegt. Die femorale und die tibiale Komponente werden mit Knochenzement fixiert.

Endoplast – UC-PLUS Solution – unikondyläre Knieendoprothese (▣ **Abb. 4.8**)

Die UC-PLUS Solution ist sowohl für den minimal-invasiven als auch für den konventionellen Zugang konzipiert. Beide Komponenten sind aus CoCrMo gefertigt.

Das femorale Implantat Die Femurkomponente verfügt über eine Stärke von 4 mm. Femoralseitig sind zwei kurze anterior und mittig positionierte Zapfen und ein niedriger Verstärkungssteg positioniert. Beiderseits des Verstärkungsstegs finden sich durchgehende Zementtaschen mit einer Tiefe von 1 mm. Das Femurimplantat steht in fünf verschiedenen Größen (2, 4, 6, 8 und 10 mm) zur Verfügung.

Das tibiale Implantat Es stehen eine Voll-PE und eine „Metal-backed“-Tibiakomponente (Tibiaplateau aus CoCrMo und modularer Tibia-PE-Einsatz) jeweils für die linke und rechte Seite sowie medial und lateral zur Verfügung. Die Tibiakomponente weist zum Knochen hin einen halbrunden Steg auf. Zur Verbesserung der Verankerung des Polyethylens auf dem Zement weist die Voll-PE-Tibiakomponente zusätzlich Zementnuten auf. Die PE-Gleitfläche ist vollkommen eben. Die Voll-PE-Version wird direkt mit Knochenzement auf die tibiale Komponente fixiert und kann in 5 verschiedenen Größen (40, 44, 48, 52, 56 mm) und Höhen (8, 10, 12, 14 und 16 mm) geliefert werden. Die „Metal-backed“-Variante steht in gleichen Größen zur Verfügung und wird mittels Schraube fixiert.

Implantationstechnik Der Zugang zum Kniegelenk erfolgt durch eine konventionelle Schnittführung. Unter Zuhilfenahme einer extramedullären Ausrichtung kann die pos-



▣ **Abb. 4.8** UC-Plus Solution – unikondyläre Knieendoprothese (Mit freundlicher Genehmigung der Fa. Endoplast)

teriore und seitliche Neigung zur Resektion der tibialen Gelenkfläche festgelegt werden. Die seitliche Ausrichtung der femoralen Komponente sowie die Rotation um die Femurlängsachse erfolgen manuell.



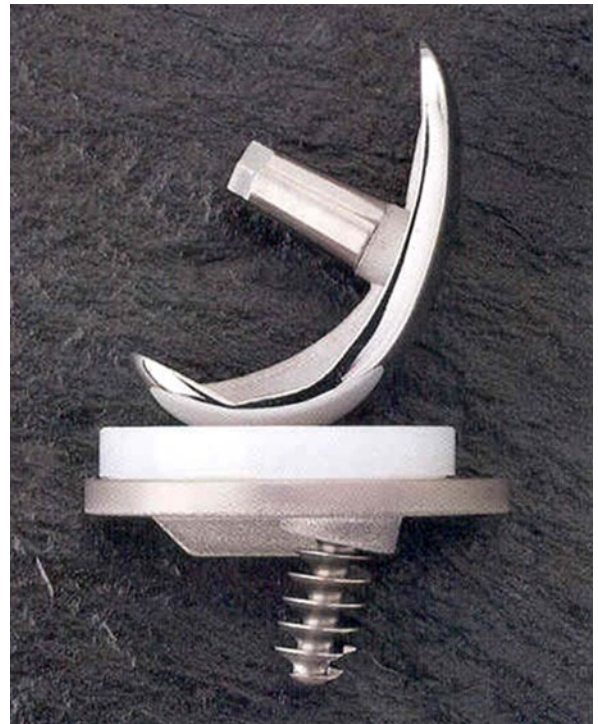
■ **Abb. 4.9** Link-Schlittenprothese Endomodell (Mit freundlicher Genehmigung der Fa. Link)

Link – Schlittenprothese Endomodell (■ **Abb. 4.9**)

Die Link-Schlittenprothese Endomodell ist eine Weiterentwicklung der Alloplastik Modell St. Georg. Die femorale und tibiale Komponente sind aus einer Chrom-Kobalt-Gusslegierung gefertigt.

Das femorale Implantat Der sagittale polyzentrische Kurvenverlauf der femoralen Komponente ist dem Schlittenprothesenmodell St. Georg nachempfunden. Dagegen ist der transversale Radius des Implantates diskret abgeflacht. Die Rückfläche des femoralen Implantates ist mit einer oberflächenvergrößernden globulären Struktur versehen. Zusätzlich finden sich zwei Verankerungszapfen im anterioren und posterioren Anteil des Implantates. Die femorale Komponente wird in 4 Größen hergestellt.

Das tibiale Implantat Das tibiale Implantat steht sowohl als Voll-PE als auch als „Metal-backed“-Version zur Verfügung. Die Unterseite der Metallunterlage ist ebenfalls mit der oberflächenvergrößernden globulären Struktur



■ **Abb. 4.10** Genesis – Uni (Mit freundlicher Genehmigung der Fa. Smith & Nephew)

versehen. Zusätzlich befindet sich an der Unterseite eine Verankerungsrippe. Die tibiale Komponente wird in den Größen 45, 50 und 55 mm hergestellt. Bei den „Metal-backed“-Plateaus sind Größen für die Höhen 7, 9, 11 und 13 mm, bei den Voll-PE-Implantaten in den Höhen 11 und 13 mm verfügbar.

Implantationstechnik Bei der Resektion der Tibiagleitfläche wird die Verwendung einer extramedullären Ausrichtung vorgeschlagen. Der Hersteller empfiehlt eine posteriore Neigung der Tibiakomponente von 6°. Die Ausrichtung der Femurkomponente erfolgt manuell. Die tibiale und femorale Komponente werden mit Knochenzement fixiert.

Zur Zeit wird vornehmlich der minimal-invasive Zugang zum Kniegelenk propagiert.

Smith & Nephew – Genesis – Uni (■ **Abb. 4.10**)

Das Genesis-Uni-Modell ist eine Weiterentwicklung der Modularserie von Marmor. Das Design und die Operationstechnik wurde durch P. Cartier konzipiert.

Das femorale Implantat Die Femurkomponente wird aus einer Chrom-Kobalt-Gusslegierung gefertigt und imitiert typischerweise die Kondylenform des Femur. Die anteriore Kante ist abgeflacht. Auf der femoralen Seite befindet



■ **Abb. 4.11** Accuris (Mit freundlicher Genehmigung der Fa. Smith & Nephew)

sich neben dem anterioren Verankerungszapfen ein sagittal ausgerichteter Antirotationskiel.

Das tibiale Implantat Das tibiale Implantat steht sowohl als Voll-PE als auch als „Metal-backed“-Version zur Verfügung. Die Unterseite der Metallunterlage besitzt eine keramiksandgestrahlte Auflagefläche mit Zementtrillen, einen medialen Fixationskiel und eine zylindrische Senkung zur Einbringung von Verankerungsschrauben (16 und 22 mm) oder Tibiadübeln. Die Tibiabasis ist diskret asymmetrisch gearbeitet steht jeweils in rechts-lateral/links-lateral und rechts-medial/links-medial in jeweils 6 Größen zur Verfügung. Die PE-Onlays liegen jeweils in den Stärken 8, 9, 10, 12, und 15 mm vor. Die Voll-PE Variante wird zementiert, die „Metal-backed“-Version zementfrei fixiert.

Implantationstechnik Zur Zeit findet noch vornehmlich der konventionelle Zugang zum Kniegelenk Verwendung. Eine speziell entwickelte minimal-invasive Operationstechnik unter dem Namen Accuris (■ **Abb. 4.11**) mit eigenem Instrumentarium ist derzeit in Entwicklung und wird voraussichtlich in diesem Jahr zur Verfügung stehen. Zusätzlich ist auch eine Zirkonium-Beschichtung in Planung. Zur Resektion der Tibia gleitfläche wird eine extramedullären Ausrichtung verwendet. Eine posteriore Neigung der Tibiakomponente von 5–10° wird vorgeschlagen. Die Ausrichtung der

Femurkomponente erfolgt anhand anatomischer Landmarks. Die Resektion der femoralen Oberfläche erfolgt mittels Femurfräser. Bei der minimal-invasiven Operationsmethode wird der Femurfräser auf die resezierte Tibia fest fixiert aufgebracht. Die Schneide des Fräasers ist femoral ausgerichtet. Zur Vorbereitung des femoralen Implantatlagers wird das Kniegelenk lediglich mehrfach durch gebeugt. Eine umständliche Ausrichtung der Femurkomponente entfällt. Das Instrumentarium erlaubt neben einer Inlay- und Onlaytechnik ein sog. „alternate reaming“.

Zimmer – M/G unikondyläres Knie

■ **Abb. 4.12)**

Das M/G unikondyläre Knie wurde in Zusammenarbeit mit Jo Miller und Jorge O. Galante sowie Mitarbeitern entwickelt. Das M.I.S.-Instrumentarium („Minimal Invasive Solution“) steht vorwiegend für die minimal-invasive Operationstechnik zur Verfügung.

Das femorale Implantat Das femorale Implantat entspricht der typischen Kondylenform und liegt in 7 verschiedenen Größen von 42–60 mm vor. Der ventrale Anteil ist etwas zugespitzt konfiguriert, um ein retropatellares Impingement zu vermeiden. Die mediolaterale Seite der Femurprothese ist runder und breiter gestaltet. Zusätzlich sind auf der femoralen Seite zwei abgewinkelte Zapfen positioniert. Die knochenseitige Implantatfläche ist mit PMMA-Zement vorbeschichtet.

Das tibiale Implantat Die Tibiafixationsplatte ist in 5 verschiedenen Größen mit unterschiedlichen a/p und m/l-Ausmaßen als „Metal-backed“-Version erhältlich. Die zugehörige Tibia gleitfläche steht in 5 Höhen von 8–14 mm zur Verfügung. Die knochenseitige Implantatfläche weist neben zwei Verankerungszapfen und einer dreieckigen Verankerungsflosse die typische PMMA-Zementbeschichtung auf. Zusätzlich wird auch eine Voll-PE-Tibiafixationsplatte angeboten.

Implantationstechnik Neben der konventionellen Operationstechnik steht mit dem M.I.S.-Instrumentarium auch eine minimal-invasive Lösung zur Verfügung. Die minimal-invasive Technik beginnt mit der Femurpräparation mittels intramedullärer Ausrichtung. Anschließend erfolgen die Resektion der distalen Femurkondyle und die Bestimmung der Femurgröße. Nach Abschließen der Femurpräparation wird die Tibiaresektion mittels extramedullärer Ausrichtung vorgenommen. Sowohl das femorale als auch das tibiale Implantat sind für die Zementfixation vorgesehen.

Eine Übersicht über die unikondylären Schlittenprothesen findet sich in ■ **Tab. 4.1**.



■ **Abb. 4.12** M/G unikondyläre Knie (Mit freundlicher Genehmigung der Fa. Zimmer)

4.2 Patellofemorale Knieendprothesen

Die Anwendung der isolierten femoropatellaren Endoprothetik wird insgesamt kontrovers diskutiert (Oberlander et al. 1998; Saleh et al. 2005; Lonner 2007). Während das peripatellare Schmerzsyndrom in der Praxis sehr häufig ist (Fulkerson 1994), ist doch die Ätiologie dieses Schmerzphänomens nicht immer evaluierbar (Fulkerson 1994; Dye 2005; Saleh et al. 2005). In den letzten Jahren zeigt sich zunehmend das patellofemorale Gelenk als Ursache für Beschwerden und degenerative Veränderungen (Davies et al. 2002).

4.2.1 Geschichtliche Entwicklung des patellofemoralen Gelenkersatzes

Erfahrungen mit dem isolierten patellofemoralem Gelenkersatz werden seit 1955 gemacht, es gibt immer wieder neue Entwicklungen. In den 1950er Jahren waren es zunächst McKeever (1955), die als erste über den patellofemoralem Gelenkersatz berichteten und dies als bessere Alternative zur Patellektomie oder zum reinen Patellashaving empfahlen (Krajca-Radcliffe und Coker 1996; Kooijman et al. 2003). McKeever entwickelte im Jahre 1955 einen Oberflächenersatz der Patella, dabei ließ er die Trochlea unbearbeitet.

1973 publizierte Levitt eine ähnliche Studie wie McKeever mit jedoch längerem Nachuntersuchungszeitraum. Seine Studie unterstützte McKeever's ursprüngliche Erfahrung, dass der patellare Gelenkersatz eine gute Alternative darstelle. Langzeiterfahrungen wurden später durch Pickett und Stoll mitgeteilt, die in 39 von 45 Patienten mit einer McKeever-Prothese ein gutes Ergebnis über 22 Jahre nach der initialen Implantation fanden (Krajca-Radcliffe und Coker 1996).

4.2.2 Traditionelle femoropatellare Endprothesen

Schon früh wurden bei verschiedenen Prothesen sowohl ein Resurfacing der Patella als auch ein Trochlea-Gelenkersatz durchgeführt (Balzina et al. 1979; Lubinus 1979). Viele dieser älteren Designs hatten eine sehr tief ausgeformte Trochlea, die so konstruiert war, dass der Streckmechanismus sicher passiv geführt werden konnte.

1974 entwickelte Richards Medical das Bechtol-I-System, welches das Konzept des beidseitigen Resurfacing des patellofemoralem Gelenkes beinhaltete (Sisto und Sarin 2006) (■ Abb. 4.13). In der weiteren Folge wurde das verbesserte Modell Typ II im Jahre 1976 entwickelt. Das besondere Merkmal der Weiterentwicklung war die

■ **Tab. 4.1** Auflistung der gängigen unikondylären Prothesentypen (ohne Anspruch auf Vollständigkeit)

Prothese	Hersteller	Vorgängermodell	Inlay	Onlay	Zementiert	Nicht zementiert	MB	Mobil	FP
Search Evolution Uni	Aesculap	Search Classic		x	x		x		
AMC Unikondylar Knieprothese	Alpha-norm			x	x	X		x	
Oxford III – unikondylärer Knieersatz	Biomet Merck	Oxford II		x	x		x		
Repicci II	Biomet Merck	Repicci	x		x		x		x
Allegretto	Center-pulse			x	x		x		x
Preservation – minimal-invasiver unikondylärer Knie-System	Depuy	P.F.C. Uni und P.F.C Sigma Uni (fixed-bearing); LCS classic UNI und LCS Uni (mobile-bearing)		x	x		x	x	x
UC-Plus Solution	Endoplast			x	x	X	x		x
Schlittenprothese Endo-Modell	Link	St. Georg II		x	x		x		x
Genesis – Uni	Smith & Nephew	Modular III		x	x	X	x		x
Accuris	Smith & Nephew	Genesis Uni	x	x	x		x		x
M/G unikondyläre Knie	Zimmer			x	x		x		x

Fortführung der trochlearen Komponente bis in den interkondylären Notchbereich (Blazina et al. 2005). Eine Design-Änderung wurde von Blazina et al. in Form eines patellofemorale Resurfacing publiziert (Kooijman et al. 2003).

In Zuge dieser Entwicklungen entstanden Implantate, die aus einem Patellarückflächenersatz aus Polyethylen und einer trochlearen Komponente mit einer Metalllegierung bestehen (Arciero und Toomey 1988; Krajca-Radcliffe und Coker 1996; Merchant 2004; Argenson et al. 2005; Sisto und Sarin 2006; Ackroyd et al. 2007). Bei isolierter patellofemorale Arthrose und patellofemorale Gelenkersatz besteht die Möglichkeit, die übrigen Gelenkanteile, insbesondere hinsichtlich ihrer Kinematik zu erhalten und so einen Oberflächenersatz des Gesamtgelenkes zeitlich hinauszuzögern (Saleh et al. 2005).



■ **Abb. 4.13** Bechtol-Prothese (1. und 2. Generation). (Mit freundlicher Genehmigung der Fa. Smith & Nephew)

4.2.3 Moderne femoropatellare Endoprothesen

In den 1990er Jahren gab es eine Änderung der Entwicklung des femoropatellaren Gelenkersatzes. Hier wurde nur der ventrale Anteil des Femur oberflächlich reseziert, um eine relativ flache Trochlea zu implantieren. Die Idee war hierbei eher, durch ein Weichteilmanagement und durch eine Weichteilbalancing die Stabilität der Kniescheibe zu erhalten bzw. wieder zu gewinnen. Mit dieser Technik war es auch möglich, eine leichte Außenrotation der femoralen Komponente zu implementieren, was wiederum zu einer Verbesserung des Patellatrackings beitrug. Die Geometrie der femoralen Komponente ähnelte mehr dem eines Oberflächenersatzes in der modernen Endoprothetik.

4.2.4 Momentan verwendete femoropatellare Endoprothesen

Die Avon-Prothese wurde in Europa im letzten Jahrzehnt sehr häufig verwendet. Dieses Prothesendesign basiert auf einem symmetrischen Gleitlager in Anbindung an die Kinemax-Oberflächenersatzendoprothese. Da bei allen modernen Kniesystemen eine Rechts-Links-Variante vorlag, war es sinnvoll, ein solches Design auch beim femoropatellaren Gelenkersatz mit zu implementieren. In diesem Jahrzehnt kamen dann unterschiedliche Trochleakomponenten mit einer Rechts-Links-Variante auf den Markt (FCV, Journey, Performance). Hiervon gibt es jedoch naturgemäß bisher nur kurz- bis mittelfristige Ergebnisse. Der Journey femoropatellare Gelenkersatz weist eine S-förmige Trochlea auf, die auf dem Genesis-Prinzip basiert. Hierdurch wird eine Verbesserung der Patellaführung erreicht. Dieses Implantat ist auch in einer Oxinium-Variante erhältlich, was eine verbesserte Tribologie mit Polyethylen-Komponente im Bereich der Patella erwarten lässt.

Aktuelle Entwicklungen beinhalten die individuell angepasste patellofemorale Arthroplastik, bei der anhand von Computertomographien und einer speziellen Software die Patienten direkt für sie hergestellte Prothesen erhalten. Eine Studie von Sisto mit einem Nachuntersuchungszeitraum von 73 Monaten macht es jedoch schwierig, die Überlegenheit dieser Methode zu belegen (Krajca-Radcliffe und Coker 1996, Sisto und Sarin 2006). Seit der Publikation von Blazina im Jahre 1979 werden unterschiedliche Erfolgsraten des femoropatellaren Gelenkersatzes beschrieben. Diese reichen von 44–90 % (Kooijman et al. 2003).

Aufgrund dieser sehr variablen Ergebnisse wird die Therapie der Femoropatellararthrose nach wie vor kontro-

vers diskutiert. Nicht wenige Operateure ersetzen sogar das gesamte Kniegelenk bei isolierter Femoropatellararthrose, um konsistentere Ergebnisse zu erreichen. Die Thematik bleibt nach wie vor, dass durch die sehr variablen Ergebnisse sich für den einzelnen Fall offensichtlich nicht sicher das klinische Ergebnis vorhersagen lässt.

4.2.5 Indikationen zum femoropatellaren Gelenkersatz

Mit zunehmendem Verständnis der Trochleadysplasie wird offensichtlich, dass die Hauptursache der femoropatellaren Arthrose bei Patienten mit nicht erkannter Trochleadysplasie zu sehen ist. Obwohl eine Femoropatellararthrose natürlich auch bei einer tibiofemorale Arthrose als genereller Befall des Kniegelenkes mit eine Rolle spielen kann, hat es sich doch in den letzten Jahren gezeigt, dass bei einer normalen femoropatellaren Anatomie degenerative Veränderungen des Femoropatellargelenkes eher unwahrscheinlich sind (Merchant 1988).

In den meisten publizierten Patientenkollektiven spielt die laterale Facettenarthrose in Kombination mit Instabilität oder Mal-Tracking infolge einer Trochleadysplasie die entscheidende Rolle zur Indikationsstellung eines femoropatellaren Gelenkersatzes. Besonders klar wurde dies nach der Beschreibung der Trochleadysplasie durch die Lyon-Gruppe (Dejour et al. 1990). Hendrix und Newman (2006) zeigten, dass im Jahr 2003 in 11 von 48 durchgeführten femoropatellaren Gelenkersätzen eine Trochleadysplasie diagnostiziert wurde. Bei mehr als 50 % einer Gruppe von 40 Patienten unter einem Alter von 55 mit einer isolierten Femoropatellar-Arthrose zeigte sich eine Trochleadysplasie. Die Diagnose wurde gestellt anhand eines positiven Crossingsigns in der lateralen Aufnahme (Hendrix und Newman 2006). Es hat sich gezeigt, dass Patienten mit einer Trochleadysplasie eine Vielzahl initialer Symptome aufweisen. Nur 2/3 hatten in der Vorgeschichte eine Patellaluxation (Kulkarni et al. 2008). Dejour et al. (1994) zeigten, dass 90 % der Knie mit einer luxierten Patella ein positives Crossingsign in der lateralen Röntgenaufnahme aufweisen. Diese Daten unterstreichen wiederum, dass die Trochleadysplasie der Hauptparameter für das Entstehen einer Femoropatellararthrose darstellt, wobei nicht immer in der Anamnese komplette Luxationen der Kniescheibe vorliegen müssen. In der Mehrzahl der Fälle wird es sich um Subluxationen aufgrund geänderter Biomechanik gehandelt haben (Utting et al. 2005).

Obwohl zweifelsfrei die Trochleadysplasie der haupt-ätiologische Faktor für die Entwicklung einer Femoropatellararthrose darstellt, können auch andere biomechanische Gründe eine Rolle für die Überlastung des

femoropatellaren Gelenkknorpels spielen. Bereits vor vielen Jahren stellten Goodfellow et al. (1976) dar, dass die meisten Bereiche des patellaren Gelenkknorpels nur wenig Kontakt im Rahmen des Bewegungsablaufes haben. Auch Patellafrakturen stellen zweifelsfrei ein Risiko für eine Femoropatellararthrose dar, obwohl dieses Risiko zweifelsfrei überschätzt wird, da aufgrund des relativ dicken patellaren Knorpelüberzuges das Ausbilden einer Arthrose eher selten ist.

Das entscheidende Problem beim femoropatellaren Gelenkersatz ist es, tibiofemorale Arthroseprobleme auszuschließen. Bereits ab einem Arthrosegrad nach Kellgren Grad I besteht eine Kontraindikation für den isolierten femoropatellaren Gelenkersatz (Arciero und Toomey 1988; Argenson et al. 1995; Krajca-Radcliffe und Coker 1996; Mirjam de Winter et al. 2001; Kooijman et al. 2003; Leadbetter und Ragland 2005; Lonner 2007). Alle anderen Gelenkanteile außer den femoropatellaren müssen somit völlig intakt sein, dieses gilt in der Regel auch für den Kreuz- und Seitenbandapparat. Natürlich kann auch bei intakten femorotibialen Gelenkanteilen nach Implantation einer femoropatellaren Endoprothese im Laufe der Zeit eine tibiofemorale Arthrose entstehen, die weitere operative Maßnahmen notwendig machen kann (Arciero und Toomey 1988; Kooijman et al. 2003). Neben Kreuz- und Seitenbandanteilen müssen auch die Menisken intakt sein (Lonner 2007). Die Rahmenbedingungen machen deutlich, dass es in der Regel jüngere und mehr aktive Patienten sind, die Kandidaten darstellen. Das mittlere Alter der Patienten mit femoropatellarem Gelenkersatz bläuft sich auf etwa 50 Jahre (Krajca-Radcliffe und Coker 1996; Argenson et al. 2005; Lonner 2007). Viele dieser Patienten haben bereits eine lange Historie mit rezidivierenden Patellaluxationen, entsprechender Trochleadysplasie und sekundären Veränderungen oder auch posttraumatischen Veränderungen, insbesondere nach Patellafraktur (Argenson et al. 1995; Argenson et al. 2005).

Im Rahmen der klinischen Untersuchung ist es wichtig zu dokumentieren, dass der Schmerzbereich des Kniegelenkes das patellofemorale Gelenkkompartiment umfasst. Die reine Chondromalazie oder oberflächliche Knorpelschäden sind Kontraindikationen für einen femoropatellaren Gelenkersatz (Arciero und Toomey 1988, Argenson et al. 1995, de Winter et al. 2001). Gleichzeitig müssen alle Varus-Valgusdeformitäten oder rotatorischen Deformitäten bei der Implantation eines femoropatellaren Gelenkersatzes berücksichtigt werden (Leadbetter und Ragland 2005).

Ganz exakte Indikationskriterien für den femoropatellaren Gelenkersatz sind schwierig, da die Variabilität der Beschwerden sehr groß ist und auch ganz verschiedene Erkrankungsstadien differenziert werden müssen. In der Regel haben die Patienten eher einen anterioren

Knieschmerz, der verstärkt wird durch das Treppensteigen. Eine intensive konservative Therapie sollte primär durchgeführt werden.

Indikationen für den femoropatellaren Gelenkersatz:

- Erhebliche klinische Beschwerden und hoher Leidendruck
- Versagen der konservativen Therapie
- Radiologischer Nachweis einer schweren patellofemorale Arthrose
- Deutliche Femoropatellararthrose beim älteren Patienten
- Laterale Femoropatellararthrose beim Patienten im mittlere Lebensalter
- Keine tibiofemorale Arthrosezeichen
- Patient ohne Malalignment bzw. mit korrigiertem Malalignment
- Kreuz- und Seitenbänder sowie Menisken sind intakt

Relative Indikation für den femoropatellaren Gelenkersatz

- Gescheitertes Realignment-Operationen:
- Jüngerer Patient im frühen Krankheitsstadium
- Patellainstabilitäten in Kombination mit einer Femoropatellar-Arthrose, welche üblicherweise aufgrund einer Trochleadysplasie entstanden sind
- Gescheiterte Patellektomie
- Chronische Luxationen des Femoropatellar-Gelenkes mit gleichzeitiger Arthrose (Ackroyd et al. 2004; Hau und Newman 2008)
- Posttraumatische Arthrose
- Anhaltende Beschwerden nach einer Patellektomie
- Anhaltende anteriore Knieschmerzen bei hinterer Kreuzbandinstabilität bei Vorliegen einer bikompartimentellen Arthrose in Kombination mit einem unikompartimentellen Kniegelenkersatz

Kontraindikation für den femoropatellaren Gelenkersatz

- Patella baja (infera)
- Patella alta
- CRPS
- Arthrodesis
- Achsfehlstellung
- Fixes Streckdefizit
- Eingeschränkte Flexion
- Knorpelerkrankung im Frühstadium (vorderer Knieschmerz)

4.2.6 Präoperative Planung

Hier können 5 Schritte differenziert werden:

- Diagnosestellung und Absicherung
- Einschätzung der generellen Situation des Patienten.
Hier gilt es ganz besonders wichtig, für den Patienten



■ **Abb. 4.14** PFJ (Mit freundlicher Genehmigung der Fa. Smith & Nephew)

realistische Erwartungen für den Eingriff zu definieren und insbesondere Patienten mit psychologischen Auffälligkeiten auszuschließen (Walton und Newman 2008).

- Vorbereiten des Patienten auf die Erfolgsaussichten und die Rehabilitationsphase. Obwohl der femoropatellare Gelenkersatz nur eine Teilprothese darstellt, ist der Rehabilitationsverlauf dennoch nicht zu unterschätzen. Die Patienten müssen auch darauf hingewiesen werden, dass das Kniegelenk nach der Operation nicht völlig normal ist und dass nach wie vor bei bestimmten Aktivitäten, insbesondere bei Sportarten Einschränkungen vorliegen werden.
- Festlegung des Operationszuganges, insbesondere bei bereits vorbestehenden Narben sowie Festlegen des Procederes hinsichtlich eventuell weiterer operativer Maßnahmen.
- Auswahl der Prothese

4.2.7 Postoperative Rehabilitation

Die postoperative Rehabilitation ist vergleichbar zur der eines Oberflächenersatzes im Bereich des Kniegelenkes. Hierzu zählen eine präoperative Antibiotikatherapie und Thromboseprophylaxe bis zur Vollbelastung. Von physiotherapeutischer Seite aus kann das Kniegelenk unmittelbar nach dem Eingriff mobilisiert werden, es kann eine Teilbelastung erfolgen. Der Progress der Rehabilitation hängt sehr ab von der Anzahl der Voroperationen und vom Kniestreckapparat im Speziellen. Eine CPM-Maschine kann mit Anwendung finden. Wichtiger sind jedoch aktive Maßnahmen, eventuell auch im Sinne eines Biofeedbacks zum möglichst raschen Auftrainieren der Muskulatur und zu einer möglichst raschen Wiederherstellung der intramuskulären Koordination.

4.2.8 Prothesendesigns

Smith & Nephew – PFJ

Bei dem PFJ-Implantat von Smith & Nephew handelt es sich um ein anatomisches und asymmetrisch geformtes Implantat (■ Abb. 4.14). Die posteriore Fixation erfolgt mit vier Zapfen in einem zementierten Lager. Die Geometrie der Trochlea ist angelehnt an die Genesis II-Prothese. Der laterale Kondylus ist leicht prominent. Insgesamt gibt es vier verschiedene Größen.

Designcharakteristika sind:

- Breites Implantatbett
- Anatomisch, asymmetrisch (rechts/links)
- 4 Größen
- 4-Zapfen-Fixierung
- Lateralisierte Trochleagrube (S-Kurve)
- Erhöhte laterale Flanke
- Genesis-II-Trochlea-Geometrie
- Passt zu allen Genesis-II-Patellen bzw. auch zur natürlichen Patella

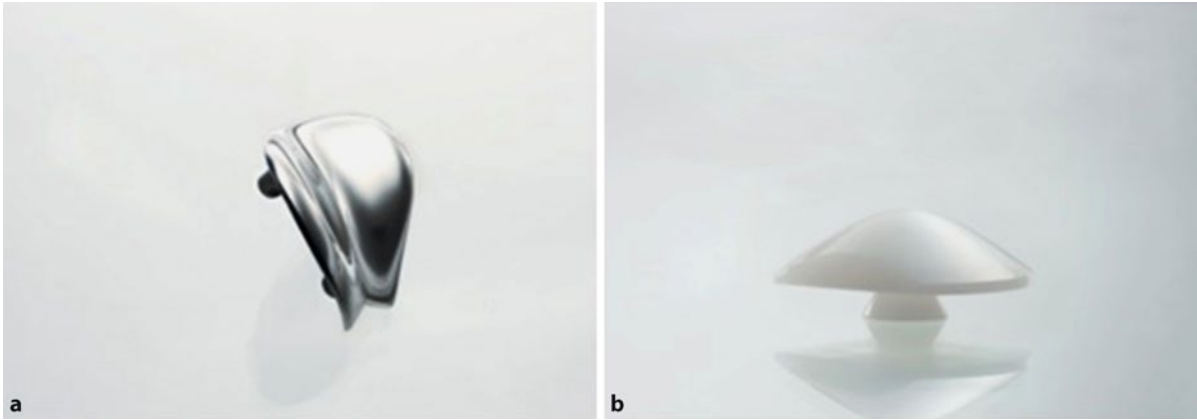
Link – Lubinus-Prothese

Bei der Lubinus-Prothese der Firma Link handelt es sich um eine Metall-Kunststoff-Kombination (■ Abb. 4.15). Die Form wurde so gewählt, dass sie den üblichen Knie-scheibengrößen und den Variationen der femoralen Gleitlager angepasst ist. Die femorale Komponente besteht aus einem nur einseitig verwendbaren, konkav gewölbten, dünnen Chrom-Kobalt-Implantat, das an der dem Knochen zugewandten Seite mit drei Zapfen mit Knochenzement verankert wird. Die Gleitschale ist nach lateral und kranial ausgezogen, um der stärkeren Belastung dieses Gelenkabschnittes und einer möglichen Patellainstabilität entgegen zu wirken. Die Polyethylen-Kniegescheibenkomponente ist mit drei runden Zentralzapfen, die konisch hintereinander gefräst sind, versehen. Die dem Gelenk zugewandten Seite ist leicht erhaben und findet eine Führung in der konkaven Femoralrinne. Die Ausrichtung der Patellaoprothese erfolgt während des Einsetzens in den noch verformbaren Zement durch Artikulationsbewegungen. Hierdurch wird eine optimale Kongruenz der beiden Prothesenkomponenten angestrebt. Der Patellarückflächenersatz und das Patellagleitlager werden in drei verschiedenen Größen geliefert.

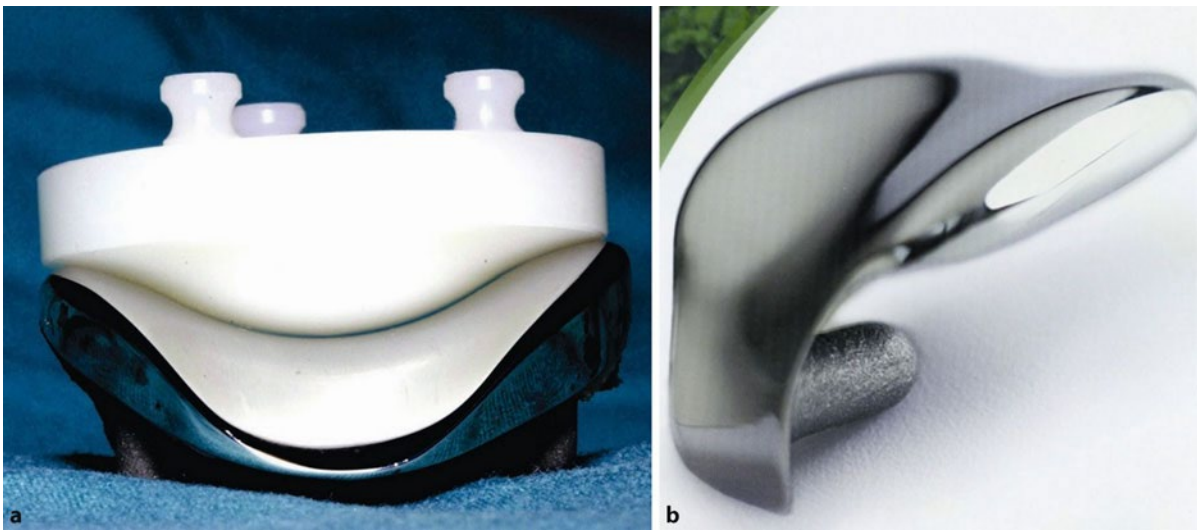
Der Trochleaersatz ist relativ schmal, es kommt zu einer starken Zwangsführung der Patella.

Biomet – Natural Knee, Vanguard

(■ Abb. 4.16)



▣ Abb. 4.15a,b Lubinus-Prothese (Mit freundlicher Genehmigung der Fa. Link)



▣ Abb. 4.16a,b Natural Knee (Mit freundlicher Genehmigung der Fa. Vanguard)



■ Abb. 4.17 PFJ (Mit freundlicher Genehmigung der Fa. DePuy)

DePuy – PFJ (■ Abb. 4.17)

Zimmer – Gender Solutions Patello-Femoral Joint System (■ Abb. 4.18)

Das Zimmer-System hat geschlechtsspezifische Designeigenschaften, die die Firma Zimmer auf Grund Ihrer Erfahrung mit dem Gender-Knee gewonnen hat. Nach Aussage von Zimmer kann hiermit besser der Implantatbedarf gedeckt werden, der bei den Unterschieden weiblicher und männlicher Kniegelenke vorhanden sind. Für die kleinen Größen (1–4) stehen Implantate mit weiblichem Designcharakteristiken zur Verfügung. Beim größeren Implantat passt das Femurdesign zum Standardknie (Nexgen). Der dünnere anteriore Femurschild trägt dazu bei, ein Overstuffing sowie einen Implantatüberstand zu vermeiden. Dies soll für ein besseres Bewegungsausmaß sorgen. Ein vergrößerter Sulkuswinkel wird dem unterschiedlichen Q-Winkel bei der Patellaführung weiblicher und männlicher Kniegelenke gerecht. Die Implantation erfolgt mit einem geführten Fräs-System. Das Implantat besteht aus einer geschmiedeten Chrom-Kobalt-Legierung.

Arthrosurface – Wave (HemiCAP) (■ Abb. 4.19)

Die Wave-Prothese ist der kleinste Femoropatellar-Gelenkersatz auf dem Markt. Es handelt sich hierbei um eine reine



■ Abb. 4.18 Gender Solutions Patello-Femoral Joint System (Mit freundlicher Genehmigung der Fa. Zimmer)

Inlayprothese, die in das Femoropatellarlager hineingearbeitet wird. Das Implantat ist aus einer Kobalt-Chrom-Legierung gefertigt und besitzt eine Unterseitenbeschichtung.

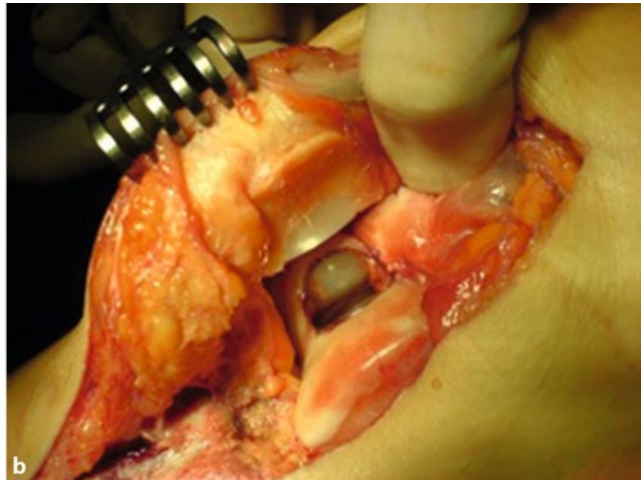
Stryker – Avon (■ Abb. 4.20)

Das Design basierte auf der Knie-Totalprothese Kinemax Plus, die von P. Walker (1991) entwickelt wurde. Sie weist eine gute Patellofemoral-Kinematik auf und zeigt in Kontrollstudien einen sehr geringen Anteil an Patellofemoral-Komplikationen (<0,3 %) (Harwin 1998; Black et al. 2001). Die Trochlea-Achse liegt auf einer Linie mit der mechanischen Achse des Beins und nicht mit der anatomischen Achse des Femurschafts. Daher wird keine anatomische Prothese für die rechte und linke Seite erforderlich.

- Design-Kriterien: 1994
- Gelenkflächen-Ersatz (minimale Knochenresektion)
- Außenrotation der Femurkomponente
- Breite Trochleafläche, keine Einschränkung in der Streckung
- Erfasste und in der Flexion stabile Patella



a



b

■ **Abb. 4.19a,b** Wave (HemiCAP) (Mit freundlicher Genehmigung der Fa. Arthrosurface)

- Kongruente Artikulation über den gesamten Bereich
- Verbesserte Patellofemorale-Führung in der mechanischen Achse
- 4 Komponentengrößen

Das Design zeichnet sich durch einen breiten symmetrischen Trochleaersatz und eine geringe Zwangsführung aus. Die Präparation der Trochlea ist jedoch freihand.

4.2.9 Ergebnisse des femoropatellaren Gelenkersatzes

Die Ergebnisse des femoropatellaren Gelenkersatzes werden in der Literatur differenziert diskutiert. Insgesamt sind die Veröffentlichungen gekennzeichnet durch relativ kleine Patientengruppen, die dann eventuell auch noch in der Autorenklinik behandelt wurden. Häufig sind die Gruppen auch nicht derart analysiert, dass man eine exakte Überlebensrate errechnen kann. Dennoch erlauben viele Statistiken zumindestens die Revisionsraten zu objektivieren (Arciero und Toomey 1988; Argenson et al. 1995; De Cloedt et al. 1999; Tauro et al. 2001; de Winter et al. 2001; Kooijman et al. 2003; Merchant 2004; Cartier et al. 2005; Ackroyd et al. 2007). Bei diesen Zahlen ist jedoch zu bedenken, dass ein Überleben des Implantates nicht immer mit einem klinischen Erfolg gleichzusetzen ist. Weiterhin ist zu bedenken, dass gerade beim femoropatellaren Gelenkersatz die Schwelle für eine Revisionsoperation eher gering angesehen wird und es danach häufig dennoch nicht zu einer Verbesserung der Patientensymptomatik kommt. Hierauf ist sicherlich auch zurückzuführen, dass die Überlebensraten eines reinen femoropatellaren Gelenkersatzes im Vergleich zu einem Oberflächenersatz am Kniegelenk deutlich niedriger



■ **Abb. 4.20** Avon (Mit freundlicher Genehmigung der Fa. Stryker)

sind. Bei einem Oberflächenersatz am Kniegelenk ist die Notwendigkeit für eine erneute Revision sicherlich eher deutlich höher. Es gibt drei Artikel (de Winter et al. 2001; Kooijman et al. 2003; Cartier et al. 2005), die Langzeitergebnisse mit der Richards-Prothese publiziert haben und durchaus über gute funktionelle Ergebnisse berichten. Die Autoren zeigen jedoch gleichzeitig eine relativ hohe Komplikationsrate auf, welche mit einer doch eher nicht akzeptabel hohen Zahl von Revisionsoperationen nach dem Gelenkersatz einhergingen; dieses schließt Patellektomien, ein Extensoren-Realignment-Verfahren, ein laterales Release sowie einen Wechsel auf eine Vollprothese mit ein. Am häufigsten sahen die Autoren offensichtlich den Progress hin zu einer tibiofemorale Arthrose, insbesondere im Bereich des medialen Gelenkspaltes. Polyethylenabrieb und Lockerung der trochlearen Komponente stellten nur sehr selten ein klinisch relevantes Problem dar, obwohl die trochleare Komponente sehr

■ Tab. 4.2 Überlebensrate von femoropatellarem Gelenkersatz

Prothese	Anzahl	Nachuntersuchungszeit (Jahre)	% Überlebensrate	Autor
Autocentric	66	5	85	Argenson
Avon	85	5	96	Ackroyd
LCS	15	4	100	Merchant
Lubinus	76	8	72	Tauro
Richards	24	11	80	de Winter
Richards	56	16	79	Kooijman
Richards	79	10	75	Cartier
Richards/CSF	25	5	72	Arciero
Richards	45	5	80	De Cloedt

tief war und eine hohe Konformität für die V-förmige Polyethylenkomponente der Patella vorlag. Ähnliche Probleme wurden berichtet bei einem 7-Jahres-Follow-up mit der Lubinus-Prothese, die ebenfalls eine sehr tiefe trochleare Komponente aufwies (Tauro et al. 2001). Trotz durchaus akzeptabler Kurzzeitergebnisse lag aufgrund dieser Erfahrungen die Überlebensrate nach 15 Jahren etwa im Bereich von nur 75 %.

Die Bristol-Kniegruppe berichtete 96 % über 5-Jahres-Ergebnisse mit den ersten 100 Avon-Prothesen mit einer exzellenten Schmerzreduktion (Merchant 2004), was eine deutliche Verbesserung im Vergleich zu den älteren Implantaten, wie beispielsweise die Lubinusprothese darstellte (Tauro et al. 2001). In einer weiteren Publikation werden über 400 Avon-Prothesen beschrieben mit einer Revisionsrate nach 10 Jahren von nur 8 %. Diese Prothesen wurden dann unmittelbar in einen Oberflächenersatz umgewandelt (Mulford et al. 2009) Die Hauptursache war wiederum der Progress in eine tibiofemorale Arthrose. Dies kann sowohl lateral als auch medial erfolgen (Nicol et al. 2006). Der Progress in eine femoropatellare Arthrose erfolgte jedoch deutlich seltener bei jüngeren Patienten, die aufgrund einer Trochleadysplasie operiert wurden (De Cloedt et al. 1999).

Seit der ersten Implantation der Avon-Prothese im September 1996 wird eine prospektive Studie zu ihren Ergebnissen durchgeführt. Es wurden 370 primäre Arthroplastien bei isolierter Patellofemoralarthritits und ausgeprägtem Knorpelschaden durchgeführt, die nicht auf eine konservative oder chirurgische Behandlung ansprachen. Mit dem Bristol-Knee-Index (Bach et al. 2002) wurden Schmerzen, allgemeine Patientenfunktionalität und kniespezifische Funktionalität dokumentiert. Daneben wurde der Melbourne-Patella-Index (Feller et al. 1996) verwendet, der speziell Informationen über die Patellofemoralfunktion aufzeichnet. Die Patienten wurden zudem anhand des

Oxford-Knee-Index (Dawson et al. 1998) bewertet, einem krankheitsspezifischen, vollständig von Patienten validierten Bewertungssystem. In jüngster Zeit wurde auch der WOMAC-12-Index (Whitehouse et al. 2003) eingesetzt.

Die Patienten wurden nach 8 Monaten, 2 Jahren, 5 Jahren und 8 Jahren untersucht, weitere Kontrollen erfolgen nach 10, 12 und 15 Jahren. Die durchschnittliche Bewertung wird für alle untersuchten Patienten aufgezeichnet, mit Ausnahme derjenigen, die aufgrund von Tod oder Revision ausfallen. Die Durchschnittsergebnisse haben sich nach 2 Jahren und 5 Jahren um 50 % verbessert. Nach 5 und 8 Jahren wurden 113 Kniee revidiert, der Punktedurchschnitt blieb mit einer leichten Verbesserung zufriedenstellend. Eine interessante Feststellung besteht darin, dass die durchschnittliche Bewertung für alle Abschlussmaßnahmen über den Kontrollzeitraum von 8 Jahren bemerkenswert gleichbleibend ist. Bei einer steigenden Anzahl von Patienten, die in die Studie aufgenommen wurden, waren keine Änderungen in den Durchschnittsergebnissen zu verzeichnen. Dies scheint ein Anzeichen für konstante Leistungen der Arthroplastik zu sein. Anfänglich wurden die meisten Eingriffe vom leitenden Autor durchgeführt, der Test wurde jedoch mittlerweile auf 10 verschiedene Chirurgen, von denen einige als Assistenzärzte tätig sind, erheblich ausgeweitet (■ Tab. 4.2) (Feller et al. 1996; Ackroyd und Newman 2001, 2005).

4.2.10 Probleme beim femoropatellaren Gelenkersatz

Technisch besonders schwierig ist das Alignment bei femoropatellaren Alloarthroplastiken einzuschätzen. Häufig entstehen dadurch auch revisionsbedürftige Situationen (Krajca-Radcliffe und Coker 1996; de Winter et al. 2001; Tauro et al. 2001; Kooijman et al. 2003). Die Revision

einer derartigen Prothese und der Wechsel in eine Vollprothese ist technisch dann jedoch auch gut ausführbar (de Winter et al. 2001; Tauro et al. 2001; Smith et al. 2002; Kooijman et al. 2003; Argenson et al. 2005; Cartier et al. 2005). Sichere Angaben über die Revisionshäufigkeit gibt es nicht. Es zeigt sich jedoch, dass gerade bei patellaren Instabilitäten und Malalignmentsituationen häufig ein femoropatellarer Gelenkersatz zur Revision ansteht (Arciero und Toomey 1988; Krajca-Radcliffe und Coker 1996; Tauro et al. 2001; Smith et al. 2002; Argenson et al. 2005), wobei in neueren Publikationen mit zunehmender Beachtung der Weichteilführung der Patella die Revisionshäufigkeit scheinbar etwas abnimmt (Cartier et al. 2005; Sisto und Sarin 2006; Ackroyd et al. 2007).

Ein spezifisches Problem beim femoropatellaren Gelenkersatz stellt das Anheben der Trochleagrube dar; hier resultiert ein zu hoher Anpressdruck im PF-Gelenk. Ein weiteres spezifisches Problem stellen keine oder zu wenig Außenrotation dar, da die laterale Anhebung der anterioren Flanke einen ordentlichen Patellalauf reduziert und den Anpressdruck erhöht.

Die Komplikationen sind ansonsten vergleichbar mit einem traditionellen Oberflächenersatz im Bereich des Kniegelenkes. Falls ein laterales Release notwendig wurde, ist das Risiko einer postoperativen Blutung immer immanent vorhanden. Mit den modernen Designs, insbesondere bei einer leichten Außenrotation der femoralen Komponente, ist die Notwendigkeit eines lateralen Releases jedoch ausgesprochen selten. Unter diesem Aspekt ist es auch eventuell sinnvoll, den Eingriff ohne Blutsperr durchzuführen. Hierdurch ist auch eine bessere Weichteilbalancierung zu erreichen. Eines der Hauptprobleme stellt die nicht gute Führung der Patella dar, so dass auch nach dem Eingriff noch ein Maltracking vorliegt. Im Zweifelsfall muss eventuell nochmals eine Computertomographie durchgeführt werden, um die Komponentenplatzierung zu objektivieren (Mulford et al. 2009).

4.3 Bikompartimentelle Knieendoprothesen

Nicht selten findet sich neben einer medialen Arthrose auch eine Retropatellararthrose. Die Häufigkeit dieser bikompartimentellen Arthrose wird in der Regel unterschätzt. 2002 beschrieb Davis im Rahmen einer radiologischen Untersuchung an 206 Knien bei 174 Patienten über 40 Jahren radiologische Arthrosezeichen, wobei die häufigste Kombination im Bereich der medialen und patellofemoralen Arthrose lag.

Eigene Untersuchungen (Jerosch et al. 2009) zeigten bei endoprothetischen Versorgungen/Kniegelenken ein Verteilungsmuster der IV.-gradigen Arthrose in 71 % im

medialen Kompartiment und 32 % im femoropatellaren Kompartiment, wohin dagegen 36 % im lateralen Kompartiment eine Arthrose aufwiesen. Die überwiegende Mehrzahl der Patienten hatte somit einen medialen und patellofemoralen Gelenkbefall mit noch intaktem lateralen Kompartiment. In der gleichen Studie zeigte sich in unserem Kollektiv bei 78 % der Patienten noch ein suffizientes vorderes Kreuzband.

Die Verwendung einer Standard-Knieendoprothese führt in einem solchen Fall zum Verlust des vorderen Kreuzbandes in seiner mechanischen, aber auch in seiner sensomotorischen Funktion sowie auch gleichzeitig zum Verlust des noch intakten Gelenkknorpels auf der lateralen Seite. Verschiedene Autoren unterstreichen die Problematik des Verlustes des vorderen Kreuzbandes hinsichtlich der Kniegelenkkinematik (Dennis 2003; Nobel 2005). Es kommt zu einer sog. paradoxen anterioren femoralen Translation, bei welcher der klassische obere Gleitmechanismus, insbesondere im lateralen Gelenkkompartiment aufgehoben wird und es so zu einer reziproken Translation nun überwiegend im medialen Gelenkkompartiment aufgrund des Verlustes des vorderen Kreuzbandes kommt.

Daneben wird durch den Verlust des vorderen Kreuzbandes auch die Schlussrotation des Kniegelenkes erheblich gestört. Die notwendige Innenrotation der Tibia bei zunehmender Beugung erfolgt nicht mehr und schränkt somit die Fähigkeit der tiefen Beugung ein. Des Weiteren führt der gestörte posteriore Gleitmechanismus zu einer deutlichen Reduzierung der Effizienz des Kniestreckapparates; dies führt wieder zum Risiko der Überlastung der Patella mit nachfolgendem peripatellaren Schmerzsyndrom. Hieraus resultiert, dass es auch zu einer erhöhten Belastung der Streckmuskulatur beim Kreuzband-insuffizienten Kniegelenk kommt. Neben den rein mechanischen Faktoren spielen natürlich auch sensomotorische Störungen eine entscheidende Rolle. Die Entfernung des vorderen Kreuzbandes führt sekundär zu einer Beeinflussung der Muskelspannung der kniegelenkübergreifenden Muskulatur.

Bereits seit den 1980er Jahren ist bekannt, dass propriorezeptive Formationen aus den Kreuzbändern in den Körper gelangen (Halata et al. 1999). Gómez-Barrena et al. (1996) konnten einen axonalen Transport von Neurotransmittern vom Kreuzband in das Spinalganglion nachweisen. Schon davor postulierten Solomonow et al. (1987) eine Synergie zwischen vorderem Kreuzband und den Kniebeugern. Hierbei zeigt sich ein Reflex I. Grades durch die vorderen Kreuzbandrezeptoren, des Weiteren ein Reflex II. Grades durch die Muskel- und Kapselrezeptoren.

Die mechanische Belastung des vorderen Kreuzbandes führt zu positiven Ausschlägen im EMG (Elektromyogramm) der Kniebeuger (Miyatsu et al. 1993). Eine

EMG-Antwort der Kniebeuger und der Semitendinosussehne bei elektrischer Stimulation des vorderen Kreuzbandes nach 50–380 ms kann durch eine Lokalanästhesie blockiert werden (Tsuda et al. 2001).

Man muss somit davon ausgehen, dass das Kreuzband mit seinen Mechalrezeptoren als intraartikulärer Sensor anzusehen ist, welcher in der Lage ist, mechanische Belastungen in afferente Impulse umzuwandeln. Hierbei kommt es offensichtlich zu einem sog. „Feed-forward“-Mechanismus, da ein direkter Reflexmechanismus nicht schnell genug ist, um Spitzenbelastungen beispielsweise beim Valgusstress im Zuge eines Unfalls früh genug zu kompensieren. Bei einem derartigen Mechanismus treten Maximalbelastungen bereits nach 40–70 ms auf (Kannus et al. 1992).

Der oben genannte Reflex ist jedoch nicht schnell genug, wenn er erst mit der Belastung einsetzt. Johansson (1991) zeigte den oben genannten „Feed-forward“-Mechanismus auf, der über einen Gamma-Motor-Neuronen-Mechanismus zu einer Tonuserhöhung der kniegelenkübergreifenden Muskulatur führt. In der sportmedizinischen Literatur ist der Verlust der Propriozeption im Rahmen von Kreuzbandverletzungen bekannt. Hierbei kommt es jedoch nicht nur zu einem unilateralen Defizit, sondern bei Ruptur des vorderen Kreuzbandes auch zu einem bilateralen propriozeptiven Defizit (Jerosch et al. 1998).

Klinisch zeigt sich somit bei Patienten mit einer vorderen Kreuzbandruptur eine erhebliche Beeinträchtigung der Sensomotorik der Betroffenen, aber auch der kontralateralen Seite. Die Frage, ob eine Defizienz des vorderen Kreuzbandes einen Einfluss auf die Funktion bei kniealloarthoplastischen Gelenkersatz hat, wurde bisher nur wenig in der Literatur diskutiert. Fuchs et al. (2003) untersuchten die propriozeptive Fähigkeit vom Patienten nach bilateraler Schlittenimplantation. Sie zeigten auf, dass Patienten nach Knieendoprothesenersatz mit Erhalt der intraartikulären Strukturen eine vergleichbare Propriozeption aufweisen, wie gesunde altersgemischte Probanden. Stiehl et al. (2000a) führten in vivo Untersuchungen in Form von belasteten, fluoroskopischen, klimatischen Analysen in einem dreidimensionalen Computermodell durch. Sie verglichen hierbei 16 Patienten, die jeweils das vordere und hintere Kreuzband erhalten hatten, mit 6 Prothesen, bei denen nur das hintere Kreuzband stehen blieb. Die Autoren zeigten, dass die hinteren Kreuzband erhaltenen Prothesen in jeder Studie die schlechteste Kinematik aufwiesen.

Komistek et al. (2003) verglichen 15 Patienten mit einer das vordere Kreuzband erhaltenen Prothese mit 15 Patienten, bei dem nur das hintere Kreuzband erhalten wurde. Sie konstatierten, dass Patienten mit Erhalt des vorderen Kreuzbandes ein kinematisches Muster aufweisen, das

deutlich ähnlicher einem normalen Kniegelenk war, als bei den Patienten, bei denen nur das hintere Kreuzband erhalten wurde.

Moro-oka et al. (2007) verglichen die Kinematik bei Patienten mit alloarthoplastischen Gelenkersatz bei Erhalt des vorderen und hinteren Kreuzbandes mit Fällen mit nur Reinerhalt des hinteren Kreuzbandes. Sie zeigten, dass der Erhalt beider Kreuzbänder eine grundlegende Eigenschaft für die normale Kinematik darstellte.

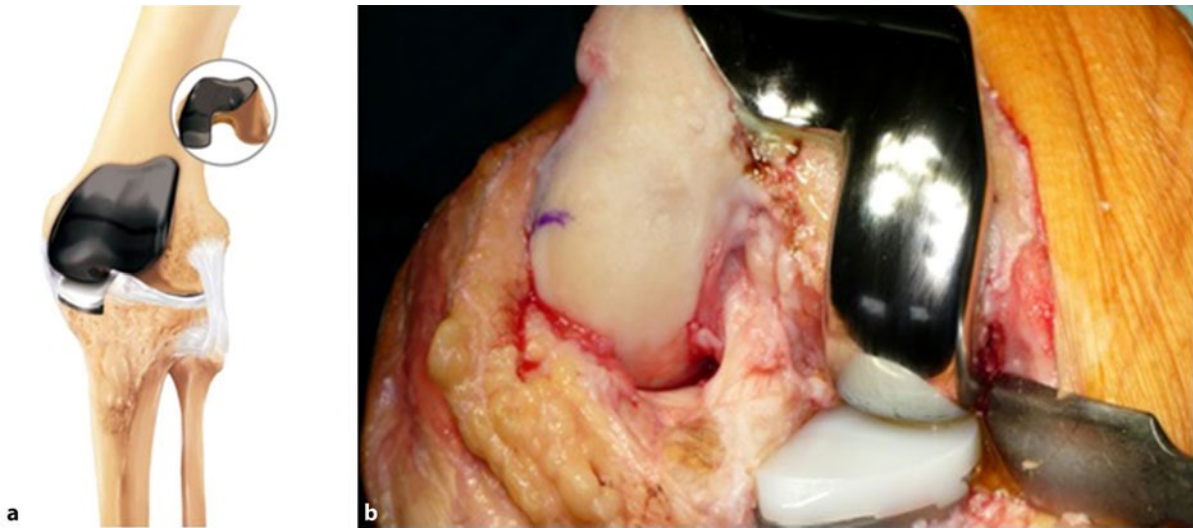
Der Verlust des vorderen Kreuzbandes ist bei Gonarthrosepatienten vielfach dokumentiert (Engh und Ammeren 2004). Hierbei wird jedoch nicht immer klar, ob zuerst eine vordere Kreuzbandverletzung vorlag und es dann zur Arthrose kam oder ob ein intaktes Kreuzband durch mechanische oder entzündliche Faktoren im Rahmen der Arthrose zerstört wird.

Es ist somit auch nicht verwunderlich, dass bei Patienten mit einer Totalendoprothese deutliche Einschränkungen in der Ganganalyse zu verzeichnen sind; dieses gilt hinsichtlich der Reduktion der Ganggeschwindigkeit, der Schrittlänge und der maximalen Beugung während der Stand- und Schwungphase; insbesondere zeigt sich eine Flexionsinstabilität im Sinne eines abnormen Wegknickens besonders beim Bergab- bzw. Treppaufsteigen (Dorr et al. 1988).

Daneben konnte in einer Osteoarthrostudie der Universität Ulm im Jahre 2005 nachgewiesen werden, dass sportliche Aktivitäten von endoprothetisch versorgten Kniegelenken eher abnahmen (von 42 % vor der Operation auf 34 % nach der Operation). Eine Vielzahl der Patienten waren hinsichtlich ihrer Erwartungshaltung eher enttäuscht. In anderen Untersuchungen zeigte sich ein hohes Maß an Patientenunzufriedenheit aufgrund persistierender Schmerzen bis zu 25 %. In einer Erhebung der Gmünder Ersatzkasse im Jahr 2005 waren sogar 55 % der Patienten unzufrieden.

Bereits seit den 1990er Jahren wurde vereinzelt und hier dann speziell in Frankreich und Italien versucht, bei bikompartimentellen Kniegelenksarthrosen eine Totalendoprothese zu vermeiden, um insbesondere auch die hinteren Kreuzbänder zu erhalten. Aubaniac und Argenson kombinierten eine mediale Schlittenendoprothese mit einem femoropatellaren Gelenkersatz. Ein vergleichbares Konzept wurde von Cartier in Frankreich und Romagnoli in Italien in größeren Zahlen angewendet.

2008 publizierte Argenson 15-Jahresergebnisse mit diesem Konzept und berichtete eine Überlebensrate von 54 %. Die zu diesem Zeitpunkt noch unbefriedigenden Standzeiten für die Überlebensraten wurden auf die teilweise nicht ausreichenden Prothesendesigns, insbesondere im patellofemorale Gelenkanteil zurückgeführt. Gleichzeitig wurde aber auch damals darauf hingewiesen, dass die Operationstechnik anspruchsvoll sei.



■ Abb. 4.21a,b Deuce-Prothese (Mit freundlicher Genehmigung der Fa. Smith & Nephew)

2003 begann die Entwicklung einer Knieendoprothese, bei der die patellofemorale und die mediale Komponente durch die Firma Smith & Nephew komplett in einem Implantat zusammengefasst wurden. Die Einführung in den Markt begann im Februar 2007 zunächst in den USA, dann im Oktober 2007 in Europa. Das femorale Prothesendesign beinhaltet sechs Größen, die im a. p.-Durchmesser von Größe zu Größe um 3,5 mm differieren. Die posteriore Kondyle ist symmetrisch geformt, um eine entsprechende Artikulation mit dem flachen Tibiadesign zu ermöglichen (Flat-und-Flat-Prinzip; ■ Abb. 4.21). Die Femurkondylen wurden sowohl in Chrom-Kobalt als auch in Oxynium ausgeliefert. Auf der tibialen Seite gab es eine „Metal-backed“-Variante mit Inlay-Dicken zwischen 8 und 11 mm sowie einer All-Poly-Variante mit Dicken von 8, 9, 10 und 11 mm. Weiterhin sind sechs verschiedene Tibiagrößen verfügbar, wobei diese alle modular mit sämtlichen femoralen Größen aufgrund der Flat- und Flat-Geometrie kombiniert werden konnten.

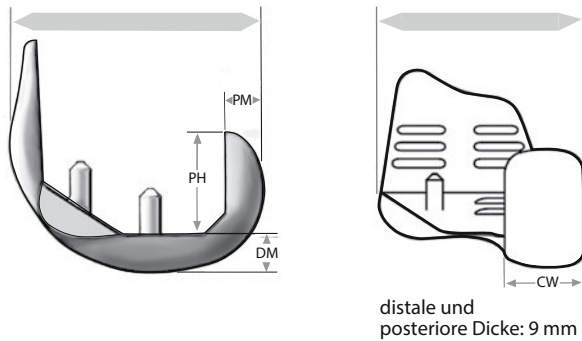
Initial wurden sehr günstige Ergebnisse berichtet; so publizierte einer der Autoren der Prothese, Lindsay Rolston, im Jahre 2009 über 400 implantierte Knieendoprothesen innerhalb von 43 Monaten. Es wurden insgesamt 15 relevante Komplikationen (3,8 %) und 4 Komplettrevisionen (1,3 %) beschrieben. Im Einzelnen handelt es sich hierbei um drei Mobilisationen, eine Re-Operation wegen eines abgebrochenen Schraubenpins, eine Re-Operation wegen eines ausgeprägten Hämarthros, insgesamt drei Revisionen wegen Infekt (1 Frühinfekt, 2 Low-grade-Infekte), eine gebrochene Allpoly-Tibia mit einer Höhe von 7 mm, eine arthroskopische Revision aufgrund eines Außenmeniskusrisse, Einbruch eines „Metal-backed“-Plateaus bei einem Gewicht des Patienten von über 200 kg, ein gelockerter Patella-Rück-

flächen-Ersatz, eine Revision aufgrund mechanischer Probleme mit dem Einklickmechanismus des Polyethylens an der Tibiabasisplatte.

Letztendlich lag eine implantatbedingte Revisionsprotrusion von 2,1 % vor. Das durchschnittliche Alter der Patienten betrug in diesem Kollektiv 65,5 Jahre. Der KSSKS konnte von präoperativ 55 Punkte auf 87 Punkte ein Jahr nach dem Eingriff angehoben werden. Die durchschnittliche Beugefähigkeit der Kniegelenke betrug 124°.

Auf eine persistierende peripatellare Schmerzsymptomatik bzw. einen vorderen Knieschmerz wurde von Tria (2009) frühzeitig hingewiesen. Bei seinen ersten 42 Implantationen einer bikompartimentellen Knieprothese kam es bei 10 Patienten zu anhaltenden vorderen Knieschmerzen, welche korrespondierten mit einer fehlerhaften Positionierung der Rotation der femoralen Komponente. Die adäquate Einstellung der femoralen Rotation wurde in den ersten Jahren unterschätzt und basierte seinerzeit vor allen Dingen darauf, dass in der Femurkomponente der Deuce-Prothese keine 3° Außenrotation wie bei der Femurvollprothese Genesis II im Implantat berücksichtigt wurde.

Bei ganganalytischen Untersuchungen zeigte sich ein identischer Gang des mit einer Deuce-Prothese versorgten Kniegelenkes und einem gesunden Knie aus der Kontrollgruppe (Wang et al. 2009). In der bimechanischen Studie publizierte Rolston 2009, dass die mechanische Beinachse bei 187 Patienten in 95 % der Fälle wiederhergestellt werden konnte, wenn keine extraartikuläre Varusdeformität von mehr als 6° vorlag. Bei einigen klinischen Arbeiten bis zum Dezember 2009 zeigte sich als eines der Hauptprobleme die „Metal-backed“-Tibiabasis, welches aufgrund des Metallanteils bei sehr schwergewichtigen Patienten mit einem hohen BMI besonders in der nordamerikanischen



■ **Abb. 4.22** Feste Relation zwischen mediolateralem und antero-posteriorem Durchmesser bei der Deuce-Prothese

Population zu insgesamt vier dokumentierten Brüchen führte. Aus diesem Grund wurde die Tibiabasis zunächst aus dem Markt genommen, dann seit dem 4. Quartal 2010 in einer neuen verstärkten Form wieder angeboten. Parallel kam es zu einer verstärkten All-Poly-Variante.

Als weiterer kritischer Punkt zeigte sich im Rahmen der Operationstechnik die Einstellung der Rotation der femoralen Komponente. Ein weiterer Nachteil war das beim europäischen Patientengut, die Relation von mediolateralem Durchmesser zum a. p.-Durchmesser nicht immer zufriedenstellend war (■ Abb. 4.22). Dies stellte hohe Anforderungen an den Operateur, um hier bei einer vorgegebenen Anatomie die optimale Prothesenanpassung zu realisieren.

Insgesamt ist es aufgrund der hier dargestellten Probleme um dieses Konzept der bikompartimentellen Prothese wieder etwas ruhiger geworden, obwohl es sicherlich aus biomechanischer und vor allen Dingen aus neurophysiologischer Sicht sehr vielversprechend ist.

4.4 Kreuzbänderhaltende Knieendoprothesen

4.4.1 Kreuzband erhalten, hinteres Kreuzband ersetzen

Die Frage, ob ein Kreuzband erhaltendes oder Kreuzband ersetzendes Implantat zu favorisieren ist, wird im klinischen Alltag in Nordamerika völlig anders behandelt als im deutschsprachigen Raum. Während hierzulande noch in einer großen Anzahl das hintere Kreuzband erhaltende Designs verwendet werden, ist dies im nordamerikanischen Sprachraum eher selten der Fall. Mögliche Erklärungen liegen hier weniger im wissenschaftlichen Bereich, sondern möglicherweise eher nahe, dass in Nordamerika mehr Prothesen von einem Operateur implantiert werden, die sehr wenige Fallzahlen im Jahr aufweisen und diesen

Operateuren die sorgfältige Weichteilbalancierung eher schwerer fällt, die ein hinteres Kreuzband erhaltendes Design notwendig macht.

Die wissenschaftliche Datenlage erlaubt hier keine sichere Aussage in die eine oder andere Richtung.

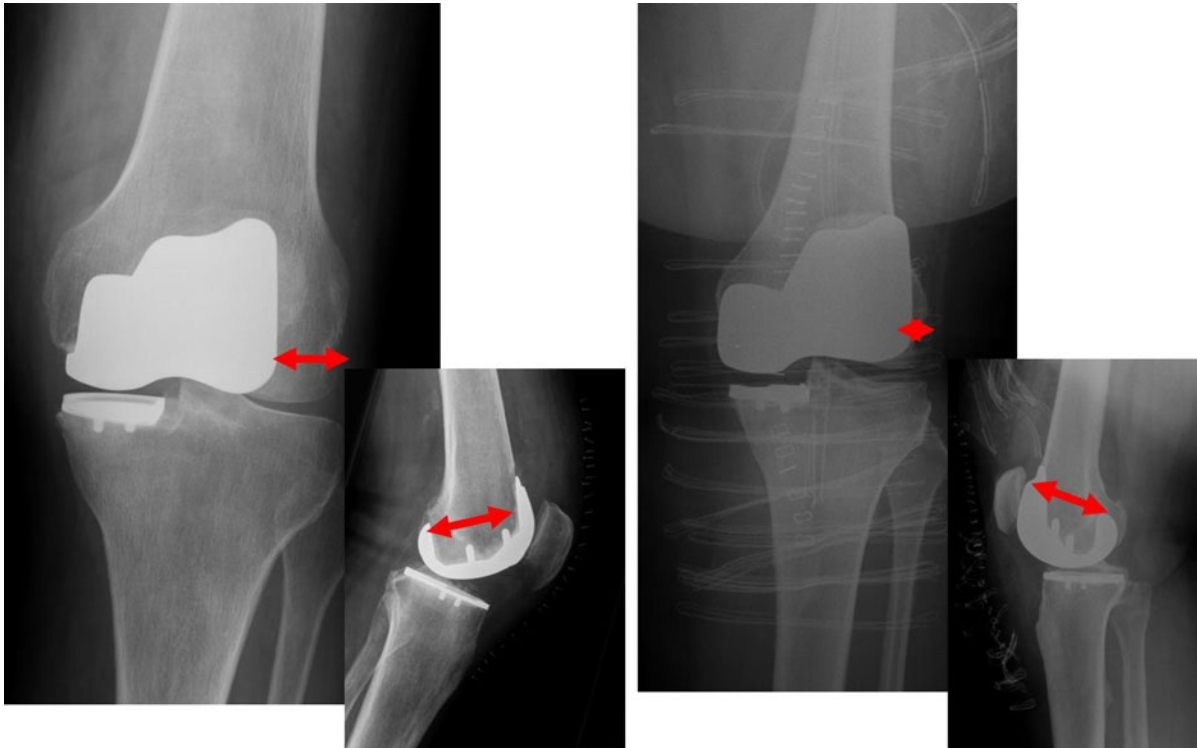
Shoji et al. (1994) untersuchten Patienten, die bilateral mit einer Knieprothese versorgt wurden, hierbei wurden auf der einen Seite das hintere Kreuzband entfernt, auf der anderen Seite erhalten. Neben dem Hospital for Special Surgery Knee Revelation Score testeten die Autoren seinerzeit auch die Möglichkeit, die Treppenstufen zu bewältigen. Während der Knie-Score keinerlei Unterschiede zwischen beiden Gruppen zeigte, beim Treppensteigen bevorzugten die Patienten jedoch das Knie, welches das hintere Kreuzband noch erhalten hatte.

In der biomechanischen Studie untersuchten Mahoney et al. (1994) die Funktion des hinteren Kreuzbandes nach knieendoprothetischen Ersatz an 8 Präparaten. Die Untersuchungen wurden an den Präparaten jeweils vor Implantation der Knieendoprothese mit durchtrenntem vorderen Kreuzband mit hinteren Kreuzband erhaltenen Prothesen, mit hinteren Kreuzband resezierenden Prothesen und mit posteriostabilisierten Implantaten.

Eine normale Spannung des hinteren Kreuzbandes war nur in 37% der Versuche nach Implantation einer kreuzbänderhaltenden Prothese nachweisbar. Der normale „Roll-back“-Mechanismus verringerte sich durchschnittlich um 36% und war gleichzeitig mit einem 15%igen Verlust der Streckkraft verbunden. Mit Exzision des hinteren Kreuzbandes kam es zu einem Verlust des roll back-Mechanismus in 70% mit einem 19%igen Effektivitätsverlust der Kniestrecker.

Eine kreuzbänderersetzende Prothese (posteriore stabilisierte Prothese) führte zu einem 12%igen Verlust des roll back und nur einem 11%igen Verlust der Extensionseffektivität. Auch Banks et al. (1997) untersuchten die In-vivo-Kinematik kreuzbänderhaltender und kreuzbänderersetzender Prothesen. Sie verglichen konventionelle Knieprothesen mit einem normalem Design und Erhalt des ligamentären Ansatzes des hinteren Kreuzbandes mit Prothesen, bei denen der knöchernen Ansatz des hinteren Kreuzbandes gelöst wurden, und mit einer dritten Gruppe, Prothesen, die eine erhöhte Konformität und einem posterioren CAM zum Ersatz des hinteren Kreuzbandes aufwiesen. Die geringsten kinematischen Abweichungen zeigten die Präparate in Gruppe 3.

Huang et al. (1998) verglichen die Muskelkraft bei posterior kreuzbänderhaltenden mit inverses posterioren kreuzbänderersetzenden Knieendoprothesen. Diese Autoren zeigten hinsichtlich der Beuger- zu Streckerrelationen keine signifikanten Unterschiede zwischen allen Prothesendesigns, selbst nach einem Follow-up von 6–13 Jahren.



■ **Abb. 4.23** Darstellung des Mismatch zwischen mediolateralem und antero-posteriorem Durchmesser

Nelissen und Hogendoorn (2001) untersuchten histopathologisch das hintere Kreuzband bei Arthrose und Rheumapatienten. Die Autoren fanden extensive funktionelle Defizite in allen hinteren Kreuzbändern bei erheblicher Arthrose und schlossen hieraus, dass ein Erhalt des hinteren Kreuzbandes aus feingeweblichen Überlegungen nicht gerechtfertigt sei.

Stiehl et al. (2000) untersuchten den Einfluss des hinteren Kreuzbandes bei „Mobile-bearing“-Knieendoprothesen. Die Autoren schlussfolgerten aufgrund ihrer Ergebnisse, dass die Kinematik und das Bewegungsausmaß unter Belastung bei Kreuzband erhaltenden und resezierenden Prothesen gleich seien.

Im Jahre 2005 publizierten Jacobs et al. einen Cochrane-Report über die Frage, ob das hintere Kreuzband erhalten oder ersetzt werden sollte. Die Autoren schlussfolgerten in ihrer Zusammenfassung, dass momentan noch keine ausreichende Datenbasis vorliegen würde, das eine oder andere endoprothetische Design zu empfehlen. Sie hielten fest, dass die Technik des Kreuzbänderhaltes schwierig sei und hierzu unbedingt eine sorgfältige Weichteilbalancierung notwendig würde.

Abuthnot et al. (2011) beschäftigten sich mit der Dysfunktion des hinteren Kreuzbandes nach Knieendoprothesen. Sie untersuchten klinisch 232 Kniegelenke, bei denen etwa ein posterior stabilisiertes oder ein Kreuzband erhaltendes Implantat verwendet wurde. Es wurden

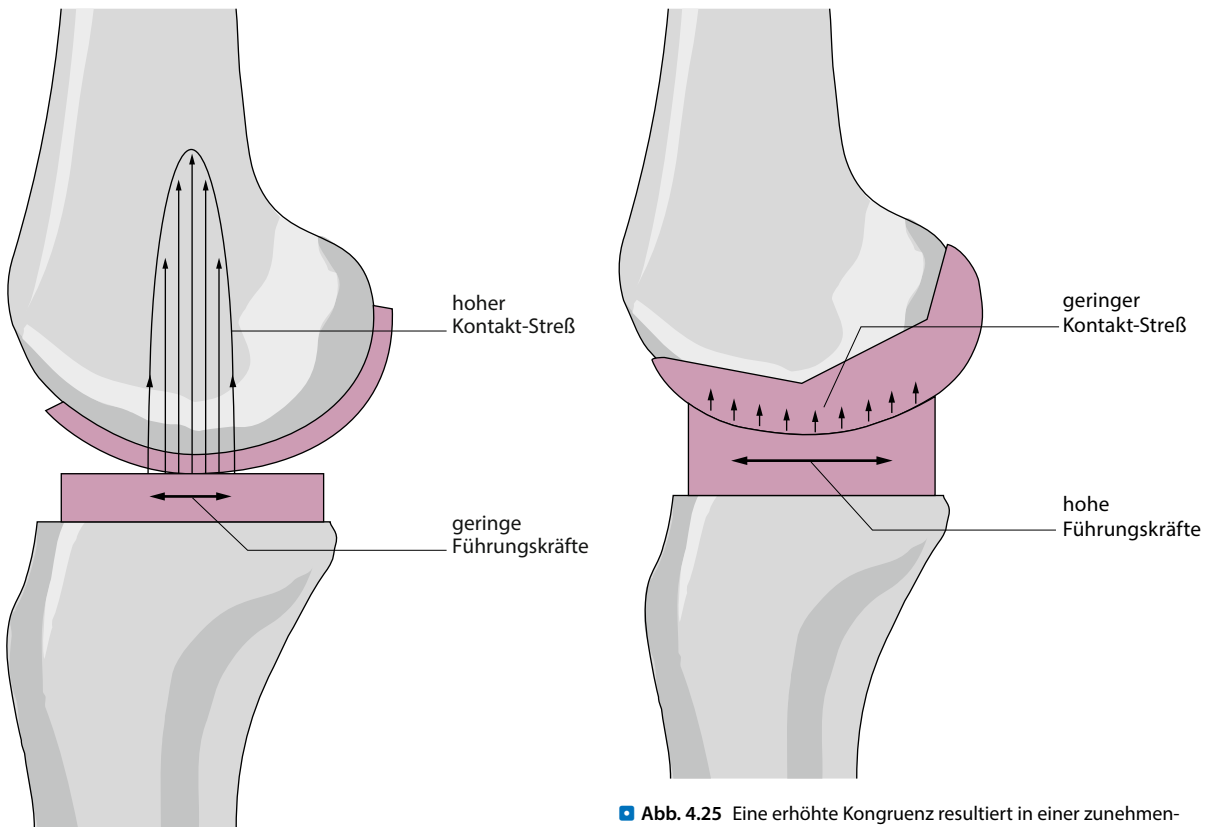
klinisch die AP-Laxität sowie die posteriore Schublade mit einem Arthrometer untersucht. Die Autoren schlussfolgerten, dass die posterior stabilisierten Knieprothesen ein vorhersagbares Outcome hinsichtlich des posterioren Zweck und der Flexion erlauben als die Kreuzband erhaltenden.

Auf ein operationstechnisches Problem wiesen Matziolis und Mitarbeiter hin (Matziolis et al. 2012). Die Autoren zeigten, dass, unabhängig vom Geschlecht, eine anatomische Resektion der Tibia zu einer Entfernung eines erheblichen Anteiles der tibialen Insertion des hinteren Kreuzbandes führt. Sie empfahlen deshalb einen Knochenblock auszusparen, wenn das hintere Kreuzband erhalten werden soll. Dieser Effekt wird noch prononciert bei Sägeschnitten mit einem posterioren Slope.

Die Frage von Mechanorezeptoren im hinteren Kreuzband wurde von Zhang und Mihalko (2012) beleuchtet. Diese Autoren fanden entsprechende sensible Strukturen im hinteren Kreuzband sowohl vor als auch nach der Implantation im Rahmen von Revisionsoperationen.

4.4.2 „Mobile bearing“

Beim Prinzip des Oberflächenersatzes ergibt sich zwangsläufig das Problem, dass eine gute Mobilität des Kniegelenkes durch klein gehaltene Kontaktflächen mit einer er-



▣ **Abb. 4.24** Zusammenhang zwischen Kontaktfläche und Belastung

▣ **Abb. 4.25** Eine erhöhte Kongruenz resultiert in einer zunehmenden Übertragung von Rotations- und Scherkräften

höhen Polyethylenbelastung erkaufte wird (▣ Abb. 4.24). Aus einer geringen Kontaktfläche resultiert somit eine punktuell hohe Druckbelastung, die sich unmittelbar unter der Oberfläche des UHMWPE manifestiert. Hiermit kombiniert treten radiär ausgehende Zugbelastungen auf, welche sich bei Bewegung auf eine unendliche Kette von Punkten ausdehnen. Beim Überschreiten einer kritischen Dauerbeanspruchung kommt es unterhalb der Polyethylenoberfläche zu kleinen Einrissen (sog. „cracks“), die bei fortbestehender Belastung konfluieren und schließlich in Aufbrüche der Oberfläche (sog. Pitformation) münden.

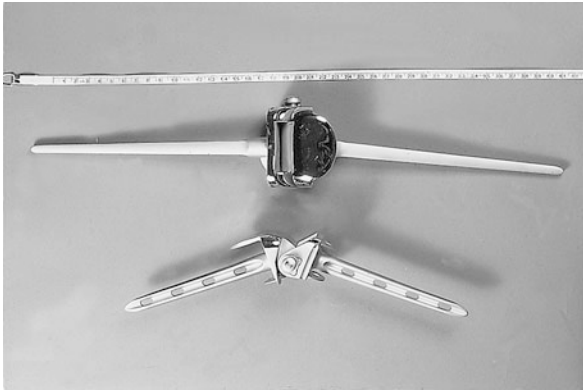
Eine erhöhte Kongruenz bedeutet andererseits jedoch eine zunehmende Übertragung von Rotations- und Scherkräften auf das Verankerungslager am Tibiakopf (▣ Abb. 4.25) mit der Gefahr der frühzeitigen Prothesenlockerung.

Das Konzept der „Low-contact-Stress-(LCS)-Knieendoprothese“ versuchte, die Nachteile dieser hohen Lagerkongruenz sowie die mögliche Zwangsführung des erhaltenen Bandapparates als eine der ersten Designs zu vermeiden. Hier wurden kongruente Polyethylenlager sowohl in der femorotibialen als auch der femoropatellaren Artikulation eingepasst (▣ Abb. 4.26). Aufgrund dieser Konstruktionsprinzipien wies das LCS-Knie prinzipiell die Freiheitsgrade des physiologischen Gelenkes auf. Schlep-

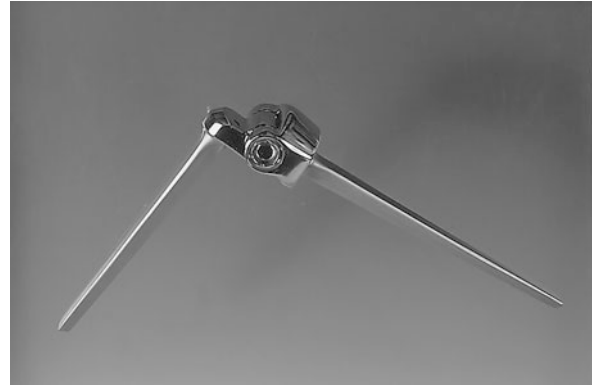
kow (1992) konnte nachweisen, dass auch diese Kinematik der eines natürlichen Gelenkes relativ nahe kommt. Gute Langzeitergebnisse wurden in der Literatur berichtet (Buechel und Pappas 1990). Dieses Prothesensystem deckte den Bereich des uni- und bikondylären Ersatzes ab. Eine Erhaltung beider Kreuzbänder ist zwar möglich, durchgesetzt hat sich jedoch die Version für den Erhalt lediglich des hinteren Kreuzbandes. Muss auch letzteres geopfert werden, so liegt auch eine Implantatversion mit rotierender Plattform vor.

Auch in neuerer Zeit ist diese Frage erneut beleuchtet worden. So verglichen Bistolfi et al. (2013) ebenfalls „fixed bearing“ versus „mobile bearing“ bei einer mittleren Nachuntersuchungszeit von 116 Monaten. Die Autoren fanden keinen klinisch relevanten Unterschied zwischen beiden Systemen.

Auch Luna et al. (2010) verglichen „Mobile- und „Fixed-bearing“-Systeme bei mehr als 300 Patienten. 136 Patienten erhielten eine All-Poly-Tibiakomponente, 176 eine rotierende Plattform. Die Ergebnisse wurden mit einem Minimum-Follow-up von zwei Jahren nachuntersucht. Es waren bei beiden Gruppen signifikante Verbesserungen in der Beweglichkeit und im CSS-Clinical-Score zu verzeichnen. Die rotierende Plattform hatte jedoch keinen



■ Abb. 4.26 Walldius-Prothesen



■ Abb. 4.27 Shiers-Prothesen

signifikanten klinischen Vorteil gegenüber der All-Poly-Tibiakomponente.

Post und Mitarbeiter (Post et al. 2010) führten ein ausgiebiges Literaturreview zur Frage durch, ob „mobile bearing“ oder „fixed bearing“ zu einer besseren Überlebensrate, einer besseren klinischen Funktion oder wenigstens zu einem besseren subjektiven Ergebnis der Patienten führt. Die Autoren konnten keine Unterschiede, auch und insbesondere bei Langzeituntersuchungen zwischen 12 und 23 Jahren, nachweisen. Die Kinematik zeigte keine signifikant unterschiedliche Rotation, Flexion und Extension. Es ergab sich ebenfalls kein Unterschied hinsichtlich des Bewegungsausmaßes und der Überlebensrate dieser Kniegelenke.

4.5 Kreuzbandersetzenden Prothesen

Knieprothesentypen, die das hintere Kreuzband substituieren, weisen einige theoretische Vorteile gegenüber Implantaten auf, bei denen das hintere Kreuzband ersatzlos entfernt wird (Kim et al. 1993). Ein Schaft im Bereich der Eminentia intercondylaris auf der Tibiakomponente verhindert eine Subluxation der Tibia nach dorsal und sichert einen konstanten Kontaktpunkt im Zuge der Flexion, wodurch die Funktion des hinteren Kreuzbandes ersetzt wird; die Femurkondylen können auf dem Tibiaplateau verstärkt zurückrollen. Dem steht der Nachteil einer höheren Scherkräftebelastung der tibialen Knochen-Zement-Grenze gegenüber. Die Entwickler dieser Implantate sind jedoch der Meinung, dass die resultierenden Kräfte, die auf die tibiale Knochen-Zement-Grenze wirken, v. a. Kompressionskräfte sind (Insall et al. 1982). Die Auswirkungen eines forcierten Zurückrollens der Femurkondylen auf dem Tibiaplateau sind (Kim et al. 1993):

- ein erhöhter Flexionsumfang,
- ein größerer Hebelarm für den M. quadriceps femoris.

Dies führt jedoch zu einer höheren Patellabelastung mit der Gefahr patellofemoraler Komplikationen.

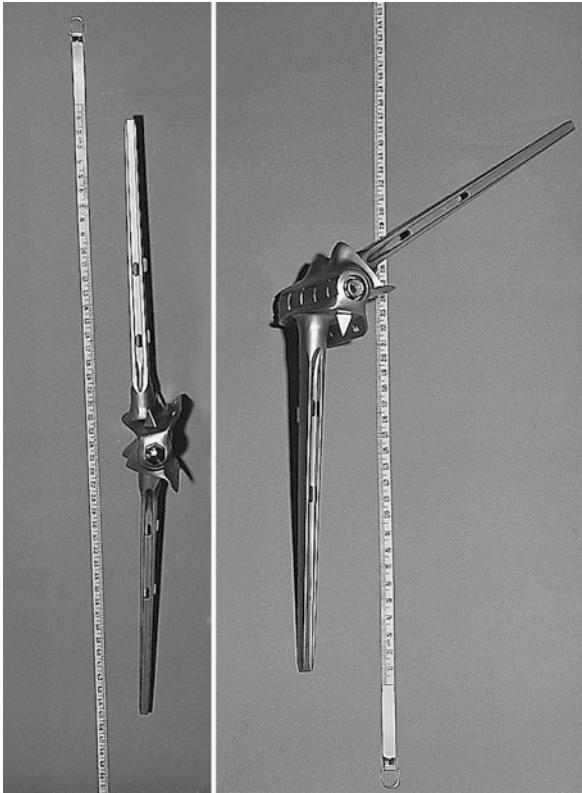
4.6 Gekoppelte Knieendoprothesen

Erste Erfahrungen mit dem totalen alloplastischen Kniegelenkersatz von Themistokles Gluck sind bereits mehr als 100 Jahre alt. Dieser implantierte bei einem Patienten mit Kniegelenktuberkulose eine gekoppelte Prothese (Scharnierprothese) aus Elfenbein und verankerte sie im Knochen mit einem Gemisch aus Kolophonium und Gips. Sein Chef A. von Bergmann unterstützte diese Bemühungen jedoch nicht, er verwies ihn sogar der Klinik, so dass sein Konzept lange Zeit in Vergessenheit geriet.

Aufgrund der schlechten Ergebnisse einer Interpositionsarthroplastik in der Behandlung der Arthrose des Kniegelenkes wurden schon in den 1940er Jahren die ersten Kniegelenktotalendoprothesen entwickelt. Auch hierbei handelte es sich um gekoppelte Implantate (Scharniergelenke) aus verschiedenen Werkstoffen (Moeys 1954; Walldius 1957, 1960), die mit unterschiedlichem Erfolg noch bis Anfang der 1970er Jahre eingesetzt wurden. Sehr gute Früherfolge konnten jedoch langfristig nicht bestätigt werden; es kam vielmehr zu hohen Komplikationsraten durch aseptische Lockerungen, tiefe Infektionen oder Materialverschleiß.

Die Walldius-Prothese (■ Abb. 4.26), anfänglich aus Acryl, später aus Metall gefertigt, stellte eine einachsige Scharnierendoprothese mit separaten Femur- und Tibiakomponenten sowie einer Patellagleitrinne dar. Ihr maximaler Bewegungsumfang betrug 95° (5° Hyperextension bis 90° Flexion).

Modifikationen dieser Scharnierprothesen stellten die Modelle von Shiers (■ Abb. 4.27) (Shiers 1954, 1960), Young (■ Abb. 4.28) (Young 1963), die französische Guepar-Knieendoprothese (■ Abb. 4.29) (Mazas 1973) sowie auch die Attenborough-Prothese (Attenborough 1978) dar.

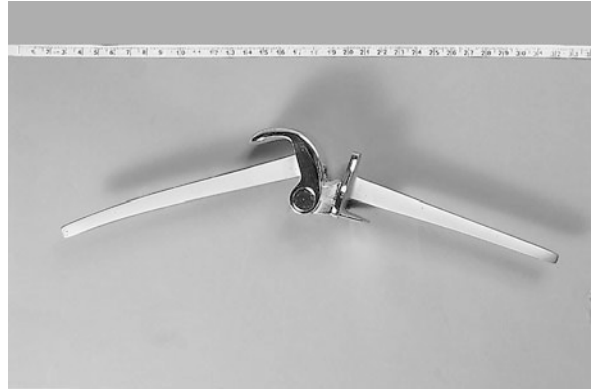


▣ Abb. 4.28 Young-Prothesen

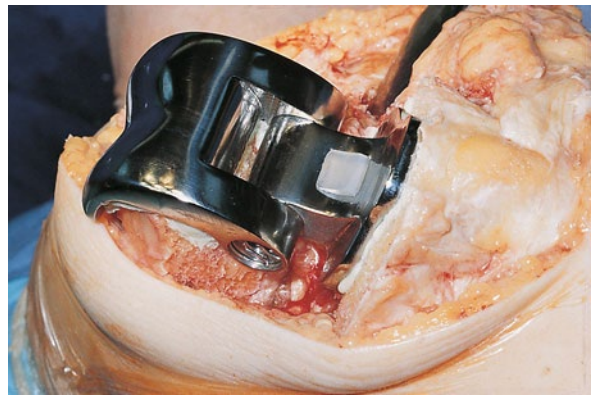
Die Shiers- und Young-Alloplastiken wurden noch vor Beginn der zementverankerten Prothetik vorgestellt; sie waren daher zur ausreichenden Stabilisierung auf lange intramedulläre Schäfte angewiesen. Beiden Typen fehlte eine Artikulationsfläche für die Patella; sie erlaubten allerdings einen höheren Flexionsgrad als die Walldius-Prothese. Die Rotationsachse der Shiers-Prothese war nach hinten versetzt, was theoretisch einen mechanischen Vorteil bezüglich Extension und Flexion bedeutete.

Im Gegensatz dazu war das Guepar-Implantat (▣ Abb. 4.29 und ▣ Abb. 4.30) für eine Zementfixierung entwickelt worden (Mazas 1973). Der Extensionsstop wurde mit einer Silastik-Dämpfung erreicht. Der Schaft der Femurkomponente hatte einen physiologischen Valguswinkel von 7°, war zudem an seinem proximalen Ende zur Anpassung an den Bogen des Femur leicht gekrümmt. Dieses vordergründig unbedeutende Merkmal des Kunstgelenkes konnte bei Revisionseingriffen zu enormen Problemen führen, weil sein Entfernen ausgesprochen schwierig war.

Die Attenborough-Prothese stellte einen Kompromiss zwischen einem reinen Scharniergelenk und einer Kondylarprothese dar (Attenborough 1978). Es handelte sich hierbei um ein zweiteiliges Implantat, welches bei Flexion und Extension auch ein gewisses Gleiten erlaubte. In gleicher Weise stellt die GSB-Prothese (Gschwend – Scheier



▣ Abb. 4.29 Modell einer Guepar-Prothese

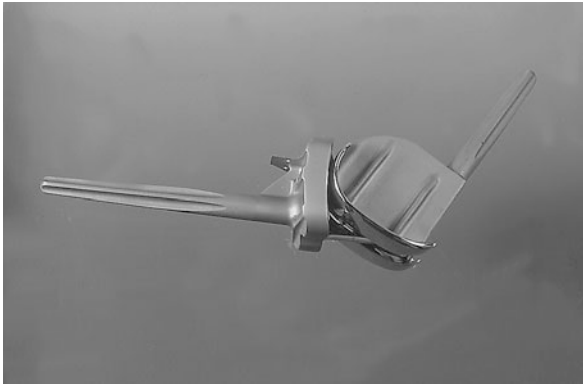


▣ Abb. 4.30 Guepar-Prothese in situ

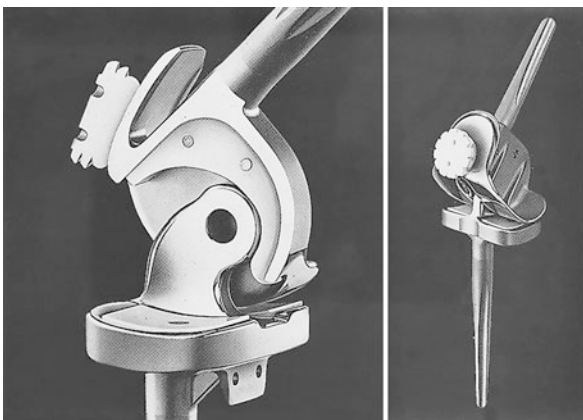
– Bahler) (▣ Abb. 4.31 und ▣ Abb. 4.32) einen biomechanischen Übergang zwischen Scharniergelenk und kraftschlüssiger Oberflächenprothese dar (Gschwend 1975a, 1978). Es handelte sich bei der GSB-Prothese um eine „Non-constraint-Scharnierprothese“ mit polyzentrischer Rotationsachse, bei welcher die Last über die breit angelegten Femurkondylen auf die Polyethylenleitfläche der Tibia übertragen wurde (Gschwend et al. 1980; Gschwend und Loehr 1981a).

1971 wurde von Sheehan (1978, 1979) ein ebenfalls polyzentrisches Kniegelenk klinisch eingeführt (▣ Abb. 4.33).

Die ursprünglich durchaus positive Einstellung gegenüber den Scharnierprothesen wurde schon Ende der 1950er Jahre eingeschränkt durch Untersuchungsergebnisse von Mac Ausland (1957), die fast universelle Verluste oder Lockerungen dieser Alloplastikmodelle belegten. Mit Einführung des Knochenzementes auf Polymethylmetacrylatbasis Mitte der 1960er Jahre kam es dann zu einer vorübergehenden Renaissance der Scharnierprothesen. In den 1970er Jahren setzte sich, u. a. durch die Untersuchungen von Phillips (1973), v. a. im außereuropäischen Raum die Auffassung durch, dass gekoppelte Prothesen (Scharniergelenke) prinzipiell als



■ Abb. 4.31 GSB-I-Prothese



■ Abb. 4.32 Funktionsprinzip der GSB-Prothese

obsolet anzusehen seien. Unabhängig von der Lage der Rotationsachse, des Bewegungsspielraumes oder der Prothesenbefestigung führe die durch die Scharnierprothesen nicht absorbierbare axiale Rotationsbelastung prinzipiell zur Implantatlockerung mit nachfolgendem Prothesenverlust, weil die Angriffsfläche dieser Kräfte, die Knochen-Zement-Nahtstelle, eine unüberwindliche Schwachstelle dieses Systems darstelle.

Die langjährigen ungünstigen Erfahrungen mit Knie-totalendoprothesen in der Bauart eines einfachen metallgeführten, lasttragenden Scharniergelenkes führten schon Ende der 1960er Jahre zur Entwicklung der Blauth-Scharnierprothese (Stünitz et al.) Dieses 1972 erstmals implantierte Kunstgelenk unterschied sich von anderen Modellen durch verstärkte Verankerungselemente zur besseren Aufnahme einwirkender Kräfte, größere Auflageflächen, eine weniger umfangreiche Knochenresektion an den Gelenkoberflächen durch eine geringe Bauhöhe des Implantates sowie die Tatsache, dass ein großer Teil der auf das künstliche Gelenk einwirkenden Kräfte nicht über die Achse, sondern über die Prothesenflächen übertragen wird. Bei einem Untersuchungszeitraum von 20 Jahren wurde in der Literatur überwiegend von guten mittelfris-



■ Abb. 4.33 Sheehan-Prothese



■ Abb. 4.34 Rotationsknieendoprothese

tigen Ergebnissen berichtet (Blauth et al. 1980; Hassenpflug et al. 1988).

Über ähnlich gute Erfahrungen wird mit dem Rotationsknie der Endoklinik (■ Abb. 4.34) berichtet. Hier ist neben einer Flexions- und Extensionsbewegung auch eine Rotation des Femur gegen die Tibia möglich.

Heutzutage ist man sich darüber einig, dass man gekoppelte Systeme in der täglichen Routine benötigt. Komplexe Bandinstabilitäten in Verbindung mit einer Pangenarthrose oder erhebliche anatomische Fehlstellun-



■ Abb. 4.35a,b Zustand vor (a) und nach (b) simultaner Knieprothesenimplantation beidseits

gen, machen die Verwendung von gekoppelten Systemen zwingend notwendig (■ Abb. 4.35)

4.7 Zementierte versus zementfreie Fixation

Die Implantatverankerung in situ hat einen signifikanten Einfluss auf die Lebenserwartung einer Knieendoprothese. Die Belastungen des angrenzenden Knochens sind groß: Daher muss die Befestigung der Alloplastik genügend widerstandsfähig sein, um diesen Einflüssen standzuhalten. In Anbetracht der Tatsache, dass die mechanischen Eigenschaften des Knochens nicht verändert werden können, mussten Befestigungsmethoden entwickelt werden, um die Belastung des Knochenlagers möglichst gleichmäßig zu verteilen. Wird die Belastung zu stark reduziert, kann es zu knöchernen Resorptionen kommen, während auf der anderen Seite bei zu hoher Belastung das Knochenlager geschädigt werden kann, beides mit dem Ergebnis einer Prothesenlockerung.

Eine sichere primäre Implantatbefestigung kann erreicht werden durch Knochenzement (PMMA), biologische Osteointegration oder eine sog. „Press-fit-Verankerung“, die durch verschiedenartige Schrauben oder eine besondere Designgebung der Schäfte ergänzt werden können. Traditionell werden die meisten Knieendoprothesen einzementiert. Unter den zementfreien Implantaten existieren die meisten Befestigungsvarianten bei den tibialen Komponenten. Hier gibt es Prothesen sowohl mit zentralen Markschaften als auch mit zahlreichen kurzen, gedrunge- nen Verankerungszapfen. Ferner existieren Tibiakomponenten, die allein aus ultrahochmolekularem Polyethylen (UHMWPE) bestehen sowie auch solche, bei denen das Kunststoffonlay in Metall, meist eine CoCrMo-Gusslegierung, gefasst ist. Die Metallrückseite dieser Prothesenkomponenten kann glatt, grob oder porös beschichtet sein. Viele der in den USA bevorzugten Alloplastiken (Geomedic, Polycentric, Total Condylar, Kinematic) wurden für die alleinige intraossäre Stabilisation mit Knochenzement konzipiert, während v. a. in Europa gerade in den letzten Jahren viele Implantate entwickelt wurden, die eigentlich vorzugsweise für eine zementfreie Fixierung vorgesehen waren, jedoch auch als zementierbare Version vorliegen.

Über eine zementfreie Befestigung von Femurkomponenten wurde zuerst von Blaha et al. (1982) berichtet. Die Resultate waren ähnlich gut wie bei zementierten Prothesen. Innerhalb der Kategorie der zementfreien Alloplastiken existieren hinsichtlich der Art der Fixation zahlreiche Varianten. Die meisten Typen besitzen Areale mit einer porösen Beschichtung, die ein Einwachsen von Knochen oder Fasergewebe gewährleisten sollen. Einige Hersteller bieten für die zementfreie Version des Tibiaplateaus zusätz-

liche Schraubfixationen an (2–4 schwenkbare Schrauben für den Schienbeinkopf) mit ebenfalls zahlreichen Variationen hinsichtlich der Formgebung von Schäften und Verankerungszapfen. In den letzten Jahren wurden auch hier Komponenten mit porösen Oberflächen, die ein Knocheneinwachsen ermöglichen, populär.

Diese Osteointegration ist von folgenden Faktoren abhängig (Laskin 1988; Miura et al. 1988; Miller 1989; Plitz 1991; Pope und Fleming 1991; Whiteside 1993):

- dem Prothesendesign,
- einer exakten intraoperativen Prothesenanpassung,
- einer genauen Gelenkausrichtung und
- einer ausreichenden, absolut starren Primärstabilität der Komponenten.

Bei zementfreier Kniealloarthroplastik mit Prothesen mit porösen Oberflächen erfordert die langfristige stabile Verankerung des Implantates im Knochen eine initiale starre Befestigung, um das Einwachsen von Gewebe in die poröse Oberflächenstruktur im Sinne einer Knochenregeneration zu ermöglichen (Whiteside 1993). Die Verankerung der Tibiakomponente stellte hier von Beginn an ein Problem dar. Heute herrscht ein Konsens unter den mit der Biomechanik der Tibiakomponentenverankerung beschäftigten Forschergruppen: Goldener Standard ist die Bedeckung der proximalen Tibiaoberfläche mit einer einteiligen Komponente sowie eine zementierte Schaftverankerung im Markkanal des Schienbeinkopfes (Whiteside und Pafford 1989; Walker et al. 1981; Bartel et al. 1982; Murase et al. 1982). Mit verbesserter Verankerungstechnik wurden später auch zementfrei einsetzbare Tibiakomponenten sowohl bei jungen als auch älteren Patienten mit degenerativen und auch rheumatischen Gelenkerkrankungen konzipiert. In Laboruntersuchungen erwies sich hier die Schraubenfixierung als die effektivste Methode (Volz et al. 1988). Befestigungsmethoden ohne die Möglichkeit einer starren Verankerung erlauben Komponentenbewegungen, was eine progressive Lockerung der Implantate einleitet (Ryd et al. 1986).

Bourne et al. (1981) konnten zeigen, dass sich die Spannungsverteilung in der proximalen Tibia nach alloplastischem Totalersatz des Kniegelenkes verändert. Metallische Komponenten reduzieren hier die Spannung in der Tibia mehr als Kunststoffimplantate mit Verankerungsschaft. Verschiedene Studien untersuchten das Ausmaß der auftretenden Mikrobewegungen bei den unterschiedlichen Befestigungsprinzipien. Die Ergebnisse zeigten, dass „Metal-backed-Tibiakomponenten“ Mikrobewegungen sehr gut von der Befestigungsseite fernhalten (Townsend et al. 1979; Walker et al. 1981).

In einer vergleichenden Untersuchung ermittelten Ezzet et al. (1995) im Bereich von Tibia- und Femurkomponenten mit 30 % die höchste Osteolyserate im Falle ei-

ner Verankerung der Tibiakomponente mit Zement und Schrauben sowie gleichzeitigem zementfreien Einsatz der Femurkomponente. War die femorale Alloplastik teilweise jedoch mit Zement fixiert, so betrug die Osteolyseinzidenz nur noch 13%. Wurde das tibiale Implantat zementiert ohne zusätzliche Schraubenfixation und die Femurkomponente gleichzeitig nach der Press-fit-Technik verankert, so wurde nur in 10% der Fälle, bei zementierter Femur- und Tibiakomponente sogar in keinem einzigen Fall eine Osteolyse beobachtet. Die Autoren resümierten, dass aufgrund dieser so hohen Osteolyserate eine Verwendung von Schrauben und Zement zur Tibiakomponentenverankerung sowie die Press-fit-Fixation einer Femurkomponente nicht empfohlen werden kann.

Aufgrund theoretischer und experimenteller Untersuchungen sowie klinischer Erfahrungen wird postuliert, dass zur optimalen Krafterleitung die verwendete Tibiakomponente soviel Knochen wie eben möglich abdecken, sich breit auf die Kortikalis abstützen und kurze, gedrungene Verankerungszapfen aufweisen sollte (Townsend et al. 1979; Walker et al. 1981; Plitz 1991).

Manley et al. (1987) berichteten, dass bei einer Prothesenfixierung durch Schäfte geringere Mikrobewegungen auftreten als bei der Press-fit-Technik, zementierten Prothesen und auch Alloplastiken, die durch poröse Oberflächen ein Einwachsen von Gewebe begünstigen. Bobyne et al. (1982) stellten fest, dass bei porös beschichteten Femurkomponenten zwar lediglich fibröses Gewebe in die Oberflächenstruktur des Implantates einwächst, dieses jedoch klinisch zu einer durchaus adäquaten Stabilität führt. Ryd et al. (1986) führten spezielle Röntgenuntersuchungen durch, mit denen sie die Mikrobewegungen verschiedener Prothesentypen dokumentieren konnten. Dabei konnten sie zeigen, dass alle Modelle ein gewisses Maß an Mikrobewegungen zuließen. Sie folgerten, dass eine absolut starre Befestigung für den klinischen Erfolg einer Knieendoprothese nicht zwingend erforderlich sei.

Insbesondere bei formschlüssigen Scharnierprothesen kommt es durch die Einschränkung des Bewegungsspieles auf einen Freiheitsgrad besonders am Prothesenlager der Tibiakomponente, hier v. a. im Bereich der Schaftspitze und des medialen Prothesenaufagers, zu einer erhöhten Grenzflächenbeanspruchung (Blauth et al. 1977; Ungethüm und Stallforth 1981; Lewis et al. 1982; Walker 1989). In der Literatur gehen die Auffassungen über die optimale Schaftlänge zementierter Scharnierprothesen weit auseinander. Während Wagner und Bourgois (1974) bei langen Schäften eine harmonischere Spannungsverteilung beobachteten, waren Sonstegard et al. (1977) der Auffassung, dass v. a. bei kurzen Prothesenschäften geringere Spannungen im Implantatlager auftreten. Walker et al. (1976) ermittelten bei kurzen, kielartigen Tibiakomponenten eine Belastungsreduktion des Implantatlagers. Allgemein anerkannt ist

die Tatsache, dass insbesondere im Bereich der Implantat Spitze die höchsten Spannungsspitzen auftreten, wobei das Problem der optimalen Schaftlänge offensichtlich in erster Linie abhängt vom Prothesentyp, der Reduktion der Freiheitsgrade, den damit verbundenen Anforderungen an das Implantatlager sowie vom Zustand des Knochens selbst (Rauch und Hiss 1992).

Rauch und Hiss (1992) ermittelten im Rahmen einer experimentellen Arbeit den Einfluss der Schaftlänge auf die primäre Verankerungsstabilität und Spannungsverteilung zementierter tibialer Prothesenschäfte in ihrem Implantatlager. Dabei konnten Erkenntnisse über die für die Beurteilung der Verankerungsstabilität und Langzeitfestigkeit noch wichtigen Mikrobewegungen an der Knochen-Zement-Grenze sowie über die biologische Antwort auf das verwendete Material und dessen Abriebpartikel nicht abgeleitet werden (Walker et al. 1976; Walker 1989). Unter Berücksichtigung einer physiologischen Belastung des Kniegelenkes von etwa dem 2- bis 4-fachen des Körpergewichtes berechneten Rauch und Hiss (1992) für die Verankerung von Scharnierprothesen eine optimale minimale Schaftlänge von etwa 100 mm; kürzere Prothesenschäftlängen würden v. a. bei osteoporotischer Knochenstruktur nicht über die genügende Primärstabilität verfügen (Rauch und Hiss 1992). Zu ähnlichen Ergebnissen kamen auch Hassenpflug et al. (1985). Für ungekoppelte Oberflächenprothesen, die infolge der größeren Zahl an Freiheitsgraden das Implantatlager deutlich weniger belasten, reichten kürzere Schaftlängen aus, um so mehr, als dass diese Implantate neben großen Auflageflächen zusätzliche Verankerungsmodalitäten wie Stifte oder Schrauben aufweisen (Walker et al. 1976, 1984; Sonstegard et al. 1977; Bagren et al. 1978; Freeman et al. 1981; Ungethüm und Stallforth 1981; Lewis et al. 1982; Miehle et al. 1982; Volz et al. 1988; Walker 1989)

4.8 Gleitpaarungen in der Knieendoprothetik

Bei der Auswahl von Gleitpaarungen in der Knieendoprothetik ist es das Ziel, solche auszuwählen, die einen möglichst geringen Abrieb während des Gebrauchs aufweisen, um eine optimal lange Haltbarkeit des Implantats zu ermöglichen (Pope und Fleming 1991; Kim et al. 1993). Ferner sollten die miteinander artikulierenden Gelenkflächen weitgehend ähnliche Reibungseigenschaften haben wie ein natürliches Knie, so dass die einzelnen Gelenkbewegungen mit einem geringstmöglichen Reibungswiderstand ablaufen können. Einerseits wird dadurch die Prothesenverankerung deutlich geringer belastet, andererseits der Materialabrieb minimiert. Schließlich sollte das Material gut biokompatibel sein und somit weder zu

entzündlichen noch allergischen Reaktionen Anlass geben.

Die gegenwärtig üblichen Prothesenwerkstoffe sind hochglanzpolierte Metallegierungen wie Kobalt-Chrom-Molybdän (Co-Cr-Mo) und Titanium-Legierungen wie Ti-6Al-4, darüberhinaus verschleißfeste Kunststoffe wie ultrahochmolekulares Polyethylen (UHMWPE). Alle aktuell gebräuchlichen Implantate haben eine Komponente mit einer Metalloberfläche, gewöhnlich die des Femur sowie eine Komponente mit einer Kunststoffoberfläche, gewöhnlich die der Tibia. Die Synovialflüssigkeit dient als Schmierflüssigkeit (Mears 1979; Pope und Fleming 1991).

Das Elastizitätsmodul des Kunststoffs ist dem des Knochens ähnlich. Dieser Umstand verleiht dem System einen Dämpfungseffekt bei Stoßbelastung. Der Reibungskoeffizient von Co-Cr-Mo sowie der Titanium-Legierungen bei Paarung mit UHMWPE-Kunststoffen liegt zwischen 0,1–0,4 (Walker 1977; Mears 1979), derjenige des natürlichen Gelenkknorpels bei 0,009 (Tab. 4.3).

UHMWPE neigt bei geringer Materialdicke unter dauerhafter Druckbelastung zum Phänomen des „cold creeping“, des Kaltflusses, weshalb unter biomechanischen Gesichtspunkten eine Kunststoffhöhe bei bikondylären Prothesen von mindestens 8 mm gefordert wird (Kim et al. 1993). Ausgebaute tibiale Komponenten zeigten die größten Schäden an planen Belägen mit einer dünnen Polyethylenschicht von nur 4–6 mm Dicke (Wright und Bartel 1986). Dieses Phänomen wurde durch experimentelle, analytische und klinische Studien bestätigt (Walker 1977; Rose et al. 1979; Mirra et al. 1982; Hood und Wright 1983; Landy und Walker 1985, Wright und Bartel 1986; Wright et al. 1988).

Ein Kunststoffverschleiß bei Knieendoprothesen kann durch unterschiedliche Mechanismen verursacht werden. Als wichtigster Faktor gilt die exzessive Belastung der Komponente vor allem durch Scherkräfte (Kim et al. 1993). Die Abriebsrate wächst an mit erhöhtem Kompressionsdruck. Außerdem steht die Verschleißfestigkeit des UHMWPE-Kunststoffs in umgekehrt proportionalem Verhältnis zu seiner Kontaktfläche (Treharne et al. 1981), d. h. das Polyethylen zeigt bei kleinen Kontaktflächen einen größeren Verschleiß pro Zeiteinheit als bei großflächigem Kontakt mit einer artikulierenden Gelenkoberfläche (Kim et al. 1993). Die maximale Belastungsfähigkeit von UHMWPE wird mit 10 MP angegeben (Buechel und Pappas 1990).

Durch den Kontakt von Metall- und Kunststoffkomponenten kommt es zu einer komplexen Belastungsverteilung auf der Oberfläche und im Polyethylen selbst (Bartel et al. 1986). Die maximale Kompressionsbelastung der Oberfläche findet sich im Zentrum der Kontaktfläche. Durch die Eindellung der Kunststoffoberfläche durch die Metallkufe im Kontaktbereich erfolgt eine gleichzeitige Dehnung im

Tab. 4.3 Reibungskoeffizienten für verschiedene Materialkombinationen (Nach Pope und Fleming 1991)

Material	Schmierung	Reibungskoeffizient
Metall/Metall (poliert)	Trocken	100
Autoreifen/Straße	Trocken	1
Nylon/Stahl	Trocken	0,2
PTFE (Teflon)/Teflon	Trocken	0,07
PTFE (Teflon)/Teflon	Wasser	0,04
CoCrMo/CoCrMo	Wasser	0,38
CoCrMo/UHMWPE	Wasser	0,04
Menschliches Hüftgelenk (in vitro)	Wasser	0,01

Randbereich des Kontaktes, was zu Spannungsbelastungen im Polyethylen Anlass gibt. Dieses biomechanische Phänomen bedingt eine Furchenbildung und Delamination der Kunststoffartikulationsfläche. Durch eine nur geringe Konformität der Gelenkkontaktflächen, d. h. durch einen nur punktförmigen Kontakt, wird der Verschleiß des Polyethylens verstärkt. Deshalb sollten nach Scuderi und Insall (1992) durch Artikulationsflächen mit großer Flächenkonformität in mediolateraler Richtung das Risiko einer Oberflächenzerstörung minimiert werden. Gleichzeitig sollte die Dicke der Polyethylenkomponente maximiert werden, um dadurch Spannungsbelastungen der Oberfläche zu verringern. Eine Fehlausrichtung der Komponenten verstärkt den Polyethylenverschleiß und leitet schließlich ein mechanisches Scheitern der Kniealloarthroplastik ein (Windsor et al. 1989).

Auch eine Erhöhung des Molekulargewichts des UHMWPE führt zu einer Vergrößerung der Verschleißfestigkeit der Tibiakomponente. Darüber hinaus ist die Methode der Prothesenverankerung für die Verschleißreduzierung von Bedeutung. So führt beispielsweise ein „Dreikörperabrieb“ durch Zementmaterial wie Polymethylmethacrylatfragmente (PMMA) sowie Knochenfragmente zur massiven Destruktion einer UHMWPE-Oberfläche. Des weiteren kann auch durch Oberflächenunebenheiten und herstellungsbedingte granuläre Einschlüsse im Kunststoff ein vermehrter Aufbrauch verursacht werden (Walker 1977).

In verschiedenen Untersuchungen wurde festgestellt, dass Langzeitkomplikationen wie Lockerungen und tiefe Infektionen mit der biologischen Antwort im umliegenden Gewebe abgelagerter Kunststoffpartikel verbunden sind (Mirra et al. 1976, 1982). Abriebpartikel aus CoCr-Komponenten verursachten ähnliche biologische Reaktionen (Walker 1977; Bartel et al. 1982; Barbos und Benvenuti 1983). Über die heute üblichen Biomaterialien

Titan, CoCrMo und UHMWPE hinaus gibt es zahlreiche Versuche, das Kunststoffmaterial zu modifizieren oder verschleißfestere gehärtete Materialien zu entwickeln, wie z. B. Keramiken und Karbonfaser-Komposite (Wright et al. 1981, 1988; Connelly et al. 1984).

Insgesamt werden 4 verschiedene Abriebmechanismen differenziert:

- **Abrasiver Abrieb:** Durch das Abscheren kleiner Oberflächenunregelmäßigkeiten im Bereich der Kontaktflächen kommt es zur Bildung kleiner Abriebpartikel.
- **Adhäsiver Abrieb:** Durch den Transfer des weicheren Materials (Polyethylen) auf die Oberfläche des härteren Materials (Metall) resultiert ein sog. Transferfilm auf dem Metal mit entsprechendem Abrieb.
- **Ermüdungsabrieb:** Kontinuierliche zyklische Be- und Entlastungen der Implantate führen zu Oberflächenaufrüchen mit entsprechenden scholligen Abriebpartikeln.
- **Dreikörperabrieb:** Geraten Fremdkörper (Knochen, Metall, Polyethylen, Knochenzement) zwischen die Gelenkflächen, kommt es zur Beschädigung der Gleitpartner, was wiederum den (Verschleißprozess) noch erheblich beschleunigt.

Eines der wichtigsten Ziele in der Endoprothetik ist die Reduktion von Abriebpartikeln. Diese können prinzipiell drei Ursachen haben:

- die Implantat-Implantat-Grenzschicht,
- die Implantat-Knochen/Knochenzement Grenzschicht und
- Operationsinstrumente, Knochen, Restbestände der Oberflächenverarbeitung, Unreinheiten im UHMWPE selber.

4.8.1 Werkstoffprobleme bei der Tibiakomponente

Die Frage, ob die Tibiakomponente ganz aus Polyethylen oder „metal-backed“ gefertigt sein sollte, wird auch heute immer wieder diskutiert (Kim et al. 1993). Walker et al. (1981) untersuchten unterschiedliche Formen von Tibiakomponenten – zwei- und einteilige Komponenten, jeweils sowohl in Vollkunststoffausführung als auch „metal-backed“ mit unterschiedlichen Befestigungsvorrichtungen. Alle Komponenten wurden Kompressions-, Scher- und Torsionsbelastungen mit dreifachem Körpergewicht ausgesetzt. Die geringsten Verformungen zeigten einteilige „metal-backed“ Tibiakomponenten, während zweiseitige tibiale Anlagen die größten Oberflächenveränderungen aufwiesen. Generell waren die Verformungen von „Metal-backed“-Komponenten geringer als die von nur aus Kunst-

stoff bestehenden Komponenten (Walker et al. 1981). In einer anderen Untersuchung kamen Lewis et al. (1982) zu dem Ergebnis, dass Tibiakomponenten mit Metallträger gegenüber reinen Kunststoffkomponenten wegen geringerer Zement- und Knochenbelastung im Vorteil seien. Auch sie stellten fest, dass es bei zweiseitigen tibialen Auflagen zu einer höheren Spannungs-, Scher- und Kompressionsbelastung der Knochen-Zement-Grenze kam als bei einteiligen Komponenten.

4.8.2 Probleme des Werkstoffs Polyethylen

UHMWPE stellt für die Endoprothetik zur Zeit einen unverzichtbaren Werkstoff dar. Alternative Materialien wie Keramik oder Metall sind zum einen erheblich teurer, können zum anderen nicht bei allen potenziellen Gleitflächen wie zum Beispiel am Kniegelenk zum Einsatz kommen.

Es ist bekannt, dass der Polyethylenabrieb von unterschiedlichen Faktoren abhängt. Hierzu zählen die verschiedenen Sterilisationstechniken, die Qualität des ursprünglichen Polyethylengranulates sowie die oxidative Degradation durch den Luftsauerstoff (Jerosch et al. 1995a). Andere Faktoren sind die Materialdicke, die Kongruenz der verwendeten Gleitpartner (Bartel et al. 1986) sowie die Verwendung eines „Metal-Backing“ (Bartel et al. 1983; Bayley et al. 1988).

Bei der Herstellung von Polyethylenimplantaten für orthopädische Zwecke werden mehrere Herstellungsschritte unterschieden (Jerosch et al. 1997b). UHMWPE wird zunächst als Pulver durch das sog. Ziegler-Verfahren gefertigt. Hierbei wird Ethylen mittels Mischkatalysatoren bei 10–500 N/cm² Überdruck und Temperaturen von 20–150 °C polymerisiert. Es handelt sich um ein sog. Niederdruckverfahren. Die weitere Verarbeitung erfolgt dann entweder durch Pressen oder Extrudieren.

Ramextrusion Bei der sog. Ramextrusion wird PE-Pulver portionsweise in den Zylinder des Ramextruders gefüllt und durch einen Kolben verdichtet. Beim anschließenden Durchtritt durch eine beheizte Zone des Zylinders wird das Pulver plastifiziert und tritt schließlich durch das unbeheizte Zylinderende aus. Die Verarbeitungstemperaturen liegen zwischen 180° und 220 °C.

Die Ramextrusion ist ein semi-kontinuierlicher Prozess, was zu deutlichen Unterschieden im Molekulargewicht des Polyethylens innerhalb ein und derselben Halbzeuges führen und damit die Abriebfestigkeit beeinflussen kann. Dennoch wird dieses Verfahren für orthopädische Produkte aktuell am häufigsten eingesetzt. Seine Vorteile liegen vor allem in den geringen Kosten.

Pressverfahren Das Pressverfahren, bei dem das ebenfalls in Pulverform vorliegende PE in beheizbaren Platten plastifiziert wird, ist auch als Preßsinterverfahren bekannt. Hierzu wird eine beheiz- und kühlbare Presse verwendet, in die das Pulver eingefüllt, gleichmäßig verteilt und dann 5–10 Minuten unter einem Druck von etwa 1000 N/cm² kalt verdichtet wird, um die im Pulver eingeschlossene Luft weitgehend zu evakuieren. Um das Pulver zu schmelzen, muss die Presse auf eine Temperatur von bis zu 240 °C geheizt gehalten werden, bis es schließlich über den ganzen Querschnitt polymerisiert ist. Hierfür sind Drücke von 200–500 N/cm² erforderlich. Für das Aufschmelzen eines Blockes von etwa 30 mm Dicke ist eine Heizzeit von 2–3 Stunden erforderlich. In der letzten Phase des Schmelzvorganges wird die Kühlung zugeschaltet, was eine Druckerhöhung auf 1000 N/cm² zur Verhinderung der Entstehung von Hohlräumen innerhalb der Blöcke erforderlich macht. Erst durch die Verwendung hoher Drücke erhält man ein homogeneres Produkt als durch die Ramextrusion.

Beim sog. Formpressen wird das PE-Pulver direkt zu Fertigteilen gepresst. Dieses sehr schwierige Verfahren erfordert eine besonders gleichmäßige Temperaturführung, sowohl beim Aufheizen, als auch beim Abkühlen. Nach den bisher vorliegenden Erfahrungen ist diese Technik nur bei rotationssymmetrischen Teilen verwendbar. Die Vorteile liegen v. a. in einer produktspezifischen Optimierung von Druck und Temperatur. Ferner kann die Oberflächenbeschaffenheit des Produktes besser kontrolliert werden, was zur Verringerung des Abriebes beitragen kann. Die Nachteile liegen in den initial hohen Kosten und dem enormen Zeitaufwand.

Die Mehrzahl der Implantate werden zur Zeit durch Fräsen aus einem sog. Polyethylenhalbzeug hergestellt. Dieser Vorgang beinhaltet zwei Arbeitsschritte: Bei der initialen Produktion des Halbzeuges werden Platten zunächst maschinell grob zugeschnitten, das Implantat wird dann durch Präzisionsfräsen aus der Halbzeuggrundlage hergestellt. Dieser Vorgang wird in der Regel von zwei Herstellern durchgeführt. Der Polyethylenproduzent ist für die Fertigung des Halbzeuges, der Implantathersteller für die Fertigung des medizinischen Implantates verantwortlich.

Abrieb Bisherige Studien bezüglich des klinisch fassbaren Kunststoffverschleißes zeigten einen linearen Abrieb zwischen 0,07 mm und 0,21 mm pro Jahr (Lombardi et al. 1988; Wroblewski und Siney 1993). Es gibt nur wenige Studien, welche eine Korrelation zwischen Abriebrate und dem verwendeten Polyethylenmaterial aufzustellen versuchten. Bankston et al. (1995) zeigten in einer vergleichenden Untersuchung, dass die Abriebrate bei gegossenem Polyethylen deutlich geringer war als bei maschinell hergestelltem.

Bereits 1977 zeigte Walker eindeutige mikroskopische Unterschiede der Oberflächen zwischen gefrästem und gepressten Komponenten.

Neben diesen fertigungstechnischen Problemen ist in den letzten Jahren besonders deutlich geworden, dass auch die Art der Sterilisation entscheidenden Einfluss auf die Qualität der Kunststoffteile hat. Bisher wurden die meisten Polyethylenkomponenten mit einer Co₆₀-Quelle in einer Dosis von 2,5–4 Mrad bestrahlt. Diese Gamma-Bestrahlung kann Polymer-Kettenaufbrüche mit der Bildung freier Radikale initiieren. Die oxidativen Aufbrüche im Kunststoff können jedoch auch zu einer Rekombination von Polymerketten führen.

Die sich anschließende Stabilisation (US-Patent: 5.414.049) durch geringe kontrollierte Temperaturerhöhung über einen standardisierten Zeitraum führt zu einer weiteren Quervernetzung und reduziert zusätzlich den Anteil freier Radikale, so dass nach Herstellerangaben, selbst bei anschließender Sauerstoffexposition, keine produktschädigenden Oxidationsprozesse mehr einsetzen können.

Trotz der hier aufgezeigten Schwächen des Polyethylens muss dennoch darauf hingewiesen werden, dass dieses im Vergleich zu allen anderen Werkstoffen in den letzten 3 Jahrzehnten für viele Patienten eine segensreiche Entwicklung darstellte. Dennoch sollte man mit den heute zur Verfügung stehenden Möglichkeiten eine Optimierung des derzeitigen Einsatzes anstreben. Hierzu zählt sicherlich die Einsicht, dass eine Gamma-Sterilisation von ram-extrudierten UHMWPE unter Luft nicht mehr akzeptierter Stand der Technik sein kann.

Aufgrund des heutigen Kenntnisstandes scheint es somit sinnvoll, bei der Verwendung von UHMWPE in der Endoprothetik die Qualitätsanforderungen neu zu definieren. Mit der bereits vorhandenen Technik kann durchaus eine Optimierung des Werkstoffes durch eine direkte Formpressung sowie eine Gammasterilisation unter Einsatz eines Schutzgases oder eine Ethylenoxid-Sterilisation erreicht werden.

Zu Beginn dieses Jahrtausends fand eine Weiterentwicklung hinsichtlich des Polyethylens statt. Hier wurde das so genannte „Highly-cross-linked“-Polyethylen entwickelt und auch schon frühzeitig im Rahmen der Knieendoprothetik getestet (Moratoglu et al.). Schon bei den ersten Untersuchungen zeigte sich, dass ein konventionelles Polyethylen durchaus bereits nach einer Belastung von 500 Zyklen exzessive Determination und Cracking aufweist, während ein „Highly-cross-linked“-Polyethylen derartige Veränderungen selbst nach 500.000 Zyklen noch nicht aufzeigt. Auch bei vorgeschädigten femoralen Komponenten konnten Moratoglu et al. bei einem konventionellen Polyethylen nach 1 Mio. Zyklen einen deutlich höheren Abrieb nachweisen als bei einem „Highly-cross-linked“-Polyethylen.

Fisher et al. (2004a,b) wiesen darauf hin, dass „Cross-linked“-Polyethylen im Knie zwar den volumetrischen Abrieb reduziert. Die klinische Relevanz einer reduzierten Fraktursteifheit, der vermehrte abrasive Abrieb sowie die erhöhte Tumornekrosefaktor- α -Freisetzung durch die schmalen Partikel jedoch sorgfältig beobachtet werden muss.

Auch Ries und Pruitt (2005) wiesen auf die potenziell reduzierte mechanische Stabilität von „Cross-linked“-Polyethylen hin.

Asano et al. (2007) gaben zu bedenken, dass „Cross-linked“-Polyethylen (XLPE) in der Hüftendoprothetik eventuell eine andere optimale Durchstrahlungsdosis aufweist als „Cross-linked“-Polyethylen für die Knieendoprothetik.

Jacofsky (2008) wies darauf hin, dass cross-linked Polyethylene von unterschiedlichen Herstellern durchaus unterschiedliche Materialeigenschaften besitzen können. Eine erste mittelfristige klinische Studie zur Verwendung von XLPE-Inlays wurde von Hodrick et al. (2008) vorgestellt. In dieser retrospektiven Untersuchung von 100 Patienten mit XLPE-Inlays und 100 Patienten mit einem Standard-Polyethyleninlay im Rahmen der Knieendoprothetik fanden sich bei den XLPE-Inlays keine Reoperationen aufgrund einer vermehrten Osteolyse, so dass die Autoren schlussfolgerten, dass XLPE in der Knieendoprothetik zu mindestens kurz und mittelfristig akzeptable Ergebnisse aufweist.

Vergleichbare Ergebnisse berichteten auch Minoda et al. (2009). Es blieben jedoch Warnungen aufgrund von biomechanischen Untersuchungen gerade für Implantate mit einem posterioren Post bei der Verwendung von XLPE-Inlays aufgrund biomechanischer Untersuchungen (Huot et al. 2010).

Eine weitere Entwicklung ergibt sich durch den Zusatz von Vitamin E. Theoretisch zeigt sich hierdurch eine geringere Oxidation und ein geringerer Verlust der mechanischen Stabilität. Dieses zumindestens konnte in klinischen Untersuchungen von verschiedenen Arbeitsgruppen nachgewiesen werden (Vaidya et al. 2011; Haider et al. 2012;) Inwieweit dieser Trend sich auch im Rahmen der klinischen Applikation fortsetzt, werden die nächsten Jahre zeigen.

4.8.3 Die Belastung von Knieendoprothesen

Die Belastung einer Knieendoprothese in situ hängt von folgenden Faktoren ab:

- Freiheitsgrad des Implantates,
- Alignment des Gelenkes,
- Verankerung der einzelnen Implantatkomponenten,
- anatomische Lage der Drehachse des Gelenkes.

4.8.4 Stabilität und Belastung von Knieendoprothesen

Die Kompressions- und Scherkräfte sind wichtige Größen, die den Erfolg einer Knieendoprothese beeinflussen. Eine Reduzierung der Gelenkflächenkonformität führt zu kleineren Kontaktflächen und, damit verbunden, zu einer hohen Kompressionsbelastung der Tibiakomponente pro Flächeneinheit. Diese Kräfte können schnell die Belastungsgrenze des Polyethylens überschreiten (Seedhom et al. 1972; Walker und Zhou 1987). Punkt- oder Linienkontakte bringen schon bei normaler Belastung nur mit dem Körpergewicht bei festen Artikulationsflächen aus UHMWPE Kontaktbelastungen zwischen 25–32 MP mit sich, welche die maximale Belastbarkeit des UHMWPE von 10 MP um das 2,5- bis 3,2-fache überschreiten. Diese Überlastungssituation kann langfristig zu Ermüdungsrisen im Kunststoff mit Oberflächenfragmentierung führen und so die tibialen Artikulationsflächen zerstören (Bartel et al. 1986; Wright und Bartel 1986; Buechel 1994). Die durch den Verschleiß abgelösten Partikel können eine Osteolyse mit Komponentenlockerung verursachen (Willert 1989). Bei Verwendung kongruenter mobiler Artikulationsflächen auf der Tibiakomponente in Form künstlicher Menisken zeigte sich eine Reduzierung der Kontaktbelastung und damit des Verschleißes (Buechel und Pappas 1986; Buechel 1994). Kongruente mobile künstliche Menisken oder rotierende tibiale Artikulationsflächen weisen signifikante mechanische Vorteile gegenüber inkongruenten immobilen Artikulationsflächen auf (Buechel und Pappas 1984, zitiert nach Buechel 1994; Buechel und Pappas 1989; Buechel et al. 1989; Goodfellow und O'Connor 1978) und kommen der Kinematik eines natürlichen Kniegelenks näher (Goodfellow und O'Connor 1986; Huson et al. 1989, Schlepckow 1989, zitiert nach Buechel 1994).

Die Verteilung der Belastung durch die Kunststoffkomponente auf den Knochen ist von der Größe der Kontaktfläche abhängig (Pope und Fleming 1991). Die Idealprothese verteilt die Belastungskräfte hier gleichmäßig über die Fläche der Tibiakomponente, ohne die Belastungsgrenze des Kunststoffs zu überschreiten. Kleine Kontaktflächen leiten die hohen Kompressionskräfte über einen schmalen Bereich des Kunststoffs auf die Knochenoberfläche der Tibia. Eine größere Kontaktfläche führt zu einer Weiterleitung der Kompressionskräfte über eine große Oberfläche

Diese Tatsache ist von Bedeutung, weil eine optimale und dauerhafte Stabilität der Prothese am besten durch eine einheitliche Belastung der Prothesen-Zement-Knochen-Nahtstelle erreicht werden kann. Gleichzeitig führt jedoch eine größere Konformität der Gelenkflächen zu einer erhöhten Scherkraftbelastung der Prothesen-Knochenverbindung. Eine dickere Tibiakomponente ermöglicht

eine gleichmäßigere Kraftverteilung an der Grenzschicht als eine dünnere Auflage (Pope und Fleming 1991).

Ferner können Kunststoff-Tibiakomponenten mit einer Dicke unter 6 mm viel leichter elastisch und plastisch verformt werden (Pope und Fleming 1991). Auf der anderen Seite wird bei einer zu dicken tibialen Auflage der Hebelarm der auf die Prothesen-Knochen-Grenze einwirkenden Kräfte größer. Dadurch kommt es zu einer höheren Beanspruchung des tibialen Prothesen-Knochen-Interfaces mit steigender Gefahr einer Komponentenlockerung. Je größer also die Konformität und Dicke der Gelenkflächen ist, desto größer werden die auf die Prothesen-Knochen-Grenze einwirkenden Scherkräfte.

Die Hauptgründe für eine Prothesenlockerung sind exzessive exogene Belastung und Mikrobewegungen an der Knochen-Implantat-Grenze. Der Langzeiterfolg einer Prothese ist u. a. abhängig von einer optimalen Kraftverteilung an der Prothesen-Knochen-Grenze. Belastungen, welche die Widerstandskraft der Prothesenkomponenten, der umgebenden Weichteilstrukturen und der Prothesen-Knochen-Grenze übersteigen, führen zu Mikrobewegungen der Implantate. Wegen der fehlenden Festigkeit des UHMWPE ist die Tibiakomponente von primärem Interesse, wenn von einer Lockerung der Knieendoprothese gesprochen wird (Mears 1979). Es ist klinisch offensichtlich, dass Lockerungen typischerweise bei der tibialen Auflage auftreten (Pope und Fleming 1991).

Daher wurden verschiedene Modelle und experimentelle Methoden entwickelt, um Aussagen über die Belastung der Knochen-Prothesen-Grenze treffen zu können (Lewis et al. 1977; Walker et al. 1980; Bartel et al. 1982; Johnson et al. 1983; Cheal et al. 1985; Beaupre et al. 1986; Garg and Walker 1986; Miegel et al. 1986; Vasu et al. 1986). Ein Vergleich zementierter Prothesen mit Alloplastiken, die durch Einwachsen des Knochens in eine poröse Oberfläche (Osteointegration) verankert werden, ergab, dass der Zement eine homogenere Kraftverteilung der Kompressionsbelastung über den gesamten tibialen Resektionsbereich gewährleistete, wohingegen der Knochen in die poröse Oberfläche der entsprechenden Prothesen nicht gleichmäßig hineinwuchs und es so zu Teilbereichen mit geringerer neben solchen mit sehr großer Belastung kam (Miegel et al. 1986).

Die Notwendigkeit einer „Metal-backed“-Tibiakomponente zur gleichmäßigen Belastungsverteilung über die gesamte Tibiaoberfläche wurde von Bartel et al. (1982) postuliert. Anders als beim Polyethylen verteilt eine Metallbasis unter dem Kunststoff die einwirkenden Kräfte gleichmäßig auf die darunterliegenden knöchernen Strukturen

Die an der Gelenkoberfläche der Tibiakomponente entstehenden Scherkräfte werden ungefiltert auf die Prothesen-Knochen-Grenze übertragen (Pope und Fleming 1991). Diese Kräfte erreichen nur bei teilweise und voll-

gekoppelten Prothesentypen eine nennenswerte Größe. Der anteriore Rand der tibialen Auflage wird bei einem Vorwärtsgleiten der Femurkomponente vermehrt durch Kompressions- und Scherkräfte sowie ein zusätzliches Drehmoment im vorderen Bereich der Prothesen-Knochen-Grenze belastet. Werden diese Kräfte zu groß, treten Mikrobewegungen auf, was eine Zerstörung der Befestigungsnahtstelle nach sich ziehen kann.

Weniger kongruente Oberflächenersatzprothesentypen erlauben einen ausgeprägteren Gleitvorgang. Wenn die Tibia in Relation zum Femur nach ventral gleitet, kommt es zu einer exzentrischen Belastung im Bereich der Grenzschicht zwischen Implantat und Knochen. Hier gilt analog, dass es aufgrund der entstehenden Wechselbelastungen zu einer Auslockerung des Kunstgelenkes kommen kann.

Die Frage, ob „Cross-linked-Polyethylen“ einen Vorteil bringt, wird in der Literatur solange positiv beantwortet, solange keine dorsalen Zapfen mit in das PE-Design implementiert sind (Muratoglu et al. 2002; Muratoglu et al. 2003; Muratoglu et al. 2004; Fisher et al. 2004a,b; Ries und Pruitt 2005; Wright 2005; Asano et al. 2007; Medel et al. 2007; Jacofsky 2008; Hodrick et al. 2008; Jung et al. 2008; Rodriguez 2008; Minoda et al. 2009; Huot et al. 2010; Lachiewicz und Geyer 2011; Brockett et al. 2012; Long et al. 2012).

Theoretisch sollte die Zugabe von Vitamin E auch im Bereich des Kniegelenkes von Vorteil sein. Hierzu liegen zurzeit jedoch nur biomechanische tribologische Arbeiten vor (Vaidya et al. 2011; Haider et al. 2012).

Literatur

- Ackroyd CE, Newman JH (2001) The Avon patellofemoral arthroplasty development development and early results. *J Bone Joint Surg (Br)* 83-B(Suppl II):146
- Ackroyd CE, Newman JH (2005) Patellofemoral Arthroplasty. Sixteen years experience with 436 cases. Proceedings of combined orthopaedic Associations Meeting, Sydney 2004. *J Bone Joint Surg (Br)* 87-B(Suppl):152
- Ackroyd CE, Smith EJ, Newman JH (2004) Trochlear resurfacing for extensor mechanism instability following patellectomy. *The Knee* 11:109–111
- Ackroyd CE, Newman JH, Eldridge J (2005) Patellofemoral Arthroplasty height years experience with the Avon Design. EFORT, Lisabon
- Ackroyd CE, Newman JH, Evans R, Eldridge JD, Joslin CC (2007) The Avon patellofemoral arthroplasty: five-year survivorship and functional results. *J Bone Joint Surg Br* 89:310–315
- Andriacchi TP, Galante JO, Fermier RW (1982) The influence of total knee replacement design on walking and stair-climbing. *J Bone Joint Surg Am* 64:1328–1335
- Andriacchi TP, Stanwyck TS, Galante JO (1986) Knee biomechanics and total knee replacement. *Arthroplasty* 1:211–219
- Arbuthnot JE, Wainwright O, Stables G, Rathinam M, Rowley DI, McNicholas MJ (2011) Dysfunction of the posterior cruciate ligament in total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 19(6):893–8

- Arciero RA, Toomey HE (1988) Patellofemoral arthroplasty. A three- to nine-year follow-up study. *Clin Orthop Relat Res* 236:60–71
- Argenson JA (2008) Knee Society Meeting. AAOS, San Francisco
- Argenson JN, O'Connor JJ (1992) Polyethylene wear in meniscal knee replacement. A one to nine-year retrieval analysis of the Oxford knee. *J Bone Joint Surg Br* 74:228–232
- Argenson J-N, Guillaume J-M, Aubaniac J-M (1995) Is there a place for patellofemoral arthroplasty? *Clinical Orthopaedics and Related Research* 321:162–167
- Argenson JN et al (2002) In vivo determination of Knee kinematics for subjects implanted with a Unicompartmental arthroplasty. *J Arthroplasty* 17:1049–1054
- Argenson J-N, Flecher X, Parratte S, Aubaniac J-M (2005) Patellofemoral arthroplasty: An update. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 440:50–53
- Asano T, Akagi M, Clarke IC, Masuda S, Ishii T, Nakamura T (2007) Dose effects of cross-linking polyethylene for total knee arthroplasty on wear performance and mechanical properties. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 83(2):615–22
- Attenborough CG (1978) The Attenborough total knee replacement. *J Bone Joint Surg* 60-B:320–326
- Bach ChM, Steingruber I, Nogler M, Orgon M, Wimmer C, Gobel G, Kristmer M (2002) Scoring systems in total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 399:184–196
- Bagren JH, Day WH, Freeman MAR, Swanson SAV (1978) Mechanical tests on the tibial component in surface replacement of the knee. *Arch Orthop Traumat Surg* 92:31–34
- Banks SA, Markovich GD, Hodge WA (1997) In vivo kinematics of cruciate-retaining and -substituting knee arthroplasties. *J Arthroplasty* 12(3):297–304
- Bankston AB, Keating EM, Ranawat C, Faris PM, Ritter MA (1995) Comparison of polyethylene wear in machined versus molded polyethylene. *Clin Orthop* 317:37–43
- Barbos M, Benvenuti A (1983) Metallic debris arising from prosthetic abrasion: An investigation of biodegradation of the materials and physiology of bone. *Ital J Orthop Traumatol* 9:377 (Abstract)
- Bartel DL, Burstein AH, Santavilla EA (1982) Performance of the tibial component in total knee replacement. Conventional and revision designs. *J Bone Joint Surg* 64 A:1026–1033
- Bartel DL, Wright TM, Edwards DL (1983) The effect of metal backing on stresses in polyethylene acetabular components. *The Hip: Proceedings of the Hip Society*. CV Mosby, St. Louis, S 229
- Bartel D-L, Burnstein A-H, Toda M-D, Edwards D-L (1985) The effect of conformity and plastic thickness on contact stresses in metal backed plastic implants. *J Biomech Eng* 107(3):193–199
- Bartel DL, Bicknell VL, Wright TM (1986) The effect of conformity, thickness and material on stresses in ultra-high molecular weight components for total joint replacement. *J Bone Joint Surg* 68 A:1041–1051
- Bayley JC, Scott RD, Ewald EC, Holmes GB (1988) Failure of metal-backed patellar component after total knee replacement. *J Bone Joint Surg* 70 A:669–674
- Beaupre G, Vasu R, Carter C, Schurman D (1986) Epiphyseal-based designs for tibial plateau components. II. Stress analysis in the sagittal plane. *J Biomech* 19:663–673
- Bergmann E-G, Süssenbach F (1997) The unicondylar knee replacement as a treatment of varus/valgus osteoarthritis of the knee. Middle and long term results in Ph. Cartier: Unicompartmental knee arthroplasty. Elsevier Science. 181–191
- Bistolfi A, Massazza G, Lee GC, Deledda D, Berchiolla P, Crova M (2013) Comparison of Fixed and Mobile-Bearing Total Knee Arthroplasty at a Mean Follow-up of 116 Months. *J Bone Joint Surg Am* 95(12):e831–e837
- Black DL, Cannon SR, Hilton A, Bankes MJK, Briggs TWR (2001) The Kinemax total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg (Br)* 83-B:359–363
- Blaha J, Freeman MAR, Revell P, Todd R (1982) The fixation of a proximal tibial polyethylene prosthesis without cement. *J Bone Joint Surg* 64 B:326–335
- Blauth W (1986) Unsere Kniegelenkprothesen mit Patellaersatz. *Z Orthop* 124(125):Y–240
- Blauth W, Bontemps G, Skripitz W (1977) Zum gegenwärtigen Stand künstlicher Kniegelenke vom Typ des Scharniergelenks. *Arch orthop Unfall-Chir* 88:259–272
- Blauth W, Hiss E, Jäger R (1980) Die Kniegelenktotalprothese nach Blauth. *Med Orth Tech* 100:134–139
- Blazina ME, Fox JM et al. (1979) Patellofemoral replacement. *Clin Orthop Relat Res*. Oct;(144):98–102
- Blazina ME, Fox JM, Pizzo D, Broukhim B, Ivey FM (1979) Patellofemoral replacement. *Clin Orthop* 144:98–102
- Blazina ME, Fox JM, Del Pizzo W, Broukhim B, Ivey FM (2005) The classic: Patellofemoral replacement. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 436:3–6
- Bobyn J, Cameron H, Abdulla D, Pilliar RC (1982) Weatherly biologic fixation and bone modeling with an unconstrained canine total knee prosthesis. *Clin Orthop* 166:301–312
- Bourne RB (2001) Reevaluating the unicondylar knee arthroplasty. *Orthopedics* 24(9):885–886
- Bourne RB, Finlay J, Cohn N (1981) Principal strain in the humantibia before and after total knee arthroplasty. *Trans Orthop Res Soc* 6:160
- Brockett CL, Jennings LM, Hardaker C, Fisher J (2012) Wear of moderately cross-linked polyethylene in fixed-bearing total knee replacements. *Proc Inst Mech Eng H Jul* 226(7):529–35
- Bryan RS, Rand JA (1982) Revision total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 170:116–122
- Buechel EE (1994) Cementless meniscal bearing knee arthroplasty: 7- to 12-year outcome analysis. *Orthopedics* 17(9):833–836
- Buechel EE, Pappas MJ (1984) New Jersey integrated total knee replacement system: biomechanical analysis and clinical evaluation of 918 cases FDA Panel Presentation, Silver Spring, Maryland, July 11.
- Buechel EE, Pappas MJ (1986) The New Jersey low contact stress knee replacement system: biomechanical rationale and review of the first 123 cemented cases. *Arch Orthop Trauma Surg* 105:197
- Buechel EE, Pappas MJ (1989) New Jersey low contact stress knee replacement system: ten year evaluation of meniscal bearings. *Orthop Clin North Am* 20:147
- Buechel EE, Pappas MJ (1990) Long-term-survivorship analysis of cruciate-sparing versus cruciate-sacrificing knee prostheses using meniscal bearings. *Clin Orthop* 260:162–169
- Buechel EE, Rosa RA, Pappas MJ (1989) A metal backed, rotating bearing patellar prosthesis to lower contact stress. An 11-year clinical study. *Clin Orthop* 248:34–49
- Cartier P, Cheaib S (1987) Unicondylar knee arthroplasty. 2–10 years of follow-up evaluation. *J Arthroplasty* 2(2):157–62
- Cartier PH et al. (1997) Unicompartmental knee arthroplasty. *Expansion Scientifique Francaise*
- Cartier P, Sanouiller JL, Khefacha A (2005) Long-term results with the first patellofemoral prosthesis. *Clin Orthop Relat Res* 436:47–54
- Cheal E, Hayes W, Lee C, Snyder B, Miller J (1985) Stress analysis of a condylar knee tibial component: Influence of metaphyseal shell properties and cement injection depth. *J Orthop Res* 3:424–434
- Connelly G, Rimnac C, Wright T, Hertzberg R, Manson J (1984) Fatigue crack propagation behavior of ultra high molecular weight polyethylene. *J Orthop Res* 2:119–125
- Coyte PC, Hawker G, Croxford R, Wright JG (1999) Rates of revision knee replacement in Ontario, Canada. *J Bone Joint Surg Am* 81(6):773–82

- Crushner FD et al (2003) A quantitative histological comparison: ACL degeneration in the osteoarthritic knee. *J Arthroplasty* 18:687–692
- Cuckler JM (1996) Mechanisms of knee implant failure 12 th Ann Current Concepts in Joint Replacement, Orlando., S 163–164
- Davies AP, Vince AS et al. (2002) The radiologic prevalence of patellofemoral osteoarthritis. *Clin Orthop Relat Res.* 402:206–12
- Davis DK, Fithian DC (2002) Techniques of medial retinacular repair and reconstruction. *Clin Orthop Relat Res* 402:38–52
- Dawson J, Fitzpatrick R, Murray D, Carr A (1998) Questionnaire on the perceptions of patients about total knee replacement. *J Bone Joint Surg (Br)* 80-B:63–69
- De Cloedt P, Lagaye J, Lokietek W (1999) Femoro-patella prosthesis. *Acta Orthop Belg* 65:170–175
- De Winter WE, Feith R, van Loon CJ (2001) The Richards type II patellofemoral arthroplasty: 26 cases followed for 1-20 years. *Acta Orthop Scand* 72:487–490
- Dejour H, Bonnin M (1994) Tibial translation after anterior cruciate ligament rupture. Two radiological tests compared. *J Bone Joint Surg* 76:745–749
- Dejour D, Lecoulter B (1998) Douleurs et instabilité rotulienne. Essai de Classification. *Med Hyg* 56:1466–1471
- Dejour H, Walch G, Neyret P, Adeleine P (1990) Dysplasia of the femoral trochlea. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 76:45–54
- Dejour H, Walch G, Nove-Josserand L, Guier C (1994) Factors of patellar instability: an anatomic radiographic study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2:19–26
- Dennis DA et al (2003) Multicenter determination of in vivo kinematics after total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 416:37–57
- Dennis DA, Komistek RD, Mahfouz MR (2003) In vivo fluoroscopic analysis of fixed bearing total knee replacements. *Clin Orthop Relat Res* 410:114–130
- Dorr LD et al (1988) Functional comparison of posterior cruciate retained versus sacrificed total Knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 236:36–43
- Dye SF (2005) The pathophysiology of patellofemoral pain: a tissue homeostasis perspective. *Clin Orthop Relat Res* 436:100–110
- Engelbrecht E et al (1976) Statistics of total knee replacement: partial and total knee replacement, design St. Georg: a review of a 4-year observation. *Clin Orthop* 00(120):54–64
- Engh GA, Ammeen D (2004) Is an intact anterior cruciate ligament needed in order to have a well-functioning unicompartmental knee replacement? *Clin Orthop Relat Res.* 428:170–3. Review
- Engh GA, Mc Auley JP (1999) Unicompartmental arthroplasty: an option for high-demand patients with Gonarthrosis. *Instr Course Lect* 48:143–148
- Engh G, Parks NL (1994) The classification and treatment options of bone defects in revision knee surgery. *AAOS*, 24.–28. Febr.
- Engh GA, Dwyer KA, Hanes CK (1992) Polyethylene wear of metal-backed tibial components in total and unicompartmental knee prostheses. *J Bone Joint Surg Br* 74:9–17
- Ezzet KA, Garcia R, Barrack RL (1995) Effect of component fixation method on osteolysis in total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 321:86–91
- Feller JA, Bartlett RJ, Lang DM (1996) Patellar resurfacing versus retention in total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg (Br)* 78-B:226–228
- Fisher J, McEwen HM, Barnett PI, Bell C, Stone MH, Ingham E (2004a) Influences of sterilising techniques on polyethylene wear. *Knee* 11(3):173–176
- Fisher J, McEwen HM, Tipper JL, Galvin AL, Ingram J, Kamali A, Stone MH, Ingham E (2004b) Wear, debris, and biologic activity of cross-linked polyethylene in the knee: benefits and potential concerns. *Clin Orthop Relat Res* 428:114–119
- Forsythe ME, Englund RE, Leighton RK (2000) Unicompartmental knee arthroplasty: a cementless perspective. *Can J Surg* 43(6):417–424
- Freeman MAR, Blaha JD, Brown G, Day WH, Insler HP, Revel PA (1981) Cementless fixation of a tibial component of the knee. *Trans Orthop Res Soc* 6:157
- Fuchs S et al (2002) Proprioceptive function, clinical results, and quality of life after Unicompartmental sledge prosthesis. *Am J Phys Med Rehabil* 81:478–482
- Fuchs S et al (2003) Proprioception with bicompartmental sledge prostheses retaining cruciate ligaments. *Clin Orthop Relat Res* 406:148–154
- Fuchs S et al (2005) Clinical and functional comparison of uni- and bicompartmental sledge prostheses. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 13:197–202
- Fulkerson JP (1994) Patellofemoral pain disorders: evaluation and management. *J Am Acad Orthop Surg* 2:124–132
- Gacon G, Travers V, Barba L, Lalain J-J, Laurencon M, Ray A (1993) Reprises pour échecs de prothèses unicompartmentales du genou. Stratégie thérapeutique et résultats à propos de 40 cas. *Rev Chir Orthop* 79:635–642
- Garg A, Walker P (1986) The effect of the interface on the bone stresses beneath tibial components. *J Biomech* 19:957–967
- Gluck T (1890) Autoplastik - Transplantation - Implantation von Fremdkörpern. *Berl klin Wschr* 27 4:421–427
- Gómez-Barrena E, Martínez-Moreno E, Munuera L (1996) Segmental sensory innervation of the anterior cruciate ligament and the patellar tendon of the cat's knee. *Acta Orthop Scand* 67:545–552
- Goodfellow J, Hungerford DS, Zindel M (1976) Patellofemoral joint mechanics and pathology. *J Bone Joint Surg (Br)* 58-B:287–290
- Goodfellow JW, O'Connor J (1978) The mechanics of the knee and prosthesis design. *J Bone Joint Surg* 60B:358–369
- Goodfellow JW, O'Connor J (1986) Clinical results of the Oxford knee: surface arthroplasty of tibiofemoral joint with a meniscal bearing prosthesis. *Clin Orthop* 205:21–42
- Goodfellow J, O'Connor J, Murray DW (2002) The Oxford meniscal unicompartmental knee. *J Knee Surg* 15(4):240–246
- Grelsamer RP, Dejour D, Gould J (2008) The pathophysiology of patellofemoral arthritis. *Orthop Clin North Am* 39:269–274
- Gschwend N (1975a) GSB knee arthroplasty. *Z Orthop* 113:537–539
- Gschwend N (1975bb) Indikation zur Verwendung von Teilprothesen, Schlittenprothesen und Scharnierprothesen am Beispiel des Kniegelenkes. *Orth Prax* 12:924
- Gschwend N (1978) GSB knee joint: a further possibility, principle, results. *Clin Orthop* 132:170–176
- Gschwend N, Loehr J (1981) The Gschwend-Scheier-Bahler (GSB) replacement of the rheumatoid knee joint. *Reconstr Surg Traumatol* 18:174–194
- Gschwend N, Scheier HI, Bahler A, Meyer RP (1980) The GSB knee arthroplasty. *Int Orthop* 3:281–284
- Gunston FH (1971) Polycentric knee arthroplasty. Prosthetic simulation of normal knee movement. *J Bone Joint Surg Br* 53(2):272–277
- Haider H, Weisenburger JN, Kurtz SM, Rimnac CM, Freedman J, Schroeder DW, Garvin KL (2012) Does vitamin E-stabilized ultrahigh-molecular-weight polyethylene address concerns of cross-linked polyethylene in total knee arthroplasty? *J Arthroplasty* 27(3):461–469
- Halata Z, Wagner C, Baumann KI (1999) Sensory nerve endings in the anterior cruciate ligament (Lig. Cruciatum anterius) of sheep. *Anat Rec* 254:13–21
- Harwin SF (1998) Patellofemoral complications in symmetrical total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 13:153–162
- Hassenpflug J (1992) Die Blauth-Knieendoprothese. Grundlagen, gegenwertiger Stand und Ausblick. Hans Huber, Bern Gottingen Toronto Seattle
- Hassenpflug J, Hiss E, Rauch G (1985) Untersuchungen zur Primärstabilität von Kniegelenksscharnierendoprothesen unterschiedlicher Schaftlänge. In: Lechner E, Ascherl R, Blümel G, Hungerford DS

- (Hrsg) Kniegelenksendoprothetik - eine aktuelle Bestandsaufnahme. Schattauer, Stuttgart New York, S 35–46
- Hassenpflug J, Harten K, Hahne HJ, Hobeck K, Holland C, Maronna U (1988) Ist die Implantation von Kniegelenkscharnierendoprothesen noch vertretbar? *Z Orthop* 126:398–407
- Hau RCY, Newman JH (2008) Knee replacement for osteoarthritis secondary to chronic patella dislocation and trochlear dysplasia. *The Knee* 15:447–450
- Hendrix M, Newman JH (2006) Trochlear dysplasia – an under recognised cause of patello femoral arthritis. *J Bone Joint Surg* 88B(Suppl):251
- Hernigou P, Deschamps G (2002) Patellar impingement following unicompartmental arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 84-A(7):1132–1137
- Hodrick JT, Severson EP, McAlister DS, Dahl B, Hofmann AA (2008) Highly crosslinked polyethylene is safe for use in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 466(11):2806–2812
- Hood RW, Wright TA (1983) Burstein Retrieval analysis total knee prostheses: A method and its application to 48 total condylar prostheses. *J Biomed Mater Res* 17:829–842
- Huang CH, Lee YM, Liu JJ, Cheng CK (1998) Comparison of muscle strength of posterior cruciate-retained versus cruciate-sacrificed total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 13(7):779–83
- Huch K (2005) Sport activities 5 years after total knee or hip arthroplasty: the Ulm osteoarthritis Study. *Ann Rheum Dis* 64:1715–1720 (Epub 2005 Apr 20)
- Huot JC, Van Citters DW, Currier JH, Currier BH, Mayor MB, Collier JP (2010) Evaluating the suitability of highly cross-linked and remelted materials for use in posterior stabilized knees. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 95(2):298–307. doi:10.1002/jbm.b.31714
- Huson A, Spoor CW, Verbout AJ (1989) A model of the human knee derived from kinematic principles and its relevance for endoprosthesis design. *Acta Morphol Neerl Scand* 270:45
- Hyldahl HC, Regner L, Carlsson L, Karrholm J, Weidenhielm L (2001) Does metal backing improve fixation of tibial component in unicondylar knee arthroplasty? A randomized radiostereometric analysis. *J Arthroplasty* 16(2):174–179
- Insall JN (1984a) Total knee replacement. In: Insall JN (Hrsg) *Surgery of the knee*. Churchill Livingstone, New York, S 587–695
- Insall JN (1984b) Surgical approaches to the knee. Insall JN (Hrsg.) *Surgery of the knee*. Churchill Livingstone, New York, S 41–54
- Insall JN, Lachiewicz PE, Burstein AH (1982) The posterior stabilized condylar prosthesis: a modification of the total condylar design. Two-to four-year clinical experience. *J Bone Joint Surg* 64 A:1317–1323
- Institute of Medical and Biological Engineering, University of Leeds, Leeds LS29JT, UK. j.fisher@leeds.ac.uk
- Iwano T (1990) Roentgenographic and clinical findings of patellofemoral osteoarthritis. With special reference to its relationship to femoro-tibial osteoarthritis and etiologic factors. *Clin Orthop Relat Res* 252:190–197
- Jacobs W, Anderson P, Limbeek J, Wymenga A (2004) Mobile bearing vs fixed bearing prostheses for total knee arthroplasty for post-operative functional status in patients with osteoarthritis and rheumatoid arthritis. *Cochrane Database Syst Rev* 2(2):CD003130
- Jacofsky DJ (2008) Highly cross-linked polyethylene in total knee arthroplasty: in the affirmative. *J Arthroplasty* 23(7 Suppl):28–30 (Epub 2008 Aug 12) doi:10.1016/j.arth.2008.06.017.
- Jenny JY, Rapp E, Kehr P (1997) Proximal tibial meniscal slope: a comparison with the bone slope. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 84(5):435–438
- Jerosch J, Heisel J (1998) *Knieendoprothetik*. Springer, Berlin Heidelberg New York
- Jerosch J, Fuchs S, Liljenqvist U, Haftka S (1995a) Auswirkungen unterschiedlicher Sterilisationsverfahren auf den Oxidationsgrad auf den Werkstoff ultrahochmolekulares Polyethylen (UHMWPE). *Biomed Tech* 40:296–303
- Jerosch J, Schroder J, Steinbeck J (1995bb) Arthroskopie bei KnieEndoprothesen. *Arthroskopie* 8:133–136
- Jerosch J, Schmidt K, Prymka M (1997a) Beeinflussung propriozeptiver Fähigkeiten von Kniegelenken mit einer primären Gonarthrose. *Unfallchirurg* 100:219–224
- Jerosch J, Fuchs S, Reichelt R, Haftka S (1997b) Probleme des Implantatwerkstoffes ultrahochmolekulares Polyethylen (UHMWPE. In: Puhl W (Hrsg) *Performance of the wear couple Biolox forte in hip alloarthroplasty*. Enke, Stuttgart, S 11–22
- Jerosch J, Heisel J, Fuchs S (1997cc) Postoperative Entlastung und Sportfähigkeit nach endoprothetischem Hüftgelenkersatz. *Krankengymnastik* 49:1135–1146
- Jerosch J, Fuchs S, Heisel J (1997d) Knieendoprothetik - eine Standortbestimmung. *Deutsches Ärzteblatt* 94:449–455
- Jerosch J, Schäffer C, Prymka M (1998) Proprioceptive abilities of surgically and conservatively treated knee joints with injuries of the cruciate ligament. *Unfallchirurg* 101:26–31
- Jerosch J, Schunck J, Neuhäuser C (2009) Knorpel- und Kreuzbandstatus von Patienten, die eine Knieendoprothese erhalten. *Orthopädische Praxis* 45:22–26
- Johansson H (1991) Role of knee ligaments in proprioception and regulation of muscle stiffness. *J Electromyogr Kinesiol* 1(3):158–179
- Johnson J, Krug W, Nahon D, Miller J, Ahmed A (1983) An evaluation of the load bearing capability of the cancellous proximal tibia with special interest to the design of knee implants. *Trans Orthop Res Soc* 8:403
- Jonsson GT (1981) Compartmental arthroplasty for gonarthrosis. *Acta Orthop Scand* 52(Suppl193):1–110
- Jung KA, Lee SC, Hwang SH, Kim SM (2008) Fracture of a second-generation highly cross-linked UHMWPE tibial post in a posterior-stabilized scorio knee system. *Orthopedics* 31(11):1137
- Kim W, Rand JA, Chao EYS (1993) Biomechanics of the knee. In: Rand JA (Hrsg) *Total knee arthroplasty*. Raven Press, New York, S 9–58
- Kim YH, Kim JS, Choe JW, Kim HJ (2012) Long-term comparison of fixed-bearing and mobile-bearing total knee replacements in patients younger than fifty-one years of age with osteoarthritis. *J Bone Joint Surg Am* 94(10):866–73. doi:10.2106/JBJS.K.00884
- Klein M, Franz A (2008) Bicompartimental Knee arthroplasty in the living Knee studied by MRT International Knee Meeting Frankfurt.
- Knutson K, Jönson G, Langer Anderson J, Larustotti H, Lindgren L (1981) Deformation and loosening of the tibial component in knee arthroplasty with unicompartmental endoprosthesis. *Acta Orthop Scand* 52(6):667–673
- Komistek R, Dennis D, Mahfouz M (2003) In vivo fluoroscopic analysis of the normal knee. *Clin Orthop Rel Res* 410:69–81
- Kooijman HJ, Driessen AP, van Horn JR (2003) Long-term results of patellofemoral arthroplasty. A report of 56 arthroplasties with 17 years of follow-up. *J Bone Joint Surg Br* 85:836–840
- Krajca-Radcliffe JB, Coker TP (1996) Patellofemoral arthroplasty. A 2- to 18-year follow-up study. *Clin Orthop Relat Res* 330:143–151
- Kulkarni MM, Eldridge JD, Newman JH (2008) Clinical presentations of Trochlear dysplasia. *J Bone Joint Surg* 90B(Sup II):257
- Labey L et al (2010) Joint kinematic in Bicompartimental-replaced knees for seven motor tasks International Knee Meeting, Berlin.
- Lachiewicz PF, Geyer MR (2011) The use of highly cross-linked polyethylene in total knee arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg* 19(3):143–151
- Landy M, Walker P (1985) Wear in condylar replacement knees: A ten years follow-up. *Trans Orthop Res Soc* 10:96

- Laskin RS (1988) Tricon-M uncemented total knee arthroplasty. A review of 96 knees followed for longer than 2 years. *J Arthroplasty* 3(1):27–38
- Leadbetter WB, Ragland PS (2005) Mont m.A. the appropriate use of patellofemoral arthroplasty: an analysis of reported indications, contraindications and failures. *Clin Orthop Relat Res* 436:91–99
- Leopold SS, Greidanus N, Paprosky WG et al (1999) High rate of failure of allograft reconstruction of the extensor mechanism after total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 81(11):1574–1579
- Lewis JL, Jaycox D, Wang O (1977) Stress analysis of some features of knee prostheses by finite elements. *Trans Orthop Res Soc* 2:55
- Lewis JL, Askew MJ, Jaycox DP (1982) A comparative evaluation of tibial component designs of total knee prosthesis. *J Bone Joint Surg* 64 A:129–134
- Lewold S, Goodman S, Knutson K, Robertson O, Linsgren L (1995) Oxford meniscal bearing versus the Marmor knee in unicompartmental arthroplasty for arthrosis. *J Arthroplasty* 10:722–731
- Lombardi AV, Engh GA, Volz RG, Albrigo JL, Brainard BJ (1988) Fracture/dissociation of the polyethylene in metal-backed patellar components total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 70 A(6):675–679
- Long WJ, Levi GS, Scuderi GR (2012) Highly cross-linked polyethylene in posterior stabilized total knee arthroplasty: early results. *Orthop Clin North Am* 43(5):e35–e38 (Epub 2012 Sep 27) doi:10.1016/j.ocl.2012.07.005.
- Lonner JH (2007) Patellofemoral arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg* 15:495–506
- Lubinus HH (1979) Patella glide bearing total replacement. *Orthopaedics* 2:119–127
- Luna JT, Sembrano JN, Gioe TJ (2010) Mobile and fixed-bearing (all-polyethylene tibial component) total knee arthroplasty designs: surgical technique. *J Bone Joint Surg Am* 92(Suppl 1 Pt 2):240–249
- Ly S, Burnstein A-H (1994) Ultra high molecular weight polyethylene. *J Bone Joint Surg* 76:1080–1090
- Mac Ausland WR (1957) Total replacement of the knee joint by a prosthesis. *Surg Gynec Obstet* 104:579–583
- MacIntosh DL (1958) Hemiarthroplasty of the knee using a spaceoccupying prosthesis for painful varus and valgus deformities. *J Bone Joint Surg* 40 A:1431
- Mahoney OM, Noble PC, Rhoads DD, Alexander JW, Tullos HS (1994) Posterior cruciate function following total knee arthroplasty. A biomechanical study. *J Arthroplasty* 9(6):569–78
- Manley M, Stulberg B, Stern L, Watson J, Stulberg S (1987) Direct observation of micromotion at the implant bone interface with cemented and noncemented tibial components. *Trans Orthop Res Soc* 12:436
- Marmor L (1973) The modular knee. *Clin Orthop* 94:242–248
- Matziolis G, Mehlhorn S, Schattat N, Diederichs G, Hube R, Perka C, Matziolis D (2012) How much of the PCL is really preserved during the tibial cut? *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 20(6):1083–1086
- Mazas FB (1973) Guepar: Guepar total knee prosthesis. *Clin Orthop* 94:211–221
- McAlindon TE et al (1992) Radiographic patterns of osteoarthritis of the knee joint in the community: the importance of the patellofemoral joint. *Ann Rheum Dis* 51:844–849
- McKeever CC (1955) Patellar prosthesis. *J Bone Joint Surg Am* 37:1074–1084
- Mears D (1979) Mechanical behaviors of real materials. In: *Materials in Orthopaedic surgery*. Williams & Wilkins, Baltimore, S 92–106
- Medel FJ, Peña P, Cegoñino J, Gómez-Barrena E, Puértolas JA (2007) Comparative fatigue behavior and toughness of remelted and annealed highly crosslinked polyethylenes. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 83(2):380–90
- Merchant AC (1988) Classification of patellofemoral disorders. *Arthroscopy* 4:235–240
- Merchant AC (2004) Early results with a total patellofemoral joint replacement arthroplasty prosthesis. *J Arthroplasty* 19:829–836
- Miegel R, Walker P, Nelson P (1986) A compliant interface for total knee arthroplasty. *J Orthop Res* 4:486–493
- Miehlke RK, Klumpert R, Klever F (1982) Dehnungs- und Spannungsanalysen an der Verankerung von Scharnierprothesen und Gleitachspröthesen des Kniegelenks. *Z Orthop* 120:412
- Miller J (1989) Fixation in total knee arthroplasty. In: Insall JN (Hrsg) *Surgery of the knee*. Churchill Livingstone, New York, S 717–728
- Minoda Y, Aihara M, Sakawa A, Fukuoka S, Hayakawa K, Tomita M, Umeda N, Ohzono K (2009) Comparison between highly cross-linked and conventional polyethylene in total knee arthroplasty. *Knee* 16(5):348–351 (Epub 2009 Mar 5) doi:10.1016/j.knee.2009.01.005.
- Winter de Mirjam WE, Feith R, van Loon CJ (2001) The Richards type II patellofemoral arthroplasty: 26 cases followed for 1–20 years. *Acta Orthopaedica Scandinavia* 72(5):487–490
- Mirra J, Amstutz H, Matos M, Gold R (1976) The pathology of the joint tissues and its clinical relevance in prosthesis failure. *Clin Orthop* 117:221–240
- Mirra J, Marder R, Amstutz H (1982) The pathology of failed total joint arthroplasty. *Clin Orthop* 170:175–183
- Miura H, Whitesides L, Easley J, Amador D (1988) Effects of screws and sleeve on initial fixation in uncemented total knee tibial component. Pamphlet from the DePaul Biomechanics Laboratories. Self publishing, Bridgeton
- Miyatsu M, Atsuta Y, Watakabe M (1993) The physiology of mechanoreceptors in the anterior cruciate ligament. An experimental study in decerebrate-spinalised animals. *J Bone Joint Surg Br* 75(4):653–657
- Moyses EJ (1954) Metal alloplasty of the knee joint. An experimental study. *J Bone Joint Surg* 71 A:704–713
- Moro-oka TA, Muenchinger M, Canciani JP, Banks SA (2007) Comparing in vivo kinematics of anterior cruciate-retaining and posterior cruciate-retaining total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 15(1):93–99
- Mulford JS, Eldridge JD, Porteous AJ, Ackroyd CE, Newman JH (2009) Revision of isolated patellofemoral arthroplasty to total knee replacement. *Current Orthopaedic Practice* 20:437–441
- Murase K, Crowninshield RD, Petersen DR, Chang TS (1982) An analysis of tibial component design in total knee arthroplasty. *J Biomech* 16(1):13–22
- Muratoglu OK, Bragdon CR, O'Connor DO, Perinchieff RS, Jasty M, Harris WH (2002) Aggressive wear testing of a cross-linked polyethylene in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 404:89–95
- Muratoglu OK, Ruberti J, Melotti S, Spiegelberg SH, Greenbaum ES, Harris WH (2003) Optical analysis of surface changes on early retrievals of highly cross-linked and conventional polyethylene tibial inserts. *J Arthroplasty* 18(7 Suppl 1):42–47
- Muratoglu OK, Bragdon CR, Jasty M, O'Connor DO, Von Knoch RS, Harris WH (2004a) Knee-simulator testing of conventional and cross-linked polyethylene tibial inserts. *J Arthroplasty* 19(7):887–897
- Muratoglu OK, Burroughs BR, Bragdon CR, Christensen S, Lozynsky A, Harris WH (2004b) Knee simulator wear of polyethylene tibias articulating against explanted rough femoral components. *Clin Orthop Relat Res* 428:108–113
- Muratoglu OK, Greenbaum ES, Bragdon CR, Jasty M, Freiberg AA, Harris WH (2004) Surface analysis of early retrieved acetabular, polyethylene liners: a comparison of conventional and highly crosslinked polyethylenes. *J Arthroplasty* 19(1):68–77

- Murray DW, Goodfellow JW, O'Connor JJ (1998) The Oxford medial unicompartmental arthroplasty: a ten-year survival study. *J Bone Joint Surg Br* 80(6):983–989
- Nakagawa S et al (2000) Tibiofemoral movement 3: Full flexion in the living knee studied by MRI. *J Bone Joint Surg Br* 82:1199–1200
- Nelissen RG, Hogendoorn PC (2001) Retain or sacrifice the posterior cruciate ligament in total knee arthroplasty? A histopathological study of the cruciate ligament in osteoarthritic and rheumatoid disease. *J Clin Pathol* 54(5):381–384
- Neyret P, Chatain F, Deschamps G (1997) Unicompartmental Knee Replacement: Biomaterial and Designs Ph. Cartier: Unicompartmental knee arthroplasty. Elsevier Science. 56–60
- Nicol SG, Loveridge JM, Weale AE, Ackroyd CE, Newman JH (2006) Arthritis progression after patellofemoral joint replacement. *The Knee* 13:290–295
- Nobel PC et al (2005) Does total knee replacement restore normal knee function? *Clin Orthop Relat Res* 431:157–165
- Oberlander MA, Baker CI, Morgan BE (1998) Patellofemoral arthrosis: the treatment options. *Am J Orthop* 27:263–270
- Partington PF, Sawhney J, Rorabeck C, Barrack RL, Moore J (1999) Joint line restoration after revision total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 367:165–171
- Phillips RS (1973) Shiers'alloplasty of the knee. *Clin Orthop* 94:122–127
- Plitz W (1991) Endoprothetik am Kniegelenk. Bestandsaufnahme und Perspektiven. *Orthopäde* 20:164–169
- Pinskerova V et al (2004) Does the femur roll back with flexion? *J Bone Joint Surg Br* 86:925–931
- Pope MH, Fleming BC (1991) Knee Biomechanics and Materials. In: Laskin RS (Hrsg) Total knee replacement. Springer Verlag, London Berlin New York, S 25–40
- Post ZD, Matar WY, van de Leur T, Grossman EL, Austin MS (2010) Mobile-bearing total knee arthroplasty: better than a fixed-bearing? *J Arthroplasty* 25(6):998–1003
- Railton GT, Waterfield A, Nunn D, Freeman MA (1990) The effect of a metal-back without a stem upon the fixation of a tibial prosthesis. *J Arthroplasty* 5(Suppl):S67–S71
- Rauch G, Hiss E (1992) Primärfestigkeit intramedullärer Schaftverankerungen unterschiedlicher Länge. In: Hassenpflug J (Hrsg) Die Blauth-Knieendoprothese. Grundlagen, gegenwärtiger Stand und Ausblick. Hans Huber, Bern Göttingen Toronto Seattle, S 39–45
- Repicci JA (2003) Total knee or uni? Benefits and limitations of the unicompartmental knee prosthesis. *Orthopedics* 26(3):274 (277)
- Ries MD, Pruitt L (2005) Effect of cross-linking on the microstructure and mechanical properties of ultra-high molecular weight polyethylene. *Clin Orthop Relat Res* 440:149–156
- Robertsson O, Dunbar M, Knutson K, Lewold S, Lidgren L (1999) Validation of the Swedish Knee Arthroplasty Register: a postal survey regarding 30,376 knees operated on between 1975 and 1995. *Acta Orthop Scand* 70(5):467–472
- Robertsson O, Knutson K, Lewold S, Lidgren (2001) Unicompartmental arthroplasty. Results in Sweden 1986–1995. *Acta Orthop Scand* 72(5):503–513
- Robinson EJ, Mulliken BD (1995) Catastrophic osteolysis in total knee replacement. *Clin Orthop* 321:98–105
- Rodriguez JA (2008) Cross-linked polyethylene in total knee arthroplasty: in opposition. *J Arthroplasty* 23(7 Suppl):31–34
- Rolston L (2009) Bicompartimental Knee Arthroplasty using a MonoLithic Implantdesign seminars in Arthroplasty
- Rolston L, Moore C (2010) Conversion of lateral unicompartmental arthroplasty to anterior cruciate retaining tricompartmental knee arthroplasty. *Knee* 17:249–251
- Rolston L et al (2007) Bicompartimental knee arthroplasty: a bone-sparing, ligament-sparing, and minimally invasive alternative for active patients. *Orthopedics* 30:70–73
- Rolston L, Siewert K (2009) Assessment of Knee alignment after bicompartimental knee Arthroplasty. *J Arthroplasty* 24:1111–1114
- Romagnoli S, Camera MA, Berolotti M (2000) La protesi bimonocompartimentale con rispetto ricostruzione del LCA, il ginocchio 16:19
- Romanowski MR, Repicci JA (2003) Technical aspects of medial versus lateral minimally invasive unicompartmental arthroplasty. *Orthopedics* 26(3):289–93
- Rose R, Crugnola A, Reis M (1979) On the origins of high in vivo wear rates in polyethylene components in total joint prostheses. *Clin Orthop* 145:277–286
- Rudert M, Galla M, Ackermann B, Stukenborg-Colsman C, Wirth CJ (2001) Valgus tibial head reconstruction, monocondylar sled prosthesis or bicondylar gliding surface replacement in therapy of medial gonarthrosis—a cost analysis. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 139(5):387–392
- Ryd L, Lindstrand A, Rosenquist R, Selrik G (1986) Tibial component fixation in knee arthroplasty. *Clin Orthop* 213:141–149
- Ryd L, Lindstrand A, Stenström A, Selvik G (1990) Cold flow reduced by metal backing. An in vivo roentgen stereophotogrammetric analysis of unicompartmental tibial components. *Acta Orthop Scand* 61:21–25
- Saleh KJ, Arendt EA, Eldridge J, Fulkerson JP, Minas T, Mulholl KJ (2005) Symposium. Operative treatment of patellofemoral arthritis. *J Bone Joint Surg Am* 87:659–671
- Schlepkow P (1989) The LCS knee kinematics in comparison with the kinematic behavior of the natural knee joint. LCS Users Symposium, Frankfurt Deutschland, Sept.
- Schlepkow P (1992) Three-dimensional kinematics of total knee replacement systems. *Arch Orthop Traumatol Surg* 116:204
- Schöttle PB, Hensler D (2009) Therapie der patello-femorale Arthrose. *Arthroskopie* 22:205–216
- Scuderi GR, Insall JN (1992) Total knee arthroplasty. Current clinical perspectives. *Clin Orthop* 276:26–32
- Seedhom B, Dowson D, Wright V, Longton E (1972) A technique for the study of geometry and contact in normal and artificial knee joints. *Wear* 20:189–199
- Sheehan JM (1978) Arthroplasty of the knee. *J Bone Joint Surg* 60-B:333–338
- Sheehan JM (1979) Arthroplasty of the knee. *Clin Orthop* 145:101–109
- Shiers LGP (1954) Arthroplasty of the knee. Preliminary report of a new method. *J Bone Joint Surg* 36B:553–560
- Shiers LGP (1960) Arthroplasty of the knee, interim report of a new method. *J Bone Joint Surg* 42B:31–39
- Shoji H, Wolf A, Packard S, Yoshino S (1994) Cruciate retained and excised total knee arthroplasty. A comparative study in patients with bilateral total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 305:218–22
- Sisto DJ, Sarin VK (2006) Custom patellofemoral arthroplasty of the knee. *Journal of Bone & Joint Surgery* 88:1475–1480
- Smith AM, Peckett WRC, Butler-Manual PA, Venu KM, d'Arcy JC (2002) Treatment of patellofemoral arthritis using the Lubinus patellofemoral Arthroplasty: A retrospective review. *The Knee* 9:27–30
- Solomonow M, Baratta R, Zhou BH, Shoji H, Bose W, Beck C, D'Ambrosia R (1987) The synergistic action of the anterior cruciate ligament and thigh muscles in maintaining joint stability. *Am J Sports Med* 3:207–213
- Sonstegard DA, Kaufer H, Matthews LS, Arbo A (1977) The Spherocentric knee. *J Bone Joint Surg* 59 A:602–616
- Spector TD, MacGregor AJ (2004) Risk factors for osteoarthritis: genetics. *Osteoarthr Cartil* 12(Suppl A):S39–S44
- Stiehl JB, Dennis DA, Komistek RD, Keblish PA (2000a) In vivo kinematic comparison of posterior cruciate ligament retention or sacrifice

- with a mobile bearing total knee arthroplasty. *Am J Knee Surg* 13(1):13–18
- Stiehl JB, Komistek RD, Cloutier JM, Dennis DA (2000b) The cruciate ligaments in total knee arthroplasty: a kinematic analysis of 2 total knee arthroplasties. *J Arthroplasty* 15(5):545–550
- Svard UC (1998) Results from a Swedish Centre Advanced Oxford Unicompartmental Course. N.O.C., Oxford
- Svard UC, Price AJ (2001) Oxford medial unicompartmental knee arthroplasty. A survival analysis of an independent series. *J Bone Joint Surg Br* 83(2):191–194
- Tauro B, Ackroyd CE, Newman JH, Shah NA (2001) The Lubinus patellofemoral arthroplasty. A five- to ten-year prospective study. *J Bone Joint Surg Br* 83:696–701
- Townsend P, Diamond R, Wyatt P (1979) Aspects of tibial plateau design: Condyle and stem deflections by micromotion and photo-elastic analysis. *Trans Orthop Res Soc* 4:251
- Tretharne R, Young R, Young S (1981) Wear of artificial joint materials III: Simulation of the knee joint using a computer controlled system. *Eng Med* 10:137–142
- Tria F (2009) Knee Society Meeting, AAOS New Orleans
- Tsuda E, Okamura Y, Otsuka H, Komatsu T, Tokuya S (2001) Direct evidence of the anterior cruciate ligament-hamstring reflex arc in humans. *Am J Sports Med* 29(1):83–87
- Ungethüm M, Stallforth H (1981) Die Verankerungskräfte bei Knieprothesen in Abhängigkeit von der Konzeption und Positionierung der Gelenke. *Z Orthop* 119:433–438
- Utting MR, Davies G, Newman JH (2005) Is anterior knee pain a predisposing factor to patellofemoral osteoarthritis? *The Knee* 12:362–365
- Vaidya C, Alvarez E, Vinciguerra J, Bruce DA, DesJardins JD (2011) Reduction of total knee replacement wear with vitamin E blended highly cross-linked ultra-high molecular weight polyethylene. *Proc Inst Mech Eng H* 225(1):1–7
- Van Loon CJ, Wijers MM, de Waal Malefijt MC, Buma PP, Veth RP (1999) Femoral bone grafting in primary and revision total knee arthroplasty. *Acta Orthop Belg* 65(3):357–363
- Van Loon CJ, Kyriazopoulos A, Verdonshot N, de Waal Malefijt MC, Huiskes R, Buma P (2000) The role of femoral stem extension in total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 378:282–289
- Vasu R, Carter D, Schurman D, Beaupre G (1986) Epiphyseal-based designs for tibial plateau design: Condyle and stem deflections by micromotion and photo-elastic analysis. *Trans Orthop Res Soc* 4:251
- Vince KG (2003) Why knees fail. *J Arthroplasty* 18(3 Suppl 1):39–44
- Volz RG, Nisbet JK, Lee RW, McMurtry MG (1988) The mechanical stability of various noncemented tibial components. *Clin Orthop* 226:38–42
- Wagner J, Bourgois R (1974) Biomechanical study of hinged knee prosthesis. *Clin Orthop* 102:188–193
- Walker ES (1989) Requirements for successful total knee replacements: design considerations. *Orthop Clin North Am* 20:15–29
- Walker ES, Zhou C (1987) The dilemma of surface design in total knee replacement. *Trans Orthop Res Soc* 12:291
- Walker PS (1977) Friction and wear in artificial joints. In: *Human joints and their artificial replacements*. Thomas, Illinois, S 368–422
- Walker PS (1991) Design of Kinemax total knee replacement bearing surfaces. *Acta Orthop Belgica* 57(suppl II):108–113
- Walker PS, Hsieh (1977) Conformity in condylar replacement knee prostheses. *J Bone Joint Surg* 59B:222–228
- Walker PS, Ranawat C, Insall JN (1976) Fixation of the tibial components condylar replacement knee prosthesis. *J Biomech* 9:269–275
- Walker PS, Reilly D, Ben-Dov M (1980) Load transfer in the upper femur before and after tibial component attachment. *Trans Orthop Res Soc* 5:16
- Walker PS, Greene D, Reilly D, Thatcher J, Ben-Dov M, Ewald FC (1981) Fixation of tibial components of knee prosthesis. *J Bone Joint Surg* 63 A:258–267
- Walker PS, Onchi K, Kurosawa H, Rodger RE (1984) Approaches to the interface in total joint arthroplasty. *Clin Orthop* 182:99–108
- Walldius B (1957) Arthroplasty of the knee using an endoprosthesis. *Acta Orthop Scand*. 5(Suppl):24
- Walldius B (1960) Arthroplasty of the knee using an endoprosthesis. Eight years experience. *Acta Orthop Scand* 39:137–148
- Walton MJ, Newman JH (2008) Preoperative mental well being and the outcome of knee replacement. *The Knee* 15:277–280
- Wang H et al (2009) Gait analysis after bicompartmental knee replacement. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 24:751–754
- Whitehouse S, Lingard EA, Katz JN, Learmonth ID (2003) Development and testing of a reduced WOMAC function scale. *J Bone Joint Surg (Br)* 85-B:706–711
- Whiteside LA (1993) Correction of ligament and bone defects in total arthroplasty of severely valgus knee. *Clin Orthop* 288:234–245
- Whiteside LA, Pafford J (1989) Load transfer characteristics of a noncemented total knee arthroplasty. *Clin Orthop Rel Res* 239:168–177
- Willert HG (1989) Diagnosis and salvage of the infected hip. Presented at Current concepts in Implant Fixation, Orlando Florida
- Windsor RE, Scuderi GR, Moran MC, Insall JN (1989) Mechanisms of failure of femoral and tibial components in total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 248:15–20
- Wright T, Fukubayashi T, Burstein A (1981) The effect of carbon fiber reinforcement on contact area, contact pressure, and time dependent deformation in polyethylene tibial components. *J Biomed Mater Res* 15:719–730
- Wright T, Rimnac C, Faris P, Bansel M (1988) Analysis of surface damage in retrieved carbon fiber reinforced and plain polyethylene tibial components from posterior stabilized tibial components. *J Bone Joint Surg* 70 A:1312–1319
- Wright TM (2005) Polyethylene in knee arthroplasty: what is the future? *Clin Orthop Relat Res* 440:141–8
- Wright TM, Bartel DL (1986) The problem of surface damage in polyethylene total knee components. *Clin Orthop* 205:67–74
- Wroblewski BM, Siney PD (1993) Charnley low-friction arthroplasty of the hip. Long-term results. *Clin Orthop* 292:191–201
- Young HH (1963) Use of a hinged vitallium prosthesis for arthroplasty of the knee. A preliminary report. *J Bone Joint Surg* 45 A:1627–1642
- Zhang K, Mihalko WM (2012) Posterior cruciate mechanoreceptors in osteoarthritic and cruciate-retaining TKA retrievals: a pilot study. *Clin Orthop Relat Res* 470(7):1855–1859

Präoperative Planung

C. Tibesku

- 5.1 Anamnese – 106**
- 5.2 Körperliche Untersuchung – 106**
 - 5.2.1 Inspektion – 106
 - 5.2.2 Palpation und funktionelle Untersuchung – 107
 - 5.2.3 Neurologischer und vaskulärer Status – 108
- 5.3 Bildgebende Untersuchung – 109**
 - 5.3.1 p. a.-Rosenberg-Aufnahme – 109
 - 5.3.2 Knie seitlich (evtl. gehalten in vorderer Schublade) – 109
 - 5.3.3 Patella tangential – 110
 - 5.3.4 Ganzbeinstandaufnahme – 110
- 5.4 Diagnostische Arthroskopie – 114**
- 5.5 Planung des Kopplungsgrades – 114**
- 5.6 Aufklärung – 114**
 - 5.6.1 Zeitpunkt der Aufklärung – 115
 - 5.6.2 Form – 115
 - 5.6.3 Inhalt – 115
 - 5.6.4 Aufklärung über seltene/häufige Risiken – 115
 - 5.6.5 Aufklärung ausländischer Patienten – 116
 - 5.6.6 Aufklärungsprobleme bei nicht vorgesehener Operationserweiterung – 116
 - 5.6.7 Verhaltenshinweise nach einem Zwischenfall – 117
 - 5.6.8 Aufklärungspflicht über Behandlungsfehler – 117
- 5.7 Zeichnerische Planung – 117**
- 5.8 Planung der Inzision – 120**
- 5.9 Planung des Weichteilbalancings – 120**
- 5.10 Weitere Patienteninformationen – 120**
 - Literatur – 121**

Die präoperative Planung enthält zum einen die Diagnostik und Indikationsstellung, zum anderen die konkrete Vorbereitung der geplanten Operation.

Die Diagnostik und Indikationsstellung umfasst die

- Anamnese
- Klinische Untersuchung
- Radiologische Untersuchung
- Eventuelle, weitere bildgebende Verfahren zur differenziellen Indikationsstellung (z. B. MRT, CT)
- Diagnostische Arthroskopie (nur in Ausnahmefällen)

Die konkrete Operationsvorbereitung umfasst die

- Abschätzung des Operationsrisikos anhand Anamnese internistischer Erkrankungen und allgemein körperlicher Untersuchung
- Planung des operativen Zugangs bei vorbestehenden Hautnarben
- Operationsaufklärung inklusive der spezifischen Risiken und der realistisch zu erwartenden Ergebnisse
- Operationsplanung anhand der Röntgenaufnahmen
- Eventuelle Anfertigung von weiterer Bildgebung: z. B. MRT oder CT für die Verwendung patientenspezifischer Instrumente, CT für das präoperative Bestimmen der transepikondylären Achse

5.1 Anamnese

Zur Reproduzierbarkeit der Anamnese empfiehlt es sich, die Befragung anhand von standardisierten Vorlagen (z. B. in der Praxissoftware oder auf Papierbögen) vorzunehmen. Die auf die Arthrotherapie des Kniegelenks abgestimmte Anamneseerhebung sollte folgende Punkte erfassen:

- **Beschwerdeanamnese:**
 - Beginn der Beschwerden, ggf. in Zusammenhang mit einem Unfallereignis
 - Häufigkeit und Dauer der Beschwerden
 - Schmerzlokalisation und -ausstrahlung
 - Schmerzintensität, ggf. Erfassung mittels visueller Analogskala
 - Belastungs-, Ruhe- oder Nachtschmerz
- Bereits durchgeführte, konservative und operative Therapien (z. B. Zustand nach Umstellungsosteotomie)
- Berufliche Belastung des Kniegelenks
- Sportliche Aktivitäten, sowohl aktuell durchgeführt, als auch bei Schmerzfreiheit angestrebt
- Eventuelle Allergien, insbesondere auf potenzielle Prothesenbestandteile

Zusätzlich empfiehlt es sich, einen klinischen Score, welcher die subjektiv empfundene Einschränkung bei Tätigkeiten des täglichen Lebens erfasst, aufzunehmen. Dieser



■ **Abb. 5.1** Beidseitige, deutlich varische Beinachse in der Inspektion

kann vom Patienten selbst ausgefüllt werden und dient dazu, die subjektive Empfindung des Krankheitsstatus zu objektivieren. Ein sehr gebräuchlicher Test hierfür ist der Oxford-Score, der nur 12 Fragen umfasst und durch einfache Summation der Antworten schnell auszuwerten ist (Naal et al. 2009a, b).

5.2 Körperliche Untersuchung

5.2.1 Inspektion

Die Inspektion beginnt bereits beim Eintreten des Patienten. Hierbei kann das Gangbild und die Benutzung von Gehhilfen beurteilt werden. Beim Auskleiden kann beobachtet werden, ob alltagsrelevante Bewegungseinschränkungen des Kniegelenks vorliegen. Am stehenden Patienten kann die Achsabweichung in der Frontalebene (Varus/Valgus),



■ **Abb. 5.2** Linksseitige, valgische Beinachse in der Inspektion

sowie eine Beugekontraktur oder Überstreckbarkeit beobachtet werden (■ Abb. 5.1, ■ Abb. 5.2, ■ Abb. 5.3). Desweiteren sollten eine evtl. bestehende Quadrizepsatrophie und ein Gelenkerguss dokumentiert werden. Abschließend sollten vorbestehende Narben und der Zustand der Haut am gesamten Bein beurteilt werden.

5.2.2 Palpation und funktionelle Untersuchung

Die Palpation und körperliche Untersuchung sollte folgende Befunde erfassen:

- Gelenkerguss als Hinweis auf den aktuellen Entzündungszustand des Kniegelenks
- Tastbare Osteophyten am medialen Gelenkspalt als Grund für eine fixierte Varusfehlstellung
- Funktionelle Untersuchung der Stabilität des Kniegelenks:
 - Bewegungsumfang des Kniegelenks



■ **Abb. 5.3** Linksseitige Hyperextension des Kniegelenks (Genu recurvatum)



■ **Abb. 5.4** Prüfung von medialem und lateralem Seitenband in der klinischen Untersuchung

- Vorbestehende Beugekontraktur und Flexionsdefizit
- Mediolaterale Stabilität in ca. 20° Beugung (■ Abb. 5.4, ■ Abb. 5.5)



▣ **Abb. 5.5** Alternative Technik zur Prüfung der Seitenbandstabilität mit auf dem eigenen Kniegelenk aufgelegten Oberschenkel



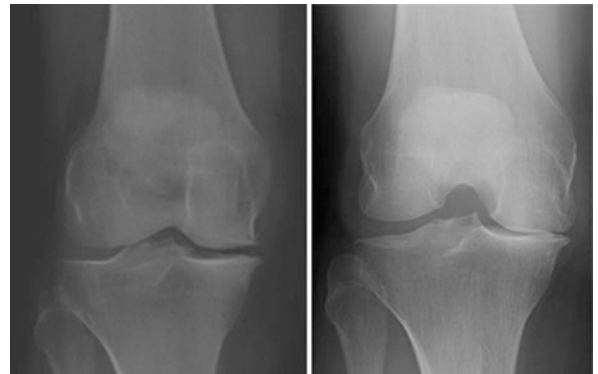
▣ **Abb. 5.6** Seitliche Ansicht der Technik für die p. a.-Rosenberg-Röntgenaufnahme mit 30–40° gebeugtem Kniegelenk unter Gewichtsbelastung und einem zur tibialen Gelenkfläche parallelem Röntgenstrahl

- Anteriore Stabilität in ca. 20° Beugung (Lachman-Test)
- Posteriore Stabilität in 90° Beugung (hintere Schublade)
- Redressierbarkeit der Fehlstellung, d. h. kann eine Varus- oder Valgusfehlstellung korrigiert werden oder liegt eine tatsächliche Verkürzung der medialen oder lateralen Strukturen vor

Die Untersuchung auf einen Patellaandruck oder -verschiebeschmerz kann Hinweise auf eine Patellofemoralarthrose und ggf. einen PRE geben.



▣ **Abb. 5.7** Detailansicht der Technik für die p. a.-Rosenberg-Röntgenaufnahme mit 30–40° gebeugtem Kniegelenk unter Gewichtsbelastung und einem zur tibialen Gelenkfläche parallelem Röntgenstrahl



▣ **Abb. 5.8** Vergleich von zwei gewichtsbelasteten Röntgenaufnahmen desselben Patienten mit einer medialen Kompartmentarthrose: links die stehende a. p.-Aufnahme mit getrecktem Kniegelenk, rechts die p. a.-Rosenbergaufnahme. Durch die Schlussrotation des Kniegelenks in Strecknähe ist der tatsächliche vollständige Knorpelverlust im medialen Kompartment nicht zu erkennen

5.2.3 Neurologischer und vaskulärer Status

Bei schlechter Durchblutung der Extremitäten in Verbindung mit einer peripheren vaskulären Erkrankung sollte präoperativ zunächst eine weitere Abklärung erfolgen. Wird ein verminderter Blutdurchfluss aufgrund einer arteriellen Erkrankung festgestellt, sollte vor dem Eingriff ein Gefäßchirurg konsultiert werden. In einem solchen Fall ist insbesondere abzugrenzen, inwieweit die Beschwerden



■ **Abb. 5.9** Vergleich von zwei gewichts-belasteten Röntgenaufnahmen desselben Patienten mit einer lateralen Kompartmentarthrose: links die stehende a. p.-Aufnahme mit gestrecktem Kniegelenk, rechts die p. a.-Rosenbergaufnahme. Durch die Schlussrotation des Kniegelenks in Strecknähe ist der tatsächliche vollständige Knorpelverlust im lateralen Kompartment nicht zu erkennen

des Patienten nicht evtl. gefäßbedingt sind. Ebenso kann eine pAVK auch die Verwendung einer Blutleere/-sperre beeinflussen.

5.3 Bildgebende Untersuchung

Zu den präoperativen Routineuntersuchungen in der Bildgebung zählen folgende Röntgenaufnahmen:

- p. a.-Rosenberg-Aufnahme
- Knie seitlich (evtl. gehalten)
- Patella tangential
- Ganzbeinstandaufnahme

5.3.1 p. a.-Rosenberg-Aufnahme

Die p. a.-Rosenberg-Aufnahme wird unter Gewichtsbelastung in 30-40° Beugung durchgeführt. Der Röntgenstrahl wird von posterior eingestellt und soll parallel zum Tibiaplateau eingestellt werden (■ Abb. 5.6, ■ Abb. 5.7). Eine gewichtsbelastete a. p.-Aufnahme in voller Streckung hat den Nachteil, dass, bedingt durch die Schlussrotation des Kniegelenks, nicht der schmalste Gelenkspalt zur Darstellung kommt (■ Abb. 5.8). Insbesondere der Knorpelabrieb des lateralen Kompartments kann erst bei Beugung dargestellt werden (■ Abb. 5.9).

Die wichtigsten Aspekte dieser Aufnahme sind

- Der kleinste Gelenkspalt, medial und lateral (Indikationsstellung)
- Osteophytenbildung, z. B. unter dem medialen Seitenband (evtl. Bandrelease)



■ **Abb. 5.10** Gehaltene, seitliche Röntgenaufnahme in 20° Beugung mit vorderer Schublade (radiologischer Lachman-Test): Stabilität des vorderen Kreuzbandes

- Subluxation als Zeichen der medio-lateralen Instabilität (Kopplungsgrad)

5.3.2 Knie seitlich (evtl. gehalten in vorderer Schublade)

Die seitliche Aufnahme des Kniegelenks gehört zur Standardröntgendiagnostik. Durch eine gehaltene Aufnahme in vorderer Schublade können noch zusätzliche Informationen über die Funktion des vorderen Kreuzbands gewonnen werden, falls eine kreuzbänderhaltende Prothese in Betracht gezogen wird (■ Abb. 5.10, ■ Abb. 5.11). Durch eine gewichtsbelastete Ausführung der lateralen Aufnahme ergeben sich keine weiteren Informationen.

Die wichtigsten Aspekte dieser Aufnahme sind:

- Patellahöhenstand (Hindernis für operativen Zugang)
- Anteriorer Offset (evtl. Overstuffing des patellofemoralen Kompartments)
- Posteriorer Offset (Rekonstruktion der Beugefähigkeit)



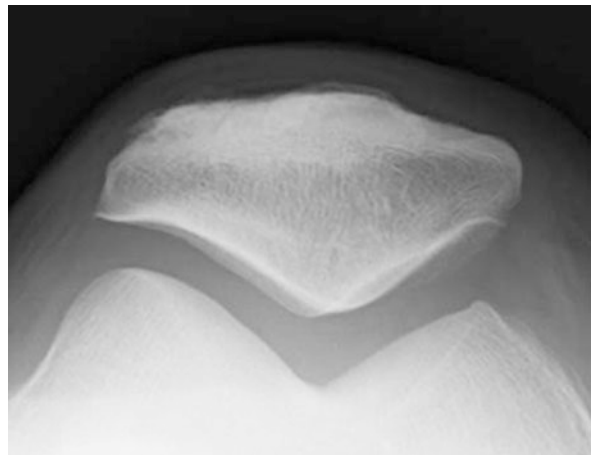
■ **Abb. 5.11** Gehaltene, seitliche Röntgenaufnahme in 20° Beugung mit vorderer Schublade (radiologischer Lachman-Test): Instabilität des vorderen Kreuzbandes

- Größenunterschiede zwischen medialem und lateralem Femurkondylus (Rotation der femoralen Komponente)
- Höhe des Eintrittspunkts für die intramedulläre Ausrichtung
- Posteriore Osteophyten (Beugekontraktur)
- Natürlicher Slope der Tibia
- Dicke der Patella, falls Patellarückflächenersatz geplant
- Anteriore Stabilität, falls gehaltene Aufnahme in vorderer Schublade

5.3.3 Patella tangential

Auch die Patella-Tangentialaufnahme gehört zur Standardröntgendiagnostik für die Indikationsstellung und Planung einer Knieprothese (■ Abb. 5.12). Die wichtigsten Aspekte dieser Aufnahme sind:

- Patellaführung in der Trochlea (Indikationsstellung zur einem lateralen Release bei evtl. Lateralisation, einem Tilt oder einer Subluxation)



■ **Abb. 5.12** Patella-Tangentialaufnahme zur Beurteilung des patellofemorale Gelenkspalts

- Ausmaß der Patellofemorale Arthrose (Indikationsstellung zum PRE)
- Patellabreite (Indikationsstellung zur lateralen Facettenresektion)
- Sulkuswinkel (bei sehr spitzem Sulkuswinkel evtl. PRE)

5.3.4 Ganzbeinstandaufnahme

Die Ganzbeinstandaufnahme liefert Informationen über die Achse des Beines und das Ausmaß der intraartikulären oder extraartikulären, knöchernen Fehlstellung (■ Abb. 5.13, ■ Abb. 5.14). Die Unterscheidung zwischen intraartikulärer und extraartikulärer Fehlstellung entscheidet über die Wahl des Implantats. Ausgeprägte, extraartikuläre Fehlstellungen können z. B. eine zusätzliche Korrekturosteotomie erforderlich machen, wenn diese nicht intraartikulär zu korrigieren ist (■ Abb. 5.15, ■ Abb. 5.16). In der konkreten Operationsplanung anhand der Zeichnung dient sie zur Planung des Valguswinkels und zur Bestimmung der knöchernen Resektionen an Femur und Tibia (► Kap. 5.7 und 7.1). Bei der Ganzbeinstandaufnahme ist auf die Qualitätskriterien der Rotation zu achten (Darstellung von oberem Sprunggelenk, dem proximalen Tibiofibulargelenk und des Trochanter minor), da fehlerhafte Winkelmessungen durch Fehlrotation, Beugekontraktur und starkem einseitigen Knochenabrieb mit intraartikulärer Rotation auftreten können.

Falls keine Ganzbeinstandaufnahme möglich ist, z. B. bei ausgeprägten Beugekontrakturen, dann sollten zumindest Unterschenkel-a. p.- und eine Femur-a. p.- Aufnahme durchgeführt werden, um die jeweiligen mechanischen und anatomischen Achsen zu bestimmen (■ Abb. 5.17).



■ **Abb. 5.13** Ganzbeinstandröntgenaufnahme mit varischer Beinachse aufgrund einer intraartikulären Fehlstellung



■ **Abb. 5.14** Ganzbeinstandröntgenaufnahme mit valgischer Beinachse aufgrund einer intraartikulären Fehlstellung



5

■ **Abb. 5.15** Ganzbeinstandröntgenaufnahme mit varischer Beinachse aufgrund einer extraartikulären, posttraumatischen, femoralen Fehlstellung



■ **Abb. 5.16** Ganzbeinstandröntgenaufnahme mit varischer Beinachse aufgrund einer extraartikulären, tibialen Fehlstellung

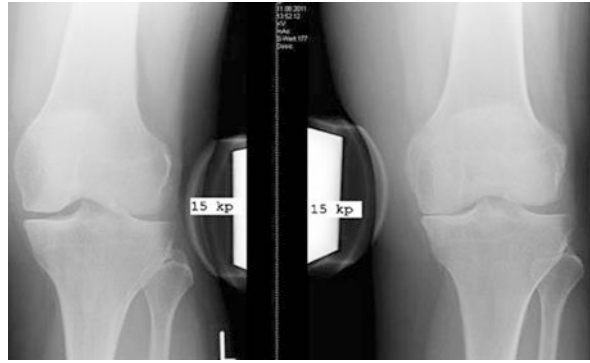


■ **Abb. 5.17** Alternative zur Ganzbeinstandaufnahme: getrennte ap-Aufnahmen von Femur und Unterschenkel aufgrund einer ausgeprägten Beugekontraktur von ca. 25°, erkennbar an der Überprojektion von Femur und Tibia im Kniegelenk

Für spezielle Fragestellungen können zur Indikationsstellung eventuell weitere Röntgenuntersuchungen notwendig werden:

Gehaltene Varus-/Valgus-Stressaufnahmen Wenn bei der klinischen Untersuchung eine vermehrte mediolaterale Aufklappbarkeit auffällt, die durch den Knorpel-Knochen-Verlust durch die Arthrose nicht erklärbar ist, so können Varus-/Valgusstressaufnahmen in 20° Beugung die Stabilität der medialen und lateralen Seitenbänder aufzeigen (■ **Abb. 5.18**, ■ **Abb. 5.19**, ■ **Abb. 5.20**).

Vordere bzw. hintere Schublade Falls eine kreuzbänderhaltende Prothese geplant ist, kann ein unklarer Untersuchungsbefund ebenfalls durch gehaltene Aufnahmen verifiziert werden. Hier stehen zum einen die gehaltene



■ **Abb. 5.18** Gehaltene Varus- und Valgusstressaufnahmen zur Beurteilung von medialem und lateralem Seitenband: sekundäre mediale Instabilität aufgrund des vollständigen Knorpelverlustes im medialen Kompartiment



■ **Abb. 5.19** Valgusstressaufnahme zur Beurteilung des medialen Seitenbandes



■ **Abb. 5.20** Varusstressaufnahme desselben Patienten wie in **Abb. 5.19**: primäre Instabilität des lateralen Seitenbandes

seitliche Röntgenaufnahme in vorderer Schublade in 20° Beugung für die funktionelle Darstellung des vorderen Kreuzbands (■ **Abb. 5.10**, ■ **Abb. 5.11**) und die gehaltene seitliche Aufnahme in hinterer Schublade in 90° Beugung zur Verfügung (■ **Abb. 5.21**).

Schnittbildgebung (CT oder MRT) CT und MRT gehören nicht zur Routinediagnostik für die Indikationsstellung und Planung einer Knieprothese. Dennoch gibt es Fragestellungen, die ggf. eine Schnittbildgebung erforderlich machen können. Eine Computertomographie kann z. B. bei der Frage nach der Durchbauung von gelenknahen Frakturen bei posttraumatischen Arthrosen oder gelenknahen Knochenzysten in Frage kommen. Einige Kliniken führen auch routinemäßig ein präoperatives CT durch, um den Winkel zwischen transepikondylärer Achse und posteriorer Kondylenlinie zu bestimmen (Luyckx et al. 2012).

Eine Magnetresonanztomographie kann vor einer Knieprothesenimplantation zusätzliche Informationen über den Zustand der Bänder und, bei Teilprothesen, über die zu erhaltenden Kompartimente liefern.



■ **Abb. 5.21** Gehaltene, seitliche Röntgenaufnahme mit hinterer Schublade in 90° Beugung: posttraumatische, hintere Instabilität

5.4 Diagnostische Arthroskopie

Eine diagnostische Arthroskopie sollte heutzutage aufgrund der oben beschriebenen nicht-invasiven, bildgebenden Diagnostik in der Indikationsstellung einer Knieprothese nur noch eine geringe Rolle spielen. Einige Kliniken benutzen die intraoperative Diagnostik mittels Arthroskopie zur definitiven Indikationsstellung einer Teilprothese (■ **Abb. 5.22**).

5.5 Planung des Kopplungsgrades

In Abhängigkeit vom Ausmaß der Knochenresektion, der Stabilität und der Achskorrektur inklusive dem zu erwartenden Release, kann bereits jetzt der Kopplungsgrad der Prothese gewählt werden. Insbesondere bei Unwägbarkeiten oder Vorgehen nach intraoperativem Befund muss auch die nächsthöhere Kopplungsstufe im Operationssaal vorgehalten werden. Die verschiedenen Kopplungsgrade sind ausführlich im ► Kap. 7.3 dargestellt.

5.6 Aufklärung

Jedem operativen Eingriff muss vom Patienten zugestimmt werden (Artikel 2 Abs. 1 und 2 des Grundgesetzes), da eine

Behandlung ohne Aufklärung im Sinne der Rechtsprechung rechtswidrig ist, wenn keine wirksame Einwilligung zur Behandlung vorliegt.

5.6.1 Zeitpunkt der Aufklärung

Die Aufklärung des Patienten bei einem Wahleingriff, wie der Kniegelenksendoprothetik, muss rechtzeitig erfolgen. Die Aufklärung muss zu einem Zeitpunkt erfolgen, an dem der Patient noch in vollem Besitz seiner Erkenntnis- und Entscheidungsfähigkeit ist (BGH-Urteil vom 07.04.92 – VIZR 192/91). Ihm muss eine Überlegungsfrist verbleiben, sofern die Dringlichkeit der Maßnahmen dies zulässt. Der Patient sollte nicht unter Entscheidungsdruck stehen und daher grundsätzlich nicht später als am Tage vor dem Eingriff aufgeklärt werden. Von Bedeutung ist v. a., ob sich der Patient innerlich noch frei entscheiden kann, die vorgesehene Operation durchführen zu lassen oder nicht.

Bei größeren Eingriffen, wie z. B. einem künstlichen Kniegelenkersatz, ist der behandelnde Arzt jedoch verpflichtet, bereits beim Gespräch, in welchem die Operationsindikation gestellt wird, auf die bestehenden Risiken dieses Eingriffes hinzuweisen.

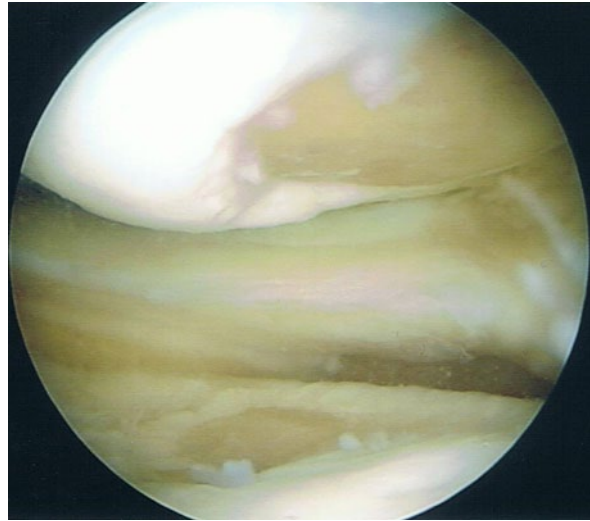
Besonders auch im Rahmen der zunehmenden Anzahl ambulanter Eingriffe ist auf eine rechtzeitige Aufklärung zu achten. Ein Patient muss nach einer Entscheidung des Bundesgerichtshofes auch vor einer ambulanten Operation rechtzeitig so über deren Risiken aufgeklärt werden, dass er noch „in Ruhe“ über seine Einwilligung zum Eingriff entscheiden kann (BGH-Urteil vom 14.07.94; – VIZR 178/93).

5.6.2 Form

Die Aufklärung sollte anhand vorbereiteter und standardisierter Formulare erfolgen. Diese erleichtern die Gesprächsführung durch die Vorbereitung des Patienten. Es ist notwendig, diese Formulare durch Notizen und ggf. Zeichnungen handschriftlich zu individualisieren, um die spezielle Situation des Patienten zu dokumentieren. Zusätzlich sollte das Formular Datum, Zeit und Dauer, sowie die Unterschriften von Arzt und Patient enthalten.

5.6.3 Inhalt

Es müssen alle mit dem Eingriff oder einer Behandlung verbundenen Risiken erläutert werden. Hierbei muss nicht medizinisches Detailwissen vermittelt werden, der Patient soll sich aber nach der Aufklärung über die Schwere und Richtung der Behandlung, die möglichen Risiken und über nachhaltige Belastungen für seine Lebensführung im



■ **Abb. 5.22** Arthroskopische Darstellung des lateralen Kompartiments bei isolierter lateraler Kompartimentarthrose als Indikationsstellung für die laterale, unikompartimentelle Prothese

Klaren sein. Eine Aufklärung sollte dementsprechend die folgenden Punkte beinhalten:

- Diagnose
- Art, Umfang und Durchführung der geplanten Therapie (Schlittenprothese, Totalprothese, Scharnierprothese, zementfrei, zementiert)
- Voraussichtlich zu erwartende Heilungs- und Verbesserungsmöglichkeiten
- Bei Behandlungsalternativen Vor- und Nachteile der jeweiligen Therapiemaßnahmen
- Mögliche Misserfolge und Risiken
- Bei Eingriffen, die evtl. eine Bluttransfusion notwendig werden lassen, ist der Hinweis auf die Möglichkeit der Eigenblutspende notwendig

5.6.4 Aufklärung über seltene/häufige Risiken

Ganz besonders bestimmt die sachliche und zeitliche Notwendigkeit des Eingriffes den Umfang der Aufklärung. In der Knieendoprothetik dient der operative Eingriff i. Allg. nicht der Abwendung einer akuten oder auch nur einer schwerwiegenden Gefahr, so dass gerade hier besonders strenge Maßstäbe an die Aufklärungspflicht zu stellen sind. Hier steht die sog. Risikoaufklärung über möglichen Folgen der geplanten Maßnahme eindeutig im Vordergrund. Der Arzt muss hier sämtliche Risiken ansprechen, die normalerweise einem Patienten wesentlich erscheinen. Nicht allein der prozentuale Grad der Häufigkeit einer mit der Therapie verbundenen typischen Komplikation entscheidet über die Aufklärungsbedürftigkeit. Vielmehr sollte die individuelle Bedeutung, die es für die Entscheidung des

Patienten haben kann, eine Rolle spielen. Allerdings sollte der Patient in die Lage versetzt werden, den Stellenwert des Risikos zutreffend einzuschätzen. Über die spezifischen und typischen Komplikationen des Eingriffes ist in jedem Falle zu informieren, auch wenn sie u. U. extrem selten sind. Je nachteiliger und dauerhafter sich ein Misserfolg oder eine unerwünschte oder unerwartete Nebenfolge bei einem Patienten auswirken kann, umso notwendiger ist es, auch über unwahrscheinliche Risiken zu informieren.

Grundsätzlich sollte unterschieden werden zwischen allgemeinen Komplikationen, die sich u. a. auf das Narkoserisiko, Lungenembolie, Störungen des Stoffwechsels (z. B. Zuckerkrankheit), Störung wichtiger Organe (Kreislauf, Herz, Nieren, Leber, Lungen, Schilddrüse, Nervensystem), Infektionen usw. beziehen, und den eingriffsspezifischen Risiken im Rahmen der Implantation einer Knieendoprothese, wie z. B. stärkeren Blutungen, Nervenverletzungen, Bruch eines Knochens, Druckschäden an Nerven und Weichteilen, Hautschäden, Beinlängendifferenzen, Ausrenken des Kniegelenkes, Lockerung der Endoprothese, Bewegungseinschränkungen bis hin zur Teilversteifung sowie Infektionen. Letztere gehören zu den häufigsten Komplikationen, die dem Patienten in voller Tragweite erklärt werden müssen, wozu langes Krankenzimmer, Schädigungen von Weichteilen, Knochen und Gelenken, Belastungs- und Funktionsuntüchtigkeit sowie Schmerzen an den Gliedmaßen und der Wirbelsäule gehören.

Weiterhin ist der Patient darüber aufzuklären, dass Nerven- und Gefäßschädigungen möglich sind. Hierbei ist dem Betroffenen die volle Tragweite einer Gefäß- und Nervenschädigung vor Augen zu halten. Häufig ist es dem Patienten nicht bewusst, was die Worte Gefäß- oder Nervenschädigung bedeuten. Ihm muss klargemacht werden, dass sich mit den Nervenschädigungen Lähmungen verbinden und dass Hautgefühl- und trophische Störungen des gesamten Beines auftreten können. Außerdem ist darauf hinzuweisen, dass im Zusammenhang mit Nervenschädigungen Kontrakturen entstehen können. Der Patient hat das Recht zu wissen, welche Nerven v. a. Dingen geschädigt werden können, wobei ihm die Funktion dieser Nerven vor Augen gehalten werden muss. Dem Patienten ist anzudeuten, dass sich mit einer Gefäßschädigung im schlimmsten Fall die Amputation des Beines verbindet und dass u. U. trophische Störungen, Kontrakturen und schmerzhafte Missempfindungen verbleiben könnten.

Die Rezidivmöglichkeit ist bei allen Operationen gegeben. Der postoperative Verlauf kann sich ebenfalls durch Entgleisung des Knochenstoffwechsels und der Gefäßfunktion (M. Sudeck, Volkmann-Kontraktur) komplizieren; auch hier bedarf es einer entsprechenden Aufklärung. Die Komplikationen der Thrombose sind ebenso zu erwähnen wie die Tatsache, dass sich auch mit einer Thromboseprophylaxe keine 100 %-ige Garantie verbindet.

5.6.5 Aufklärung ausländischer Patienten

Klärt ein Arzt einen ausländischen Patienten auf, indem er einen sprachkundigen Übersetzer (z. B. Krankenschwester) hinzuzieht, der sich mit dem Patienten gut verständigen kann, so wird eine wirksame Einwilligung erteilt (Oberlandesgericht München, AZ: 1U6976/91). Der behandelnde Arzt ist damit seiner Aufklärungspflicht ausreichend nachgekommen.

5.6.6 Aufklärungsprobleme bei nicht vorgesehener Operationserweiterung

Muss während der Operation der ursprünglich vorgesehene Operationsablauf erweitert werden, so dass der Eingriff nicht mehr von der erfolgten Aufklärung und Einwilligung des Patienten gedeckt ist, so ist der Arzt nur dann zur Operationserweiterung berechtigt, wenn

- der neue Befund nach allen zum Zeitpunkt der Operation möglichen medizinischen Erkenntnissen ohne die beabsichtigte Änderung des operativen Eingriffes mit an Sicherheit grenzender Wahrscheinlichkeit zum Tode des Patienten in absehbarer Zeit führt,
- bei Abbruch der Operation zum Zweck der erweiterten Aufklärung ernsthaft mit zusätzlichen gefährlichen Komplikationen gerechnet werden müsste, die bei sofortiger Operationserweiterung nicht entstünden,
- ein der Operationserweiterung entgegenstehender Wille des Patienten wegen der Lebensbedrohlichkeit des neuen Befundes ernsthaft nicht zu erwarten wäre (Oberlandesgericht Frankfurt, Urteil vom 10.02.1981 – 22 U 213/79).

Der Arzt ist hingegen zum Abbruch des Eingriffes verpflichtet, um eine neuerliche Aufklärung vor dem Erweiterungseingriff vorzunehmen, wenn dies ohne jede Gefährdung des Patienten möglich und nicht sicher ist, dass der Patient ohne zusätzliche Aufklärung die weitergehende Einwilligung erteilt. Besteht im Falle der Nichterweiterung einer Operation also keine akute Gefahr für Leben und Gesundheit des Patienten, die sofortiges Handeln unumgänglich machen würde, oder ist das Risiko der Erweiterungsoperation ebenso groß wie das aus dem Abbruch der Operation resultierende, so ist stets der mutmaßliche Wille des Patienten im Augenblick der Entscheidung des Arztes über Fortsetzung bzw. Abbruch der Operation maßgeblich.

Die vorbeschriebenen Situationen kommen in der primären Kniegelenkendoprothetik nur selten vor. Prinzipiell ist es zu empfehlen, bei einer eventuell anzunehmenden Änderung des Implantats in der laufenden Operation, z. B.

Implantation eines Oberflächenersatzes anstelle der geplanten Schlittenprothese oder Implantation einer gekoppelten anstelle einer ungekoppelten Prothese, diesen Sachverhalt bereits in das Aufklärungsgespräch aufzunehmen.

5.6.7 Verhaltenshinweise nach einem Zwischenfall

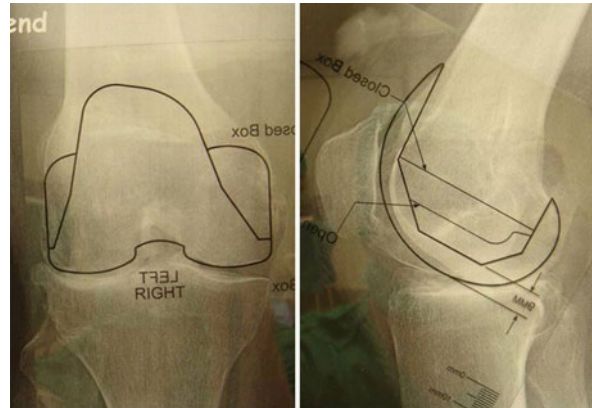
Angesichts der Haftungsträchtigkeit im Bereich des künstlichen Gelenkersatzes besteht immer die Gefahr, sich vor Gericht oder Staatsanwaltschaft verantworten zu müssen. Vor diesem Hintergrund kommt deshalb der Frage, was nach einem Zwischenfall oder einer Komplikation aus rechtlicher Sicht zu tun ist, eine erhebliche praktische Bedeutung zu. Generell sind die folgenden Stellen sofort zu informieren:

- Vorgesetzter
- Krankenhausverwaltung
- Haftpflichtversicherung
- Rechtsschutzversicherung

Die Anfertigung eines genauen Gedächtnisprotokolls über alle Details des Zwischenfalls (z. B. markante Zeitpunkte, die Länge bestimmter Zeitphasen, die beteiligten Personen, Besonderheiten in der Person des Patienten, Auffälligkeiten im Umfeld) ohne alle Wertungen mit Beschränkung auf den tatsächlichen Geschehensablauf, die objektive Chronologie der Ereignisse ohne eigene Beurteilung, subjektive Meinungsäußerungen, Vermutungen, Spekulationen ohne Schuldeingeständnis oder Schuldzuweisungen unmittelbar nach dem potenziellen Schadenfall erleichtert später die Rekonstruktion der Ereignisse und die weitere Korrespondenz. Da dieses primär ausschließlich für persönliche Zwecke dient, erfolgt die Aufbewahrung dieser Aufzeichnungen an einem Ort, an dem sie vor dem Zugriff Dritter sicher sind.

Im Bedarfsfall wird ein Rechtsanwalt eingeschaltet, um für das weitere Verhalten gegenüber dem Patienten, Versicherer oder Arbeitgeber Rechtsrat einzuholen. In größeren Krankenhäusern oder Universitätskliniken gibt es oftmals eine Rechtsabteilung, über welche die weiteren Angelegenheiten abgewickelt werden. Handelt es sich um einen Zwischenfall mit tödlichem Ausgang, sollte, wenn möglich, die Todesbescheinigung von einem Arzt ausgefüllt werden, der in das Geschehen nicht involviert ist. Wenn dieser ein fehlerhaftes Verhalten als Todesursache nicht von vornherein sicher ausschließen kann, sollte er im Zweifel die Todesursache als „ungeklärt“ bezeichnen und unverzüglich die Polizei oder Staatsanwaltschaft benachrichtigen.

Die Aussprache mit dem geschädigten Patienten oder den Angehörigen sollte nicht unter dem psychischen Druck der Ereignisse und niemals ohne Zeugen stattfinden. Es werden Fotokopien der Krankenblattunterlagen und ggf. der Röntgenaufnahmen angefertigt, da die Ori-



■ **Abb. 5.23** Konventionelle Größenplanung anhand von Schablonen und Röntgenfilmen mit einer Toleranz von 3 Prothesengrößen

ginale im Falle eines Strafverfahrens an die Staatsanwaltschaft abgegeben werden müssen. Im Falle eines begründeten Vorwurfes nach einer tödlichen Komplikation wird bei der Staatsanwaltschaft eine Sektion beantragt.

5.6.8 Aufklärungspflicht über Behandlungsfehler

Liegt ein Behandlungsfehler vor, so stellt sich die Frage, ob der behandelnde Arzt den Patienten hierüber informieren muss oder darf. Eine entsprechende Verpflichtung besteht standesrechtlich nicht. Auch nach herrschender juristischer Lehrmeinung ist der Arzt nicht dazu verpflichtet, den Patienten über seinen eigenen Behandlungsfehler aufzuklären. Aus versicherungsrechtlichen Gründen darf der Arzt sogar gar kein Schuldanerkennnis abgeben. Wird aufgrund eines Behandlungsfehlers eine weitere Operation notwendig, so darf er dem Patienten aus versicherungsrechtlicher Sicht nur eröffnen, dass eine Revision notwendig ist, er darf jedoch nicht mitteilen, dass diese aufgrund seines Verschuldens erforderlich wird.

5.7 Zeichnerische Planung

Die zeichnerische Planung kann wahlweise an den Folien- oder Papierausschnitten der Röntgenbilder oder, bei Vorliegen von digitalen Röntgenbildern, mittels Software erfolgen. Die Prinzipien unterscheiden sich hierbei nicht.

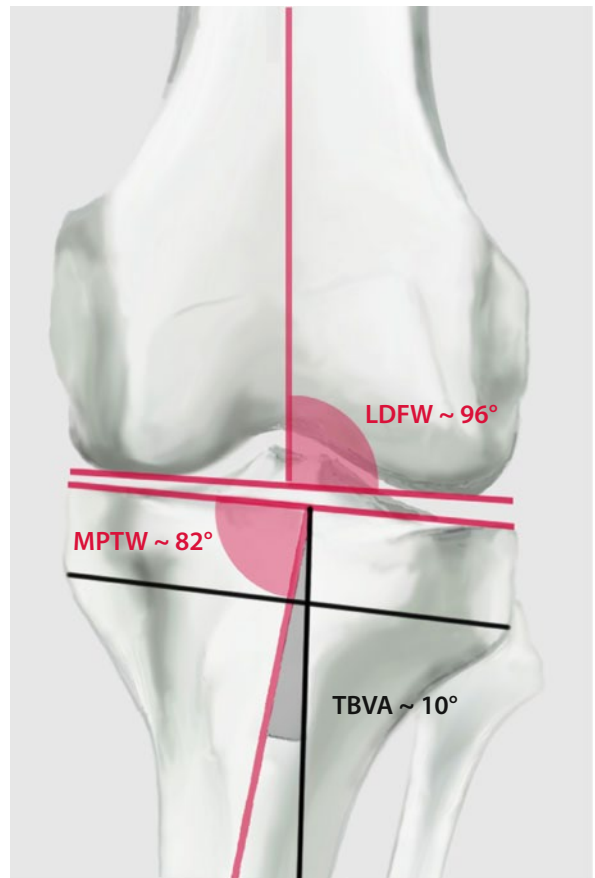
Größenbestimmung Eine Größenbestimmung ist anhand von Röntgenaufnahmen nur bedingt möglich. Es existieren Röntgen- oder Papierausschnitte, deren Vergrößerungsfaktor auf analoge Röntgenbilder ausgerichtet ist (■ **Abb. 5.23**). Diese sind bei den heute weit verbreiteten, digitalen Röntgenbildern nicht mehr anwendbar. Ohnehin ist die Genauigkeit



■ **Abb. 5.24** Planungszeichnung der tibialen Resektion. 1 Einzeichnung der Gelenkmittelpunkte am Knie- (Mitte der Eminentia) und Sprunggelenk (Mitte des Talus), 2 Verbindungslinie zwischen diesen zwei Punkten (mechanische Tibiaachse), 3 Resektion der proximalen Tibia in 90° zur mechanischen Tibiaachse

der Größenbestimmung am Röntgenbild nur auf 3 Größen genau (eine kleinere und eine größere Größe als tatsächlich implantiert) (Aslam et al. 2004; Aslam und Lo 2005; Unnanuntana et al. 2007; Levine et al. 2010; Wongsak et al. 2009), so dass eine Größenbestimmung nur für Randgrößen, die eventuell nicht im Haus vorrätig sind, sinnvoll ist. Die Verwendung von Prüfkörpern mit bekannter Größe kann benutzt werden, um eine Kalibrierung vorzunehmen. Dieses wird in der Regel allerdings nur bei der Anfertigung von Individualimplantaten, z. B. Tumorprothesen, angewandt.

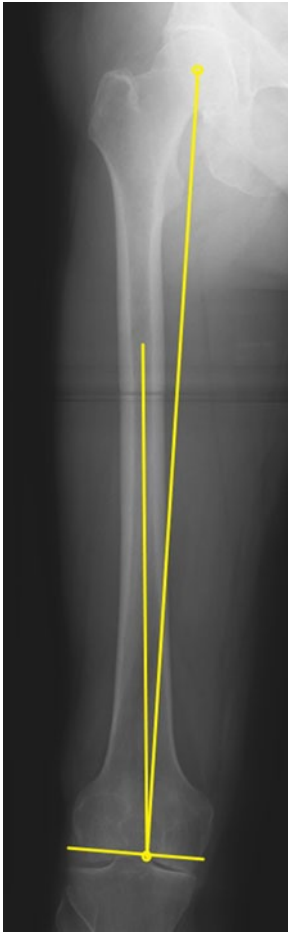
Ganzbeinaufnahme Prinzipiell ist es nicht notwendig, eine Ganzbeinaufnahme für die Planung einer Knieprothese zu verwenden, da die Ausrichtung von tibialer und femoraler Komponente getrennt voneinander erfolgt. Die stehende Ganzbeinaufnahme bietet aber zusätzliche Informationen über die gesamte Achsabweichung, die zur Abschätzung der zu erwartenden Release und des Koppungsgrades dienen können (■ Abb. 5.13, ■ Abb. 5.14). Sollte eine Ganzbeinaufnahme nicht möglich sein, z. B. aufgrund von starker Beugekontraktur, dann sollten eine Femur-a. p.- und eine Tibia-a. p.-Aufnahme angefertigt werden (■ Abb. 5.17).



■ **Abb. 5.25** Abschätzung der medialen und lateralen Resektion an Tibia und Femur anhand des lateralen distalen Femurwinkels (LDFW) und des medialen proximalen Tibiawinkels (MPTW)

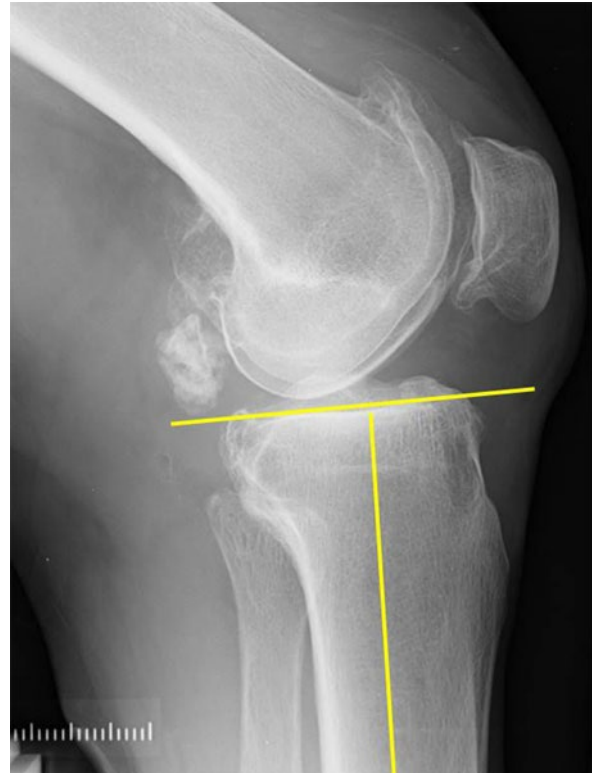
Planung der tibialen Resektion in der Frontalebene Zunächst wird der Mittelpunkt des Sprunggelenks markiert. Dieser ist in der Mitte des Talus zu markieren und liegt nicht in der Mitte zwischen medialem und lateralem Malleolus (■ Abb. 5.24). Anschließend wird der Mittelpunkt der proximalen Tibia markiert, der i. d. R. in der Mitte der Eminentia liegt (■ Abb. 5.24). Die Verbindungslinie zwischen diesen Punkten ist die mechanische Achse in der Frontalebene. In Bezug auf diese Achse erfolgt die Einzeichnung der proximalen Resektion in 90° . Das Verhältnis der Dicke der medialen und lateralen Tibiaresektion kann zur intraoperativen Überprüfung genutzt werden. Alternativ kann auch der mediale proximale Tibiawinkel (MPTA, MPTW) bestimmt werden (Pietsch und Hofmann 2006). Beträgt dieser beispielsweise 85° , so muss die Resektion am lateralen Tibiaplateau 5 mm dicker sein als am medialen, da in einer Annäherung $1\text{ mm } 1^\circ$ entspricht (■ Abb. 5.25) (Pietsch und Hofmann 2006).

Planung der femoralen Resektion in der Frontalebene Zunächst wird der Mittelpunkt des Hüftgelenks markiert.



■ **Abb. 5.26** Planungszeichnung der femoralen Resektion. 1 Einzeichnung des Eintrittspunkts der intramedullären Ausrichtung (etwas weiter medial als tiefster Punkt der Notch) und des Gelenkmittelpunkts des Hüftgelenks (Mitte des Hüftkopfes), 2 Verbindungslinie zwischen diesen zwei Punkten (mechanische Femurachse), 3 Resektion des distalen Femurs in 90° zur mechanischen Femurachse), 4 Einzeichnen der anatomischen Femurachse, 5 Messung des Winkels zwischen mechanischer und anatomischer Femurachse

Anschließend wird der Eintrittspunkt am distalen Femur markiert, der i. d. R. etwas weiter medial als der höchste Punkt der Trochlea liegt (■ Abb. 5.26). Die Verbindungslinie zwischen diesen Punkten ist die mechanische Achse in der Frontalebene. Zusätzlich erfolgt die Einzeichnung der anatomischen Achse des Femurs, die auch im distalen Eintrittspunkt endet. Der Winkel zwischen mechanischer und anatomischer Achse wird gemessen. In Bezug auf die mechanische Achse erfolgt die Einzeichnung der proximalen Resektion in 90° . Das Verhältnis der Dicke der medialen und lateralen Femurresektion kann zur intraoperativen Überprüfung genutzt werden. Alternativ kann auch der laterale distale Femurwinkel (LDFA, LDFW) bestimmt werden (Pietsch und Hofmann 2006). Beträgt dieser beispielsweise 95° , so muss die Resektion am medialen Fe-



■ **Abb. 5.27** Abschätzung des tibialen Slopes anhand der lateralen Aufnahme

murkondylus 5 mm dicker sein als am lateralen, da in einer Annäherung $1\text{ mm } 1^\circ$ entspricht (■ Abb. 5.25) (Pietsch und Hofmann 2006).

Tibialer Slope Anhand der seitlichen Tibiaaufnahme kann der natürliche Slope in Bezug zur mechanischen Tibiaachse gemessen werden. In Abhängigkeit vom verwendeten Kniesystem orientiert man für die Ausrichtung des Tibiaschnitts am natürlichen Slope oder benutzt feste Werte zwischen 0° und 7° . Die Zeichnung hilft dabei, die unterschiedliche Dicke der ventralen und dorsalen Resektion abzuschätzen (■ Abb. 5.27).



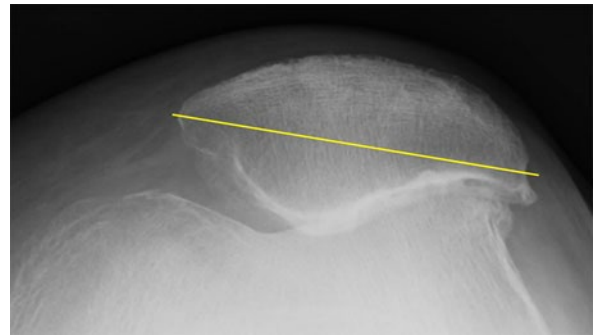
■ **Abb. 5.28** Abschätzung des femoralen Eintrittspunkts anhand der lateralen Aufnahme zur Vermeidung von Flexions-/Extensionsfehlstellungen

Femur (seitliche Projektion) Anhand der seitlichen Röntgenaufnahme kann die Höhe des Eintrittspunkts für die intramedulläre Ausrichtung markiert werden, um einen Flexionsfehler zu vermeiden (■ Abb. 5.28).

Patella Die Patella-Tangential- und die seitliche Aufnahmen können genutzt werden, um die Resektion der Patellarückfläche bei einem Rückflächenersatz zu planen. Hierbei sollte die Resektion in beiden Ebenen parallel zum anterioren Kortex erfolgen und die Restdicke von 10 mm Knochen nicht unterschritten werden (■ Abb. 5.29).

5.8 Planung der Inzision

Die Haut sollte auf frühere Inzisionen und Traumata inspiziert werden. Vorbestehende Inzisionsnarben vorangegangener operativer Eingriffe, wie z. B. nach Menispektomie oder Bandrekonstruktionen, können eine Ursache für postoperative Probleme darstellen. Daneben können frühere Traumata im Bereich des Kniegelenkes zu schlecht durchbluteten Narbenverhältnissen im vorderen Kniebereich geführt haben. Dies kann zu einer größeren Wundnekrose mit der Gefahr einer sekundären Wundinfektion führen.



■ **Abb. 5.29** Abschätzung der patellaren Knochenresektion für den Patellarrückflächenersatz anhand der Patella-Tangentialaufnahme, parallel und symmetrisch zum anterioren Kortex

Bereits die Inzision ist somit ein entscheidender Bestandteil der Operationsplanung. Eine alte Schnittführung kann gelegentlich in den jetzt geplanten Zugang mit einbezogen werden. Zwischen alter und neuer Inzision ist ein Abstand von zumindest 2,5 cm einzuhalten. Besser ist es jedoch, auf parallele Inzisionen auf derselben Seite der Mittellinie gänzlich zu verzichten. Transversale Inzisionen können sicher im Winkel von 90° gekreuzt werden, eine spitzwinklige Kreuzung alter Inzisionen in einem Winkel unter 60° ist unbedingt zu vermeiden. Bei schlechtem Zustand der Weichteile kann bereits bei der Operationsplanung eine evtl. Wunddeckung mittels Lappen (z. B. Gastrocnemius- oder freier Lappen) erwogen werden.

5.9 Planung des Weichteilbalancings

Bereits aus der körperlichen Untersuchung kann eine Planung für das Weichteilbalancing abgeleitet werden. In Abhängigkeit von der Ausprägung einer Beugekontraktur (mehr als 15–20°) oder einer fixierten, nicht redressierbaren Varus- oder Valgusfehlstellung muss mit höhergradigen Bandreleasen (► Kap. 7.3) oder einem höheren Kopplungsgrad gerechnet werden und diese Prothesen entsprechend vorgehalten werden (► Kap. 7.6).

5.10 Weitere Patienteninformationen

Zusätzlich zu den diagnostischen und rechtlichen Voraussetzungen für eine Knieendoprothesenoperation sollte der Patient bereits in der Sprechstunde mit folgenden, organisatorischen Informationen versorgt werden:

- Für den stationären Aufenthalt mitzubringende Utensilien:
 - Einweisungsschein zur stationären Behandlung

- Untersuchungsbefunde der präoperativen Untersuchung durch den Hausarzt (Röntgenbilder, Laborbefunde, EKG, Medikamentenliste)
- Alle Medikamente, die zuvor regelmäßig eingenommen wurden
- Dinge des persönlichen Bedarfs:
 - Persönliche Utensilien zur Körperhygiene
 - Morgen-/Bademantel
 - Trainingsanzug
 - Unterarmgehstützen, falls schon vorhanden
 - Flaches bequemes festes Schuhwerk (z. B. Turn- oder Sportschuhe mit Klettverschlüssen)
 - Langer Schuhlöffel
- Informationen über den organisatorischen Ablauf:
 - Prästationäre Vorstellung in der ambulanten Anästhesiesprechstunde
 - Aufnahme am Tag der Operation oder am Vortag
 - Dauer des Aufenthalts im Akutkrankenhaus
 - Modalitäten der AHB-Beantragung (Ansprechpartner, mitzuführende Informationen über den Versicherungsstatus)
 - Entlassung nach Hause oder Direktverlegung in die AHB

Literatur

- Aslam N, Lo S (2005) Pre-operative planning and the role of templating in total knee arthroplasty. *J Eval Clin Pract* 11(1):93–94
- Aslam N et al (2004) Reliability of preoperative templating in total knee arthroplasty. *Acta Orthop Belg* 70(6):560–564
- Levine B, Fabi D, Deirmengian C (2010) Digital templating in primary total hip and knee arthroplasty. *Orthopedics* 33(11):797
- Luyckx T et al (2012) Is adapted measured resection superior to gap-balancing in determining femoral component rotation in total knee replacement? *J Bone Joint Surg Br* 94(9):1271–6
- Naal FD et al (2009a) Reliability and validity of the cross-culturally adapted German Oxford hip score. *Clin Orthop Relat Res* 467(4):952–957
- Naal FD et al (2009b) The 12-item Oxford Knee Score: cross-cultural adaptation into German and assessment of its psychometric properties in patients with osteoarthritis of the knee. *Osteoarthritis Cartilage* 17(1):49–52
- Pietsch M, Hofmann S (2006) Value of radiographic examination of the knee joint for the orthopedic surgeon. *Radiologe* 46(1):55–64
- Unnanuntana A, Arunakul M, Unnanuntana A (2007) The accuracy of preoperative templating in total knee arthroplasty. *J Med Assoc Thai* 90(11):2338–2343
- Wongsak S et al (2009) Accuracy of knee implants sizing predicted by digital images. *J Med Assoc Thai* 92(6):85–90

Operative Zugangswege

C. Tibesku

- 6.1 Hautinzision – 124**
- 6.2 Arthrotomie – 125**
 - 6.2.1 Medialer, parapatellarer Zugang und minimal-invasive, mediale Zugänge – 125
 - 6.2.2 Lateral Zugang – 131
- 6.3 Kapsel- und Hautnaht – 132**
- 6.4 Zusammenfassung – 132**
 - Literatur – 133

Als Standardzugänge für die Implantation einer Kniegelenksendoprothese haben sich vor allem der mediale, parapatellare Zugang und bei schweren Valgusgonarthrosen auch der laterale, parapatellare Zugang bewährt. In der Bemühung, möglichst kurze Hautschnitte und eine möglichst geringe Beeinträchtigung der Muskulatur zu erzielen, wurden vor allem mediale, minimal-invasive Zugänge eingeführt, wie der Midvastus-, der Subvastus- und der „Quad-sparing“-Zugang. Ein lateraler, minimal-invasiver Zugang ist i. d. R. nur für die Implantation einer lateralen Schlittenprothese gebräuchlich.

6.1 Hautinzision

Die Hautinzision kann prinzipiell unabhängig von der Arthro-/Kapsulotomie gewählt werden. Die Länge richtet sich nach der gewählten Arthrotomie. Die häufigsten Hautinzisionen sind längsverlaufend:

- Median, direkt über der Patella (■ Abb. 6.1a)
- Medial parapatellar (■ Abb. 6.1b)
- Lateral parapatellar (■ Abb. 6.1c)

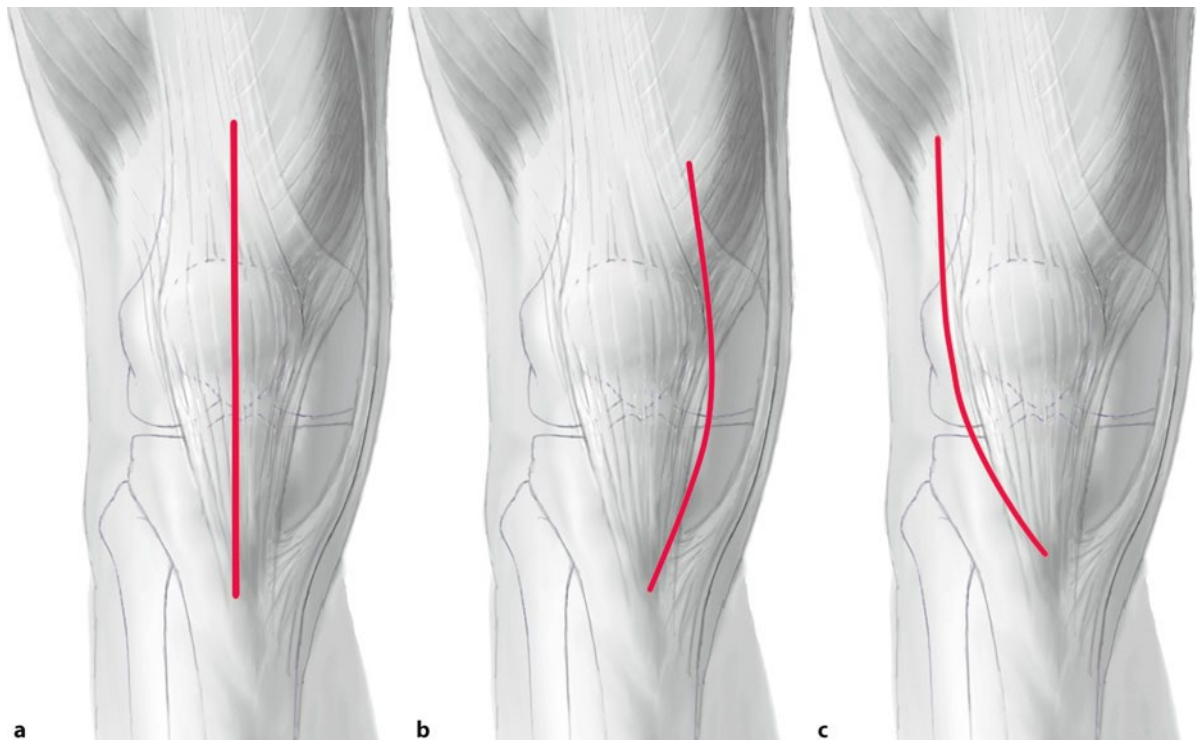
Quere Inzisionen sollten vermieden werden. Bei der Wahl der Hautinzision sind folgende Aspekte zu bedenken:

- Die Innervation der Haut am ventralen Aspekt des Kniegelenks erfolgt überwiegend von medial. Dadurch kann lateral der Narbe ein hypästhetisches

Hautareal entstehen. Dieses Taubheitsgefühl wird von einigen Patienten als störend empfunden und ist ein Grund, dass Patienten nach einer Knieprothese nicht knien können (Sundaram et al. 2007; Hassaballa et al. 2012; Laffosse et al. 2011).

- Eine zu große Lappenbildung sollte vermieden werden (Vince und Abdeen 2006).
- Bei vorbestehenden Narben sollte ein Abstand von 2–3 cm zur nächsten längsverlaufenden Narbe gewählt werden und spitze Winkel vermieden werden, um die Durchblutung der Hautbrücke zu gewährleisten. Die Verwendung der am weitesten lateral gelegenen Narbe erzeugt ebenfalls seltener Hautnekrosen (Vince und Abdeen 2006).

Aus kosmetischen Gründen werden in Kombination mit den unten beschriebenen minimal-invasiven Arthro- tomien auch verkürzte Hautinzisionen von ca. 10–15 cm Länge verwendet, die i. d. R. direkt über den Arthrotomien liegen (■ Abb. 6.2). Hier ist einschränkend anzumerken, dass die kurzen Hautinzisionen durch starke Dehnung während der Operation auch mit einer leicht erhöhten Rate an Wundheilungsstörungen verbunden sind (Mont et al. 2010; Khanna et al. 2009; Gandhi et al. 2011; Smith et al. 2012).



■ Abb. 6.1a–c Hautinzision. a Mediane, b mediale, parapatellare, c laterale, parapatellare Inzision



■ **Abb. 6.2** Minimal-invasiver, medial parapatellarer Hautschnitt

6.2 Arthrotomie

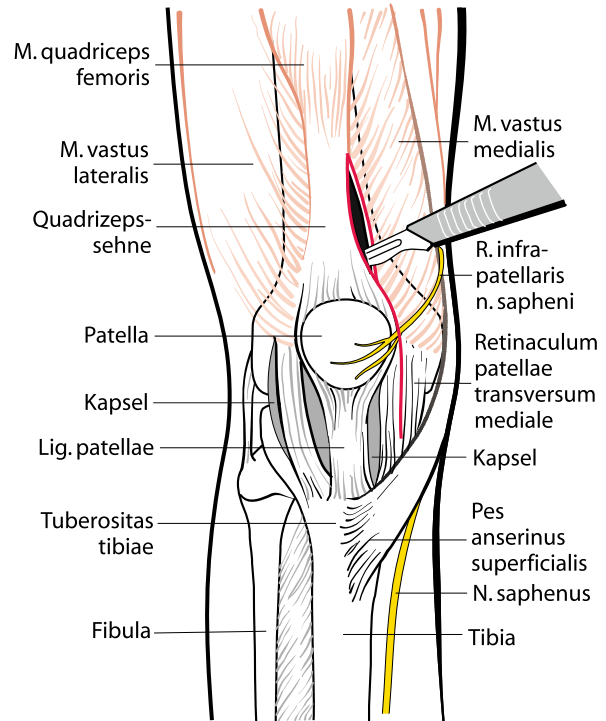
6.2.1 Medialer, parapatellarer Zugang und minimal-invasive, mediale Zugänge

Synonyme „Klassischer“ Zugang, „Payr“-Zugang, „Langenbeck“-Zugang.

Durchführung Die Hautinzision erfolgt längsverlaufend, von ca. 2 cm distal der Tuberositas tibiae bis ca. 6-8 cm proximal des oberen Patellapols, entweder median oder medial-parapatellar (■ **Abb. 6.1a**). Es folgt die Durchtrennung von Subkutis und Fascia lata (Insall 1971).

Die Arthrotomie erfolgt von ca. 2 cm distal und ca. 1 cm medial der Tuberositas tibiae, ca. 1–2 cm medial der Patella bogenförmig um den medialen Patellarand, und zwischen medialem 1/3 und den lateralen 2/3 der Quadrizepssehne, bis ca. 6 cm proximal des oberen Patellapols (■ **Abb. 6.3**). Die Arthrotomie sollte nicht direkt an der Patellasehne erfolgen, sondern ca. 5 mm mediale Kapsel erhalten, um bei der Naht keine Verkürzungen der Sehne zu erzeugen.

Vorteile Die Vorteile dieses Zugangs sind eine sehr gute Darstellung des gesamten Operationsgebiets zu jedem Zeitpunkt, die Möglichkeit der Patellaeversion, die größt-



■ **Abb. 6.3** Medialer, parapatellarer Zugang (Aus Lüring und Tingart 2015)

mögliche Entfernung zu neurovaskulären Strukturen und breite Anwendbarkeit.

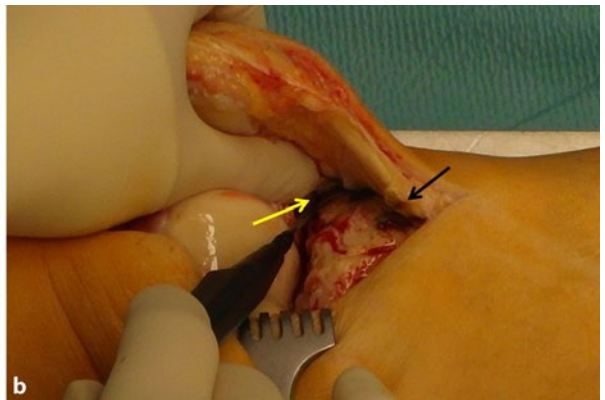
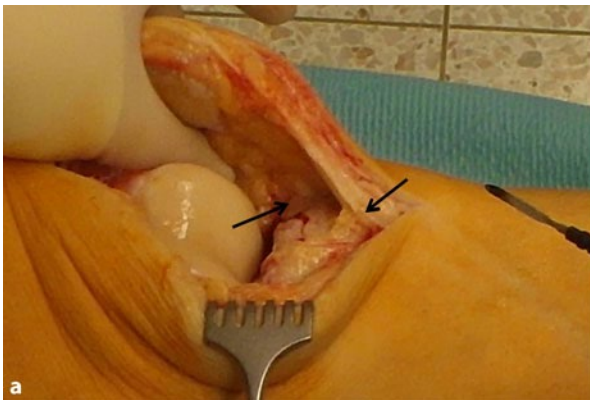
Nachteile Die Nachteile dieses Zugangs sind die lange Hautinzision, die Abtrennung des M. vastus medialis und eine damit mögliche patellofemorale Instabilität.

Enge Verhältnisse „Tipps und Tricks“ zur besseren Darstellung bei engen Verhältnissen sind:

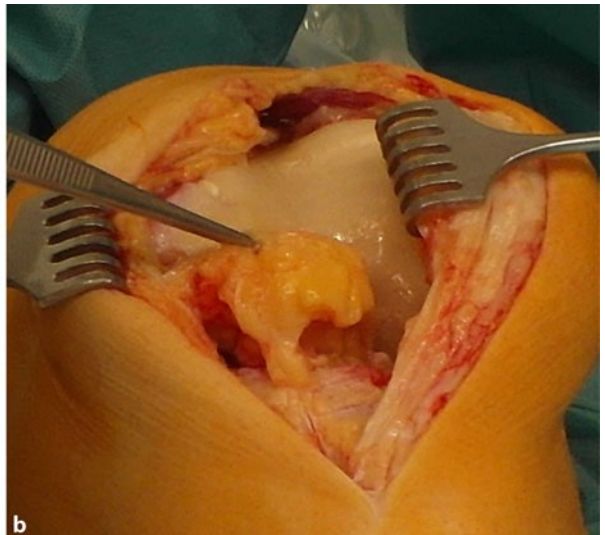
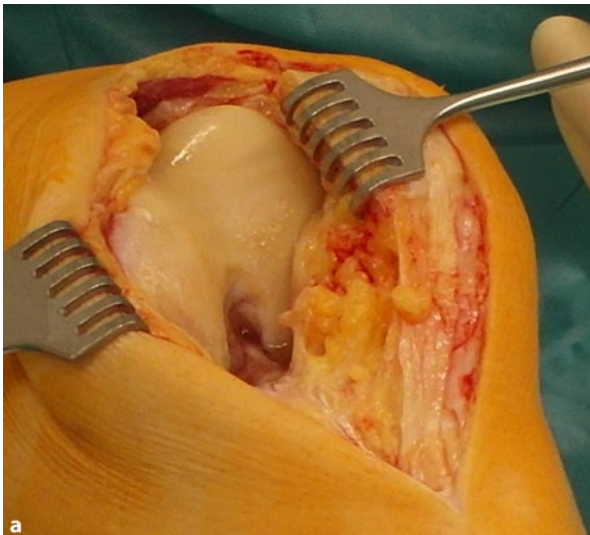
- Ablösen von Weichteilen an der medialen, proximalen Tibia (nur bis ca. 5–10 mm unterhalb der Gelenkfläche: mediale Kapsel, tiefes Seitenband, Ansatz des M. semimembranosus) (■ **Abb. 6.4**)
- Ablösen der anterolateralen Kapsel vom tibialen Knochen mit dem Elektrokauter (■ **Abb. 6.5**)
- (Sub-)totale Resektion des Hoffa-Fettkörpers (■ **Abb. 6.6**)
- Einbringen eines Pins in die mediale, proximale Tuberositas tibiae, um eine Patellasehnenavulsion auch bei vermehrtem Hakenzug zu vermeiden (■ **Abb. 6.7**)
- Zur Verbesserung der Patellaeversion:
 - Durchtrennung des Lig. patellofemorale laterale oder „lateral release“,
 - Lösen des lateralen Retinakulums von der lateralen Patella („lateral retinacular peel off“) (Shaw 2003) (■ **Abb. 6.8**)



■ **Abb. 6.4** Proximale, mediale Weichteilablösung zur besseren Darstellung

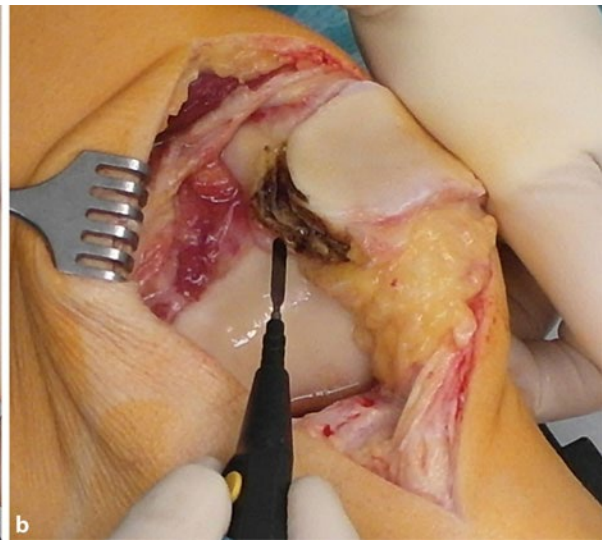


■ **Abb. 6.5a,b** Ablösen der anterolateralen Kapsel zur besseren Darstellung



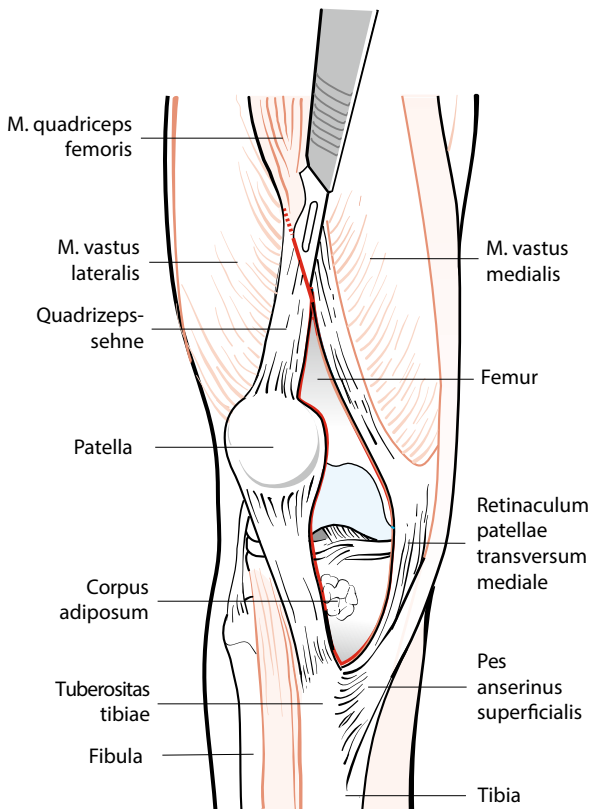


■ **Abb. 6.7** Pin in der medialen, proximalen Tuberositas zum Schutz der Patellasehne



■ **Abb. 6.8a,b** Lösen des lateralen Retinakulums von der lateralen Patella

←
■ **Abb. 6.6a,b** (Sub-)totale Resektion des Hoffa-Fettkörpers. Intraoperativer Zustand vor (a) und nach (b) der Resektion



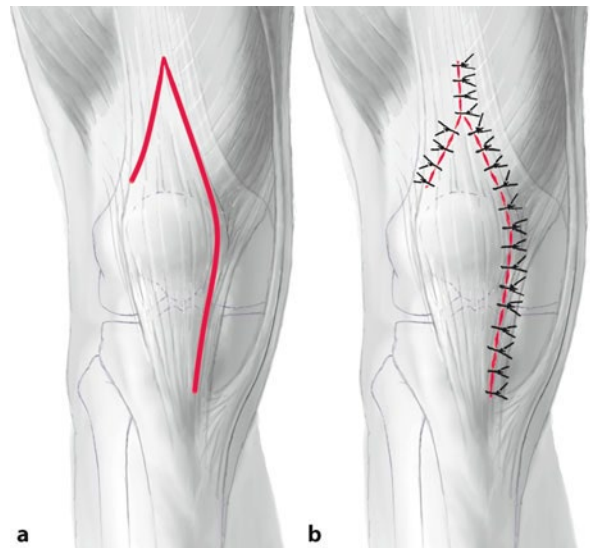
▣ Abb. 6.9 „Quadriceps snip“ (Aus Lüring und Tingart 2015)

Erweiterungsmöglichkeiten des Zugangs

Bei ausgeprägten Bewegungseinschränkungen und Vernarbungen durch Voroperationen kann die notwendige Darstellung des Gelenks weitere Maßnahmen erfordern. Für die Primärimplantation von Knieprothesen sind i. d. R. der „quadriceps snip“ und die Tuberositasosteotomie ausreichend:

„**Quadriceps snip**“ Der sog. „quadriceps snip“ oder „rectus snip“ bezeichnet eine proximale Verlängerung der Inzision in die Quadrizepssehne im Winkel von ca. 45° nach proximal-lateral, um in der Richtung der Muskelfasern des proximalen M. vastus lateralis zu verlaufen (▣ Abb. 6.9). Diese Fasern können noch stumpf manuell auseinandergedrängt werden. Hierdurch wird vor allen Dingen die laterale Luxation oder Eversion der Patella verbessert (Garvin et al. 1995; Della Valle et al. 2006).

Eine weitere Variation dieser Technik ist der „v-y-turndown“, bei der die Inzision in der Quadrizepssehne spitzwinklig nach distal-lateral bis auf die Höhe des unteren Patellapols vorgenommen wird (▣ Abb. 6.10). Die Quadrizepssehne kann dann mit der Patella nach distal weggeklappt werden. Diese Methode kann bei ausgeprägten Beugedefiziten auch als V-Y-Plastik zur Verlängerung des Streckapparates eingesetzt werden (Trousdale et al. 1993).



▣ Abb. 6.10a,b „v-y-turndown“

Tuberositasosteotomie Die Tuberositasosteotomie ist vor allem bei tiefstehender Patella indiziert. Sie sollte auf einer Länge von mindestens 5–6 cm erfolgen und eine Dicke von ca. 10 mm aufweisen (▣ Abb. 6.11). Die gegenseitigen Weichteile (bei medialem Zugang lateral, bei lateralem Zugang medial) sollten erhalten bleiben und das knöcherne Fragment weggeklappt werden (Della Valle et al. 2006; Sonnenberg et al. 2010).

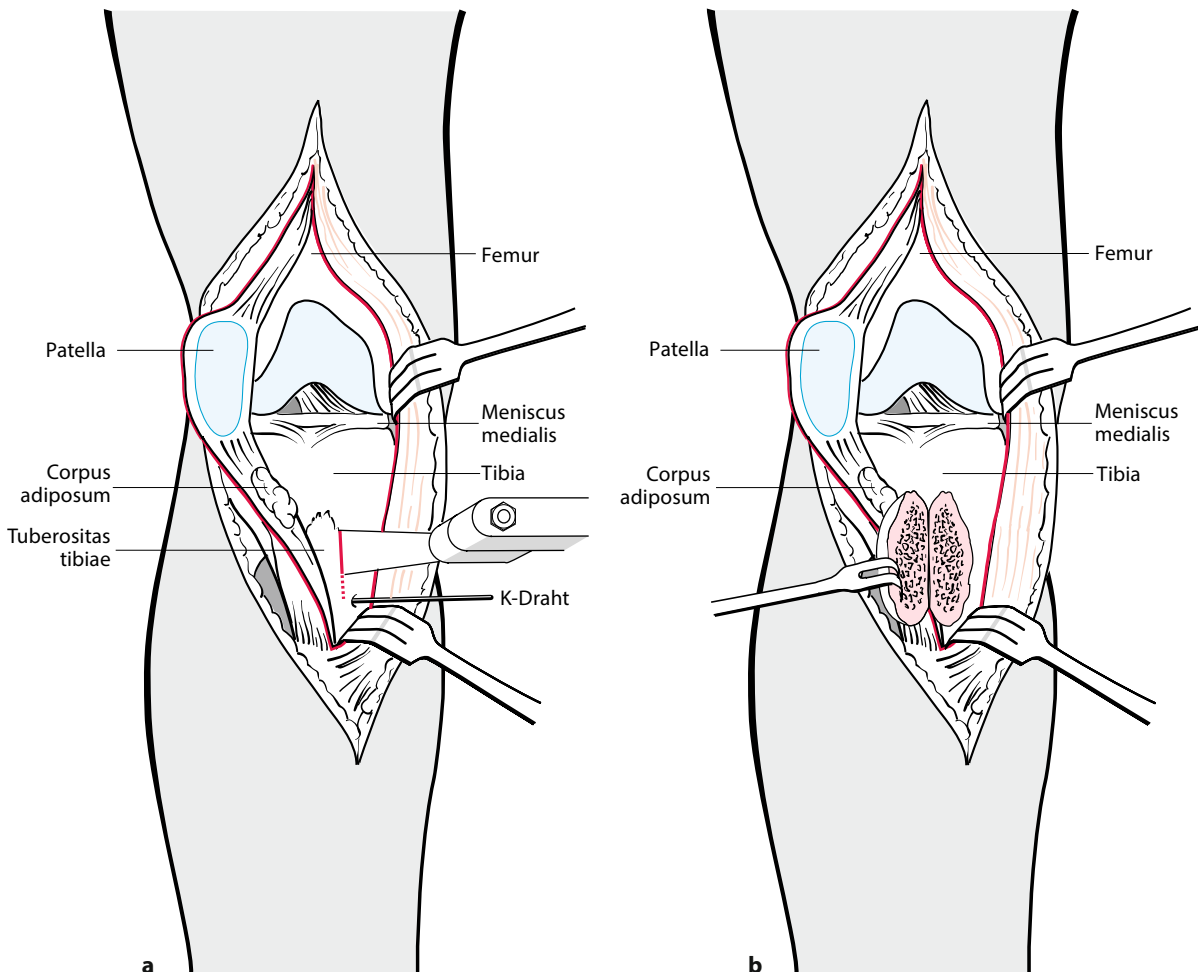
Die Refixation kann mit bikortikalen Schrauben oder auch Drahtcerclagen oder Nähten erfolgen. Wenn die Fixation mit Schrauben erfolgen soll, können die Löcher bereits vor dem Sägen gesetzt werden. Ebenso kann die Osteotomie proximal mit einer Stufe erfolgen, um eine Proximalisierung bei der Refixation zu vermeiden.

Modifikationen des medialen Zugangs im Sinne minimal-invasiver Techniken

Minimal-invasive Techniken setzen die Verwendung eines verkleinerten Instrumentariums voraus, das mittlerweile von fast jeder Firma angeboten wird. Daneben versuchen alle Techniken auf ihre Weise eine Schonung der kniegelektübergreifenden Muskulatur umzusetzen und auch, aus kosmetischen Gründen, eine kurze Hautnarbe zu verursachen.

Die distale Arthrotomie ist für alle Techniken gleich: anstelle schon distal der Tuberositas tibiae zu beginnen, beginnt die Inzision auf Höhe des proximalen Ansatzes der Tuberositas, ca. 5–10 mm medial davon, auf Höhe der Patella medial bogenförmig, ca. 5–10 mm medial der Patella.

Die verschiedenen minimal-invasiven Techniken unterscheiden sich vor allem durch die Ausführung der proximalen Arthrotomie.



■ Abb. 6.11a,b Tuberositasosteotomie (Aus Lüring und Tingart 2015)

Mini-medial-parapatellarer Zugang

Bei der einfachsten Modifikation des Standardzugangs, dem mini-medial-parapatellaren Zugang, erfolgt die Arthrotomie nach proximal nur bis zu 2 cm oberhalb des oberen Patellapols in die Quadrizepssehne und unterscheidet sich damit am wenigsten vom Standardzugang (■ Abb. 6.12) (Liu und Yang 2011; Zhang et al. 2012). Die intraoperative Erweiterungsmöglichkeit ist der mediale Standardzugang.

Midvastus-Zugang

Beim Midvastus-Zugang, auch Mini-midvastus-Zugang, erfolgt die proximale Arthrotomie bis auf Höhe des oberen, medialen Patellapols, um dann, ca. 10–15 mm proximal des oberen Patellapols in Faserrichtung des M. vastus medialis abzubiegen (■ Abb. 6.13). Die Muskulatur wird nicht eingeschnitten, lediglich die Muskelfaszie und die innere Kapsel, um dann die Muskelfasern stumpf mit den Fingern zu spalten (Engl et al. 1997).

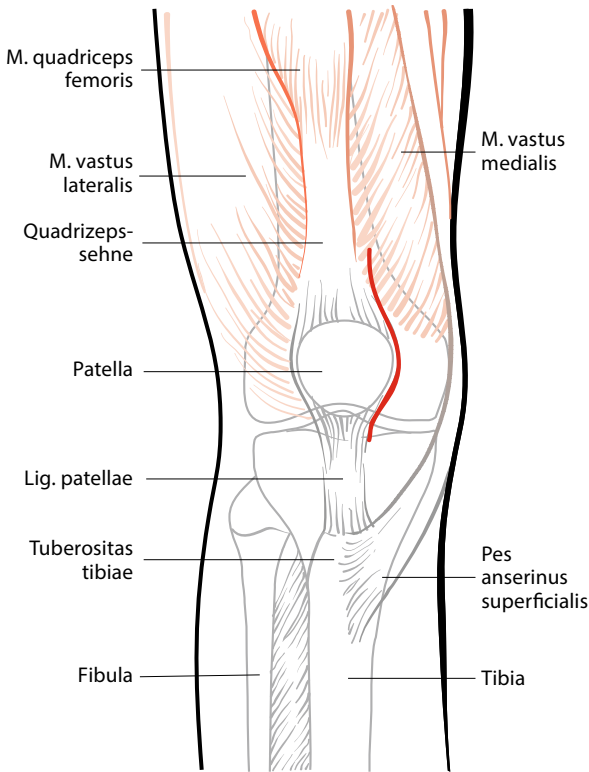
Bei der Naht erfolgt nur ein Verschluss der Kapsel. Im Bereich der Muskulatur erfolgt keine Naht, sie wird nur wieder aneinander gelegt. Dies kann vereinzelt zu subkutanen Hämatomen am medialen Oberschenkel führen.

Eine spezifische Komplikationsmöglichkeit des Midvastus-Zugangs ist die mögliche Verletzung der motorischen Innervation des M. vastus medialis im Falle einer anatomisch sehr weit ventralen Innervation und einer tiefen Dissektion der Muskelfasern. Dies kann zu einer Atrophie des distalen Muskelanteils führen kann (Jojima et al. 2004).

Subvastus-Zugang

Synonyme Posteromedialer Zugang, „southern approach“.

Durchführung Beim Subvastus-Zugang erfolgt die proximale Arthrotomie bis auf Höhe des oberen, medialen Patellapols. Dann erfolgt die stumpfe Ablösung des distalen M. vastus medialis von der dorsal verlaufenden Sehne des M. adductor magnus und die Inzision derselben nach me-



■ **Abb. 6.12** Mini-medial-parapatellarer Zugang (Aus Lüring und Tingart 2015)

dial-dorsal (■ **Abb. 6.14**) (Hofmann et al. 1991). Die Länge der Inzision ist limitiert durch den Eintritt der A. femoralis in den Hiatus des M. adductor magnus.

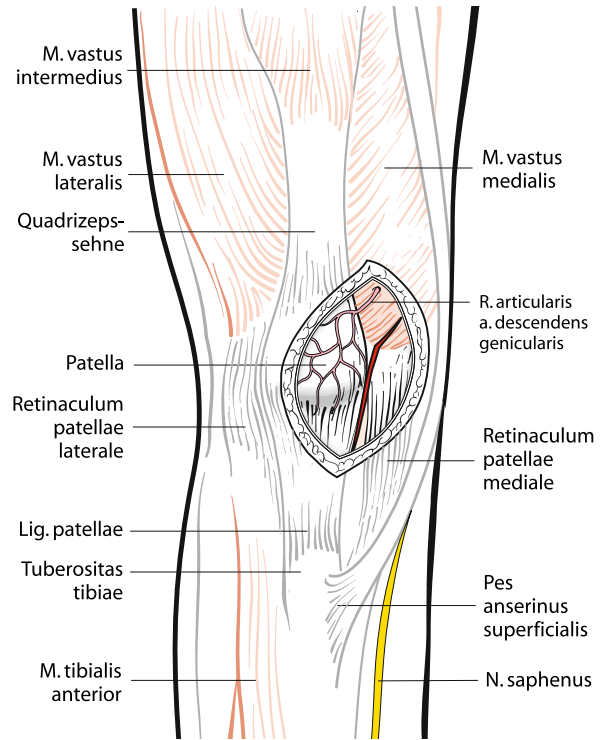
Vorteile Der Vorteil liegt im kompletten Erhalt des patellaren Ansatzes des M. vastus medialis, wodurch die Patellastabilität erhalten bleibt.

Nachteile Ein spezifischer Nachteil des Subvastus-Zugangs ist die limitierte Sichtbarkeit und auch Erweiterbarkeit.

Quad-sparing-Zugang

Der „Quad-sparing“-Zugang verzichtet proximal auf eine Verlängerung der Inzision in die Sehne, den Muskel oder unterhalb des Muskels und endet am oberen Patellapol (■ **Abb. 6.15**) (Tria und Coon 2003). Die Implantation einer Knieendoprothese ist dadurch aber nur mit einem speziellen Instrumentarium möglich, welches, abweichend von normalen Instrumenten, die femorale Präparation nur von seitlich medial statt von anteroproximal erlaubt. Da dieser Zugang produktabhängig ist und auch die schlechteste Visualisierung bietet, ist er nur gering verbreitet. Dieser Zugang ist für die Implantation einer medialen Schlittenprothese sehr weit verbreitet.

Die Erweiterungsmöglichkeit dieses Zugangs ist der mediale Standardzugang.

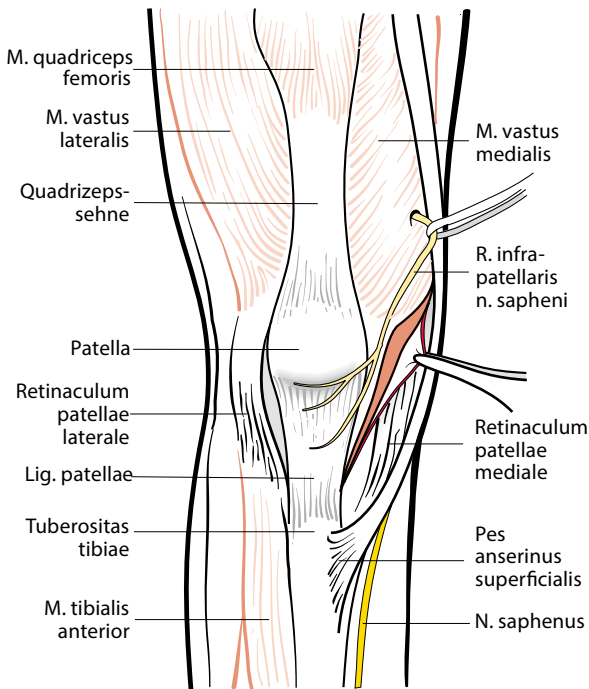


■ **Abb. 6.13** Midvastus-Zugang (Aus Lüring und Tingart 2015)

Es gibt weitere Abwandlungen der minimal-invasiven Zugänge, wie z. B. die „medial-trivector-retaining-arthrotomy“, der eine Kombination aus Mini-midvastus und Mini-medial darstellt, aber nur wenig verbreitet ist (Benazzo und Rossi 2012).

Vorteile minimal-invasiver Arthrotomien Die Vorteile aller minimal-invasiven Arthrotomien liegen vor allem in der Schonung der Quadrizepssehne, des oberen Rezessus und, in verschiedenem Ausmaß, des M. vastus medialis. Die hierdurch gegebenen Vorteile in der postoperativen Mobilisation, wie das schnellere Erreichen der Beugefähigkeit und der aktiven Streckung, sind allerdings i. d. R. auf die ersten 12 Wochen beschränkt (Khanna et al. 2009; Liu und Yang 2011). Durch die geringere Verletzung der medial an der Patella ansetzenden Muskulatur ist auch die „Lateral-release“-Rate vermindert (Engel et al. 1996).

Nachteile minimal-invasiver Arthrotomien Die Nachteile der minimal-invasiven Zugänge sind allen gemeinsam die eingeschränkte Darstellung des Gelenks. Hierdurch sind z. T. Fehlpositionierungen der Prothesenkomponenten beschrieben (Gandhi et al. 2011). Insbesondere bei muskelstarken Patienten können sich die MIS-Zugänge sehr schwierig gestalten.



■ **Abb. 6.14** Subvastus-Zugang (Aus Lüring und Tingart 2015)

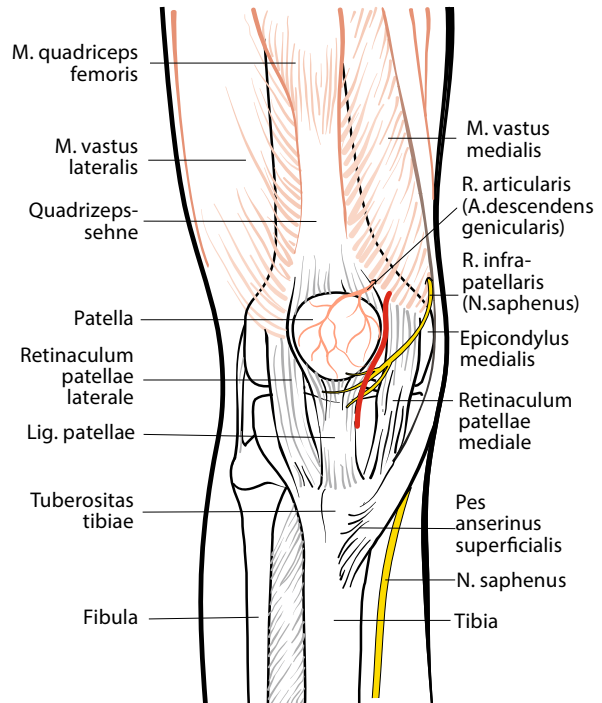
Kontraindikationen minimal-invasiver Arthrotomien Als relative Kontraindikation für die minimal-invasiven Zugänge gelten die Adipositas, Vernarbungen durch Voroperationen, schwere Deformitäten und Einschränkungen der Wundheilung (Diabetes/Kortisonmedikation). Ebenso gibt es anatomische Varianten des M. vastus medialis, die verschieden weit nach lateral auf die Patellavorderseite oder nach distal zum medialen Patellapol ziehen, die eine Verwendung der MIS-Zugänge weitgehend verhindern (Khanna et al. 2009; Gandhi et al. 2011; Liu und Yang 2011).

6.2.2 Lateraler Zugang

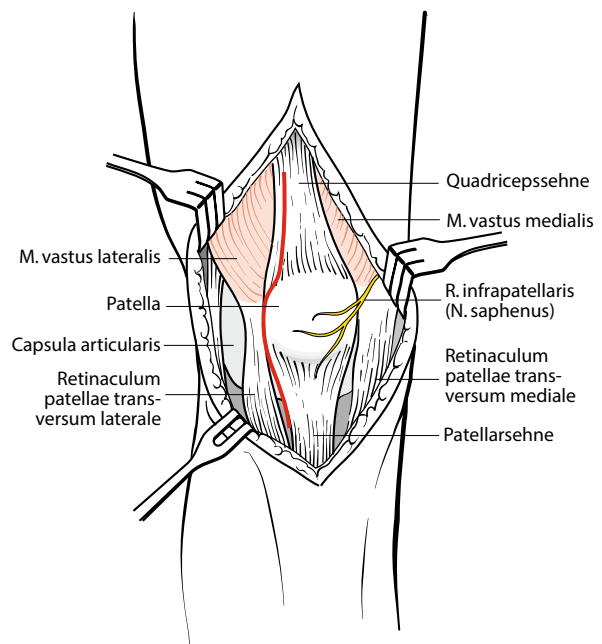
Der laterale, parapatellare Zugang wird bei schweren Valgusdeformitäten und permanenten Patellaluxationen empfohlen (Keblish 1991; Fiddian et al. 1998). Die häufig notwendigen Release der lateralen Kapsel und Bänder sind so gut sichtbar und die ebenfalls häufig notwendigen Durchtrennungen des lateralen Retinakulums zur Zentrierung der Patella sind bereits in der Arthrotomie enthalten.

Durchführung Die Hautinzision erfolgt längsverlaufend, von ca. 2 cm distal der Tuberositas tibiae bis ca. 6–8 cm proximal des oberen Patellapols, entweder median oder lateral-parapatellar. Es folgt die Durchtrennung von Subkutis und Fascia lata.

Die Arthrotomie erfolgt ca. 1 cm lateral der Tuberositas tibiae, ca. 1–2 cm lateral der Patella bogenförmig um den



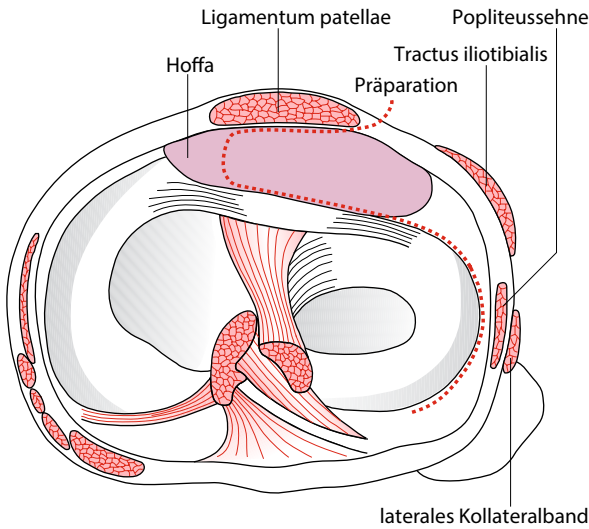
■ **Abb. 6.15** Quad-sparing-Zugang (Aus Lüring und Tingart 2015)



■ **Abb. 6.16** Lateraler, parapatellarer Zugang (Aus Lüring und Tingart 2015)

lateralen Patellarand, und zwischen lateralem 1/3 und dem medialen 2/3 der Quadrizepssehne, bis ca. 6 cm proximal des oberen Patellapols (■ **Abb. 6.16**).

Bei der Arthrotomie ist darauf zu achten, dass der Hoffa-Fettkörper nicht durchtrennt oder gar reseziert



■ **Abb. 6.17** Lateraler Zugang mit Erhalt des lateral gestielten Hoffa-Fettkörpers

wird, sondern dass dieser mitsamt der lateralen Gefäßversorgung erhalten bleibt. Er dient häufig beim Verschluss der Gelenkkapsel zur plastischen Deckung eines Defektes der lateralen Kapsel, der durch das Wiederaufrichten der vorbestehenden Valgusdeformität oder das „lateral release“ der Patella entsteht (■ [Abb. 6.17](#) und ■ [Abb. 6.18](#)).

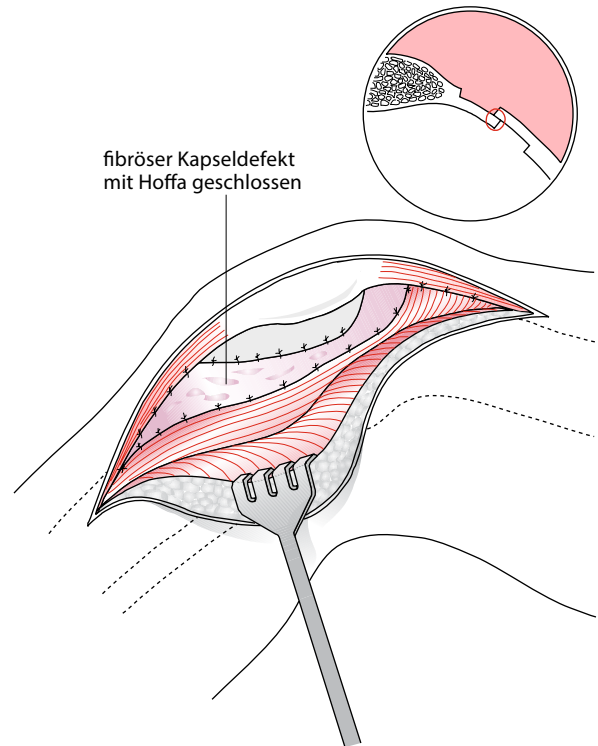
Vorteile Die Vorteile dieses Zugangs sind eine sehr gute Darstellung des gesamten Operationsgebiets zu jedem Zeitpunkt, vor allen Dingen des lateralen Kompartments zum Zwecke der Bänderrelease, die Möglichkeit der Patellaeversion und der Erhalt der medialen Blutversorgung bei Notwendigkeit eines „lateral release“ der Patella (Tsai et al. 2001).

Nachteile Die Nachteile dieses Zugangs sind die lange Hautinzision, die Abtrennung des M. vastus lateralis, die Durchtrennung der lateralen Gefäßversorgung, die Notwendigkeit der plastischen Deckung von Kapseldefekten mit einem gestielten Lappen des Hoffa-Fettkörpers und die seltene Anwendbarkeit.

Erweiterungsmöglichkeiten Als Erweiterungsmöglichkeiten des lateralen Zugang stehen die Tuberositasosteotomie und der „quadriceps snip“ zur Verfügung (► medialer Zugang).

6.3 Kapsel- und Hautnaht

Die Kapselnaht sollte bei 45–90° gebeugtem Kniegelenk mit einem resorbierbaren Nahtmaterial in Einzelknopfnähten erfolgen (z. B. 2er Vicryl). Prinzipiell sollte die Adaptation der Kapsel anatomisch erfolgen. Hierzu kann man



■ **Abb. 6.18** Plastische Deckung der lateralen Kapsellücke mit den Hoffa-Fettkörper

sich beim Zugang Markierungen mit dem Elektrokauter oder Nahtmaterial setzen. Bei patellofemorale Instabilität kann die mediale Kapsel mit dem M. vastus medialis auch noch distalisiert und medialisiert werden, im Sinne einer medialen Kapseldoppelung von 5–10 mm.

Die Subkutannaht erfolgt invertierend, ebenfalls in Einzelknopftechnik mit resorbierbarem Nahtmaterial. Die Hautnaht kann mit einem Klammergerät oder in Einzelknopftechnik mit nicht-resorbierbarem Nahtmaterial erfolgen.

6.4 Zusammenfassung

- Standardzugänge
 - Medial parapatellarer Zugang, häufigste Verwendung: von 2 cm distal und 1 cm medial der Tuberositas tibiae, ca. 1–2 cm medial der Patella bogenförmig um den medialen Patellarand, und zwischen medialem 1/3 und den lateralen 2/3 der Quadrizepssehne, bis ca. 6 cm proximal des oberen Patellapols
 - Lateraler Zugang, häufig bei ausgeprägten Valgusgonarthrosen und Patellaluxationen
- Erweiterungsmöglichkeiten:
 - Quadriceps snip
 - Tuberositasosteotomie

- Minimal-invasive Zugänge
 - Mini-medial-parapatellar
 - (Mini-) Midvastus
 - Subvastus
 - „Quad-sparing“
- Pitfalls
 - Eingeschränkte Erweiterbarkeit der MIS-Zugänge
 - Funktionelle Vorteile nur im frühen postoperativen Verlauf

Präferenz des Autors: Medialer Midvastus-Zugang für alle Varus- und Valgusgonarthrosen mit normaler Beweglichkeit, bei stark eingeschränkter Beweglichkeit und Vernarbung klassischer medialer Zugang und o. g. Tipps zur verbesserten Darstellbarkeit.

Literatur

- Benazzo F, Rossi SM (2012) The trivector approach for minimally invasive total knee arthroplasty: a technical note. *J. Orthop Traumatol* 13(3):159–162
- Della Valle CJ, Berger RA, Rosenberg AG (2006) Surgical exposures in revision total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 446:59–68
- Engh GA, Parks NL, Ammeen DJ (1996) Influence of surgical approach on lateral retinacular releases in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 331:56–63
- Engh GA, Holt BT, Parks NL (1997) A midvastus muscle-splitting approach for total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 12(3):322–331
- Fiddian NJ, Blakeway C, Kumar A (1998) Replacement arthroplasty of the valgus knee. A modified lateral capsular approach with repositioning of vastus lateralis. *J Bone Joint Surg Br* 80(5):859–861
- Gandhi R et al (2011) Complications after minimally invasive total knee arthroplasty as compared with traditional incision techniques: a meta-analysis. *J Arthroplasty* 26(1):29–35
- Garvin KL, Scuderri G, Insall JN (1995) Evolution of the quadriceps snip. *Clin Orthop Relat Res* 321:131–137
- Hassaballa M et al (2012) Alteration in skin sensation following knee arthroplasty and its impact on kneeling ability: a comparison of three common surgical incisions. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 20(10):1983–1987
- Hofmann AA, Plaster RL, Murdock LE (1991) Subvastus (Southern) approach for primary total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 269:70–77
- Insall J (1971) A midline approach to the knee. *J Bone Joint Surg Am* 53(8):1584–1586
- Jojima H, Whiteside LA, Ogata K (2004) Anatomic consideration of nerve supply to the vastus medialis in knee surgery. *Clin Orthop Relat Res* 423:157–160
- Keblish PA (1991) The lateral approach to the valgus knee. Surgical technique and analysis of 53 cases with over two-year follow-up evaluation. *Clin Orthop Relat Res* (271):52–62
- Khanna A et al (2009) Minimally invasive total knee arthroplasty: a systematic review. *Orthop Clin North Am* 40(4):479–489 (viii)
- Laffosse JM et al (2011) Hypesthesia after anterolateral versus midline skin incision in TKA: a randomized study. *Clin Orthop Relat Res* 469(11):3154–3163
- Liu Z, Yang H (2011) Comparison of the minimally invasive and standard medial parapatellar approaches for total knee arthroplasty: systematic review and meta-analysis. *J Int Med Res* 39(5):1607–1617
- Lüring C, Tingart M (Hrsg) (2015) Operative Zugangswege in Orthopädie und Unfallchirurgie, Springer Verlag, Heidelberg, ISBN 978–3–642–38264–2
- Mont MA et al (2010) Scientific evidence for minimally invasive total knee arthroplasty. *Instr Course Lect* 59:73–82
- Shaw JA (2003) Patellar retinacular peel: an alternative to lateral retinacular release in total knee arthroplasty. *Am J Orthop (Belle Mead NJ)* 32(4):189–92
- Smith TO, King JJ, Hing CB (2012) A meta-analysis of randomised controlled trials comparing the clinical and radiological outcomes following minimally invasive to conventional exposure for total knee arthroplasty. *Knee* 19(1):1–7
- Sundaram RO et al (2007) Comparison of scars and resulting hypoesthesia between the medial parapatellar and midline skin incisions in total knee arthroplasty. *Knee* 14(5):375–378
- Tria AJ Jr, Coon TM (2003) Minimal incision total knee arthroplasty: early experience. *Clin Orthop Relat Res* 416:185–190
- Trousdale RT et al (1993) V-Y quadricepsplasty in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 286:48–55
- Tsai CL, Chen CH, Liu TK (2001) Lateral approach without ligament release in total knee arthroplasty: new concepts in the surgical technique. *Artif Organs* 25(8):638–643
- Vince KG, Abdeen A (2006) Wound problems in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 452:88–90
- Zhang Z et al (2013) Mini-midvastus versus mini-medial parapatellar approach in total knee arthroplasty: a prospective, randomized study. *Arch Orthop Trauma Surg* 133(3):389–95
- Zonnenberg CB et al (2010) Tuberositas osteotomy for total knee arthroplasty: a review of the literature. *J Knee Surg* 23(3):121–129

Grundzüge der Operationstechnik

C. Tibesku

- 7.1 Prinzipien der Instrumentation – 137**
 - 7.1.1 Intra- und extramedulläre Ausrichtung – 137
 - 7.1.2 Ausrichtung der tibialen Komponente – 140
 - 7.1.3 Ausrichtung der femoralen Komponente – 144
 - 7.1.4 Beuge- und Streckspalt – 152
- 7.2 Instrumentationsphilosophien – 152**
 - 7.2.1 „Femur first“ – 153
 - 7.2.2 „Tibia first“ – 154
 - 7.2.3 Zusammenfassung – 158
 - 7.2.4 Patientenindividuelle Instrumente – 158
- 7.3 Grad der Kopplung einer Knieprothese – 163**
 - 7.3.1 Bi-CR-Knie-TEP („bi-cruciate-retaining“, Erhalt des vorderen und hinteren Kreuzband) – 164
 - 7.3.2 CR-Knie-TEP („cruciate-retaining“, Erhalt des hinteren Kreuzband) – 166
 - 7.3.3 Das hintere Kreuzband ersetzende Prothesen (PS, BCS, UC) – 168
 - 7.3.4 Wahl des primären Implantats: CR oder PS? – 168
 - 7.3.5 BCS-Knie-TEP – 170
 - 7.3.6 a.p.-Stabilisierung mittels hochkongruenter Inlays – 171
 - 7.3.7 CC-Knie-TEP („condylar constrained“) – 174
 - 7.3.8 Rotations-Scharnier-Prothese – 174
 - 7.3.9 Voll-Scharnier-Prothese – 176
 - 7.3.10 Zusammenfassung – 177
- 7.4 Behandlung der Patella im Rahmen der Knie totalendoprothese – 178**
 - 7.4.1 Entscheidungsfindung zum Ersetzen oder Nichtersetzen der Patella – 178
 - 7.4.2 Sekundärer Patellarückflächenersatz – 180
 - 7.4.3 Technik der Patellabehandlung beim Nichtersetzen der Patella – 180
 - 7.4.4 Technik des Patellarückflächenersatzes – 183
 - 7.4.5 Balancing des Patellofemoralgelenkes im Rahmen der Knie totalendoprothese – 186

7.4.6	Abklärung von Einflussfaktoren auf das Patellofemoralgelenk vor einem sekundären Patellarrückflächenersatz – 192
7.4.7	Zusammenfassung – 195
7.5	Fixation von Knieprothesen – 197
7.5.1	Zementfreie Verankerung – 197
7.5.2	Hybridverankerung – 198
7.5.3	Zementfreie und zementierte Schäfte – 198
7.5.4	Zementierte Verankerung von Knieprothesen – 198
7.5.5	Technik des Zementierens – 199
7.5.6	Präferenz des Autors – 203
7.6	„Ligament balancing“ – 204
7.6.1	Mediale Stabilisatoren – 204
7.6.2	Laterale Stabilisatoren – 205
7.6.3	Posteriore Stabilisatoren – 206
7.6.4	Gründe für „Verkürzungen“ von Bandstrukturen – 206
7.6.5	Praktisches Vorgehen – 207
	Literatur – 216

7.1 Prinzipien der Instrumentation

7.1.1 Intra- und extramedulläre Ausrichtung

Prinzipiell bestehen sowohl femoral als auch tibial die Möglichkeiten, die Ausrichtung entweder intramedullär oder extramedullär vorzunehmen. Beide Systeme sind mit Vor- und Nachteilen verbunden, so dass kein System dem anderen eindeutig überlegen ist. Rein theoretisch sind die extramedullären Systeme durch Vermeidung der Eröffnung des Markraums weniger traumatisch und mit geringerem Blutverlust und auch geringerem Risiko für eine Fettembolie verbunden (Dorr et al. 1989; Jeon et al. 2012). Aktuell verwenden die meisten Systeme femoral eine intramedulläre Ausrichtung und tibial eine extramedulläre.

Femorale Ausrichtung

Die erste Generation der extramedullären Ausrichtung am Femur nutzte einen Zielstab der auf den Hüftkopf ausgerichtet wurde (Brys et al. 1991; Dennis et al. 1993; Engh und Petersen 1990). Diese Methode ist durch die Schwierigkeit, den Hüftkopf von außen genau zu bestimmen, geprägt. Im Ergebnis führte dies dazu, dass mit der extramedullären Methode nur ca. 69–86 % in der gewünschten Achse lagen, während mit der intramedullären Methode zwischen 85–96 % gute Ergebnisse erzielt werden konnten (Jung et al. 2013). Es gibt moderne Entwicklungen einer femoralen, extramedullären Ausrichtung, die beispielsweise den lateralen, distalen Femurwinkel anhand des Röntgenbilds berechnen und in der Operation am distalen Femur (Varus-Valgus) und am anterioren Kortex (Flexionskontrolle) referenzieren (Baldini und Adravanti 2008). Hierzu liegen bisher aber nur wenige Ergebnisse vor, so dass derzeit die intramedulläre Ausrichtung als Standard gilt (Jung et al. 2013).

Der Wahl des richtigen Eintrittspunkts am Femur kommt eine entscheidende Bedeutung für die Genauigkeit der Platzierung zu. Hier können einige Winkelgrad in der Varus-/Valgus-Ausrichtung oder in der Flexion fehlplatziert werden, wenn der Eintrittspunkt falsch gewählt wird (Abb. 7.1) (Nuno-Siebrecht et al. 2000). Ein häufiger Fehler ist es, den tiefsten Punkt der Trochlea, zentral über der femoralen Notch zu wählen. Man kann anhand der Ganzbeinstandaufnahme grafisch abschätzen, an welcher Stelle die Verlängerung der anatomischen, femoralen Achse das Gelenk kreuzt (Abb. 7.2). Typischerweise liegt der Eintrittspunkt ca. $1,5 \pm 2$ mm medial und 12 ± 3 mm oberhalb des höchsten Punkts in der femoralen Notch (Abb. 7.3) (Wangroongsub und Cherdaweesup 2009).

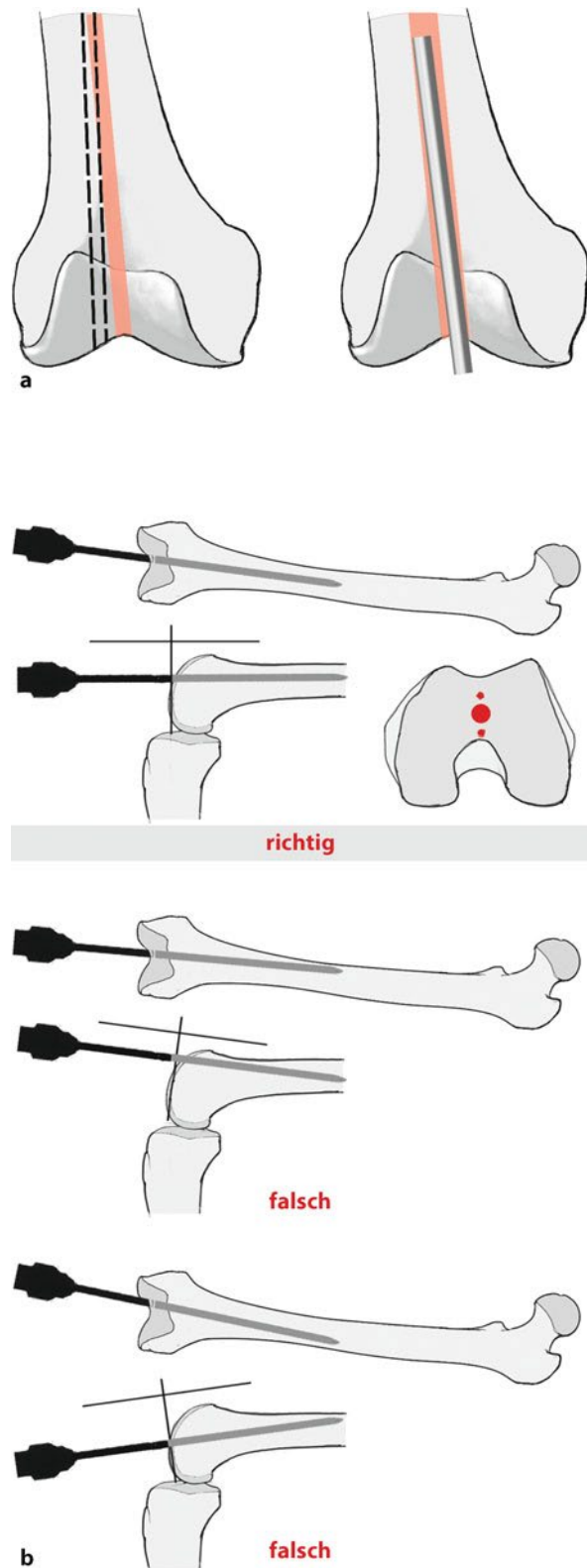
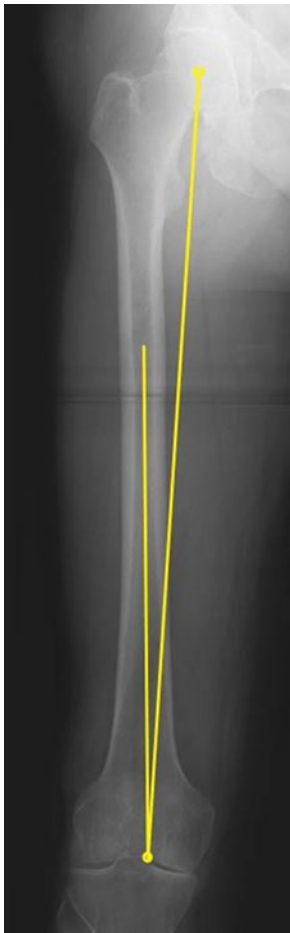


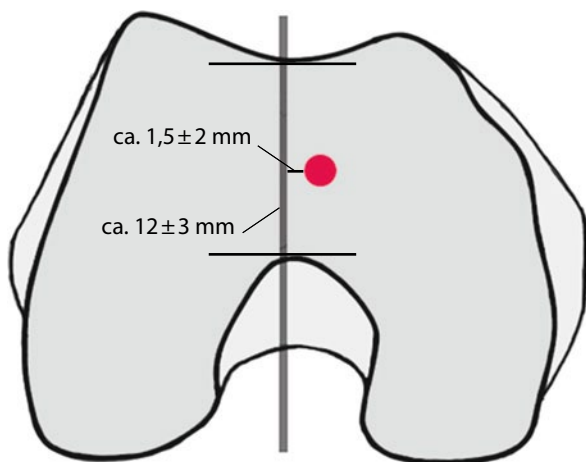
Abb. 7.1a,b Fehlermöglichkeiten bei Verwendung einer intramedullären Ausrichtung am Femur: a Varus-/Valgusabweichungen bei falschem Eintrittspunkt in mediolateraler Ausrichtung, b Flexionsfehlstellung durch falschen Eintrittspunkt in a.p.-Richtung



■ **Abb. 7.2** Planung des femoralen Eintrittspunkts durch Verlängerung des Markraumkanals nach distal



■ **Abb. 7.4** Intramedulläre Tibiaausrichtung in situ



■ **Abb. 7.3** Eintrittspunkt für den femoralen Ausrichtungsstab, ca. $1,5 \pm 2$ mm medial und 12 ± 3 mm oberhalb des höchsten Punkts in der femoralen Notch (Nach Wangroongsub und Cherdtaeweep 2009)

Tibiale Ausrichtung

Für die Tibia existieren ebenfalls intra- und extramedulläre Ausrichtungssysteme (■ Abb. 7.4 und ■ Abb. 7.5). Im Gegensatz zum Hüftgelenk, sind die Landmarken für die Bestimmung des Sprunggelenksmittelpunkts von außen allerdings einfacher zu tasten. Hier ist die Datenlage mit Blick auf die Genauigkeit weniger eindeutig, da für beide Systeme gute Ergebnisse beschrieben sind (Blakeney et al. 2011; Lozano et al. 2008; Rottman et al. 2005; Yang und Liu 1998). Allerdings liegen bei einem Teil der Patienten proximale Tibiafehlstellungen vor, meist valgisch, bei der die Verwendung einer intramedullären Ausrichtung zu Fehlern führt (■ Abb. 7.6) (Howell et al. 2010; Teter et al. 1995). Daneben gibt es eine Empfehlung, bei sehr Schwergewichtigen (BMI > 35), bei denen die Landmarken von extern nur schwer zu tasten sind, eine intramedulläre Ausrichtung zu benutzen (Lozano et al. 2008).

Ebenso wie am Femur ist die Wahl des richtigen Eintrittspunkts auch an der Tibia entscheidend für die



■ **Abb. 7.5** Extramedulläre Tibiaausrichtung in situ

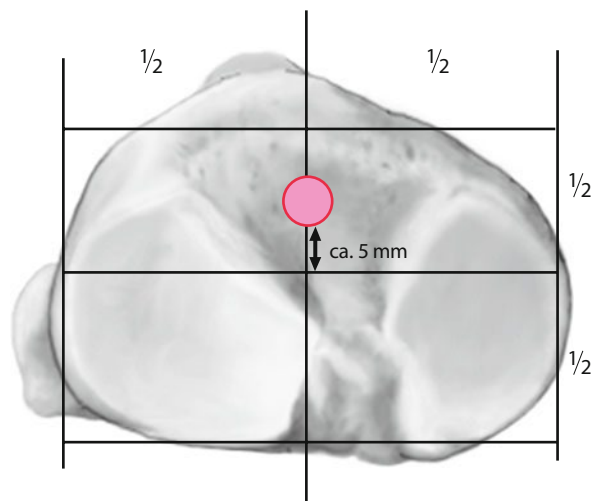
Genauigkeit der Platzierung. Man kann anhand der Ganzbeinstandaufnahme grafisch abschätzen, an welcher Stelle die Verlängerung der anatomischen Achse der Tibia das Gelenk kreuzt (■ **Abb. 7.7**). Typischerweise liegt der Eintrittspunkt leicht medial einer Linie, welche die mediolaterale Dimension zweiteilt, 5 mm ventral der dorsoventralen Ausrichtung (■ **Abb. 7.8**) (Kwak et al. 2010; Laskin 2003).



■ **Abb. 7.6** Fehlermöglichkeit bei intramedullärer tibialer Ausrichtung: Beispiel einer intramedullären Tibiaausrichtung bei valgischer Tibia



■ **Abb. 7.7** Planung des tibialen Eintrittspunkts durch Verlängerung des Markraumkanals nach proximal



■ **Abb. 7.8** Eintrittspunkt der intramedullären Ausrichtung: leicht medial einer Linie, welche die medio-laterale Dimension zweiteilt, 5 mm ventral der dorsoventralen Ausrichtung (Kwak et al. 2010; Laskin 2003)

■ **Tab. 7.1** Sequenz zur schrittweisen Einstellung des Tibiaschnitts

1.	Einbringen des proximalen Pins in den Ansatz des vorderen Kreuzbandes (Frontalebene, Varus/Valgus)
2.	Einstellen der distalen Ausrichtung auf die Mitte des Sprunggelenkes (Übergang vom medialen 1/3 zu den lateralen 2/3 des Abstands zwischen medialem und lateralem Malleolus (Frontalebene, Varus/Valgus) (■ Abb. 7.5)
3.	1 Querfinger zwischen proximaler Tibia und extramedullärer Ausrichtung und 2 Querfinger zwischen distaler Tibia und extramedullärer Ausrichtung (posteriorer Slope) (■ Abb. 7.14)
5.	Schnittblock entlang einer Verbindungslinie zwischen tibialen Ansatz des hinteren Kreuzbandes und Tuberositas tibiae einstellen (Rotationsausrichtung)
6.	Höhe der Resektion mit Hilfe des Fühlers auf den höchsten Punkt des lateralen Kompartments einstellen (Resektionshöhe) (■ Abb. 7.18)

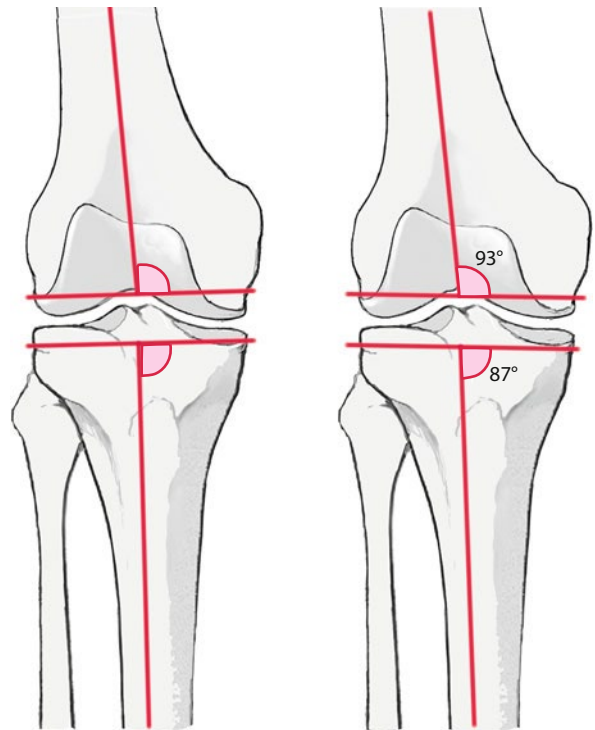
7.1.2 Ausrichtung der tibialen Komponente

Die gebräuchlichste Ausrichtung der tibialen Komponente zielt auf:

- in der Frontalebene eine Ausrichtung 90° zur langen Tibiaachse (Varus/Valgus),
- in der Sagittalebene $6-7^\circ$ zur langen Tibiaachse (posteriorer Slope),
- in der Horizontalebene auf eine Verbindungslinie zwischen dem Ansatz des hinteren Kreuzbandes und der Tuberositas tibiae (Rotation).
- Die Resektionshöhe muss mindestens der Dicke des dünnsten Tibiaimplantats entsprechen (9 oder 10 mm).
- Die Größenwahl zielt auf eine größtmögliche kortikale Abdeckung ohne einen medialen Überhang zu erzeugen.

Pitfalls:

- Abweichen des Sägeblatts bei sklerotischem Knochen (bei medialer Sklerose → valgische Fehlstellung oder mediale Unterresektion mit erhöhter Spannung des medialen Seitenbandes)
- Einstellen der Tibiarotation erst nach der proximalen Resektion: durch eingestellten posterioren Slope oftmals valgische Fehlstellung, wenn Sägeblock von medial angesetzt wird
- Abtasten der Resektionshöhe am lateralen Kompartment führt bei einer Valgusgonarthrose aufgrund des Abriebs zu einer zu großen Resektion

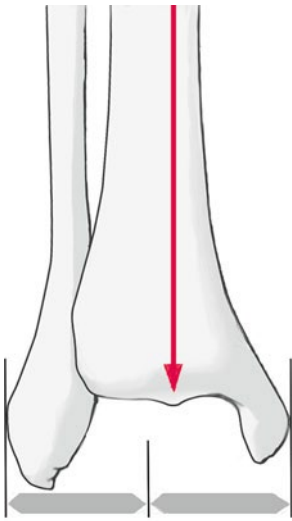


■ **Abb. 7.9** Klassische und anatomische Ausrichtung der Tibiakomponente

Bei der Einstellung des tibialen Knochenschnitts sind die Parameter Varus/Valgus, posteriorer Slope, Rotation und Höhe der Resektion zu beachten. Nach Durchführung des Knochenschnitts benötigen die Größenwahl und die antero-posteriore und mediolaterale Platzierung Beachtung. ■ Tab. 7.1 gibt ein praktisches Vorgehen zur sequenziellen Einstellung der notwendigen Schritte an.

Prinzipiell werden intramedulläre und extramedulläre Instrumentarien unterschieden. Vereinfacht bieten intramedulläre Instrumentarien Vorteile bei der Einstellung des Slopes und extramedulläre Instrumentarien Vorteile bei der Einstellung von Varus/Valgus. Vor allem bei valgischen Beinachsen können intramedulläre Instrumente aufgrund der Achsabweichung der proximalen Tibia zu Fehlstellungen führen (■ Abb. 7.7) (Engh und Petersen 1990; Ishii et al. 1995; Yang und Liu 1998).

Intramedulläres Instrumentarium Die Ausrichtung des intramedullären Instrumentariums erfolgt bei gebeugtem Kniegelenk, in ca. $70-110^\circ$ Flexion (■ Abb. 7.4). Die Wahl des Eintrittspunktes an der tibialen Gelenkfläche ist entscheidend für die Genauigkeit. Der Eintrittspunkt ist i. d. R. ventral des vorderen Kreuzbandansatzes, d. h. im Übergang vorderes Drittel zu den hinteren 2/3 der Gelenkfläche, und etwas mehr medial als lateral, aufgrund des Offsets zwischen tibialer Gelenkfläche und Tibiaachse (■ Abb. 7.8).



■ **Abb. 7.10** Die Mitte des Sprunggelenkes liegt weiter medial als die Mitte der Malleolengabel

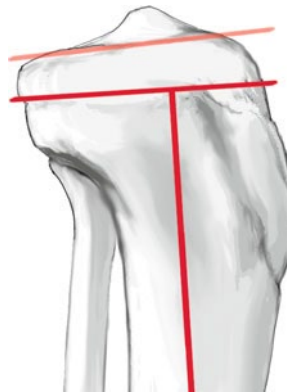
Extramedulläres Instrumentarium Die Ausrichtung des extramedullären Instrumentariums erfolgt bei gebeugtem Kniegelenk, in ca. 70–110° Flexion. Das Instrumentarium zur Tibiapräparation wird proximal mit einem Spike vor dem tibialen Ansatz des vorderen Kreuzbands fixiert und distal mit einer Spange auf die Mitte des Sprunggelenkes ausgerichtet (■ **Abb. 7.5**).

Varus/Valgus-Ausrichtung Die Varus/Valgus-Ausrichtung des tibialen Sägeschnitts kann nach zwei Prinzipien erfolgen:

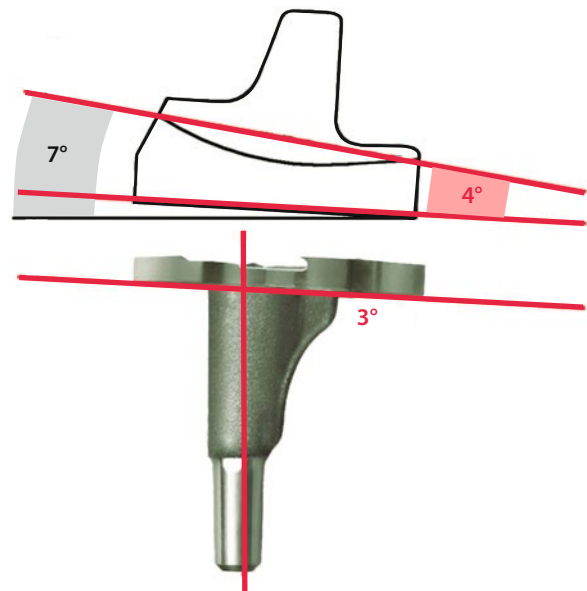
- 90° zur mechanischen Tibiaachse (klassische Ausrichtung),
- entsprechend der natürlichen, ca. 3° varischen, von lateral nach medial abfallenden Gelenklinie (anatomische Ausrichtung) (■ **Abb. 7.9**).

Aktuell wird die anatomische Ausrichtung erneut lebhaft diskutiert (Bellemans 2011; Parratte et al. 2010), doch aufgrund der bisherigen Evidenz ist aufgrund der besseren Lastverteilung zwischen medialem und lateralem Kompartiment, dem damit verbundenen, reduzierten Abrieb und der dokumentierten Langzeithaltbarkeit die klassische Ausrichtung die Methode der Wahl (Berend et al. 2004; Lombardi et al. 2011; Mont et al. 1995; Ritter et al. 1994).

Um eine tatsächlich exakte Einstellung vornehmen zu können, muss die distale Ausrichtung auch wirklich auf die Mitte des Talus, also nicht die Mitte des distalen Unterschenkels oder die Mitte zwischen lateralem und medialen Malleolus eingestellt werden. Dieses muss so eingestellt werden, dass auf den Übergang zwischen medialen 1/3 und den lateralen 2/3 des Abstandes zwischen den Malleolen gezielt wird (■ **Abb. 7.10**). Instrumente, die



■ **Abb. 7.11** Anatomischer und prothesengerechter Slope



■ **Abb. 7.12** Beispiel einer Prothese, welche 4° Slope im PE-Inlay integriert hat, und 3° Slope in den Knochenschnitt einbauen muss

ohne Verstellmöglichkeit auf die Mitte des distalen Unterschenkels zielen, erreichen dadurch eher die Einstellung der 3° varischen Gelenklinie.

Posteriorer Slope Der posteriore Slope beschreibt den Abfall der tibialen Schnittfläche von ventral nach dorsal in Bezug auf die mechanische Tibiaachse (■ **Abb. 7.11**).

Der natürliche Slope der tibialen Gelenkfläche ist unterschiedlich für das mediale und laterale Kompartiment, wird aber mit einer Spanne ca. 3–10° angegeben (Cinotti et al. 2012; Utzschneider et al. 2011).

Die aktuellen Knie-TEP-Systeme verwenden einen Slope, der zwischen 0° und 7° liegt. Es gibt Systeme, die im Polyethyleninlay einen Slope eingebaut haben, so dass der Winkelgrad, der tatsächlich in den Knochenschnitt eingebaut wird, geringer ausfällt (■ **Abb. 7.12**).

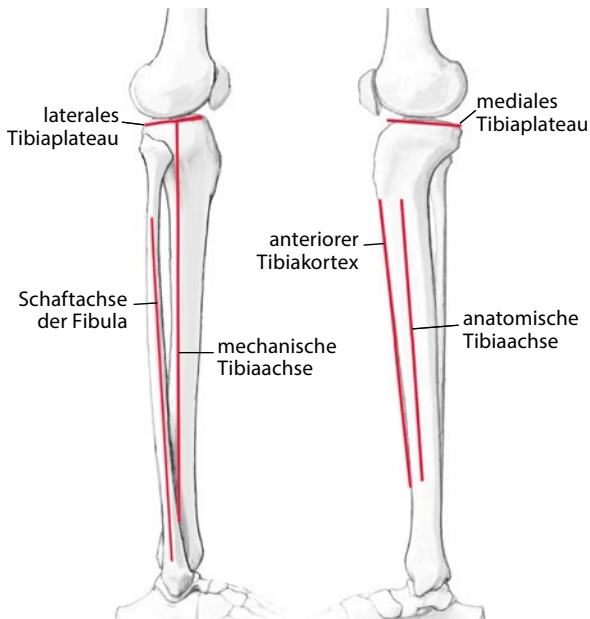


Abb. 7.13 Anatomische Landmarken zur Einstellung des Slope

Ein zu geringer Slope kann aufgrund einer Enge des Beugespalts eine Bewegungseinschränkung hervorrufen, ein zu großer Slope eine Instabilität in Beugung. Generell sind CR-Knie-TEP anfälliger für Veränderungen des Slopes, da hier das hintere Kreuzband erhalten bleibt. PS-Knie-TEP erlauben hier einen größeren Spielraum (Arabori et al. 2008; Shi et al. 2012).

Eine einfache, aber fehleranfällige Lösung zur Einstellung des Slopes ist die Orientierung mit der Resektionsklinge am Slope des medialen Kompartments. Als anatomische Landmarken für die Ausrichtung des Slopes stehen die anatomische und mechanische Tibiaachse, die ventrale Tibiakortikalis und die Fibula zur Verfügung (Han et al. 2008) (Abb. 7.13).

Mit der intramedullären Ausrichtung steht die anatomische Achse der Tibia als direkte Bezugsgröße zur Verfügung. Hier müssen dann die dem System entsprechenden Schnittblöcke verwendet werden, die den jeweiligen Slope eingebaut haben (Abb. 7.4).

Mit der extramedullären Ausrichtung muss anhand der ventralen Kortikalis der Tibia eine Abschätzung auf die mechanische Achse der Tibia vorgenommen werden. I. d. R. verläuft die ventrale Kortikalis mit einem Winkel von 2–5° in Bezug zur mechanischen Tibiaachse (Abb. 7.13) (Han et al. 2008).

Zur neutralen 0°-Slope-Einstellung sollte zwischen Tibiavorderkante und extramedullärem Instrumentarium proximal ein Querfinger und distal zwei Querfinger passen. Abweichend von dieser Einstellung wird dann je nach gewünschtem Slope die distale Verschiebeeinrichtung nach vorne gezogen (Faustregel: 1 cm entspricht ca. 2–3° Slope je

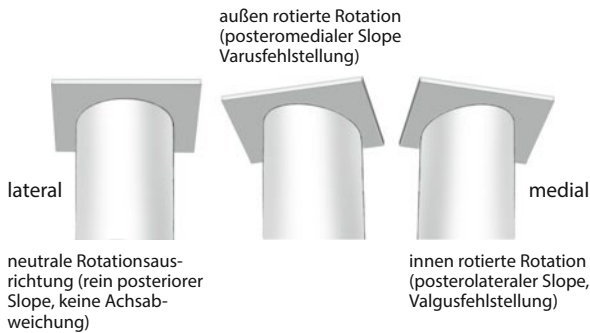


Abb. 7.14 Extramedulläre Ausrichtung des Slope anhand der vorderen Tibiakortikalis

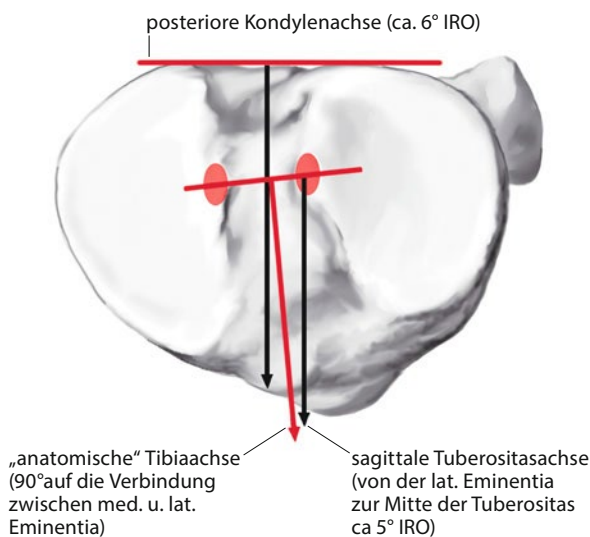
nach Tibialänge) (Abb. 7.14). Alternativ kann man sich auch an der Fibula orientieren (Han et al. 2008).

Tibiale Rotation Die Rotation der Tibiakomponente muss bereits vor der Ausführung des Knochenschnitts korrekt eingestellt werden. Der häufigste Fehler bei der Rotation ist, den tibialen Schnittblock zu sehr von medial anzusetzen und die Rotation der Komponente erst nach Durchführung des Knochenschnitts zu wählen. Je nach gewähltem Slope (bis zu 7°, systemabhängig) kann dies zu einer valgischen Abweichung der Beinachse führen (Abb. 7.15).

Zur Wahl der tibialen Rotation existieren sehr viele Methoden (Tab. 7.2) mit verschiedenen Vor- und Nachteilen (Akagi et al. 2005; Bindelglass 2001; Cobb et al. 2008; Eckhoff et al. 1995; Huddleston et al. 2005; Incavo et al. 2003; Lutzner et al. 2010; Uehara et al. 2002). Derzeit wird Ausrichtung parallel zur Linie, die entweder vom Mittelpunkt der tibialen Sägefläche/der Tibiakomponente oder



■ **Abb. 7.15** Achsabweichungen durch fehlerhafte Rotationseinstellung



■ **Abb. 7.16** Anatomische Landmarken zur Rotationseinrichtung der Tibiakomponente

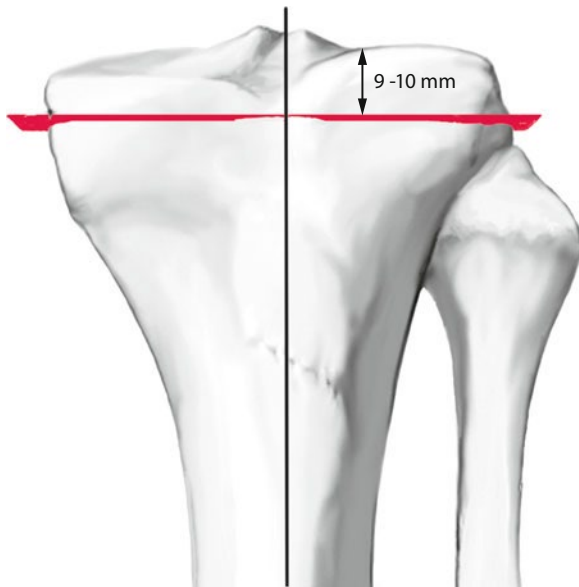
vom Ansatz des hinteren Kreuzbandes zum Übergang des medialen Drittels zu den lateralen zwei Dritteln der Tuberositas, empfohlen (■ **Abb. 7.16**).

Resektionshöhe Die Höhe der Resektion sollte so gewählt werden, dass mindestens die Höhe des Tibiaimplantats mit dem dünnsten Inlay reseziert wird (i. d. R. 9–10 mm). Bei moderatem Abrieb im medialen Kompartiment wählt man die Resektionshöhe so, dass der tiefste Punkt des Abriebs gerade unterschritten wird. Wenn der Abrieb in der Mitte des medialen Tibiaplateaus sehr ausgeprägt, aber ventral und dorsal noch genügend Knochen vorhanden ist, kann man auch eine geringere Resektion als den tiefsten Defekt wählen und diesen mit Zement auffüllen (■ **Abb. 7.17**). Der Taster für die Resektion wird auf dem höchsten Punkt des lateralen Tibiaplateaus aufgesetzt (■ **Abb. 7.18**). Bei einer Valgusgonarthrose wählt man aufgrund des lateralen Abriebs eher eine 2–3 mm geringere Resektion als das dünnste Tibiaimplantat.

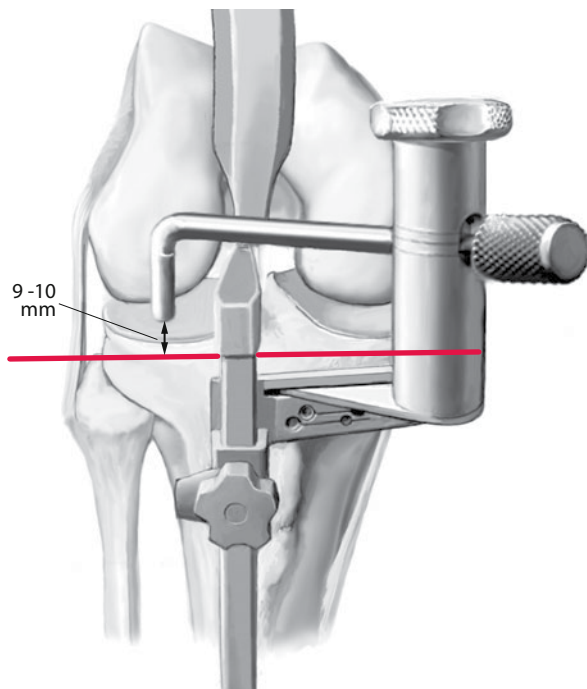
■ **Tab. 7.2** Gebräuchliche Landmarken der Tibiarotation

	Methode	Problematik
„Funktionelle“ Ausrichtung		
1.	„Automatisches Einrotieren“ der Tibiakomponente während der Probereposition in Streckung	Bis zu 10° Innenrotation aufgrund der Schlussrotation
Extraartikuläre Landmarken		
2.	Transmalleoläre Achse	Zu variabel, nicht am Patellalauf orientiert
3.	Zweiter Strahl	
4.	Tibialis-anterior-Sehne	
Intraartikuläre Landmarken		
5.	Posteriore, tibiale Kondylenlinie	Durchschnittlich 6° Innenrotation
6.	Transkondyläre Tibiaachse	Aufgrund arthrotischer Veränderungen häufig nicht mehr zu finden, nach Knochenresektion nicht mehr vorhanden
7.	Verbindungsline zwischen den Eminentiae	
Verbindung zwischen Ansatz des HKB oder Flächenmittelpunkt der Resektionsfläche zu		
8.	– dem höchsten Punkt der Tuberositas	
9.	– der medialer Grenze der Tuberositas	
10.	– dem Übergang medialen 1/3 zu lateralen 2/3 der Tuberositas	Aktuell meist empfohlene Landmarke der tibialen Rotation

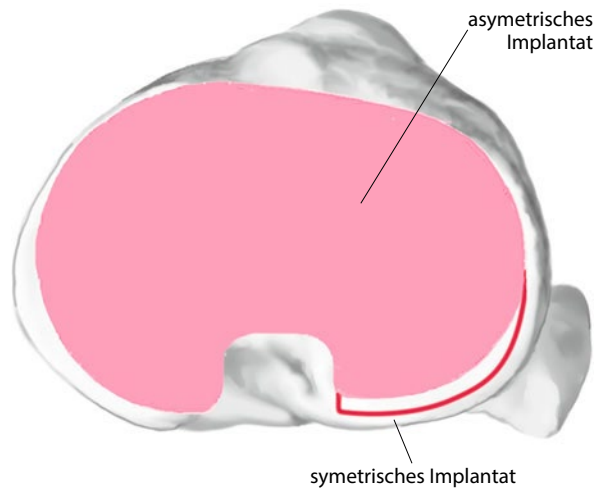
Größenwahl der tibialen Komponente Sie zielt darauf, eine möglichst große Abdeckung der Kortikalis zu erreichen, ohne dabei einen Überhang zu erzeugen. Eine zu kleine Komponente kann aufgrund der fehlenden Kortikalisabdeckung zu einer frühen Lockerung führen (Lemaire et al. 1997). Ein medialer Überhang der Komponente kann eine Irritation der medialen Kapsel und des medialen Seitenbandes erzeugen. Ein ausgeprägter lateraler Überhang kann die laterale Kapsel, den Tractus iliotibialis, die Sehne des M. popliteus oder das laterale Seitenband irritieren. Um eine korrekte Rotation zu erzielen, kann bei Verwendung symmetrischer Implantate ein posterolateraler Überhang von bis zu 2 mm notwendig sein. Dies kann durch asymmetrische Implantate i. d. R. vermieden werden (Servien et al. 2008; Wevers et al. 1994) (■ **Abb. 7.19**).



▣ Abb. 7.17 Wahl der Resektionshöhe bei medialem Defekt



▣ Abb. 7.18 Bestimmung der Resektionshöhe mit Taster



▣ Abb. 7.19 Asymmetrisches Tibiaimplantat zur Vermeidung des dorsolateralen Überhangs bei korrekter Rotationsausrichtung

7.1.3 Ausrichtung der femoralen Komponente

Die Abfolge der Schritte der femoralen Präparation ist i. d. R.:

- Einbringen des intramedullären, femoralen Ausrichtungsstabs
- Distaler Femurschnitt mit Hilfe des Valgusschnittblocks
- Einstellen der femoralen Rotation
- Messen der Größe der femoralen Komponente
- Durchführen aller femoralen Schnitte mit dem 4-in-1-Schnittbock

Varus-/Valgus (Frontalebene)

Prinzipiell werden analog zur tibialen Ausrichtung die klassische und die anatomische Ausrichtung unterschieden (▣ Abb. 7.9). Bei der anatomischen Ausrichtung wird versucht, die physiologische Gelenklinie, die von lateral nach medial um 3° varisch abfällt, zu rekonstruieren. Verbreiteter ist die klassische Ausrichtung, bei der eine distale Resektion von 90° zur mechanischen Achse des Femurs vorgenommen wird.

Der Winkel zwischen mechanischer und anatomischer Achse des Femurs wird präoperativ anhand der Ganzbeinstandaufnahme ausgemessen (▣ Abb. 7.2).

Anschließend wird der femorale Markraum an der korrekten Eintrittsposition aufgebohrt und der femorale Ausrichtungsstab eingebracht. Typischerweise liegt der Eintrittspunkt ca. $1,5 \pm 2$ mm medial und 12 ± 3 mm oberhalb des höchsten Punkts in der femoralen Notch (▣ Abb. 7.1) (Wangroongsub und Cherdaweesup 2009).

Der distale Schnittblock wird mit einem Nutenstein, der dem ausgemessenen Valguswinkel entspricht, auf den



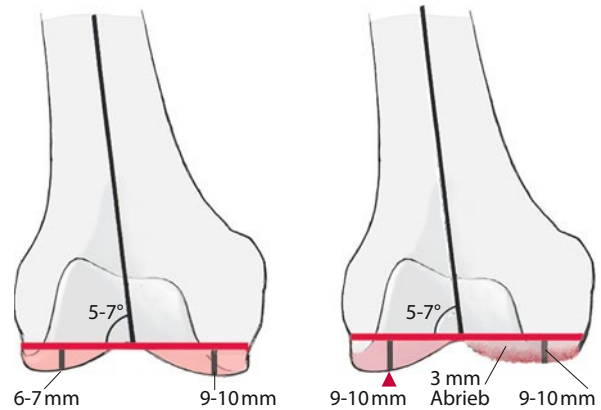
■ **Abb. 7.20** Beispiel eines distalen, femoralen Schnittblocks: bei ausgeprägtem Knochenabrieb am medialen, distalen Femur kann die Bohrung durch die 2-mm-Löcher erfolgen und der Block dann auf 0 mm ausgeprägter Abrieb am medialen, distalen Femurkondylus führt zu einer Anhebung der Gelenklinie durch Überresektion versetzt werden. Dies vermeidet eine Überresektion und Anhebung der Gelenklinie (Mit freundlicher Genehmigung der Fa. Smith & Nephew)

intramedullären Stab geschoben (■ Abb. 7.20). Hierbei ist bereits auf die Rotation zu achten. Aufgrund des Valguswinkels kann die Rotation nicht frei gewählt werden, zum Beispiel nicht auf die schräge, ventrale Trochlea aufgesetzt werden, da sonst eine Fehlstellung in Varus/Valgus erzeugt wird.

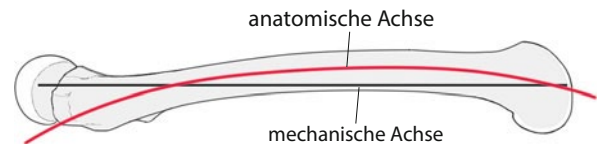
Dicke der distalen Resektion

Bei der „Femur-first“-Methode bestimmt die Dicke des Implantats die Dicke der Knochenresektion. Bei der „Tibia-first“-Methode bestimmt die Höhe des Beugespalts die Dicke der Knochenresektion am distalen Femur.

Der mediale, distale Femurkondylus dient als Referenz, um die 9–10 mm Knochenresektion, der Implantatdicke entsprechend, zu resektieren. Eine Fehlerquelle ist das Vorliegen eines erheblichen Knorpel- und Knochenabriebs am medialen Femurkondylus, der zu einer vermehrten Resektion und damit einer angehobenen Gelenklinie führen kann (■ Abb. 7.21). Bei einem er-



■ **Abb. 7.21** Ausgeprägter Abrieb am medialen, distalen Femurkondylus führt zu einer Anhebung der Gelenklinie durch Überresektion



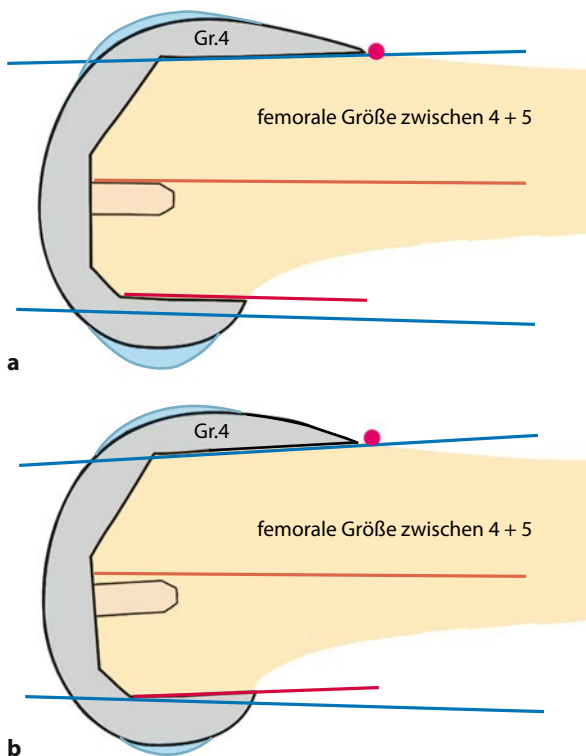
■ **Abb. 7.22** Anatomische und mechanische Femurachse in der Sagittalebene: die anteriore Biegung des Femurs führt bei Verwendung einer intramedullären Ausrichtung zu ca. 4–5° Flexion in Relation zur mechanischen Achse

heblichen Knochenverlust am medialen Femurkondylus, empfiehlt es sich, durch die 2-mm-Löcher des distalen Schnittblocks zu bohren und dann auf 0 mm zu versetzen (■ Abb. 7.20). Hierdurch werden 2 mm weniger reseziert als der abgeriebene, mediale Femurkondylus vorgeben würde.

Flexion/Extension (Sagittalebene)

Die Flexion des distalen Sägeschnitts wird ebenfalls durch die intramedulläre Ausrichtung vorgegeben. Gegenüber der mechanischen Achse des Femurs in der Sagittalebene zeigt die anatomische Femurachse eine anteriore Biegung auf (■ Abb. 7.22). Dies bedeutet, dass eine intramedulläre Ausrichtung durch einen geraden und starren Stab automatisch zu einer Flexion der femoralen Komponente von ca. 4–5° in Bezug zur mechanischen Achse führt. Dies entspricht in etwa der physiologischen Flexion. Ein Beuge- oder Extensionsfehler des Femurs kann zu einer größeren oder kleineren Größenmessung der femoralen Komponente führen (Nakahara et al. 2012). Falls eine Größenänderung des Femurs, z. B. aufgrund von mediolateralem Überhang notwendig ist, kann dies genutzt werden: eine zusätzliche Flexion der femoralen Komponente von 2° führt zu ca. 1 mm weniger posteriorer Femurresektion (Tsukeoka und Lee 2012) (■ Abb. 7.23 und ■ Abb. 7.24).

Nach Durchführung des distalen Sägeschnitts (■ Abb. 7.24) erfolgt die Wahl der richtigen Rotation und der Größe.



■ **Abb. 7.23a,b** Durch vermehrte Flexion kann eine Instabilität des Beugespalts ausgeglichen werden, 2° entsprechen ca. 1 mm. **a** Ohne Flexion, **b** mit Flexion

Rotation (Koronarebene)

Für die Rotationsausrichtung der femoralen Komponente stehen verschiedene Möglichkeiten zur Verfügung.

Die „Balanced-gap“-Methode, wie sie vor allem bei der „Tibia-first“-Technik verwendet wird, benutzt die Bandspannung in Beugung, um die femoralen Rotation festzulegen (■ **Abb. 7.25**). Mögliche Fehlerquellen bei der Einstellung der femoralen Rotation sind ein falscher Tibiaschnitt (inkonsistente Femurrotation), eine Ungleichheit der Bandbalancierung (inkonsistente Femurrotation), die Straffheit des lateralen Gelenkspalts durch eine straffe Patellasehne (Innenrotation) und die natürliche Laxität des lateralen Bandapparats (Außenrotation) (Victor 2009).

Die „Femur-first“-Methode bedient sich verschiedener anatomischer Landmarken, die im Folgenden beschrieben werden (■ **Tab. 7.3**).

Transepikondyläre Achse (■ **Abb. 7.26**) Die transepikondyläre Achse (TEA) verbindet den medialen und lateralen Epikondylus miteinander. Hier werden die anatomische TEA und die chirurgische TEA unterschieden. Der laterale Punkt ist bei beiden Landmarken der laterale Epikondylus, medial bedient sich die chirurgische Landmarke des medialen Sulkus, während die anatomische Landmarke sich der höchsten Erhebung am medialen Epikondylus bedient. In



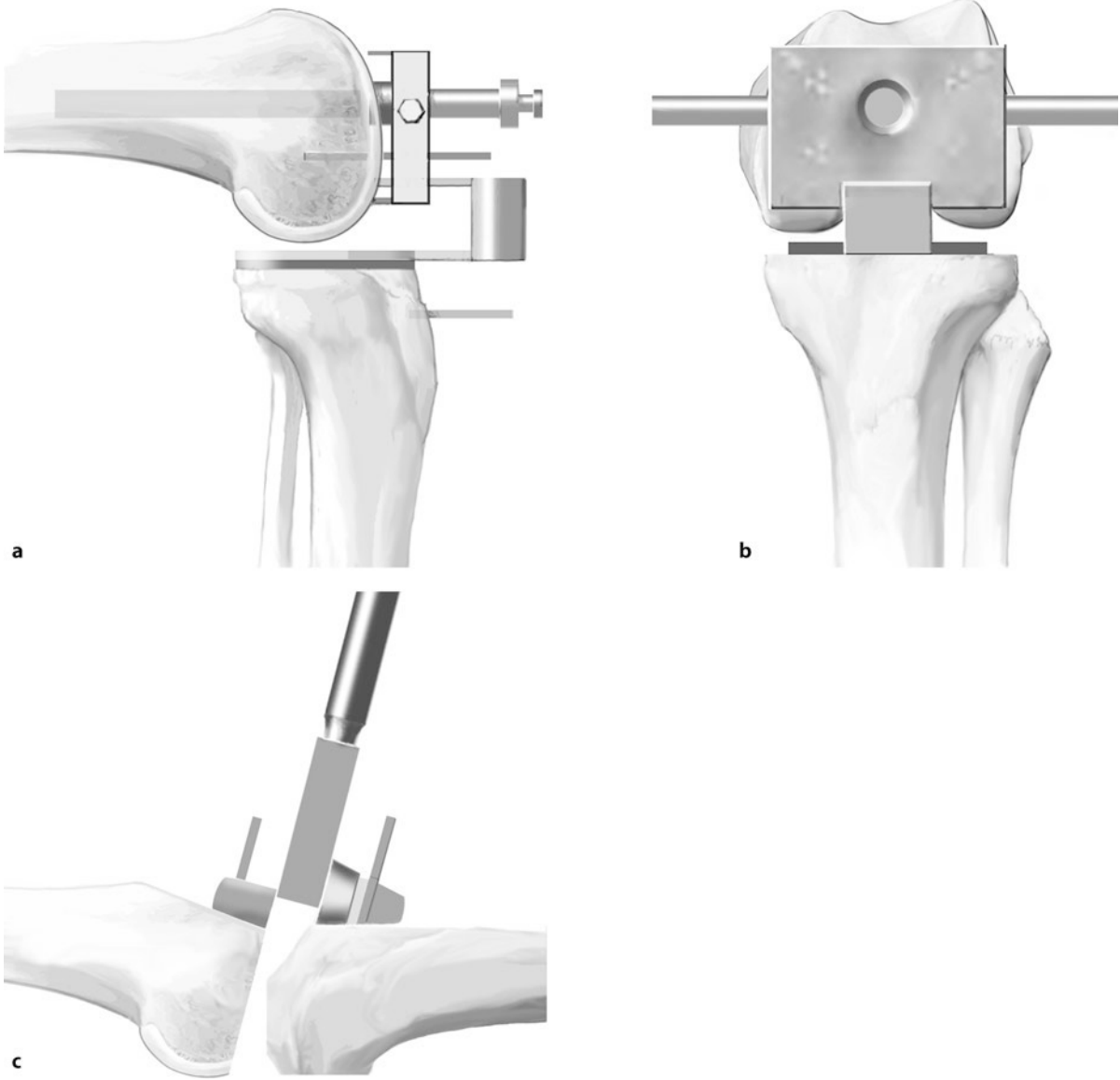
■ **Abb. 7.24** Distaler femoraler Knochenschnitt (Mit freundlicher Genehmigung der Fa. Smith & Nephew)

der Bildgebung mittels CT oder MRT ist diese Landmarke reproduzierbar darzustellen, während diese innerhalb des Knochens verlaufende Linie intraoperativ nicht sichtbar ist. Diese inkonsistente Auffindbarkeit während der Operation führt auch zur Inkonsistenz der Rotationsausrichtung der femoralen Komponente (Hanada et al. 2007).

a. p.-Achse (Whiteside's line) (■ **Abb. 7.26**) Die ap-Achse des Femurs ist eine Verbindung des tiefsten Punkt der Trochlea mit dem höchsten Punkt in der Notch, wenn man von distal auf das Gelenk schaut. Der Nachteil dieser Linie ist ebenfalls die erschwerte Reproduzierbarkeit durch Osteophytenbildung in der Notch oder eine dysplastische oder arthrotisch veränderte Trochlea.

Posteriore Kondylenlinie (PCL) (■ **Abb. 7.26**) Die posteriore Kondylenlinie ist eine Tangente an die hinteren Kondylen. Sie bietet den Vorteil, dass sie am eindeutigsten darstellbar und abtastbar ist. Viele Instrumente bieten in Form sog. posteriorer Paddels eine Abtastmöglichkeit, die sich sehr reproduzierbar darstellt. In der Regel arbeiten die meisten Instrumentarien mit einer fixen Beziehung von 3° Außenrotation in Bezug zur PCL, um die Rotation der Femurkomponente einzustellen, es gibt aber auch frei wählbare Gradzahlen. Eine Fehlermöglichkeit der posterioren Kondylenlinie besteht bei einem ausgeprägten Größenunterschied zwischen medialem und lateralem Femurkondylus, wie dies z. B. bei einer Valgusarthrose mit Hypoplasie des lateralen Femurkondylus oder auch als Formvariante bei

7.1 • Prinzipien der Instrumentation



■ Abb. 7.25a–c Ausrichtung der femoralen Rotation mit Hilfe der „Balanced-gap“-Technik

Tab. 7.3 Gebräuchliche Landmarken der femoralen Rotation

	Methoden	Problematik
„Funktionelle“ Ausrichtung (Tibia first)		
1.	Rotation der femoralen Komponente anhand der Bandspannung in 90° Beugung	Übertragung eines falschen Tibiaschnitts (inkonsistente Femurrotation) Ungleichheit der Bandbalancierung (inkonsistente Femurrotation) Straffheit des lateralen Gelenkspalts durch eine straffe Patellasehne (Innenrotation) Natürliche Laxität des lateralen Bandapparats (Außenrotation)
Extraartikuläre Landmarken		
2.	Lange Tibiaachse in 90° Beugung vor Resektion der Tibia	Nur intraoperativ zu benutzen Nicht für Bildgebung geeignet
Intraartikuläre Landmarken		
3.	Transepikondyläre Achse	Gute Darstellbarkeit in der Bildgebung Schlechte intraoperative Darstellbarkeit, da „virtuelle“, intraossäre Linie Schlechte Abtastbarkeit der medialen und lateralen Epikondylen, da eher flächig als punktuell
4.	a. p.-Achse (Whiteside's line)	Variabilität durch Notchosteophyten und Trochleadysplasie
5.	Posteriore Kondylenlinie	Gute Abtastbarkeit Variabilität bei starkem Größenunterschied vom medialem und lateralen Femurkondylus (z. B. Hypoplasie bei Valgusarthrose)

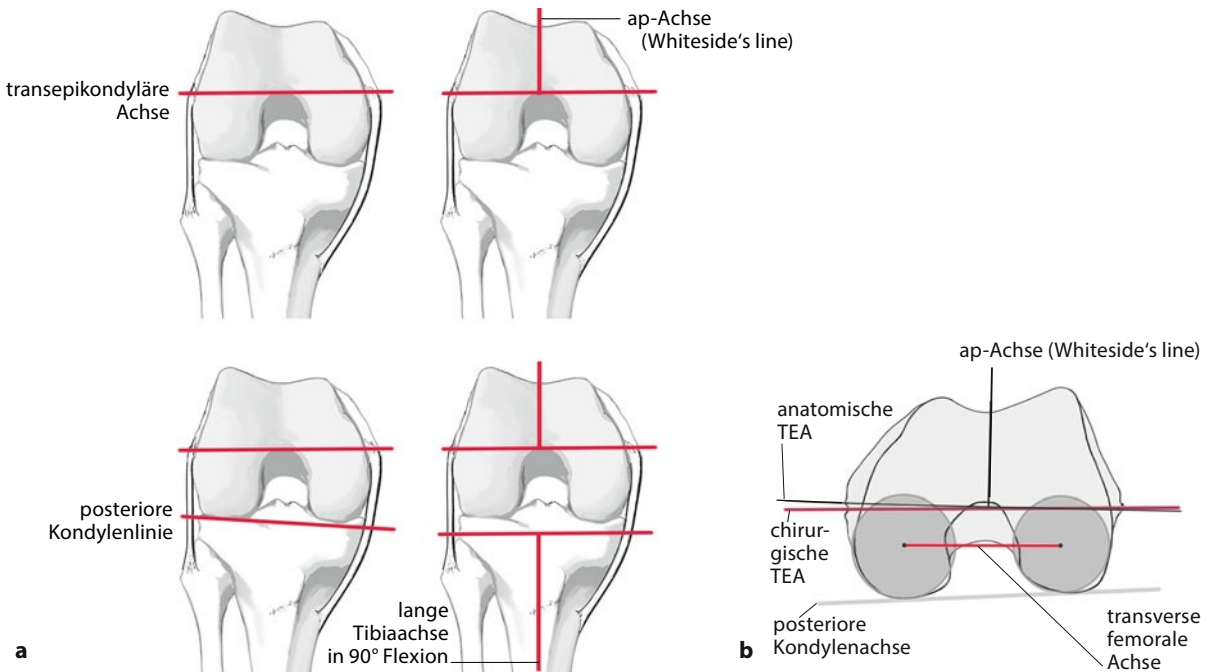


Abb. 7.26a,b Landmarken zur Ausrichtung der Rotation der femoralen Komponente

Varusgonarthrosen bestehen kann (■ Abb. 7.27). In diesem Fall führt die PCL zu einer vermehrten Innenrotation des Femurs (Victor 2009).

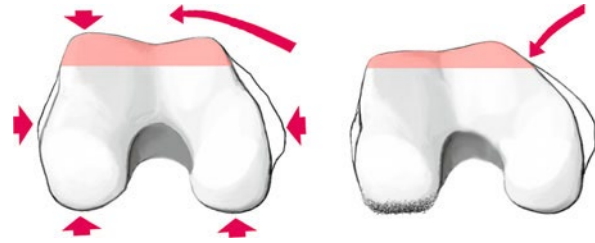
In Bezug auf die posteriore Kondylenlinie bestehen folgende durchschnittliche Beziehungen (■ Abb. 7.26):

- Chirurgische TEA: posteriore Kondylenlinie ca. 3° Innenrotation
- Anatomische TEA: posteriore Kondylenlinie ca. 5° Innenrotation
- a. p.-Achse: posteriore Kondylenlinie ca. 4° Innenrotation

Einige Autoren empfehlen zur Optimierung der femoralen Rotation ein präoperatives CT, um die tatsächliche Beziehung von transepikondylärer Achse und posteriorer Kondylenlinie zu messen und während der Operation zu benutzen (Victor 2009). Die TEA wird als Hauptziel für die Wiederherstellung der Kinematik, aber als schwer abtastbar betrachtet, während die PCL als sehr gut abtastbar, aber nicht so reliabel betrachtet wird.

Mechanische Tibiaachse in 90° Beugung (■ Abb. 7.28) Diese Landmarke steht nur intraoperativ und nicht durch eine Bildgebung zur Verfügung. Die Tibiaresektion erfolgt 90° in Bezug zur mechanischen Tibiaachse. Wenn das Knie vor Durchführung einer tibialen Resektion in 90° Beugung aufgestellt wird, kann die lange Tibiaachse auch zur Rotations-einstellung am Femur verwendet werden, da hierdurch ein symmetrischer Beugespalt entsteht. Im Gegensatz zur „Balanced-gap“-Methode werden das mediale und laterale Kollateralband hierbei nicht aufgespannt und durch eine vermehrte Außenrotation kompensiert, sondern die natürliche Bandspannung belassen. Eine wissenschaftliche Überprüfung in Bezug zu den o. g. anatomischen Landmarken fehlt bisher (Hanada et al. 2007).

Kombination verschiedener Landmarken Eine einzelne rotatorische Landmarke reicht aufgrund der geschilderten, möglichen Nachteile nicht aus, um die Rotation der femoralen Komponenten regelhaft zu wählen. Es sollte vielmehr eine Kombination verschiedener Landmarken erfolgen, um die Fehlermöglichkeiten zu minimieren. Der Autor empfiehlt daher als primäre Landmarke die posteriore Kondylenlinie, da diese sehr gut darstellbar und abtastbar ist. Dies geschieht in der Regel mit posterioren Paddels (■ Abb. 7.29 und ■ Abb. 7.30). Zur Überprüfung sollte mindestens die a. p.-Achse benutzt werden. Hierfür bieten vielen Instrumente einen anterioren Zeiger, der in 4° Außenrotation zur posterioren Kondylenlinie angebracht ist (■ Abb. 7.29 und ■ Abb. 7.30). Als dritte Landmarke kann dann die transepikondyläre Achse palpiert und anhand der Lasermarkierungen überprüft werden (■ Abb. 7.29 und ■ Abb. 7.30).



■ Abb. 7.27 Fehlermöglichkeit bei Rotations-einstellung anhand der posterioren Kondylenlinie: vermehrte Innenrotation bei dysplastischer, lateraler Femurkondyle

Größenwahl

Prinzipiell wird die Größe der femoralen Komponente anhand der antero-posterioren Dimension gemessen, da die Rekonstruktion des posterioren Offsets für die Rekonstruktion der Beugefähigkeit wichtig ist (Jia et al. 2012). Die Breite des Femurs wird erst sekundär, im Falle eines mediolateralen Überhangs, wichtig, da dieser zu vermeiden ist. Ein mediolateraler Überhang von mehr als 3 mm kann durch Irritation der Kapsel, des Tractus iliotibialis oder der Seitenbänder zu Schmerzen führen (Mahoney und Kinsey 2010).

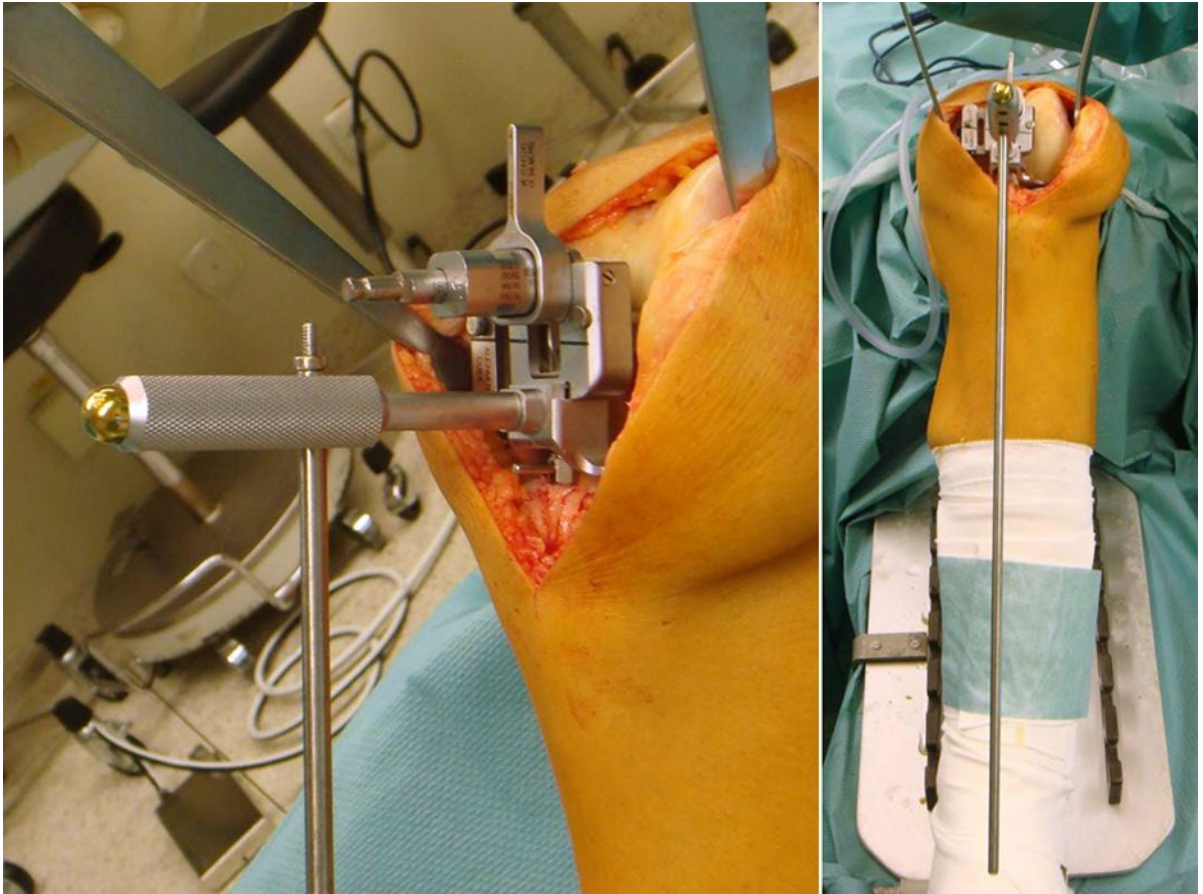
Bei der Messmethode der Femurgröße werden die Prinzipien des „anterior referencing“ und des „posterior referencing“ unterschieden. Diese beeinflussen auch erheblich die gemessene Größe, da sie bei Zwischengrößen zu unterschiedlichen Entscheidungen führen (Incavo et al. 2004).

Je nach Hersteller beträgt der Sprung zwischen den Prothesengrößen zwischen 3 und 5 mm. Bei einer Größenmessung zwischen zwei Größen muss ein Kompromiss herbeigeführt werden, den „posterior“ und „anterior referencing“ unterschiedlich lösen.

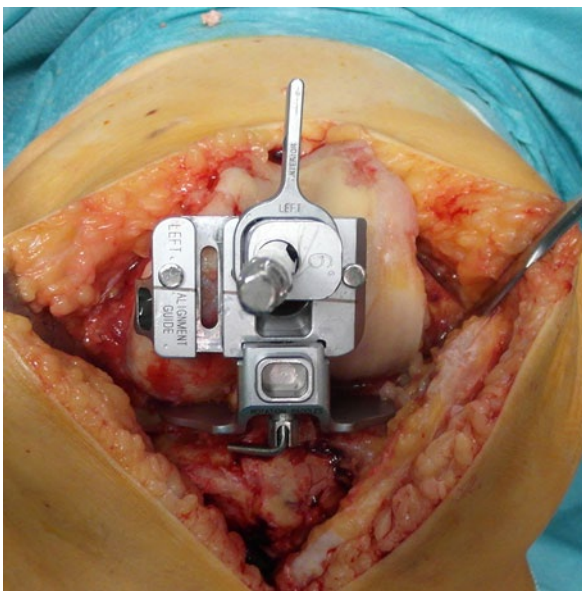
Posterior referencing Beim „posterior referencing“ wird die posteriore Resektion konstant gehalten, d. h. eine Veränderung der Größe bedeutet ausschließlich eine Veränderung des anterioren Knochenschnitts (■ Abb. 7.31). Die Wahl der größeren Größe bedeutet ein „overstuffing“ des patellofemorale Kompartments und kann zu erhöhtem patellofemorale Druck und Schmerzen führen (Kawahara et al. 2012). Bei Wahl der kleineren Größe kann dies zu einem „anteriore notching“ der ventralen Kortikalis führen (■ Abb. 7.32). Ein minimales Notching hat keinen Einfluss auf die Frakturgefahr (Gujarathi et al. 2009; Ritter et al. 2005), solange ein Notching von mehr als 3 mm mit scharfen Kanten vermieden wird (Zalzal et al. 2006).

Als generelle Regel wird beim „posterior referencing“ die Wahl des größeren Implantats empfohlen („upsizing“).

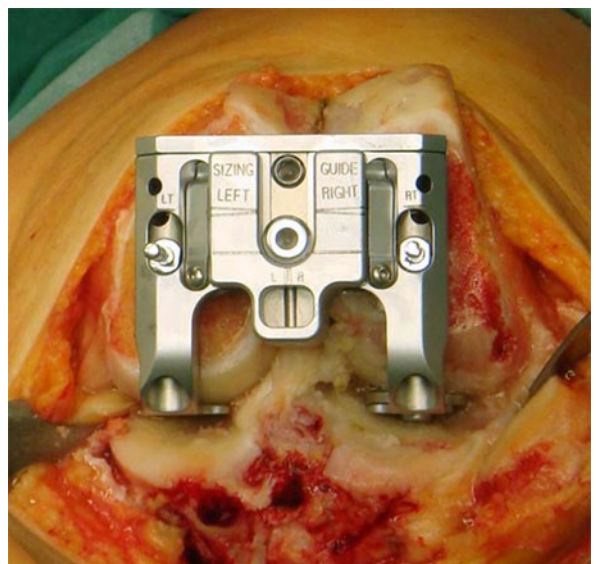
Anterior referencing Beim „anterior referencing“ wird die anteriore Resektion konstant gehalten, d. h. eine Verände-



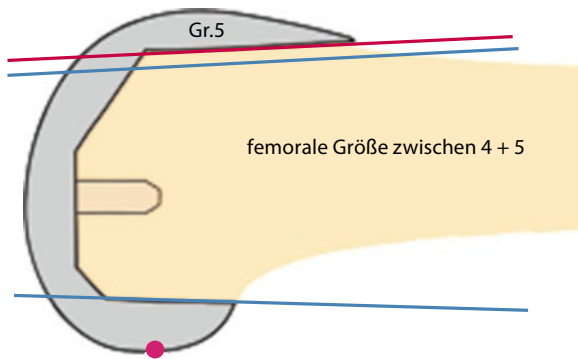
■ Abb. 7.28 Rotationsausrichtung der femoralen Komponente anhand der langen Tibiaachse in 90° Beugung



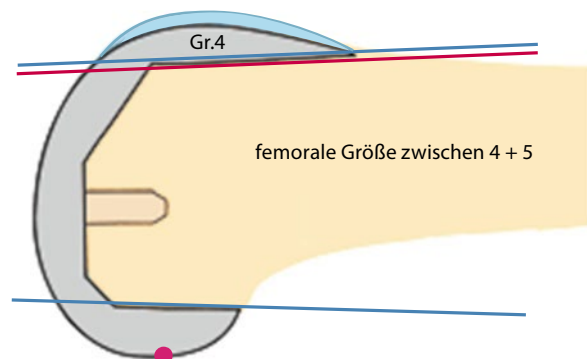
■ Abb. 7.29 Rotationsausrichtung der femoralen Komponente anhand dorsaler Paddles (posteriore Kondylenlinie), einem anterioren Zeiger („Whiteside’s line“) und Lasermarkierung für die transepikondyläre Achse („anterior cut first“)



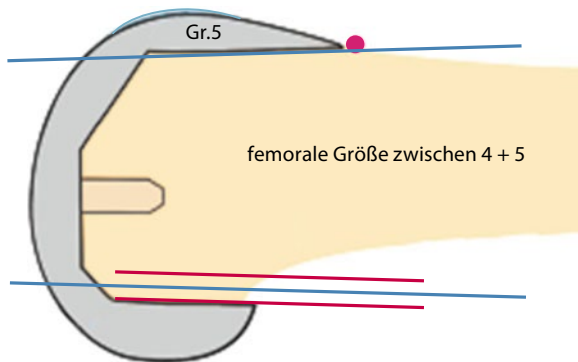
■ Abb. 7.30 Rotationsausrichtung der femoralen Komponente anhand dorsaler Paddles (posteriore Kondylenlinie) und Lasermarkierungen für die transepikondyläre Achse und Whiteside’s line („distal cut first“)



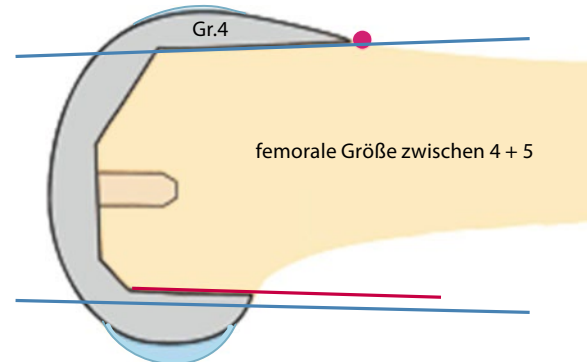
■ **Abb. 7.31** „Posterior referencing“ zur Bestimmung der femoralen Implantatgröße: die posteriore Resektion wird konstant gehalten, d. h. eine Veränderung der Größe bedeutet ausschließlich eine Veränderung des anterioren Knochenschnitts. Die Wahl der größeren Größe bedeutet ein „overstuffing“ des patellofemorales Kompartments und kann zu erhöhtem patellofemorales Druck führen



■ **Abb. 7.32** „Posterior referencing“ zur Bestimmung der femoralen Implantatgröße: die posteriore Resektion wird konstant gehalten, d. h. eine Veränderung der Größe bedeutet ausschließlich eine Veränderung des anterioren Knochenschnitts. Die Wahl der kleineren Größe führt zu einem „anterioren notching“ der ventralen Kortikalis



■ **Abb. 7.33** „Anterior referencing“ zur Bestimmung der femoralen Implantatgröße: die anteriore Resektion wird konstant gehalten, d. h. eine Veränderung der Größe bedeutet ausschließlich eine Veränderung des posterioren Knochenschnitts. Die Wahl der größeren Größe bedeutet ein „overstuffing“ des Beugespalts und führt zu einem reduzierten Bewegungsumfang



■ **Abb. 7.34** „Anterior referencing“ zur Bestimmung der femoralen Implantatgröße: die anteriore Resektion wird konstant gehalten, d. h. eine Veränderung der Größe bedeutet ausschließlich eine Veränderung des posterioren Knochenschnitts. Die Wahl der kleineren Größe kann zu einer Flexionsinstabilität und einem erhöhten Polyethylenabrieb führen

Die Wahl der größeren Größe bedeutet ausschließlich eine Veränderung des posterioren Knochenschnitts (■ Abb. 7.33). Die Wahl der größeren Größe bedeutet ein „overstuffing“ des Beugespalts und führt zu einem reduzierten Bewegungsumfang (Bong und Di Cesare 2004; Laskin und Beksac 2004). Die Wahl der kleineren Größe kann zu einer Flexionsinstabilität und einem erhöhten Polyethylenabrieb führen (■ Abb. 7.34).

Als generelle Regel wird beim „anterior referencing“ die Wahl des kleineren Implantats empfohlen („downsizing“).

Daneben hat auch das Grundprinzip der Instrumentation einen Einfluss auf die Größenwahl: „Tibia-first“-Instrumentarien führen häufiger zu kleineren Femurgrößen als „Femur-first“-Instrumentarien (Incavo et al. 2004).

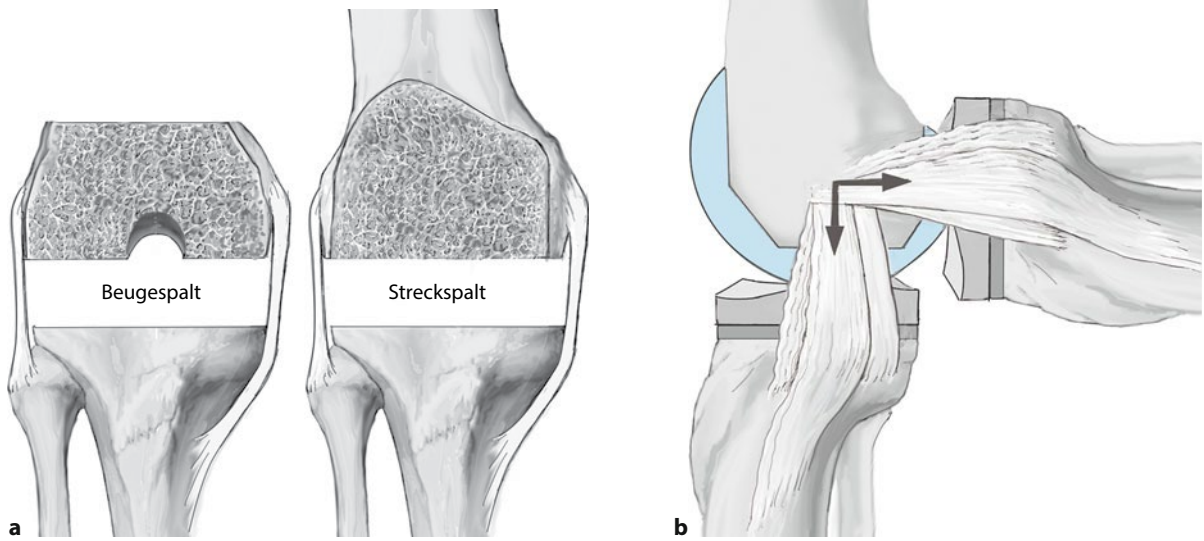


Abb. 7.35a,b Beuge- und Streckspalt müssen gleich groß und symmetrisch sein, um eine isometrische Bandspannung zu gewährleisten

Tab. 7.4 Beeinflussung von Beuge- und Streckspalt

Streckspalt	Beugespalt
Tibialer Schnitt	Tibialer Schnitt
Distaler Femurschnitt	Posteriorer Femurschnitt: – Größe der femoralen Komponente – Rotation der femoralen Komponente

Schnitte erfolgen, und zwar um die gleiche Gradzahl, in der die physiologische Gelenklinie von lateral nach medial abfällt (Abb. 7.35). Hierdurch wird auch in Beugung eine gleiche Bandspannung erreicht.

Der Beugespalt wird also vom Tibiaschnitt und der Größe und Rotation des Femurs bestimmt. Der Streckspalt wird vom Tibiaschnitt und der distalen Femurresektion bestimmt (Tab. 7.4).

7.1.4 Beuge- und Streckspalt

Die physiologische Gelenklinie fällt typischerweise von lateral nach medial um durchschnittlich 3° varisch ab. Durch die Implantation einer Knieprothese wird diese 3° varische Gelenklinie i. d. R. auf 0° korrigiert (siehe auch klassische Ausrichtung).

Dies bedeutet, dass am Femur am medialen, distalen Femur die Dicke des Implantats reseziert wird (9–10 mm), am lateral distalen Femur etwas weniger Knochen reseziert wird (Abb. 7.35). Ebenso wird an der lateralen Tibia die Dicke des Implantats reseziert, und an der medialen Tibia etwas weniger Knochen reseziert. Der dadurch entstandene Streckspalt soll rechteckig sein, um eine ausgeglichene Bandspannung zu gewährleisten.

Moderne Knieprothesensystem haben in der Regel distal und posterior die gleiche Materialdicke. Um eine ausgeglichene Bandspannung auch in Beugung zu haben, muss daher die Rotation des Femurs angepasst werden. Da der tibiale Schnitt gleichermaßen Beuge- und Streckspalt beeinflusst, muss eine Außenrotation der femoralen

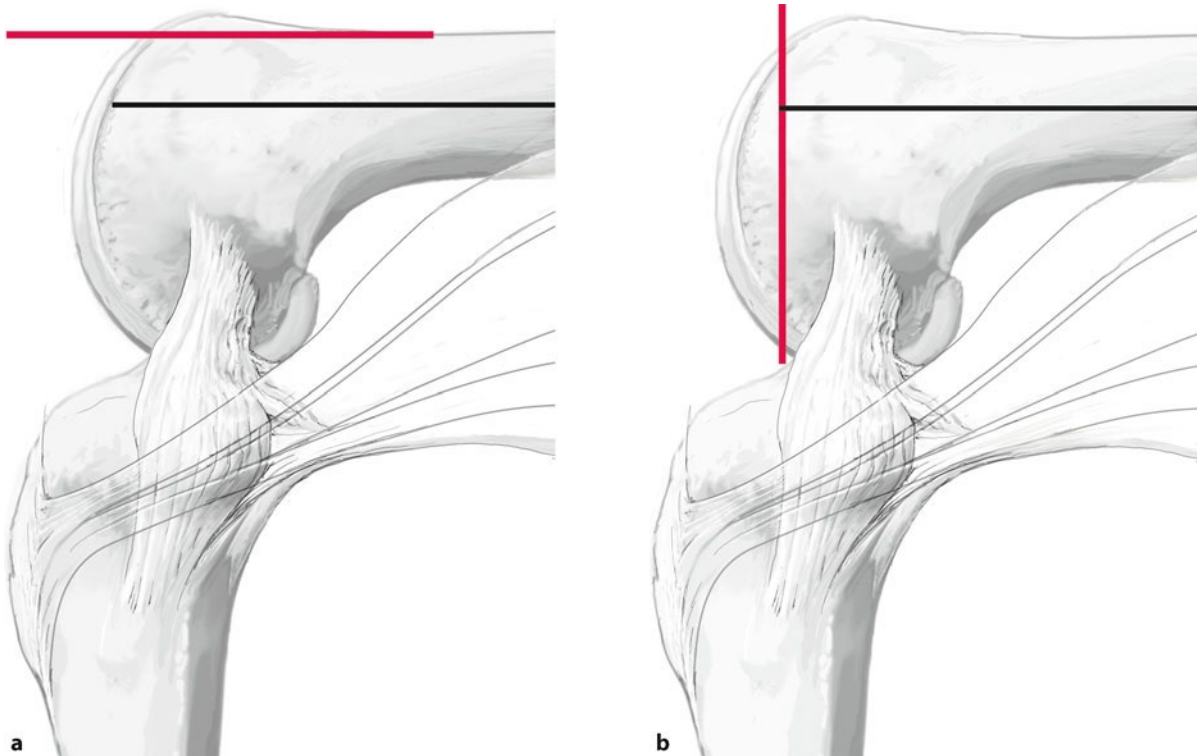
7.2 Instrumentationsphilosophien

Die Diskussion um die Instrumentationsphilosophie, „tibia first“ oder „femur first“, ist fast so alt wie die Kniegelenksendoprothetik. Während die Pioniere der 1970er Jahre, z. B. John Insall, Michael Freeman u. a., die „Tibia-first“-Technik propagierten, führten in den 1980er u. a. David Hungerford, Robert Kenna und Kenneth Krackow die „Femur-first“-Methode ein (Dennis 2008; Hungerford 2008).

Das folgende Kapitel will keine Entscheidung darüber treffen, welches denn nun die beste Philosophie ist, sondern undogmatisch eine Darstellung der jeweiligen Technik mit den jeweiligen Vor- und Nachteilen bieten. Beide Methoden werden seit Jahrzehnten mit Erfolg angewendet, ohne dass sich eine der anderen überlegen zeigte.

Die jeweiligen Methoden unterscheiden sich nicht in den Prinzipien der Ausrichtung einer Knieprothese an der Achse, wie sie in Abschn. 7.1 dargestellt sind. Lediglich die Fragen, wie

- die Rotation des Femurs eingestellt und



■ **Abb. 7.36a,b** „Femur first“: Bei der „Anterior-cut-first“-Technik (a) wird bereits im ersten Knochenschnitt die Rotation des Femurs festgelegt, während dies bei der „Distal-cut-first“-Technik (b) erst im zweiten Schritt, nach Durchführung des distalen Femurschnitts erfolgt

- die Dicke der femoralen Knochenresektion bestimmt wird,

unterscheiden sich zwischen den Methoden.

7.2.1 „Femur first“

Es existieren verschiedene, synonyme Namen, um diese Methode zu beschreiben: „Femur-first“- , „Measured-resection“- , „Bony-landmark“- oder „Independent-cut“-Technik.

Prinzip Das Prinzip der „Femur-first“-Technik besteht darin, dass die Knochenschnitte durchgeführt werden:

- unabhängig voneinander (Tibia und Femur),
- unabhängig von der Bandspannung,
- orientiert an anatomischen Landmarken,
- die Dicke des Implantats bestimmt das Ausmaß des resezierten Knochens.

„Anterior cut first“ und „distal cut first“ Die Instrumente verschiedener Hersteller variieren darüber hinaus noch in der Reihenfolge der femoralen Schnitte. Diese Methoden werden mit den Begriffen „anterior cut first, ACF“ und „distal cut first, DCF“ beschrieben. Diese Vorgehensweise ändert nichts an den oben beschriebenen Prinzipien, aber

der Zeitpunkt im Ablauf der Knochenschnitte, an dem die femorale Rotation festgelegt wird, unterscheidet sich: Während beim „Anterior-cut-first“-Instrumentarium bereits beim ersten, femoralen Sägeschnitt die Rotation festgelegt wird, wird beim „Distal-cut-first“-Instrumentarium zunächst der distale Knochenschnitt durchgeführt und danach die Rotation der femoralen Prothese festgelegt (■ Abb. 7.36).

Bei der „Femur-first“-Methode wird zunächst der distale Femurschnitt durchgeführt. Die Dicke des Implantats gib hier die Dicke des resezierten Knochens vor (i. d. R. 9–10 mm). Anschließend wird die Rotation des Femurs anhand anatomischer Landmarken eingestellt (posteriore Kondylenachse, a. p.-Achse, transepikondyläre Achse, lange Tibiaachse in 90° Beugung, ► Abschn. 7.1) und die Größe des Femurimplantats bestimmt. Danach werden alle endgültigen femoralen Schnitte mit dem 4-in-1-Block durchgeführt. Jetzt wird der tibiale Schnitt durchgeführt. Zum Abschluss erfolgt die Beurteilung von Beuge- und Streckspalt mittels Spacerblöcken oder dem Probeimplantat und, falls notwendig, das „ligament balancing“ (■ Abb. 7.37).

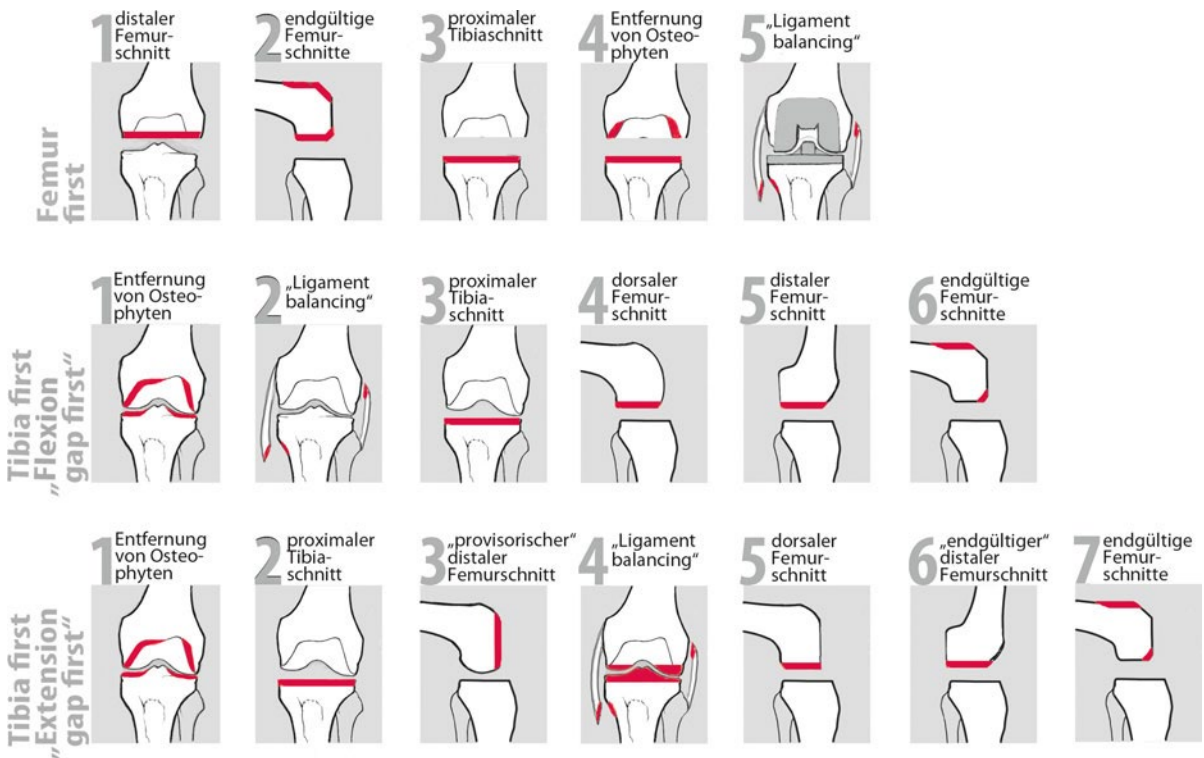


Abb. 7.37 Ablauf der verschiedenen Instrumentationstechniken

Durchführung Abfolge der Schritte bei „femur first“ (Abb. 7.37):

- Endgültiger, distaler Femurschnitt
- Einstellen der femoralen Rotation anhand anatomischer Landmarken
- Durchführen aller femoralen Schnitte mit 4-in-1-Schnittbock
- Endgültiger, proximaler Tibiaschnitt
- Bandbalancierung anhand Beuge- und Streckspalt
- Implantation

Vorteile der „Femur-first“-Methode

- Geringere Anzahl an Schritten
- Orientierung an anatomischen Landmarken
- Durch bestehende Knochenschnitte ist eine Zielgröße für das „ligament balancing“ gegeben
- Vermeidung der Fehlermöglichkeit der „Tibia-first“-Methode

Gefahren der „Femur-first“-Methode

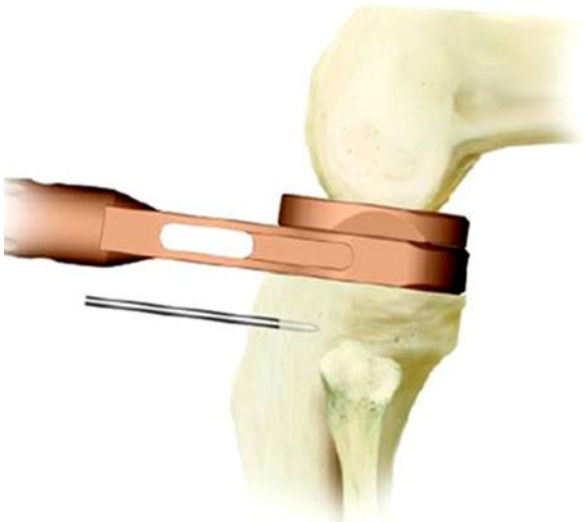
- Überresektion des distalen Femurs, falls sehr viel Abrieb am distalen, medialen Femurkondylus vorhanden ist. Dies kann zu einer Anhebung der Gelenklinie führen.
- Ausrichtung der Rotation anhand anatomischer Landmarken nicht immer eindeutig

Kritikpunkte der „Femur-first“-Methode Als häufiger Kritikpunkt wird eine eventuelle laterale Instabilität des Beugespalts genannt. Diese wird durch eine „Tibia-first“-Technik in der Regel vermieden, da die Bandspannung in Beugung die Rotation des Femurs bestimmt. Die Protagonisten der „Femur-first“-Technik entgegen hierauf, dass auch im natürlichen Knie eine stärkere Aufklappbarkeit des lateralen Kompartments in Beugung vorhanden ist, da die lateralen Stabilisatoren in Beugung lax sind und das laterale Kompartiment über eine dynamische Stabilisierung verfügt (M. popliteus, Tractus iliotibialis, M. biceps femoris, Caput laterale des M. gastrocnemius). Darüber hinaus ist die leichte, laterale Laxität in Beugung notwendig, um ein physiologisches „roll-back“ zu ermöglichen (Hungerford 2008).

7.2.2 „Tibia first“

Es existieren verschiedene, synonyme Namen um diese Methode zu beschreiben: „Tibia-first“-, „Balanced gap“-, oder „Dependent-cut“-Technik.

Innerhalb der „Tibia-first“-Methode wird zum einen die „Flexion-gap-first“-Methode, die auch klassische „Tibia-first“-Methode genannt wird, von der „Extension-gap-first“-Methode unterschieden. Diese unterscheiden sich vor allem darin, zu welchem Zeitpunkt im Ablauf



▣ **Abb. 7.38** „Tibia first“: Messen des Beugespalts mittels Spacer (Beispiel aus der Anleitung des Prothesensystem LCS) (Mit freundlicher Genehmigung der Fa. DePuy)

der Schnitte die Bandbalancierung vorgenommen wird und ob der Beuge- auf den Streckspalt oder der Streck- auf den Beugespalt übertragen wird.

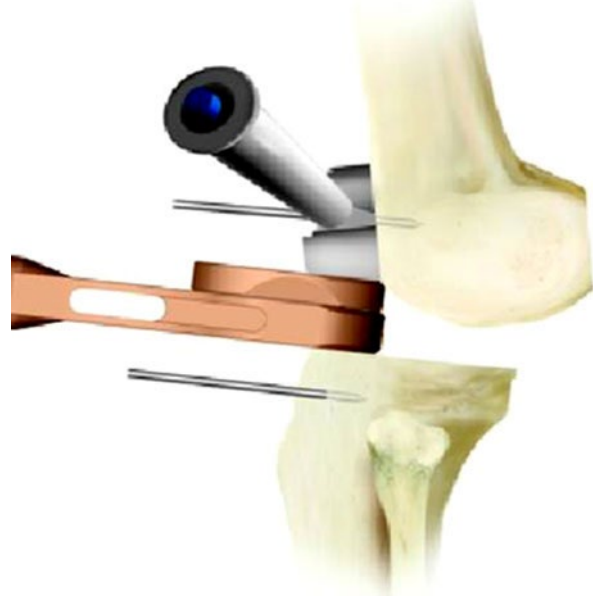
Prinzip Das Prinzip besteht darin, dass die Knochenschnitte durchgeführt werden:

- abhängig voneinander (der Tibiaschnitt bestimmt die Femurschnitte),
- abhängig von der Bandspannung in 90° Beugung,
- die Rotation des Femurs ist nicht an anatomischen Landmarken orientiert,
- der entstandene Gelenkspalt in Beugung bestimmt das Ausmaß des resezierten Knochens am distalen Femur.

„Tibia-first“ und „Beugespalt-first“- oder klassische Methode

Typische Produkte, die mit der klassischen „Tibia-first“-Methode implantiert werden, sind die LCS-mobile-bearing-Prothese der Fa. DePuy und die Innex-Prothese der Fa. Zimmer.

Bei der „Tibia-first“ und „Beugespalt-first“-Methode wird zunächst der Tibiaschnitt durchgeführt. Anschließend erfolgt das „ligament balancing“. Danach wird die femorale Rotation anhand der Bandspannung in Beugung eingestellt (▣ Abb. 7.25). Danach wird der posteriore Femurschnitt durchgeführt und damit der endgültige Beugespalt geschaffen. Dieser Beugespalt wird jetzt auf den Streckspalt übertragen (▣ Abb. 7.38 und ▣ Abb. 7.39). Die Höhe des Streckspaltes ist damit abhängig von der Größe des Beugespaltes und nicht von der Dicke des femoralen



▣ **Abb. 7.39** „Tibia first“: Übertragen des Beugespalts auf den Streckspalt (Beispiel aus der Anleitung des Prothesensystem LCS) (Mit freundlicher Genehmigung der Fa. DePuy)

Implantats. Jetzt erfolgt der endgültige, distale Femurschnitt, gefolgt von den restlichen femoralen Schnitten mit Hilfe des 4-in-1-Schnittbocks.

Abfolge der Schritte bei „tibia first“ und „Beugespalt first“ (▣ Abb. 7.37):

- Endgültiger, proximaler Tibiaschnitt
- Bandbalancierung
- Einstellen der femoralen Rotation anhand Bandspannung in Beugung
- Durchführen des posterioren Femurschnitts (Beugespalt)
- Übertragen des Beugespalts auf den Streckspalt
- Endgültiger, distaler Femurschnitt
- Durchführen aller femoralen Schnitte mit 4-in-1-Schnittbock
- Implantation

Vorteile der „Tibia-first“- und „Flexion-gap-first“-Technik

- Stets gleicher Beuge- und Streckspalt ohne Gefahr der lateralen Laxität in Beugung
- Geringere Notwendigkeit eines Ligament-Release

Gefahren der „Tibia-first“- und „Flexion-gap-first“-Technik:

- Übertragung eines möglichen Fehlers des Tibiaschnitts auf die femorale Ausrichtung (z. B. kann ein varischer Tibiaschnitt zu einer Innenrotation der femoralen Komponente führen)
- Anhebung der Gelenklinie und „Mid-flexion“-Instabilität bei zu geringer tibialer Resektion

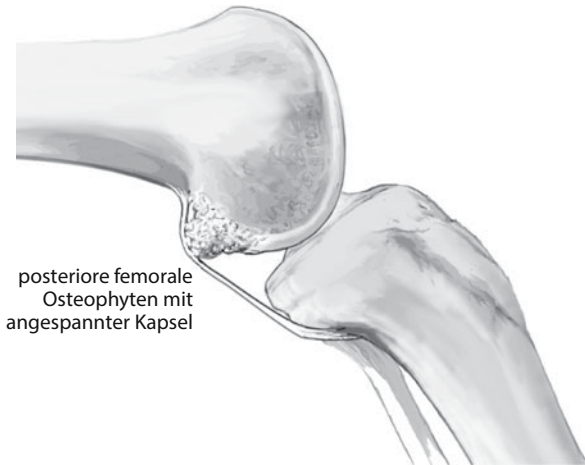


Abb. 7.40 Gefahr bei der „Tibia-first“-Methode: dorsale Osteophyten, die im Laufe der Operationsschritte nicht gut gesehen und entfernt werden können, spannen die dorsale Kapsel an, verkleinern damit den Streckspalt und führen zu einer vermehrten Knochenresektion am distalen Femur. Nach Entfernung der Osteophyten am Ende der Knochenschnitte kann der Streckspalt instabil werden

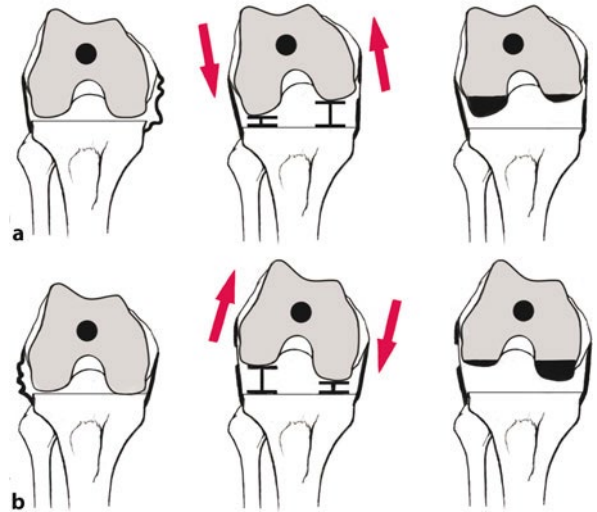


Abb. 7.41a,b Gefahr bei der „Tibia-first“-Methode: lockere Seitenbänder in Beugung führen zu extremen Femurrotationen. **a** Ein zu lockeres Innenband, z. B. nach Release, führt zu einer Innenrotation der femoralen Komponenten. **b** Ein zu lockeres Außenband führt zu einer vermehrten Außenrotation der femoralen Komponenten

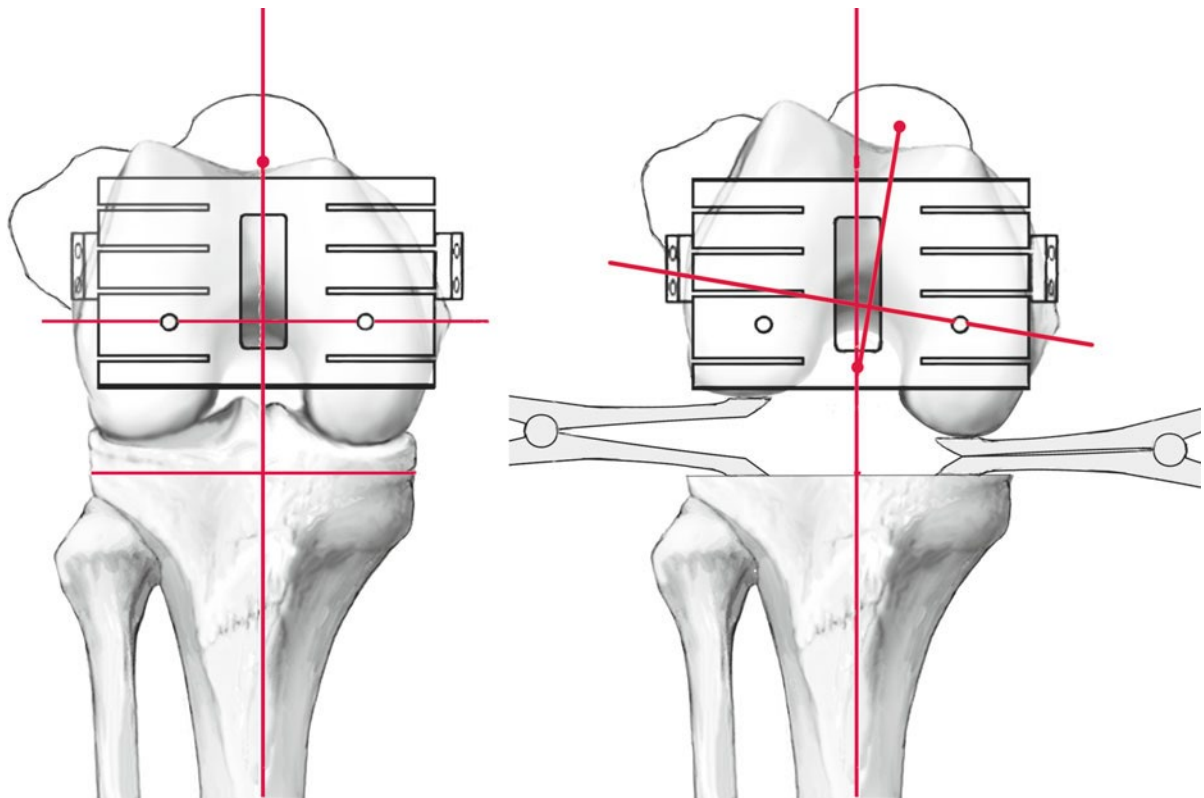
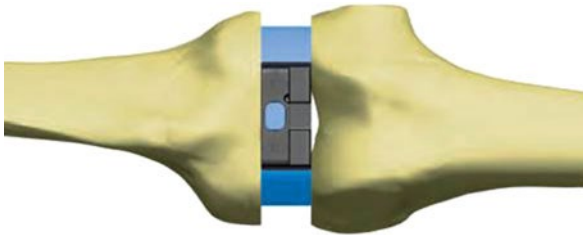


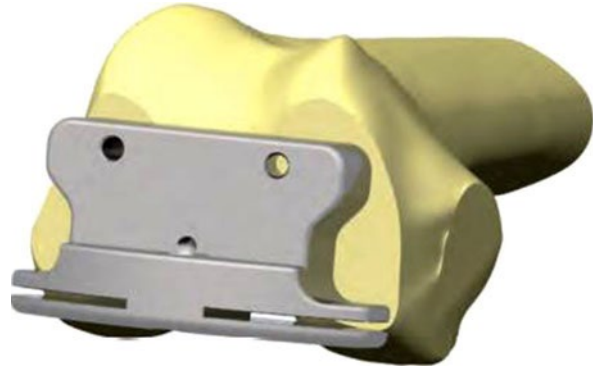
Abb. 7.42 Kritikpunkt an der „Tibia-first“-Methode

(Manson et al. 2009) und bei verbliebener Beugekontraktur aufgrund von dorsalen Osteophyten (Abb. 7.40)

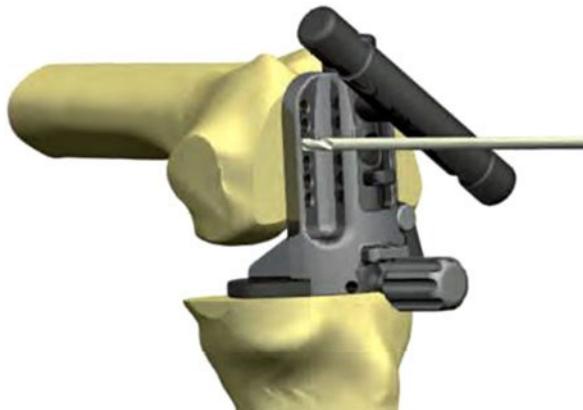
Pathologische Aufklappbarkeit in Beugung kann zu Rotationsfehlern der femoralen Komponente führen: ein lockeres Innenband führt zu Innenrotation des



■ **Abb. 7.43** „Tibia-first“- und „Extension-gap-first“-Methode: Band-balancierung des provisorischen Streckspalts mittels Spacern (Beispiel aus der Anleitung des Prothesensystem EPP) (Mit freundlicher Genehmigung der Fa. Smith & Nephew)



■ **Abb. 7.45** „Tibia-first“- und „Extension-gap-first“-Methode: Durchführen des dorsalen Femurschnitts (Beispiel aus der Anleitung des Prothesensystem EPP) (Mit freundlicher Genehmigung der Fa. Smith & Nephew)



■ **Abb. 7.44** „Tibia-first“- und „Extension-gap-first“-Methode: Einstellung der femoralen Rotation anhand der Bandspannung in 90°-Beugung (Beispiel aus der Anleitung des Prothesensystem EPP) (Mit freundlicher Genehmigung der Fa. Smith & Nephew)



■ **Abb. 7.46** „Tibia-first“- und „Extension-gap-first“-Methode: Messen des entstandenen Beugespalts (Beispiel aus der Anleitung des Prothesensystem EPP) (Mit freundlicher Genehmigung der Fa. Smith & Nephew)

Femurs (z. B. Überrelease), ein lockeres Außenband führt zu Außenrotation des Femurs (■ **Abb. 7.41**)

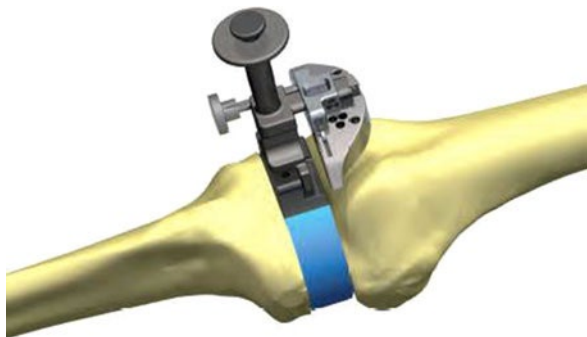
Kritikpunkte an der „Tibia-first“- und „Flexion-gap-first“-Technik Als häufiger Kritikpunkt wird genannt, dass eine völlige Straffheit des lateralen Kompartments nicht natürlich und auch nicht notwendig sei, sogar ein laterales „roll-back“ verhindere. Da das laterale Kompartiment in Beugung stets lockerer als das mediale ist, führt die „Balanced-gap“-Methode immer zu einer kompensatorischen Außenrotation des Femurs, welche eine Varusfehlstellung und eine Überlastung des medialen Kompartments in Beugung bedeutet (■ **Abb. 7.42**) (Hanada et al. 2007). Diese absolute Gleichheit von Beuge- und Streckspalt sei überhaupt nur für „Mobile-bearing“-Knieprothesen notwendig, um eine Inlayluxation zu verhindern.

Ein weiterer Kritikpunkt ist die Größenbestimmung, die auch durch die Rotationseinstellung des Femurs beeinflusst wird (Poilvache et al. 1996). Die „Balanced-gap“-Methode führt regelhaft zur Messung kleinerer Femurgrößen als die „Measured-resection“-Technik (Incavo et al. 2004).

„Tibia-first“- und „Streckspalt-first“-Methode

Ein typisches Produkt, das mit dieser Methode implantiert werden, ist die EPP-Prothese der Fa. Smith & Nephew.

Bei der „Tibia-first“- und „Streckspalt-first“-Methode wird zunächst der Tibiaschnitt durchgeführt. Anschließend erfolgt ein provisorischer, distaler Femurschnitt zur Etablierung eines Streckspaltes mit gerader Beinachse. Hierbei wird weniger Knochen entfernt, als die Prothese dick ist. Mit Hilfe von verschiedenen Spacern erfolgt nun das „ligament balancing“ ausschließlich des Streckspaltes (■ **Abb. 7.43**). Erst danach wird die femorale Rotation anhand der Bandspannung in Beugung eingestellt (■ **Abb. 7.44**). Danach wird der posteriore Femurschnitt durchgeführt und damit der endgültige Beugespalt geschaffen (■ **Abb. 7.45**). Dieser Beugespalt wird jetzt auf den Streckspalt übertragen (■ **Abb. 7.46** und ■ **Abb. 7.47**). Die Höhe des Streckspaltes ist damit abhängig von der Größe des Beugespaltes und nicht von der Dicke des femoralen



■ **Abb. 7.47** „Tibia-first“- und „Extension-gap-first“-Methode: Übertragen des gemessenen Beugespalts auf den definitiven Streckspalt (Beispiel aus der Anleitung des Prothesensystem EPP (Mit freundlicher Genehmigung der Fa. Smith & Nephew))

Implantats. Jetzt erfolgt der endgültige, distale Femurschnitt, gefolgt von den restlichen femoralen Schnitten mit Hilfe des 4-in-1-Schnittbocks.

Abfolge der Schritte bei „tibia first“ und „Streckspalt first“ (■ **Abb. 7.37**):

- Endgültiger, proximaler Tibiaschnitt
- Vorläufiger, distaler Femurschnitt
- Bandbalancierung des Streckspalts
- Einstellen der femoralen Rotation anhand Bandspannung in Beugung
- Durchführen des posterioren Femurschnitts (Beugespalt)
- Übertragen des Beugespalts auf den endgültigen Streckspalt
- Endgültiger, distaler Femurschnitt
- Durchführen aller femoralen Schnitte mit 4-in-1-Schnittblock
- Implantation

Vorteile der „Tibia-first“- und „Extension-gap-first“-Technik Gegenüber der „Tibia-first“ und „Flexion-gap-first“-Technik bietet die „Extension-gap-first“-Technik den Vorteil, dass eine feste Zielgröße für das Balancing des Gelenkes, nämlich die gleichmäßige mediale und laterale Bandspannung im Streckspalt, gegeben ist. Erst nach Ausgleich der Bandspannung in Streckung wird dann die Bandspannung in Beugung benutzt, um die Rotation des Femurs einzustellen.

Die Gefahren und Kritikpunkte der „Tibia-first“- und „Extension-gap-first“-Technik sind identisch mit denen „Tibia-first“- und „Flexion-gap-first“-Technik (s. o.).

Präferenz des Autors Der Autor benutzt standardmäßig die „Measured-resection“-Technik. In Ausnahmefällen, in denen entweder eine Abtastung der Landmarken erschwert ist oder Veränderungen von Beuge- und Streckspalt durch z. B. vorherige Traumata oder Umstellungs-

osteotomien vorliegen, benutzt er eine Kombination von „Measured-resection“- und „Extension-gap-first“-Technik.

Die Implantation von konventionellen Knieprothesen mit Hilfe von patientenspezifischen Instrumenten ist weiterhin mit beiden Methoden, „femur-first“ oder „tibia-first“, möglich. Die Anwendung von patientenspezifischen Prothesen kann nur auf Basis der „Measured-resection“-Technik durchgeführt werden.

7.2.3 Zusammenfassung

„Femur first“ („measured resection“, „bony landmark“, „independent cut“) und „tibia first“ („balanced gap“, „dependent cut“) unterscheiden sich nur darin wie

- die Rotation des Femurs eingestellt und
- die Dicke der femoralen Knochenresektion bestimmt wird

„Femur-first“-Knochenschnitte werden durchgeführt:

- unabhängig voneinander (Tibia und Femur),
- unabhängig von der Bandspannung,
- orientiert an anatomischen Landmarken,
- die Dicke des Implantats bestimmt das Ausmaß des resezierten Knochens.

„Tibia-first“-Knochenschnitte werden durchgeführt:

- abhängig voneinander (der Tibiaschnitt bestimmt die Femurschnitte),
- abhängig von der Bandspannung in 90° Beugung,
- die Rotation des Femurs ist nicht an anatomischen Landmarken orientiert,
- der entstandene Gelenkspalt in Beugung bestimmt das Ausmaß des resezierten Knochens am distalen Femur.

7.2.4 Patientenindividuelle Instrumente

Patientenindividuelle Instrumente basieren auf präoperativer Schnittbildgebung (CT oder MRT) und besitzen eine individuelle Passform, mit der sie an der Oberfläche von Femur und Tibia befestigt werden. Anhand festgelegter Präferenzen des Operateurs erarbeitet ein Ingenieur eine präoperative, dreidimensionale Planung zur Implantation der Knie-TEP. In der Operation werden der patientenspezifische Schnittblock auf den Gelenkflächen befestigt und die Knochenschnitte durch die integrierten Sägeslitze durchgeführt. Sämtliche Informationen zu den Größen und zur Positionierung der Implantate in allen drei Raumebenen sind präoperativ vorgeplant und in den patientenspezifischen Instrumenten enthalten.

■ **Tab. 7.5** Übersicht über die verschiedenen auf dem Markt befindlichen patientenindividuellen Instrumente

System	Firma	Ausrichtung	Typ	Bildgebung
Visionaire	Smith & Nephew	Mechanisch	Sägeblock	MRT (Knie) + Röntgen (Ganzbein)
Signature	Biomet	Mechanisch	Bohrschablone	MRT (Hüfte, Knie, Sprunggelenk)
P.S.I.	Zimmer	Mechanisch	Bohrschablone	MRT (Hüfte, Knie, Sprunggelenk)
ShapeMatch	Stryker	Kinematisch	Sägeblock	MRT (Knie)
Prophecy	Wright	Mechanisch	Sägeblock oder Bohrschablone	MRT oder CT (Ganzbein)
TruMatch	DePuy	Mechanisch	Sägeblock oder Bohrschablone	CT (Ganzbein)
Imprint	Aesculap	Mechanisch	Sägeblock	CT oder MRT (Hüfte, Knie, Sprunggelenk)
KneePlan	Symbios	Mechanisch	Sägeblock	CT (Hüfte, Knie, Sprunggelenk)
MyKnee	Medacta	Mechanisch	Sägeblock	MRT oder CT (Ganzbein)

Die erhältlichen Produkte unterscheiden sich zum einen in der Datengrundlage (MR, CT, oder MR/Ganzbeinstandröntgen) und zum anderen in der Anwendungsart (integrierter Sägeschlitz oder reine Pinpositionierungshilfe).

Die derzeitige Studienlage im Vergleich zur konventionellen Ausrichtung zeigt, dass die Streubreite der Achsausrichtung (lange Achse) reduziert und die Rotation der Komponenten (kurze Achse) verbessert wird. Weitere Effekte dieser Technik sind Reduktion der benötigten Instrumente und Zeitersparnis im Operationssaal.

Einführung

Patientenspezifische Instrumente wurden entwickelt, um die Prothesenpositionierung zu verbessern und die Operationsdauer und -Wechselzeiten zu reduzieren. Obwohl konventionelle Instrumente den Versorgungsstandard darstellen, ergibt sich häufig eine Anzahl von Ausreißern von der perfekten Position (Iorio et al. 2012). Die Navigation wurde seit mehreren Jahren benutzt, um die Positionierung zu verbessern. Bislang konnte gezeigt werden, dass zwar keine Unterschiede in der durchschnittlichen Beinachse zwischen konventionellen und navigierten Prothesen bestehen, aber die Anzahl der Ausreißer von mehr als 3° oder 5° von der geraden Beinachse konnte reduziert werden (Bauwens et al. 2007; Dattani et al. 2009). Die bildgebungsfreie Navigation konnte allerdings keine Verbesserung für die Rotation der tibialen oder femoralen Komponenten erzielen (Cheng et al. 2011; Matziolis et al. 2007), da die manuelle Identifikation der Rotationslandmarken zu Fehlern von bis zu 23° führen kann (Jerosch et al. 2002).

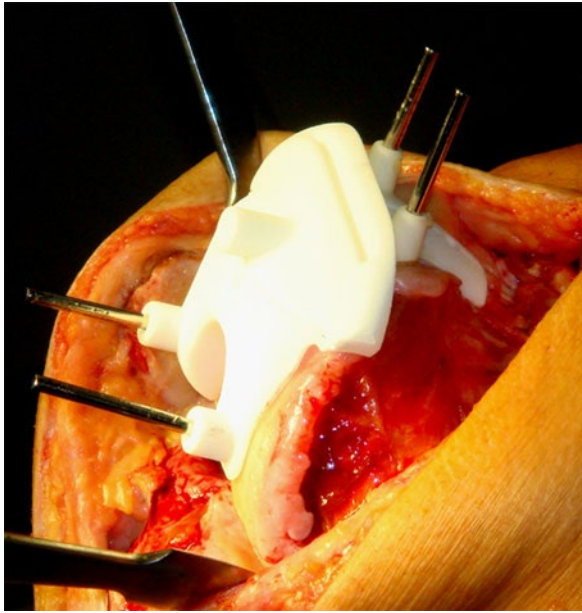
Allgemeines

Die patientenspezifischen Instrumentarien (PSI) stellen, je nach Hersteller, eine Kombination von dreidimensionalen Kernspin- oder CT-Daten und teilweise Röntgendaten dar, die benutzt werden, um eine dreidimensionale Schablone für jeweils die Tibia und das Femur herzustellen, um die Implantation gemäß einer dreidimensionalen präoperativen Planung am Computer vorzunehmen.

Im Wesentlichen liegen die Unterschiede der verschiedenen Hersteller

- in der Operationstechnik (individuelles Instrument dient als 1. Schnittblock, 2. Hilfe für PIN-Positionierung oder 3. Hilfe für Blockpositionierung),
- in der Datengrundlage (reines MRT, reines CT, Kombination von MRT und Ganzbeinstand-Röntgenaufnahme) sowie
- in der Produktion (Lasersinterung vs. Fräsung).

■ **Tab. 7.5** zeigt eine Übersicht der momentan erhältlichen Produkte. Bislang ist die Unterscheidung nur anhand theoretischer Überlegungen möglich, da bislang nur für drei Produkte (Visionaire, Signature, ShapeMatch) Studien vorliegen (■ **Tab. 7.5**). Vergleichende Studien existieren noch nicht. Theoretische Vor- und Nachteile liegen z. B. in der Strahlenexposition, die beim CT entsteht und die durch MR-basierte Verfahren vermieden wird. Die Passform der patientenspezifischen Instrumente auf dem Gelenkknorpel ist bei MR-basierten Verfahren besser als bei CT-basierten. Bei reinen Pinpositionierungshilfen kann im Gegensatz zu individuellen Schnittblöcken beim Wechsel zum konventionellen Schneideblock eine Ungenauigkeit auftreten.

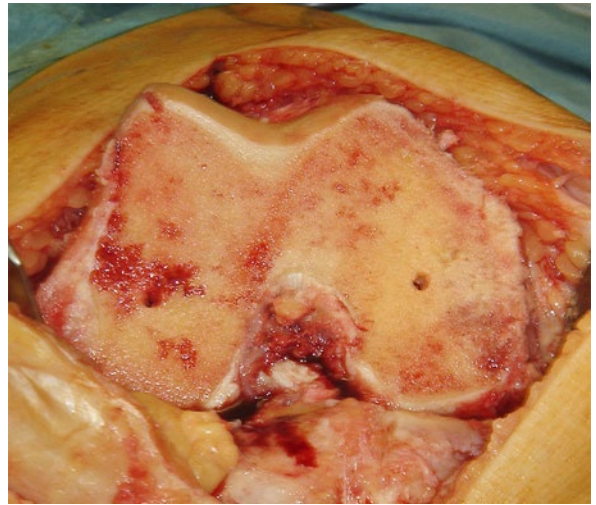


■ **Abb. 7.48** Der femorale, patientenspezifische Schnittblock ist mit Bohrpins auf der Gelenkfläche fixiert. Beachte die Passform des Blocks auf der Gelenkfläche

Anwendungsbeispiel

Im Folgenden wird ein Ablauf einer Knie-TEP-Implantation am Beispiel des Produktes Visionaire der Fa. Smith & Nephew demonstriert. Die vom Autor verwendete Visionaire-Technologie basiert zum einen auf einem MRT des Kniegelenkes sowie einer Ganzbeinstandaufnahme für die Planung der langen Achsen. Die Verwendung der Ganzbeinstandaufnahme bietet einen praktischen Vorteil, da diese Technik durch einen erfahrenen Operateur selbst zu überprüfen ist. Anhand präoperativ festgelegter Referenzen des Operators wird durch einen Ingenieur eine erste Planung erstellt, welche dann noch vom Operateur verändert werden kann, bevor die individuellen Schnittblöcke produziert werden. Die Präferenzen, welche vom Operateur angegeben werden müssen, entsprechen denen der konventionellen Technik: z. B. Größenwahl, Rotationslandmarken, Varus-Valgus-Ausrichtung, Dicke der Knochenresektion, bevorzugter Slope u. ä.

Die Daten werden vom Operateur über eine Website hochgeladen, der Ingenieur entwirft eine Planung, entsprechend den o. g. Präferenzen, dieser Plan muss vom Operateur dann noch freigegeben werden, bevor die individuellen Schnittblöcke produziert und steril an das Krankenhaus geliefert werden. Sollte der Operateur in einem speziellen Fall von seinen Präferenzen abweichen wollen, z. B. mit einer größeren, distalen Resektion wegen einer Beugekontraktur, so kann er dies noch bei der Freigabe ändern lassen.



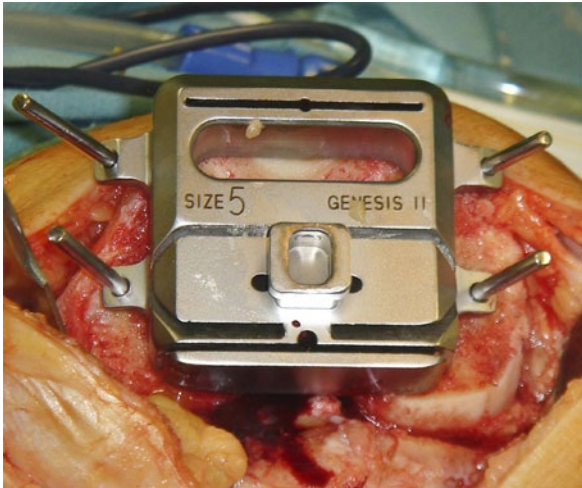
■ **Abb. 7.49** Der distale Femurschnitt wurde durchgeführt. Die Bohrlöcher auf der Schnittfläche nehmen den 4-in-1-Schnittblock auf

Operationsablauf

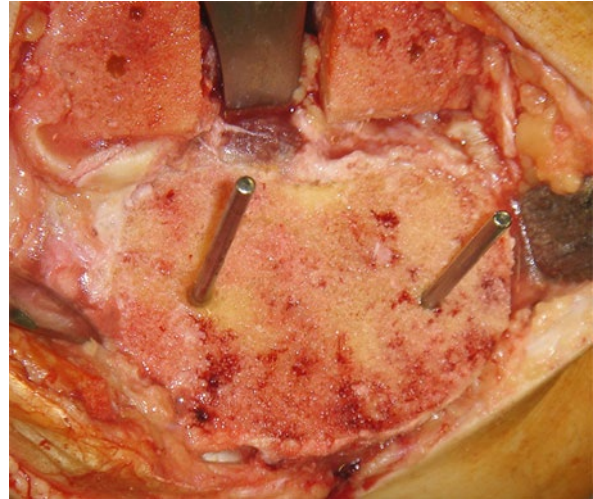
Zunächst wird der femorale, patientenspezifische Sägeblock aufgesetzt. Die Pinlöcher werden vorgebohrt, beginnend mit den distalen Löchern, danach die anterioren Löcher. Die Pins werden dann mit dem Hammer eingeschlagen (■ Abb. 7.48). Der distale Sägeschnitt wird durch den Sägeschnitt durchgeführt, der im PSI-Block enthalten ist. Die beiden distalen Bohrlöcher nehmen später den 4-in-1-Schnittblock auf, nachdem der distale Schnitt durchgeführt worden ist. Die beiden anterioren Pins sind mit dem konventionellen, distalen Schneideblock identisch, d. h. es kann eine zusätzliche distale Resektion erfolgen, z. B. im Fall einer Beugekontraktur.

Nachdem der distale Schnitt durchgeführt wurde (■ Abb. 7.49), werden die Pins des 4-in-1-Schnittblocks in die vorgebohrten Löcher auf der distalen Schnittfläche eingesetzt (■ Abb. 7.50). Dies bedeutet, dass der patientenspezifische Femurblock alle Informationen über die Größe, Flexion, a. p.-Positionierung und Rotation der femoralen Komponente enthält.

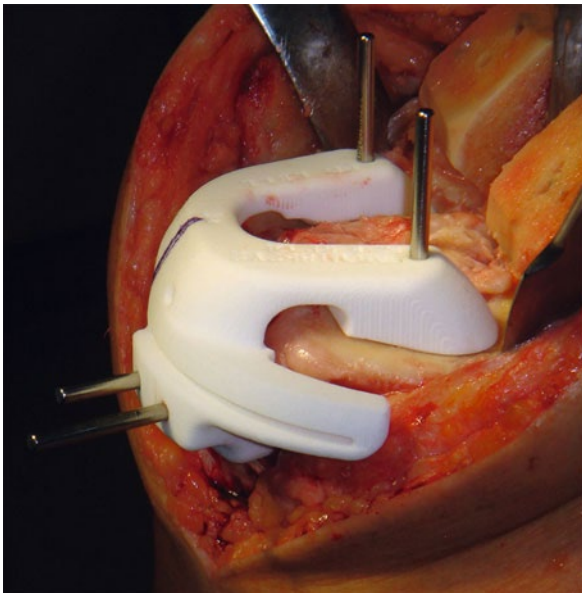
Anschließend wird der individuelle tibiale Block auf die Gelenkfläche und die anteromediale Tibia aufgesetzt und die Löcher zunächst vorgebohrt, bevor die Pins mit dem Hammer eingeschlagen werden (■ Abb. 7.51). Die beiden anteromedialen Pins sind mit dem konventionellen Tibiaschnittblock kompatibel, für den Fall, dass eine tibiale Nachresektion erforderlich ist. Nach dem der Tibiaschnitt durchgeführt wurde, werden die zwei vorgebohrten Löcher auf der Schnittfläche wieder mit Pins besetzt (■ Abb. 7.52). Das größenspezifische Instrument für die Schaftpräparation wird auf diese Pins aufgesetzt (■ Abb. 7.53). Dies bedeutet, dass der patientenspezifische Tibiaschnittblock



▣ **Abb. 7.50** Der 4-in-1-Schnittblock wurde in die vorgebohrten Löcher auf der distalen Schnittfläche aufgesetzt. Der Visionaire patientenspezifische femorale Schnittblock enthält alle Information über die Größe, Flexion, a.p.-Positionierung und Rotation der femoralen Komponente

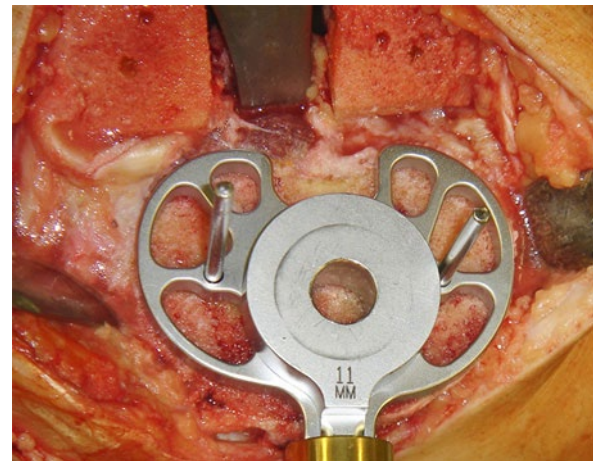


▣ **Abb. 7.52** Der tibiale Knochenschnitt wurde durchgeführt. Die Bohrlöcher auf der Schnittfläche geben die Positionierung des nächsten Instruments vor



▣ **Abb. 7.51** Der tibiale patientenspezifische Schnittblock ist mit Pins auf der Gelenkfläche befestigt

alle Informationen für die Größe, den Slope, die a.p.- und m.l.-Positionierung und die tibiale Rotation enthält. Sowohl der femorale als auch der tibiale Block enthalten Markierungen, um die Rotation konventionell zu überprüfen. Zusätzlich gibt es ein Instrument, welches eine lange Stange in den Sägeschlitz einschiebt, um die Ausrichtung extramedullär zu überprüfen. Nachdem alle Knochenschnitte ausgeführt wurden, erfolgen eine Probereposition und die notwendige Bandbalkanierung.



▣ **Abb. 7.53** Das größenspezifische Tibiainstrument für die Finnenpräparation wurde auf die Pins geschoben. Der Visionaire patientenspezifische Tibiablock enthält alle Informationen für die Größe, den Slope, die a.p.- and m.l.-Positionierung und die Rotation der Tibiakomponente

Einschränkungen

Alle Kontraindikationen für ein MRT sind auch Einschränkungen der patientenspezifischen Instrumente: Metallimplantate am Knie, Herzschrittmacher, Klaustrophobie, schwere Adipositas. Zusätzlich muss die Qualität der Ganzbeinstandaufnahme gesichert sein, d. h. eine echte ap-Projektion muss vorliegen und eine Malrotation vermieden werden. In Fällen, in denen z. B. aufgrund einer ausgeprägten Beugekontraktur eine Ganzbeinstandaufnahme nicht angefertigt werden kann, können auch separate ap-Röntgenbilder der Tibia und des Femurs verwendet werden.



■ **Abb. 7.54** Ein axialer MRT-Schnitt einer Femurkomponente mit der Messung des Winkels zwischen transepikondylärer Achse und posteriorer Kondylenlinie. Die Verwendung von patientenspezifischen Instrumenten konnte die Anzahl der Ausreißer von der perfekten Rotation von 20 auf 2 % reduzieren

Bisherige Ergebnisse der patientenspezifischen Instrumentation

Die erhältlichen Literaturergebnisse für die patientenspezifischen Instrumente liegen bislang nur in einzelnen Studien vor. Diese zeigen, dass, in Analogie zu den Ergebnissen der Navigation, eine Reduktion der Streubreite in der Achsausrichtung erzielt werden kann. Ähnlich wie bei der Navigation, werden mit PSI Ausreißer von der geraden Beinachse von mehr als 3° in ca. 10 % der Patienten erreicht, während die konventionelle Instrumentation ca. 20–25 % Ausreißer von mehr als 3° erzeugt (Ng et al. 2012; Nunley et al. 2012).

Ein eigenes Leichenexperiment mit patientenspezifischen Instrumenten (Visionaire) konnte zeigen, dass die Rotation der femoralen Komponente mit einer Genauigkeit von $\pm 2,6^\circ$ und einem Durchschnitt von $1,6^\circ$ Außenrotation eingestellt werden kann (Tibesku et al. 2012). Ebenso konnte auch bei einem Kohortenvergleich von jeweils 47 Patienten, die mit konventionellen oder patientenspezifischen Instrumenten operiert wurden, mit Hilfe eines postoperativen MRTs eine signifikante Verbesserung der femoralen Rotation mit PSI nachgewiesen werden (■ **Abb. 7.50**) (Heyse und Tibesku 2012). In der konventionellen Gruppe zeigten sich 21,2 %, in der PSI-Gruppe nur 2 % Ausreißer von der transepikondylären Achse von mehr als 3° (■ **Abb. 7.54**). Eine weitere Studie des Autors befasste sich mit der Ausrichtung in der Frontalebene. Hier konnte ebenfalls gezeigt werden, dass die Ausreißer außer-



■ **Abb. 7.55** In naher Zukunft wird die sterile Box nicht nur die patientenspezifische Instrumente, sondern auch größenspezifische Einmalinstrumente und -probekomponenten enthalten. Dies bedeutet, dass alle Operationsschritte mit Einmalmaterial durchgeführt werden können und die Zahl der konventionellen Instrumente enorm sinkt

halb von $\pm 3^\circ$ von der geraden Ganzbeinachse auf ca. 11 % durch Verwendung der patientenspezifischen Instrumente reduziert werden konnte (Daniilidis und Tibesku 2013).

Aktuell ist die Verwendung der patientenspezifischen Instrumente noch mit Kostenerhöhungen verbunden, die durch die präoperative Diagnostik (MRT oder CT) und die Kosten für die Herstellung des individuellen Blocks entstehen. Das Thema der Kostenerhöhung ist derzeit noch im Fluss, da bereits Anfang nächsten Jahres Einweginstrumente für jeden einzelnen Operationsschritt zur Verfügung stehen, welche zu weiteren Zeitersparnissen führen werden. Langfristig ist eine Kostenersparnis möglich, da auf Seiten des Krankenhauses verkürzte Rüst- und Wechselzeiten entstehen (ca. 20), kürzere Operationszeiten (ca. 5–10 min), sowie geringere Sterilisationskosten (Reduktion von 5–6 auf 1 Container à 50–60 € Sterilisationskosten). Unter der Voraussetzung, dass die frei gewordene Operationszeit für weitere Eingriffe genutzt wird, besteht bereits jetzt eine Kosteneffizienz für die Verwendung der individuellen Instrumente (Tibesku et al. 2013).

Zukunftsansicht

In der nahen Zukunft (Mitte 2015) werden Einmalinstrumente für jeden einzelnen Operationsschritt erhältlich sein (■ **Abb. 7.55**). Diese Instrumente reduzieren die Anzahl der benötigten Siebe auf nur noch eins. Daneben arbeiten verschiedene Hersteller an der sog. zweiten Generation patientenindividueller Schnittblöcke, die Anwendungsfehler durch den Operateur und die Lernkurve minimieren soll.

Der nächste Schritt der Individualisierung wird die Kombination von mehr als einem Standardimplantat innerhalb eines Kniegelenkes mit Hilfe patientenspezifischer Instrumente sein, z. B. ein kombinierter medialer Schlitten mit einem Patellofemoralersatz. Der letzte Schritt wird die



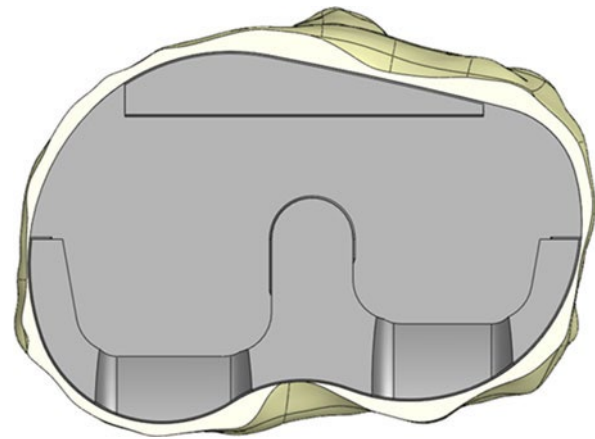
■ **Abb. 7.56** Beispiel einer individuellen Femurkomponente (Mit freundlicher Genehmigung der Fa. Conformis)

Verwendung von PSI mit ebenfalls patientenspezifischen Implantaten. Hierzu gibt es bereits ein Implantat auf dem Markt, welches sich noch in einem frühen Entwicklungsstadium befindet (■ **Abb. 7.56** und ■ **Abb. 7.57**). Aus der Sicht des Autors sind die entscheidenden Parameter für die Individualisierung einer Knieprothese zum jetzigen Zeitpunkt noch nicht ausreichend bekannt (anatomisch und/oder kinematisch), so dass diese Entwicklung sicherlich noch Grundlagenforschung erfordert.

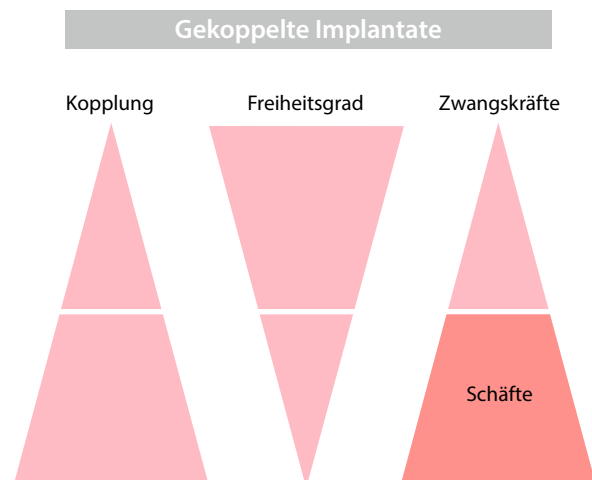
7.3 Grad der Kopplung einer Knieprothese

Eine amerikanische Untersuchung aus dem Jahr 2002 zählte die Instabilität einer Knie-TEP mit ca. 22 % Anteil an den Revisionsoperationen noch als dritthäufigsten Grund für ein Implantatversagen und eine Revision auf (Sharkey et al. 2002), während neuere Untersuchungen sogar auf bis zu 29 % Anteil und den Hauptgrund für eine Revision kommen (Athwal et al. 2013; Mulhall et al. 2006). Der Wahl des korrekten, primären Stabilitätsgrads einer Knie-TEP kommt daher eine entscheidende Bedeutung in der Vermeidung früher Revisionen zu.

Es gab Versuche, eine primäre Stabilität einer Knieprothese durch Verkürzung, Straffung oder Rekonstruktion von laxen Bandstrukturen zu erzielen (Krackow et al. 1986, 1988; Pritsch et al. 1984)). Diese Techniken wurden allerdings nicht durch Nachuntersuchungen belegt und setzten sich nicht durch (Vince et al. 2006). Wie im ▶ Abschn. 7.6 beschrieben, kann nur die Gegenseite gelockert werden, um dann ein höheres Inlay zu verwenden. Generell gilt, dass eine insuffiziente ligamentäre Stabilität des Kniegelenkes durch eine erhöhte intrinsische Stabilität der Prothese ausgeglichen werden muss.



■ **Abb. 7.57** Beispiel einer individuellen Tibiakomponente (Mit freundlicher Genehmigung der Fa. Conformis)

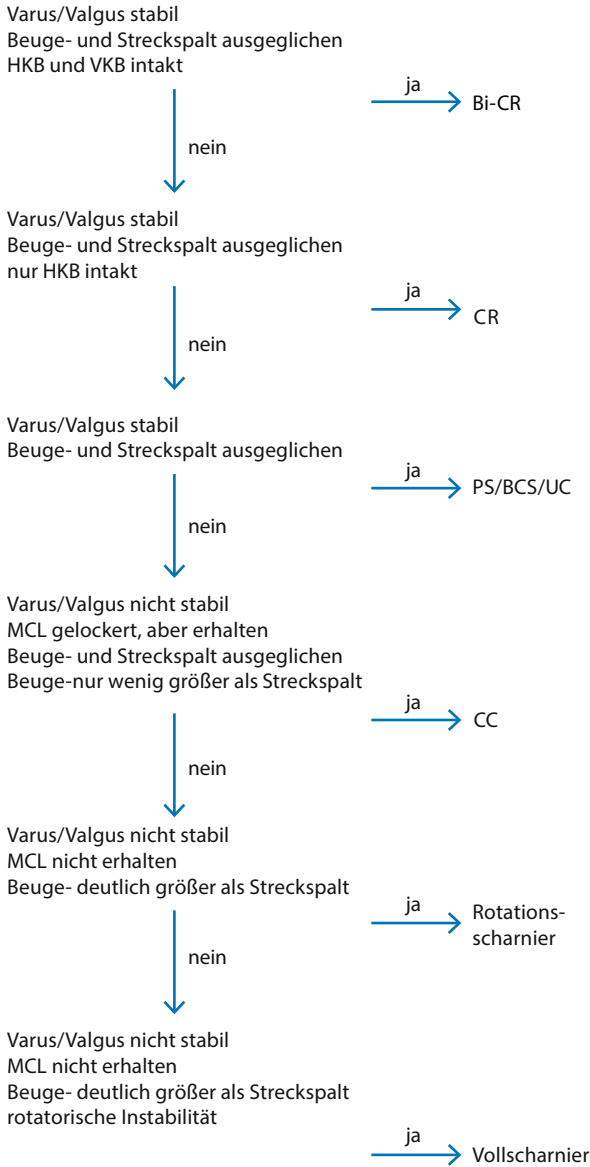


■ **Abb. 7.58** Mit der Zunahme des Kopplungsgrades steigen die im Kniegelenk übertragenen Zwangskräfte und die Notwendigkeit der langstreckigeren, knöchernen Verankerung an

„Soviel Kopplung wie nötig, so wenig Kopplung wie möglich.“

Es gilt generell, dass eine minimale Kopplung gewählt werden sollte, die eine sofortige primäre Stabilität ermöglicht (Lombardi und Berend 2006; Naudie und Rorabeck 2004). Mit zunehmender Erhöhung des Kopplungsgrades sinkt der Freiheitsgrad der Beweglichkeit und es steigen die Zwangskräfte, die von der femoralen auf die tibialen Komponente, und umgekehrt, übertragen werden (■ **Abb. 7.58**). Dies erfordert ab einem gewissen Grad in der Regel auch eine langstreckige, knöchernen Verankerung in Form von Schäften, zementiert oder zementfrei. Hierbei besteht das Problem, dass ein Schaft bei angeborenen oder erworbenen, posttraumatischen Fehlstellungen nicht immer möglich ist oder die Verwendung von Offset-Schäften erfordert. Ebenso

Algorithmus zur Auswahl des Kopplungsgrades



■ **Abb. 7.59** Algorithmus zur intraoperativen Auswahl des Kopplungsgrades

erschwert eine primäre Verwendung von Schäften eine spätere Revision.

Als weitere Nachteile gekoppelter Implantate werden aufgezählt:

- Zusätzliche Knochenresektion für den Kopplungsmechanismus
- Erhöhte Lockerungsrate im Vergleich zu primären Implantaten
- Erhöhte Infektionsrate im Vergleich zu primären Implantaten

- Erhöhter Stress auf dem Implantat (PE) und im Knochen-Implantat-Interface (zementiert oder zementfrei)
- Mögliches Versagen des Kopplungsmechanismus
- Subprothetischer Knochenabbau (distale Lasteinleitung und sog. „stress shielding“)
- Wechsel nur mit noch aufwendigeren Implantaten
- Schwierigkeit bei der Revision

I. d. R. steht bereits präoperativ fest, ob ein Implantat mit höherem Kopplungsgrad verwendet werden soll. Oft wird die Notwendigkeit eines höheren Kopplungsgrades aber auch erst im Laufe der Operation erkannt. Hier ist es hilfreich, ein System zu verwenden, welches bei gleicher Grundgeometrie eine modulare Anpassbarkeit der Kopplung bietet. Zunächst werden die korrekten Knochenschnitte durchgeführt und anschließend eine Balancierung der Weichteile vorgenommen (▶ Abschn. 7.6). Sollte zu diesem Zeitpunkt eine residuelle Instabilität verbleiben, erfolgt jetzt die Auswahl des Kopplungsgrads (■ **Abb. 7.59**).

Folgende Arten der Kopplung stehen für die primäre Endoprothetik zur Verfügung:

- Bi-CR („bi-cruciate retaining“)
- CR („cruciate retaining“)
- PS (posterior stabilisiert)
- UC („ultracongruent“)
- CC („condylar constrained“)
- Scharnier

7.3.1 Bi-CR-Knie-TEP („bi-cruciate-retaining“, Erhalt des vorderen und hinteren Kreuzband)

Es gab in der Entwicklung der Knieendoprothetik immer wieder Versuche, einen Oberflächenersatz unter Erhalt beider Kreuzbänder zu implantieren. Diese Versuche bestanden zum Teil aus beidseitig, medial und lateral, implantierten Schlittenprothesen (Fuchs et al. 2005; Gunston 1971), zum Teil aber auch aus speziell für diese Indikation entwickelten Oberflächenersatzprothesen (Cloutier 1983; Cloutier et al. 1999; Coventry et al. 1972; Riley und Woodyard 1985). Diese hatten in der Regel eine femorale Komponente, die sich nicht von den Prothesen unterschieden, welche nur das hintere Kreuzband erhalten (CR), aber eine neu entwickelte tibiale Komponente, die den Erhalt beider Kreuzbänder ermöglichte (z. B. Hermes, Ceraver Osteal; Search, Aesculap; LCS, DePuy; BioPro TKO, Biopro). Hierbei zeigte sich häufig die mechanische Festigkeit und Verankerung der tibialen Komponente als Problem. Im Jahr 2014 wurde das Vanguard XP als Bi-CR-Variante des



■ **Abb. 7.60** Beispiel einer beide Kreuzbänder erhaltenden Oberflächenersatzprothese mit neutraler (0°) Gelenklinie (Bi-CR; Vanguard XP; mit freundlicher Genehmigung der Fa. Biomet)

etablierten Kniesystems Vanguard der Fa. Biomet auf den Markt gebracht (■ **Abb. 7.60**). Ebenso bringt die Fa. Smith & Nephew das Produkt Journey XR als Bi-CR-Variante des Journey-Kniesystems auf den Markt.

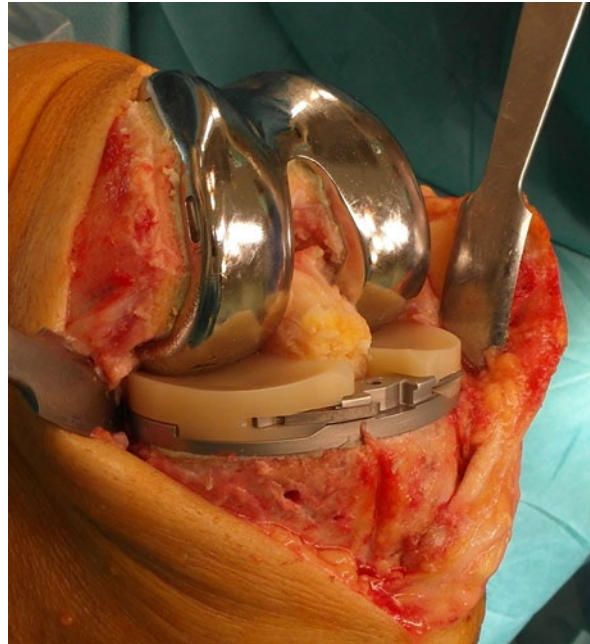
Vorteile Mögliche Vorteile dieser Art der Prothese sind:

- Erhalt der natürlichen Kniekinematik durch Erhalt beider Kreuzbänder
- Erhalt der natürlichen Propriozeption des Kniegelenkes
- Möglichkeit der tiefen Beugung
- Höherer postoperativer Aktivitätsgrad

Nachteile Mögliche Nachteile von Bi-CR-Prothesen sind:

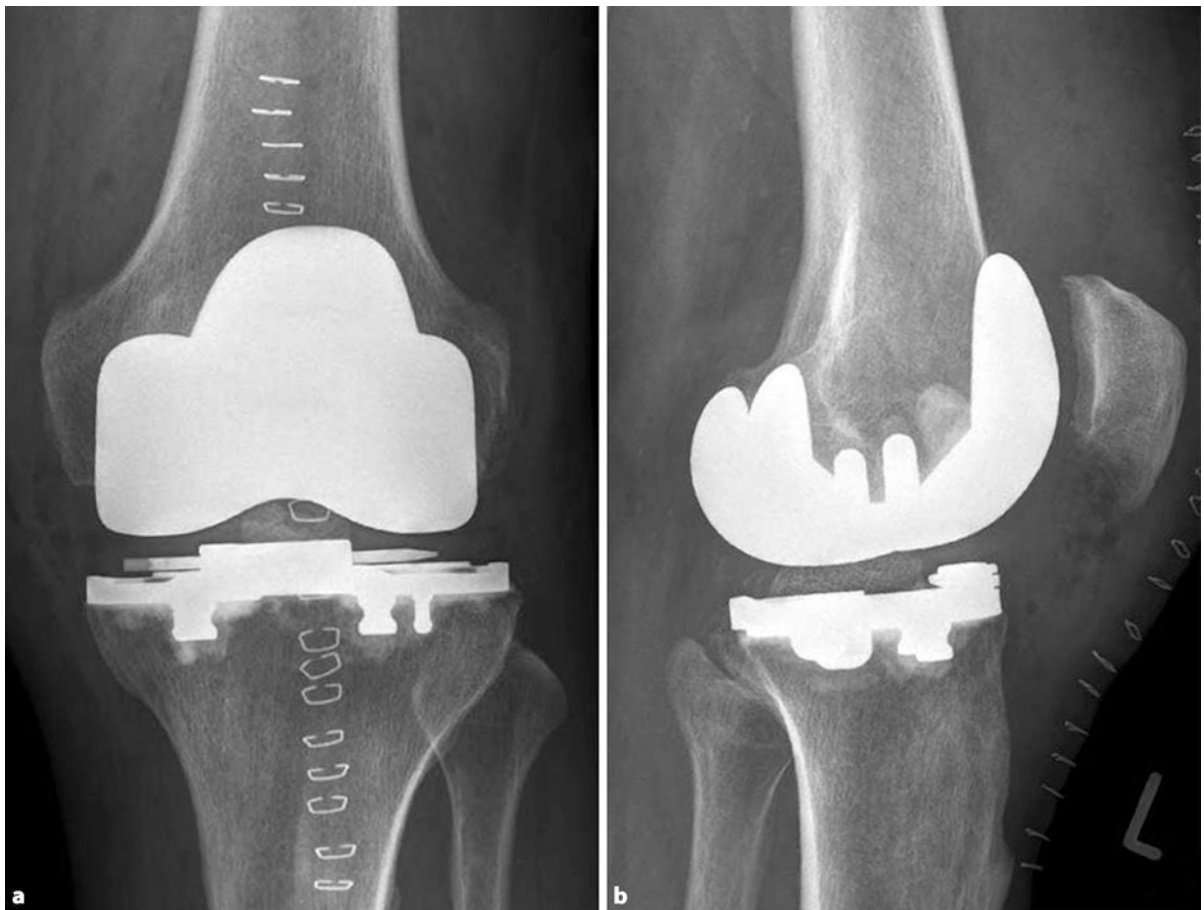
- Nur kleines Indikationsspektrum (keine vorherigen Osteotomie, keine ausgeprägte Fehlstellung, keine ausgeprägte Bewegungseinschränkung)
- Nicht weit verbreitete Operationstechnik
- Nur kurzfristige Erfahrungen
- Möglicher kinematischer Konflikt zwischen prothetischen Gelenkflächen und erhaltenen Kreuzbändern
- Frage der Langzeithaltbarkeit der tibialen Komponente durch kurzzapfige Verankerung

■ **Abb. 7.61** zeigt ein intraoperatives Bild einer beide Kreuzbänder erhaltenden Knie-TEP und ■ **Abb. 7.62** die dazugehörigen postoperativen Röntgenbilder. Insgesamt befindet sich die Verwendung von Bi-CR-Prothesen noch im Wachstum und die Langzeitergebnisse und realen klinischen Vor- und Nachteile müssen abgewartet werden.



■ **Abb. 7.61** Intraoperatives Bild einer Bi-CR-Prothese

Während die beide-Kreuzbänder-erhaltende Knie-TEP (Bi-CR) noch eine Nischenindikation darstellt, sind die das hintere Kreuzband erhaltende (CR) oder ersetzende (PS) Knieprothese über lange Zeit erprobt und stellen den Großteil der Primärimplantate dar:



■ Abb. 7.62a,b Postoperatives Röntgenbild einer Bi-CR-Prothese. a a.p., b seitlich

7.3.2 CR-Knie-TEP („cruciate-retaining“, Erhalt des hinteren Kreuzband)

Die CR-Knieprothese stellt in Deutschland mit ca. 80 % Verwendung die am häufigsten benutzte Form dar. Hierbei wird das vordere Kreuzband reseziert und das hintere erhalten (■ Abb. 7.63).

Diese Art der Knieprothesen hat mehr oder weniger konkave, medial und lateral identische, tibiale Gelenkflächen (■ Abb. 7.64 und ■ Abb. 7.65a). Die Konkavität der Gelenkflächen, die seitlichen, medialen und lateralen Strukturen und das hintere Kreuzband verleihen dieser Prothesenform die Stabilität und bestimmen den Kontaktpunkt der femoralen Komponente auf der tibialen (Athwal et al. 2013; Ishii et al. 2011).

Die Tiefe und der Slope der tibialen Konkavität bestimmen zu einem hohen Anteil die intrinsische Stabilität der Prothese (Athwal et al. 2013; Haider und Walker 2005). Eine Sonderform stellen die sog. hochkonformen Inlays, die auch bei Insuffizienz des hinteren Kreuzbands verwendet werden.

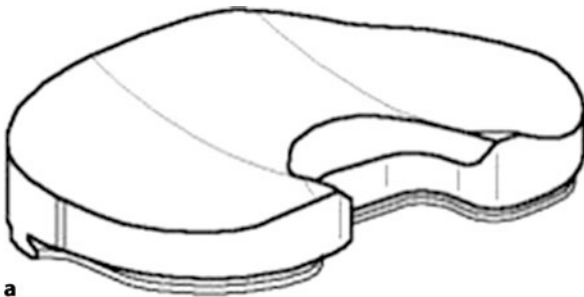
Eine Schwierigkeit liegt darin, die Spannung des hinteren Kreuzbandes richtig zu beurteilen, da eine zu geringe Spannung in einer vermehrten a.p.-Translation, hinteren Instabilität (■ Abb. 7.66) und eine zu hohe Spannung in einem vermehrten Abrieb der dorsalen Tibiakomponente resultiert (Heesterbeek et al. 2010; Zelle et al. 2010).



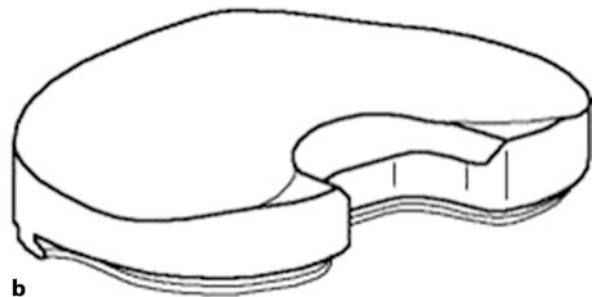
■ **Abb. 7.63** Beispiel einer das hintere Kreuzband erhaltenden Prothese (Typ Genesis II CR, mit freundlicher Genehmigung der Fa. Smith & Nephew)



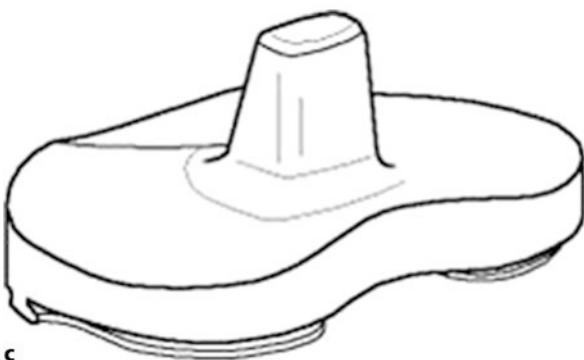
■ **Abb. 7.64** Beispiel eines Standard-CR-Inlays mit relativ gering ausgeprägter Konkavität (Typ Genesis II CR, mit freundlicher Genehmigung der Fa. Smith & Nephew)



a



b



c



d

■ **Abb. 7.65a–d** Intrinsische Stabilität der Prothese durch Verwendung verschiedener Inlays. **a** Standard-CR-Inlay mit relativ gering ausgeprägter Konkavität. **b** Hochkongruentes Inlay mit stärker ausgeprägter Konkavität und erhöhter a. p.-Stabilität. **c** PS-Inlay mit erhöhter a. p.-Stabilität. **d** CC-Inlay mit erhöhter a. p.- und Varus-/Valgus-Stabilität durch Zapfenmechanismus (Mit freundlicher Genehmigung der Fa. Smith & Nephew)



■ **Abb. 7.66** Gehaltene Röntgenaufnahme (hintere Schublade) mit hinterer Instabilität einer CR-Prothese bei Insuffizienz des hinteren Kreuzbandes

7.3.3 Das hintere Kreuzband ersetzende Prothesen (PS, BCS, UC)

Die häufigste Form einer das hintere Kreuzband ersetzenden Oberflächenersatzprothese ist die sog. PS-Knie-TEP („posterior stabilisiert“) (■ **Abb. 7.67**). Hierbei werden sowohl das vordere als auch hintere Kreuzband entfernt. Durch einen Zapfen-Steg-Mechanismus („cam-post“) wird ein funktioneller Ersatz des hinteren Kreuzbands durchgeführt (Athwal et al. 2013). Durch eine Führung des Zapfens (■ **Abb. 7.65c**) kommt es mit zunehmender Beugung zu einem „roll-back“ des Femurs auf der Tibia, welches eine tiefe Beugung ermöglicht (Fantozzi et al. 2006; Walker et al. 2009) (■ **Abb. 7.68**). Der Zapfen füllt die femorale Box nicht vollständig aus, so dass eine frei Rotation besteht und keine Varus-/Valgus-Stabilität besteht (■ **Abb. 7.69**). Diese muss weiterhin von den Kollateralbändern gegeben sein.

7.3.4 Wahl des primären Implantats: CR oder PS?

Weitaus am häufigsten werden Knieprothesen des Koppungsgrads CR oder PS für die primäre Implantation verwendet. Deshalb soll im Folgenden die Abgrenzung beider



■ **Abb. 7.67** Beispiel einer das hintere Kreuzband ersetzenden Prothese (Typ Genesis II PS, mit freundlicher Genehmigung der Fa. Smith & Nephew)

Systeme mit möglichen Vor- und Nachteilen dargestellt werden.

Traditionell überwiegt in Deutschland die Verwendung von hinteren-Kreuzband-erhaltenden Knieprothesen (CR) gegenüber den HKB-ersetzenden (PS). Diese werden i. d. R. nur bei fehlendem HKB, Revisionen oder bei der Notwendigkeit des ausführlichen Release, z. B. bei Beugekontrakturen, verwendet. Als gefürchtete Hauptargumente gegen die Verwendung von PS-Prothesen werden der erhöhte Knochenverlust durch die Boxpräparation, der erhöhte Abrieb am Zapfen und die schlechtere Propriozeption durch das Fehlen des HKB postuliert. Neuere PS-Designs kommen allerdings mit einer sehr kleinen Box aus, sodass es hier nur zu einem sehr geringen Knochenverlust kommt (■ **Abb. 7.70**). Ebenso konnte gezeigt werden, dass es keinen Unterschied in der Propriozeption von CR und PS-Prothesen gibt (Lattanzio et al. 1998). Ein großer Anteil vermeintlich HKB-erhaltender Prothesen weist aber tatsächlich eine hintere Instabilität auf, da eine reguläre tibiale Resektion häufig den tibialen Ansatz des HKB vollständig entfernt (Matziolis et al. 2012).

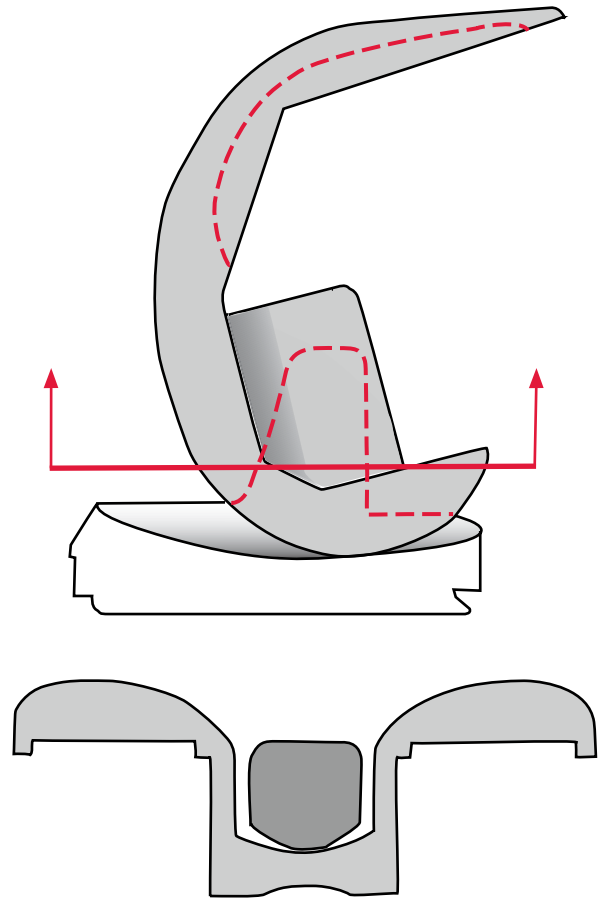


■ **Abb. 7.68** Seitliches Röntgenbild einer PS-Knie-TEP in tiefer Beugung mit femoralem „roll-back“

Eine Vielzahl von experimentellen und klinischen Studien sehen aber auch für die generelle Verwendung von PS-Prothesen Vorteile. Fluoroskopische Studien zur Kinematik des Kniegelenkes zeigten, dass PS-Prothesen im Gegensatz zu CR-Prothesen ein reproduzierbares „Roll-back“ des Femurs auf dem Tibiaplateau haben (Bellemans et al. 2002; Moro-oka et al. 2007; Victor et al. 2005; Watanabe et al. 2013). Dieser Mechanismus verbessert die biomechanischen Voraussetzungen für den Streckapparat. So konnte experimentell gezeigt werden, dass die Kraft, welche durch den M. quadriceps für die Streckung des Kniegelenkes benötigt wird, bei PS-Prothesen um 20 % niedriger ist als bei CR-Prothesen (Heyse et al. 2010). Ebenso ist der patellofemorale Anpressdruck bei PS-Prothesen im Vergleich zu CR-Prothesen um 20 % reduziert (Becher et al. 2009).

Der Zapfen-Steg-Mechanismus des PS-Systems ermöglicht das roll-back in jedem Fall und ist weniger anfällig für operative Abweichungen als das CR-System. So vermindern bei einem CR-Kniesystem ein zu geringer posteriorer Slope der Tibia (Bellemans et al. 2005) und ein verminderter posteriorer Offset der Femurkondylen (Arabori et al. 2008) die postoperative Beugefähigkeit, während dies bei einem PS-System nicht der Fall ist.

In einer Cochran-Metaanalyse wurde gezeigt, dass die Beugefähigkeit von PS-Prothesen im Schnitt 8° besser ist als die der CR-Prothesen (Jacobs et al. 2005a). Es ist anzu-



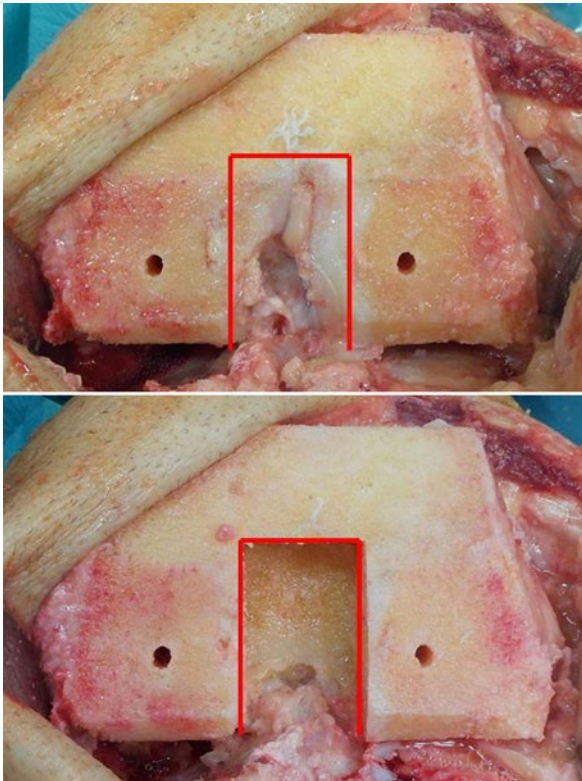
■ **Abb. 7.69** Prinzip der posterioren Stabilisierung durch den „Zapfen-Steg“-Mechanismus, der keine Einschränkung der Rotation und keine Seitenbandstabilität bietet

nehmen, dass die Gründe hierfür in o. g. biomechanischen Vorteilen liegen.

Für die Langzeithaltbarkeit zeigen sich sowohl Studien, die ein erhöhtes Lockerungsrisiko für die PS-Prothese gegenüber der CR-Prothese sehen (z. B. Mayo-Klinik) (Abdel et al. 2011), als auch Studien, die keinen Unterschied nachweisen können (z. B. Australisches Prothesenregister, Australian Orthopaedic Association 2012). Alle diese Studien mangeln an der Vergleichbarkeit der Indikationen, da bei gleichzeitiger Verfügbarkeit zweier Systeme i. d. R. bei vermeintlich fortgeschrittenen Indikationen (z. B. Beugekontraktur, Achsabweichung u. ä.) die Wahl auf das PS-System fällt (Bercik et al. 2013).

Vergleichende klinische Studien zeigen i. d. R. keinen Unterschied in den gebräuchlichen Scores, da diese für die Beugefähigkeit bereits bei 125° einen Maximalwert vergeben. Dennoch finden sich hier häufiger Vorteile in Bezug auf maximale Flexion und Patientenzufriedenheit für die PS-Systeme (Bercik et al. 2013).

In der Zusammenfassung zeigen sich kinematische und experimentell biomechanische Vorteile für die PS-Systeme



■ **Abb. 7.70** Relativ geringer Knochenverlust zwischen medialem und lateralem Femurkondylus durch Boxpräparation einer modernen PS-Knie-TEP

gegenüber den CR-Systemen. Ebenso erscheint die Implantationstechnik fehlerverzeihender und reproduzierbarer, da die Rekonstruktion der sagittalen Stabilität (femoraler posteriorer offset, tibialer Slope und Balancing des HKB) vereinfacht ist. In klinischen Studien können diese Vorteile mit Ausnahme der verbesserten Beugefähigkeit aber häufig nicht nachgewiesen werden.

In der Praxis des Autors stellt die PS-Knieprothese die primäre Versorgung dar. Soll die CR-Prothese das primäre Implantat sein, dann empfiehlt es sich dennoch bei folgenden Indikation eine PS-Prothese zu wählen (Lombardi und Berend 2006):

- Sekundäre Arthrose bei rheumatoider Arthritis (fragliche Intaktheit des HKB)
- Zustand nach Patellektomie (verbesserter Hebelarm)
- Zustand nach vorheriger Umstellungsosteotomie (einfacheres Balancing)
 - der proximalen Tibia
 - des distalen Femur
- Posttraumatische Arthrose mit HKB-Insuffizienz
- Starke Varus- oder Valgusfehlstellung mit Notwendigkeit des höhergradigen Bandrelease (einfacheres Balancing)



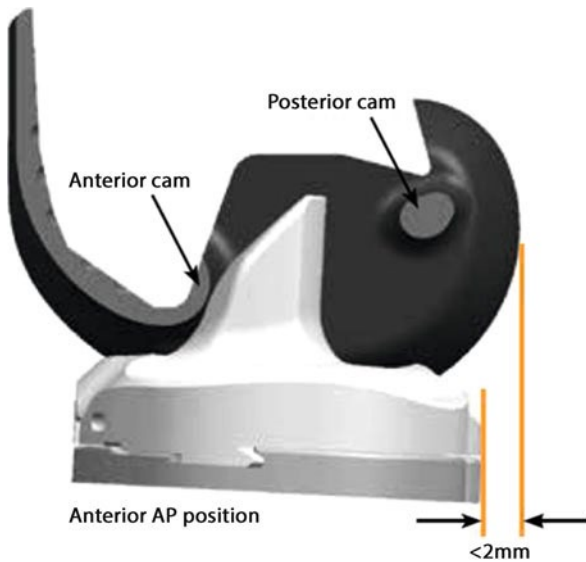
■ **Abb. 7.71** Beispiel einer das vordere und das hintere Kreuzband ersetzenden Prothese (Typ Journey II BCS, mit freundlicher Genehmigung der Fa. Smith & Nephew)

- Ausgeprägte Beugekontraktur (Notwendigkeit der HKB-Resektion)
- Präoperativ sehr gute Beweglichkeit ($> 125^\circ$) und hohem Anspruch des Patienten an Beweglichkeit

Neben der klassischen PS-Prothese gibt es weitere Formen der hinteren-Kreuzband-ersetzenden Knieprothesen.

7.3.5 BCS-Knie-TEP

Eine Sonderform der posterior stabilisierten Knieprothese stellt die BCS-Knie-TEP („bi-cruciate substituting“) dar, die einen funktionellen Ersatz des vorderen und hinteren Kreuzbandes im Sinne einer geführten Kinematik erzeugt (■ Abb. 7.71). Hierbei erzeugt eine ventraler Anschlag in der femoralen Box eine vordere Stabilisierung (■ Abb. 7.72) und ein asymmetrischer, femoraler Steg erzeugt ein asymmetrisches „roll-back“ (■ Abb. 7.73). Zusätzlich erzeugen die femorale Komponente und das PE-Inlay eine 3° varische Gelenklinie und die oberflächliche Konformität des



■ **Abb. 7.72** Prinzip der vorderen und hinteren Stabilisierung durch Zapfen-Box-Mechanismus mit vorderem Anschlag in Extensionsnähe (Mit freundlicher Genehmigung der Fa. Smith & Nephew)



■ **Abb. 7.73** Prinzip des asymmetrischen femoralen „roll-back“ mit zunehmender Flexion durch asymmetrischen Steg (Mit freundlicher Genehmigung der Fa. Smith & Nephew)

PEs ähnelt dem natürlichen Kniegelenk. Dieser spezielle Mechanismus führt zu einer prothetisch geführten Kinematik, die dem natürlichen Kniegelenk im Mittel näher kommen soll.

In kinematischen Analysen konnte gezeigt werden, dass diese Kinematik tatsächlich dem physiologischen Knie ähnlicher ist als ein CR- oder PS-System (van Duren et al. 2012; Victor et al. 2010). Bei guten klinischen Ergebnissen mit guter Beugefähigkeit (Dutka et al. 2012; Mugnai et al. 2013) kam es aber auch zu Dislokationen des Kniegelenkes (Arnout et al. 2011), welche durch eine Weiterentwicklung behoben werden sollen.

Als Vorteile dieses Prothesentyps sind die verbesserte Kinematik, Beugefähigkeit und Stabilität zu nennen. Als Nachteil muss gewertet werden, dass auch diese Kinematik nur einen Durchschnittswert für alle Patienten erzielt und keine individuelle Kinematik erzeugt, die dem präoperativen Zustand ähnelt. Daneben scheint diese Prothese anfälliger für Implantationsfehler zu sein.

7.3.6 a. p.-Stabilisierung mittels hochkongruenter Inlays

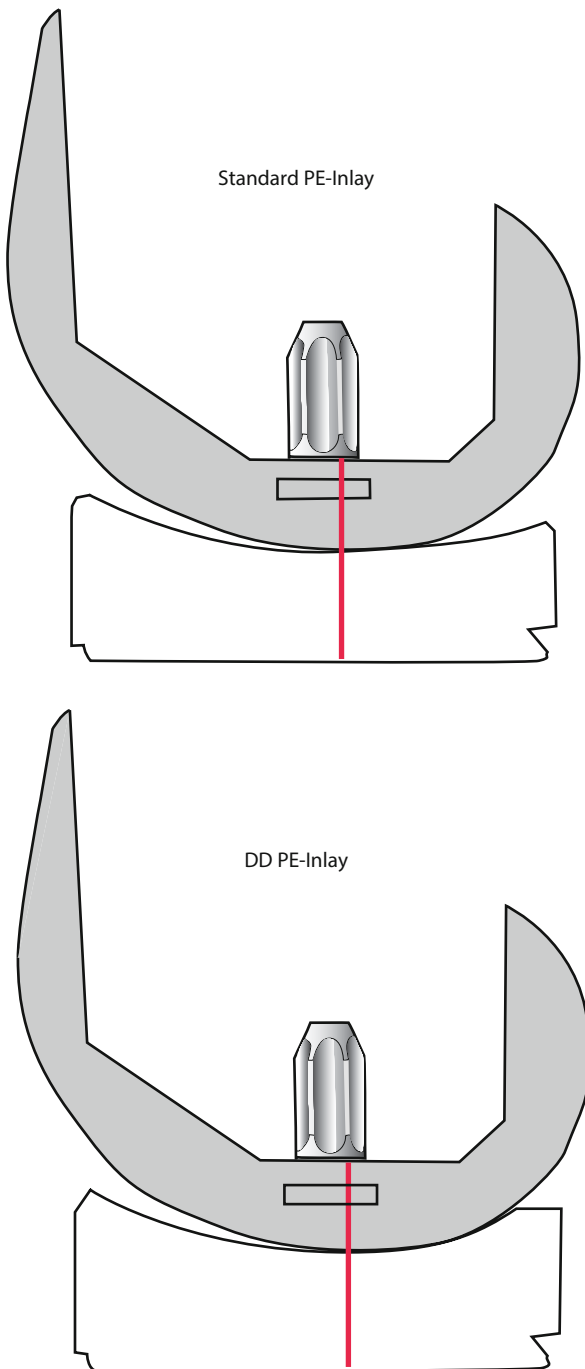
UC-Knie-TEP

(„ultra-congruent, UC“, „deep dished, DD“, hochkongruentes Inlay, hinteres Kreuzband kann erhalten werden)

Durch Verwendung eines PE-Inlays, welches eine ausgeprägtere Konkavität besitzt als das Standard-Inlay, kann eine verbesserte a. p.-Stabilität erzielt werden (■ **Abb. 7.65b**

und ■ **Abb. 7.74**). Insbesondere werden der vordere und hintere Rand des PE erhöht, um eine Luxation zu verhindern. Hierbei kann das hintere Kreuzband entfernt werden, kann aber auch belassen werden. Diese Implantate sind i. d. R. voll kompatibel zur CR-Variante. Dies bedeutet, dass keine Veränderungen an der Femurpräparation, wie z. B. die Boxpräparation des PS-Typs, vorgenommen werden müssen.

Die klinischen Ergebnisse der hochkongruenten Inlays sind durchaus gut und diese sind in der Lage eine ap-Instabilität zu kompensieren (Laskin et al. 2000; Scott und Thornhill 1994). Allerdings führen sie zu einer völligen Aufhebung des „Roll-back“-Mechanismus durch eine Zentrierung des tibiofemorale Kontaktpunkt in der Konkavität des Inlays (Daniilidis et al. 2012). Dies bedeutet auch eine Verschlechterung des Hebelarms des Streckapparates mit erhöhtem patellofemorale Druck und erhöhtem Kraftaufwand im Vergleich zur PS-Prothese (Becher et al. 2009; Heyse et al. 2010). Daneben kommt es durch die großen Kontaktflächen zu einem vermehrten Abrieb und durch kleinere Abriebpartikel zu einer erhöhten Osteolyserate (Fisher et al. 2010; Galvin et al. 2009; Huang et al. 2002).



■ **Abb. 7.74** Prinzip der a.p.-Stabilisierung durch hochkonforme Inlays mit Erhöhung des ventralen und dorsalen PE-Randes

Mobile Gleitlager

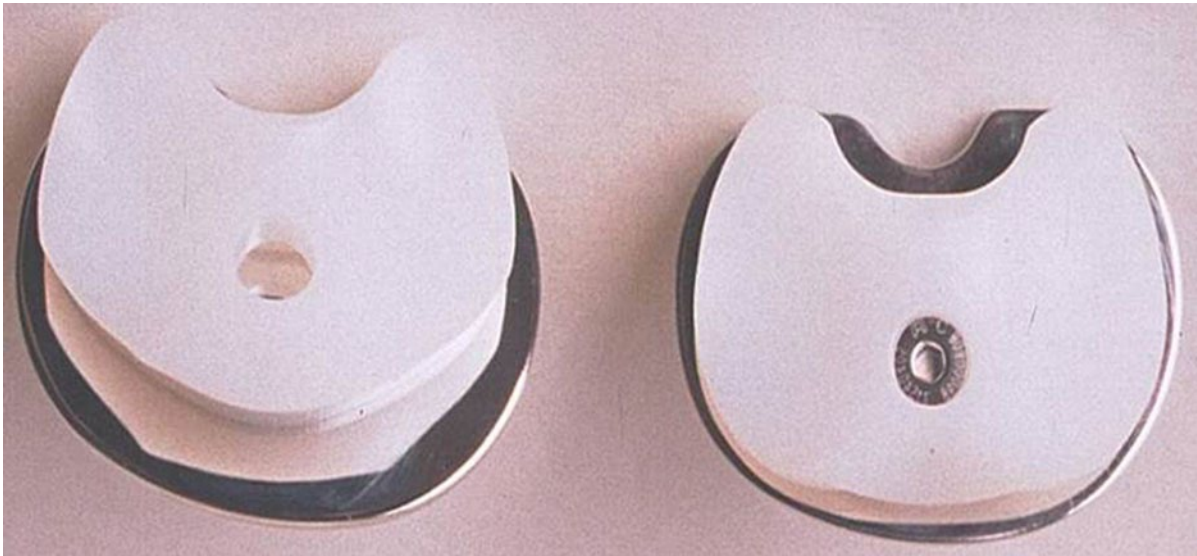
Eine Sonderform der hochkongruenten Gleitlager stellen sog. „mobile Gleitlager“ („mobile bearing“) dar. Im Gegensatz zu den Implantaten, bei denen das PE-Inlay fest mit der metallischen Tibiakomponente verbunden ist „fixed bearing“, ist hierbei das hochkongruente Inlay beweglich gegenüber der tibialen Komponente (■ **Abb. 7.75**). Die



■ **Abb. 7.75** Beispiel einer CR-Prothese mit mobiler Plattform (Typ Genesis II CR, mit freundlicher Genehmigung der Fa. Smith & Nephew)

überwiegende Anzahl der Produkte verwenden sog. rotierende Plattformen, wobei das Inlay sich in der Rotation frei bewegen kann (■ **Abb. 7.75**). Bei einigen Modellen ist auch eine freie a. p.-Translation des Inlays möglich („a. p.-glide“) (■ **Abb. 7.76**).

Mobile Gleitlager wurden in den 1980er Jahren in die Knieprothetik eingeführt, vor allem da durch die großen Kontaktflächen und beweglichen Polyethyleninlays eine Verbesserung der Kinematik und Beugefähigkeit, sowie eine Reduktion des Polyethylenabriebs erhofft wurden. Obwohl sie noch eine weite Verbreitung haben, setzten sie sich gegen die fixen Gleitlager nicht durch. Analog zu den fixen, hochkongruenten Inlays zeigen auch mobile eine Aufhebung des „Roll-back“-Mechanismus (Danilidis et al. 2012). Auch die „a. p.-glide“-Inlays, die eine freie Beweglichkeit ermöglichen, zeigen keine physiologische Kinematik und können bei Insuffizienz des hinteren Kreuzbandes zu a. p.-Instabilitäten beitragen (■ **Abb. 7.77**). Daneben kommt es durch die großen Kontaktflächen zu einem vermehrten Abrieb und durch kleinere Abriebpartikel zu einer erhöhten Osteolyserate (Fisher et al. 2010; Galvin et al. 2009; Huang et al. 2002). Auch eine erhöhte Dislokationsgefahr des mobilen Inlays trug nicht zu einer Verbesserung der klinischen Ergebnisse gegenüber „fixed bearings“ bei (Jacobs et al. 2005b; Pagnano et al. 2004; van der Voort et al. 2013).



■ **Abb. 7.76** Beispiel eines „mobile bearings“ mit freier Rotation und freiem antero-posterioren Gleiten („a. p.-glide“) (links) und eines „mobile bearings“ mit ausschließlicher Rotation („rotating platform“) (rechts) (Mit freundlicher Genehmigung der Fa. Smith & Nephew)

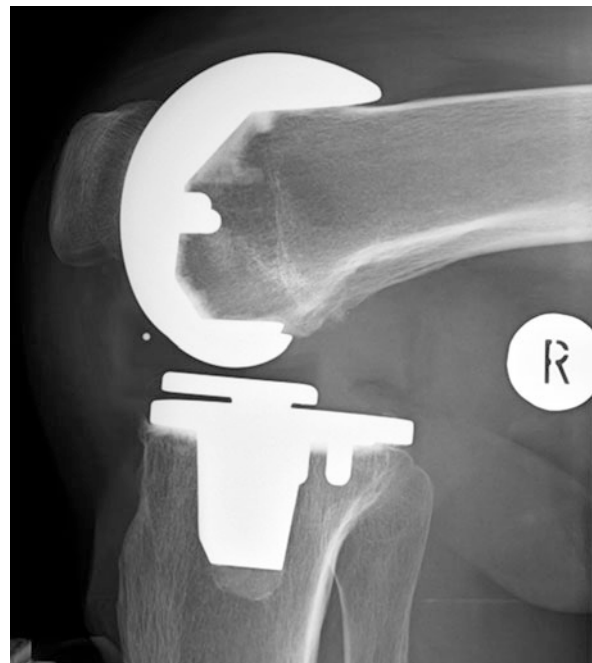
Die im Folgenden dargestellten teil- oder vollgekoppelten Prothesentypen stellen in der primären Knieendoprothetik nur einen geringen Teil der Indikationen dar und kommen vor allem in der Revisionsendoprothetik zum Einsatz.

Welche Instabilität kann toleriert werden? Es finden sich in der Literatur nur wenig Angaben, ab welchem Grad der Instabilität ein Wechsel zu einem höheren Kopplungsgrad notwendig ist. Es besteht auch keine Einigkeit über die Methode der Evaluation, da die subjektive Einschätzung der Stabilität mit der Probe- oder Spacerblock- und mit Spreizern vorgenommen werden kann (Athwal et al. 2013).

Bei einer Laxität von mehr als 5° in Varus/Valgus und einer Differenz von mehr als 3 mm zwischen Beuge- und Streckspalt wird der Wechsel von einem PS- zu einem CC-System empfohlen (Girard et al. 2009).

Andere Autoren empfehlen erst ab einer residuellen Laxität von 7–10 mm Aufklappbarkeit die Verwendung eines höheren Kopplungsgrades als PS (Sculco 2006).

Generell wird empfohlen, dass ein CC-System noch verwendet werden kann, wenn a) das mediale Kollateralband stabil ist und das laterale Kollateralband fehlt, b) das laterale Kollateralband intakt ist und das mediale Kollateralband vorhanden, aber lax ist. Wenn beide Kollateralbänder lax sind und/oder das mediale Kollateralband fehlt, dann wird die Verwendung einer Scharnierprothese empfohlen (Athwal et al. 2013; Gustke 2005; McAuley und Engh 2003; Sculco 2006).



■ **Abb. 7.77** Gehaltene Röntgenaufnahme (hintere Schublade) mit hinterer Instabilität einer „a. p.-glide-mobile-bearing“-Prothese bei Insuffizienz des hinteren Kreuzbandes



■ **Abb. 7.78** Beispiel einer CC-Prothese mit intramedullären Schäften (Typ Genesis II CC, mit freundlicher Genehmigung der Fa. Smith & Nephew)

7.3.7 CC-Knie-TEP („condylar constrained“)

Die einfachste Art, eine Varus-/Valgus-stabilisierende Funktion einzuführen ist die sog. CC-Knie-TEP („condylar constrained“) (■ Abb. 7.78). Diese ist häufig kompakt-

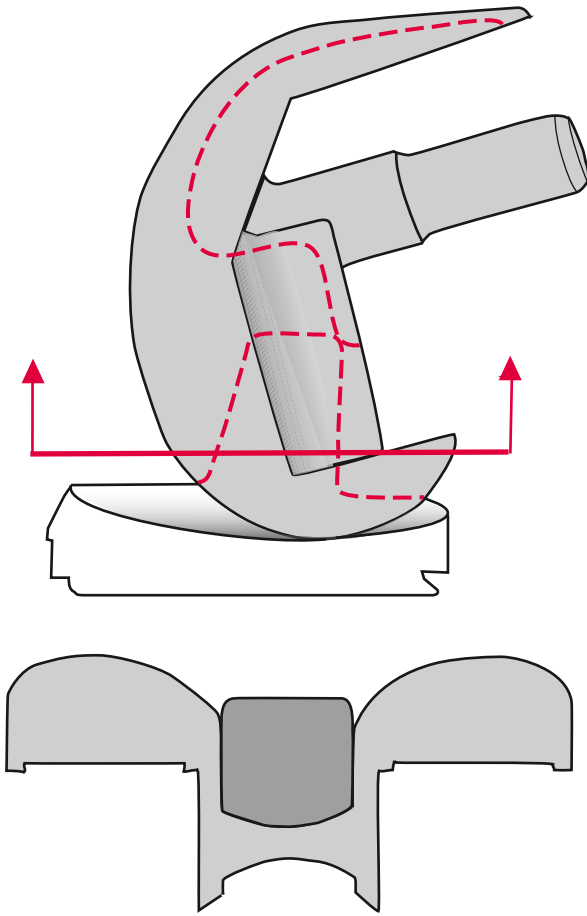


■ **Abb. 7.79** Seitliches Röntgenbild einer CC-Knie-TEP in tiefer Beugung mit femoralem „roll-back“, intramedulläre Verankerung mittels kurzen, zementierten Schäften

tibel mit dem PS-System des jeweiligen Herstellers. Hierbei werden sowohl das vordere als auch hintere Kreuzband entfernt. Durch einen Zapfen-Steg-Mechanismus („cam-post“) (■ Abb. 7.65d) wird ein funktioneller Ersatz des hinteren Kreuzbands durchgeführt (Athwal et al. 2013). Durch eine Führung des Zapfens kommt es mit zunehmender Beugung zu einem „roll-back“ des Femurs auf der Tibia, welches eine tiefe Beugung ermöglicht (Fantozzi et al. 2006; Walker et al. 2009) (■ Abb. 7.79). Im Gegensatz zur PS-Knie-TEP füllt der Zapfen die femorale Box vollständig aus, so dass sowohl für die Rotation als auch für Varus-/Valgus eine Stabilisierung besteht (■ Abb. 7.80). Dies führt zu einer Zunahme der über die Prothese übertragenen Zwangskräfte und erfordert i. d. R. die Verwendung von Schäften, entweder kurzstreckig zementiert (■ Abb. 7.79) oder langstreckig zementfrei (■ Abb. 7.81).

7.3.8 Rotations-Scharnier-Prothese

Bei vollständigem Fehlen beider Seitenbänder oder hochgradiger Laxität nur des medialen Seitenbandes kommt eine gekoppelte Scharnierprothese mit Möglichkeit der Rotation zum Einsatz. Der Kopplungsmechanismus übernimmt hierbei die komplette stabilisierende Funktion, sowohl Varus/Valgus-Stabilität, als auch a.p.-Stabilität. Zur Vermeidung einer Dislokation bei einer Beugespalt-



■ **Abb. 7.80** Prinzip der posterioren und seitlichen Stabilisierung durch den „Zapfen-Steg“-Mechanismus einer „Condylar-constrained“-Knie-TEP, die sowohl in Rotation als auch in Varus-/Valgus-Richtung stabilisiert



■ **Abb. 7.81** Seitliches Röntgenbild einer CC-Knie-TEP mit zementfreien, langstreckigen Schäften



■ **Abb. 7.82** Schnittbild des Kopplungsmechanismus einer Rotationscharnierprothese (Typ RT plus primär, mit freundlicher Genehmigung der Fa. Smith & Nephew)

instabilität muss die sog. „jumping distance“ groß genug sein (■ Abb. 7.82). Der Unterschied zwischen Beuge- und Streckspalt darf also nicht größer sein als die Länge des Stiftes. Die sog. Rotationscharnierprothesen erlauben hierbei aber noch eine axiale Rotation im Kniegelenk (■ Abb. 7.83). Dies reduziert die rotatorischen Scherkräfte, die auf die Schaftverankerung im Knochen wirken. Die Schaftverankerung kann entweder zementfrei oder, häufiger, zementiert erfolgen (■ Abb. 7.84).

7.3.9 Voll-Scharnier-Prothese

Falls neben einer ausgeprägten Varus-/Valgus- und a. p.-Instabilität noch eine rotatorische Instabilität oder eine stark ausgeprägte Differenz zwischen Beuge- und Streckspalt vorliegt, so kann ein sog. Vollscharnier gewählt werden (■ Abb. 7.85). Hier liegt eine komplette Kopplung in Form eines Scharniers vor, welches nicht dislozieren kann und keine Rotationsmöglichkeit bietet. Zugleich werden hierbei sämtliche Kräfte, die über das Kniegelenk übertragen werden, auch auf die knöchernen Verankerung der Prothese übertragen. Die Indikationen bei primärem Ersatz sind extrem selten, so z. B. bei ausgeprägten Valgusfehlstellungen



■ **Abb. 7.83** Beispiel einer Rotationscharnierprothese mit intramedullären Schäften (Typ RT plus primär, mit freundlicher Genehmigung der Fa. Smith & Nephew)



■ **Abb. 7.84** Röntgenbild einer Rotationsscharnierprothese mit zementierten, langstreckigen Schäften

mit rotatorischer Instabilität nach Release der lateralen und patellofemorale Strukturen oder bei neurologischer Grunderkrankung.

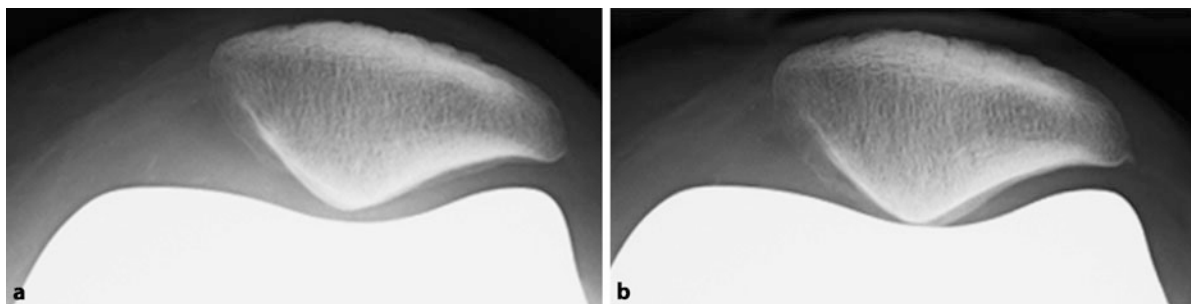
7.3.10 Zusammenfassung

- Bi-CR („bi-cruciate retaining“)
 - Vorderes und hinteres Kreuzband bleiben erhalten
 - Varus/Valgus stabil, ausgeglichener Beuge- und Streckspalt
- CR („cruciate retaining“, nur das hintere Kreuzband)
 - VKB wird entfernt, nur das hintere Kreuzband bleibt erhalten
 - Varus/Valgus stabil, ausgeglichener Beuge- und Streckspalt
- PS (posterior stabilisiert)
 - Vorderes und hinteres Kreuzband wird entfernt
 - Funktioneller Ersatz des HKB durch Zapfen-Steg-Mechanismus
 - Varus/Valgus stabil, ausgeglichener Beuge- und Streckspalt
- UC („ultracongruent“)
 - VKB wird entfernt, HKB kann erhalten bleiben
 - a. p.-Stabilisierung durch hochkongruentes Inlay
 - Varus/Valgus stabil, ausgeglichener Beuge- und Streckspalt
 - Auch als mobile Plattform („mobile-bearing“)



■ **Abb. 7.85** Beispiel einer Vollscharnierprothese (Mit freundlicher Genehmigung der Fa. Link)

- CC („condylar constrained“)
 - Vorderes und hinteres Kreuzband werden entfernt
 - Funktioneller Ersatz des HKB durch Zapfen-Steg-Mechanismus
 - Partieller Ersatz der Seitenbänder durch Zapfen-Box-Kongruenz
 - Mediales Seitenband darf nicht komplett fehlen
 - Beugespalt darf nur wenig größer als Streckspalt sein



■ **Abb. 7.86a,b** Entwicklung einer sekundären retropatellaren Arthrose aufgrund eines spitzen Sulkuswinkels und erhöhtem Spitzendruck am Patellafrst: a Röntgenbild Patella tangential direkt nach Implantation einer Knie-TEP, b Röntgenbild Patella tangential ca. 1,5 Jahr nach Implantation

- Scharnier
 - Vorderes und hinteres Kreuzband wird entfernt
 - Kopplung von femoraler und tibialer Komponente
 - Rotation bleibt erhalten (Rotationsscharnier)
 - Bei rotatorischer Instabilität Vollscharnier

7.4 Behandlung der Patella im Rahmen der Knie-Totalendoprothese

Die Frage des Ersetzens oder Nichtersetzens der Patellarückfläche wird seit Beginn der Knie-Totalendoprothetik stets kontrovers diskutiert und auch nach mehreren Jahrzehnten zeichnet sich keine klare Entscheidung für die eine oder andere Lösung ab. Das folgende Kapitel will daher nicht zur endgültigen Entscheidungsfindung beitragen, sondern sowohl die Gründe als auch die jeweiligen Techniken für beide Verfahren darstellen.

Obwohl die Häufigkeit rückläufig ist, zählen die patellofemorale Probleme mit 8 % immer noch zu den häufigsten Versagensmechanismen, die zu einer frühen Revision führen (Fehring et al. 2001). Die Häufigkeit des patellofemorale Schmerzes nach Implantation einer Knieprothese wird mit 10–26 % angegeben (Helmy et al. 2008; Muoneke et al. 2003).

7.4.1 Entscheidungsfindung zum Ersetzen oder Nichtersetzten der Patella

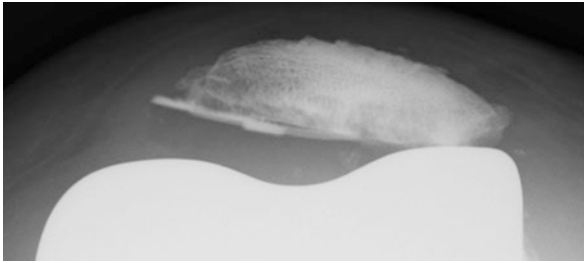
Die Ärzteschaft, welche die Implantation einer Knie-TEP durchführt, gliedert sich in Bezug auf den simultanen Patellarückflächenersatz bei der Implantation einer Knie-TEP in drei Gruppen: diejenigen, die immer ersetzen, diejenigen, die niemals ersetzen, und diejenigen, die in Abhängigkeit von bestimmten Faktoren einen PRE vornehmen.

- Faktoren, die eher für einen Patellarückflächenersatz sprechen (Holt und Dennis 2003):
 - Höhere, primäre Zufriedenheit, geringerer anteriorer Knieschmerz und geringes Risiko einer

Re-Operation durch generelle Verwendung eines PRE (Holt und Dennis 2003; Nizard et al. 2005)

- Schlechte Erfolgchancen eines sekundären Patellarückflächenersatzes (Helmy et al. 2008)
- Vermeidung von sekundärem retropatellarem Knorpelabrieb (■ Abb. 7.86)
- Moderne Materialien („all-poly“ statt „metal-backed“, drei kleine Verankerungszapfen statt einem zentralen großen) und Techniken (zementiert statt zementfrei) können bekannte Komplikationen eines PRE reduzieren
- Faktoren, die eher gegen einen Patellarückflächenersatz sprechen (Holt und Dennis 2003):
 - Zusätzlicher Abrieb durch Polyethylenkomponente
 - Zusätzliche Lockerungsmöglichkeit (■ Abb. 7.87)
 - Vermeidung von spezifischen Risiken eines PRE:
 - Patellofemorales „overstuffing“ (Patelladicke)
 - Patellafraktur (■ Abb. 7.88)
 - Osteonekrose (■ Abb. 7.89)
 - Ruptur von Patella- oder Quadrizepssehne (■ Abb. 7.90)
 - Anpassung des patellaren Knochens an die prothetische Trochlea durch knöchernes „Remodelling“ (■ Abb. 7.91)
 - Abnahme der Patientenzufriedenheit im zeitlichen Verlauf bei Patienten mit PRE (Lindstrand et al. 2001)
 - Sehr kleine und dünne Patella, deren Rückflächenersatz immer in einem patellofemorale „overstuffing“ oder einer extrem dünnen Knochenscheibe resultieren würde

Ansatz des selektiven Patellarückflächenersatzes Neben den Ansätzen, immer oder niemals einen Patellarückflächenersatz durchzuführen, gibt es einige Autoren, die einen sog. selektiven Ansatz verfolgen. Hierzu ist die Datenlage in der Literatur allerdings geringer ausgeprägt (Fern et al. 1992; Meneghini 2008; Misra et al. 2003; Park et al. 2010; Schindler 2012; Swan et al. 2010). Die Ausarbeitung



■ **Abb. 7.87** Lockerung und mediale Dislokation eines „All-Poly“-Patellarückflächenersatzes



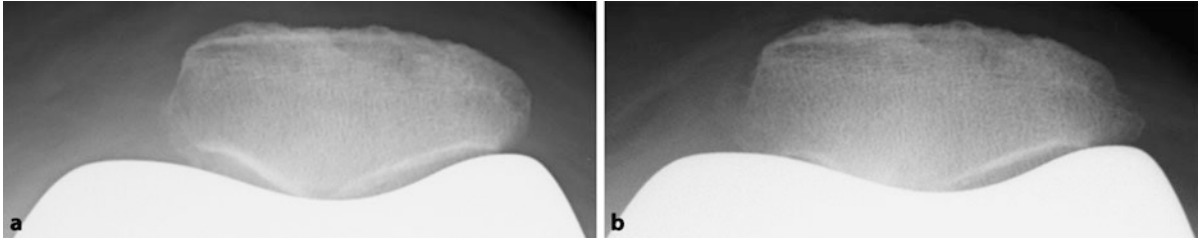
■ **Abb. 7.89** Osteonekrose der Patella nach Implantation einer Knie-TEP



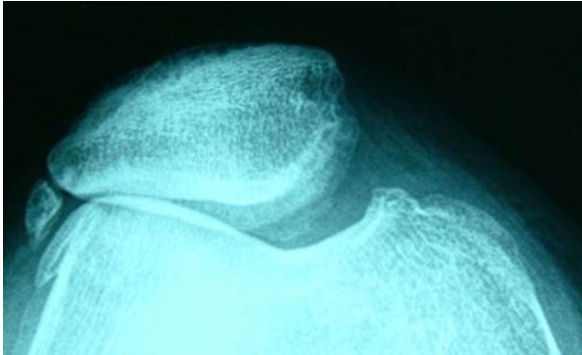
■ **Abb. 7.88** Querfraktur der distalen Patella nach Implantation einer Knie-TEP mit „All-Poly“-Patellarückflächenersatz



■ **Abb. 7.90** Ruptur der Patellasehne nach Implantation einer gekoppelten Knie-TEP mit Patellarückflächenersatz, Dislokation der McLaughlin-Schlinge aus dem patellaren Knochen, ausgeprägter, sekundärer Patellahochstand



■ **Abb. 7.91a,b** Anpassung einer natürlichen Patella an die prothetische Trochlea durch knöchernes Remodeling. **a** Patella-Tangentialaufnahme 3 Monate nach Implantation einer Knie-TEP. **b** 2 Jahre nach Implantation einer Knie-TEP



■ **Abb. 7.92** Radiologische, 4.-gradige patellofemorale Arthrose als Indikation für den selektiven Patellarückflächenersatz

einzelner Selektionskriterien ist allerdings naturgemäß schwieriger, als einzig die Variable des Ersetzens oder Nicht-Ersetzens zu analysieren (Schindler 2012).

Selektionskriterien Folgende Selektionskriterien sprechen eher für den Ersatz:

- Radiologisch ausgeprägte Patellofemoralarthrose mit vollständigem Knorpelverlust (■ Abb. 7.92)
- Höhergradiger, umschriebener patellarer Knorpelverlust bei der intraoperativen Beurteilung (Grad 3–4)
- Inkongruenz der nativen Patella mit der prothetischen Trochlea, z. B. bei ausgeprägt spitzem Sulkuswinkel (■ Abb. 7.93)
- Patellofemorale Instabilität
- Präoperativ bestehender, ausgeprägter patellofemoraler Schmerz
- Systemische, rheumatologische Grunderkrankung
- Höheres Patientenalter, da hier kein Wechsel aufgrund des Polyethylenabriebs der Patella zu erwarten ist
- Niedriger Patellahöhenstand (Patella baja), da hier allein aufgrund des Patellahöhenstands ein erhöhter patellofemoraler Druck besteht (Fern et al. 1992)

Eine schlechte Knochenqualität der Patella und eine Dicke von weniger als 15–22 mm spricht gegen den Ersatz der Patellarückfläche (Misra et al. 2003; Swan et al. 2010).

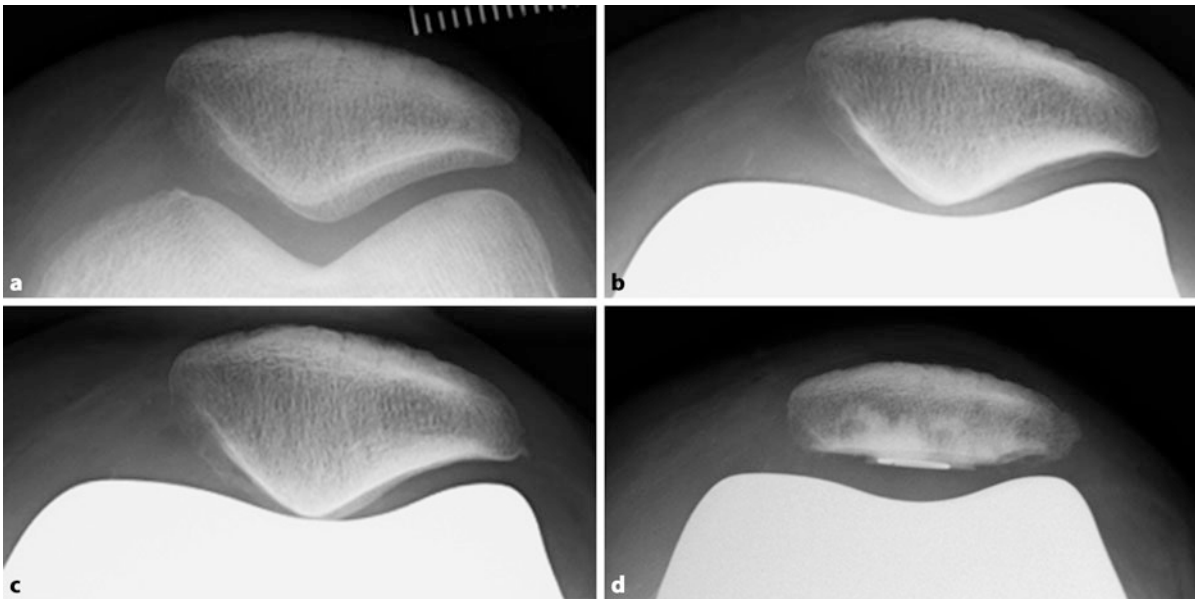
7.4.2 Sekundärer Patellarückflächenersatz

Die Erfolgsquote eines sekundären Patellarückflächenersatzes in Bezug auf die Schmerzlinderung und Patientenzufriedenheit ist gemäß Literatur mit 50–70 % eher niedrig anzusetzen (Helmy et al. 2008; Lindstrand et al. 2001; Muoneke et al. 2003; Schindler 2012). Die Gründe für die eingeschränkten Erfolgchancen sind in den unterschiedlichen Methoden (alleiniger sekundärer PRE, oder Kombinationen mit „lateral release“ und lateraler Facettektomie), aber auch den präoperativ durchgeführten Maßnahmen zum Ausschluss eines anderen Grundes für eine peripatellare Schmerzsymptomatik zu finden. Generell ist aber festzustellen, dass die Erfolgsquote einer Revisionsoperation wegen eines anterioren Knieschmerzes höher ist, wenn neben Maßnahmen zur Rezentrierung des Patellalaufs auch ein Patellarückflächenersatz durchgeführt wird (Lindstrand et al. 2001).

Der Autor empfiehlt die Durchführung eines sekundären Patellarückflächenersatzes im Kombination mit einem offenen lateralen Release und einer lateralen Facettektomie, nachdem die im ► Abschn. 7.5 beschriebenen, präoperativen Ausschlüsse einer anderen Schmerzursache durchgeführt wurden. Obwohl sich die heutzutage erhältlichen Patellarückflächenersätze verschiedener Firmen nur noch wenig unterscheiden (i. d. R. „all-poly“, drei Zapfen, zementiert, „dome-shaped“, stets nur punktuelle Kontaktflächen), sollte das spezifische Implantat des primären Ersatzes verwendet werden, da der Hersteller nur für diese Kombination eine Gewährleistung übernimmt.

7.4.3 Technik der Patellabehandlung beim Nichtersetzen der Patella

Das Nichtersetzen der Patella bedeutet nicht, dass keinerlei Maßnahmen an der Kniescheibe durchgeführt werden. I. d. R. werden die im Folgenden aufgezählten Maßnahmen einzeln oder in verschiedenen Kombinationen angewendet:



■ **Abb. 7.93a–d** Spitzer Sulkuswinkel des Patellofemoralgelenkes als Indikation für den selektiven Patellarrückflächenersatz. **a** Präoperatives Röntgenbild, **b** direkt postoperatives Röntgenbild, **c** Entwicklung einer sekundären, retropatellaren Arthrose, **d** nach sekundärem Patellarrückflächenersatz



■ **Abb. 7.94** Peripatellare Denervation mit dem Elektrokauter



■ **Abb. 7.95** Peripatellare Synovektomie

Peripatellare Denervation mittels Elektrokauter

Die peripatellare Denervation wird mit dem Elektrokauter durchgeführt (■ Abb. 7.94). Ziel ist es, die aus den umliegenden Weichteilen zur Patella ziehenden Nervenstrukturen zu zerstören und dadurch einen anterioren Knieschmerz zu vermeiden.

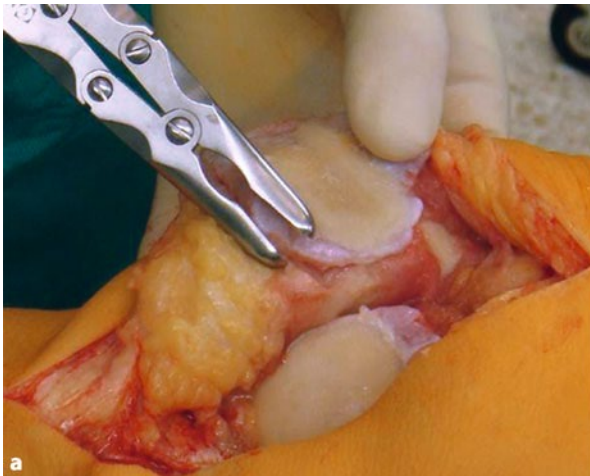
Es besteht die Gefahr der versehentlichen Verletzung des Sehngewebes des M. quadriceps und des Lig. patellae, welches eine Ruptur des Streckapparates zur Folge haben kann.

Zur Wirksamkeit der peripatellaren Denervation mittels Elektrokauter im Sinne einer Verminderung des

vorderen Knieschmerzes existieren verschiedene wissenschaftliche Untersuchungen. Zwei Studien heterogener Qualität fanden keinen Unterschied im Auftreten des vorderen Knieschmerzes (Baliga et al. 2012; Gupta et al. 2010). Zwei andere, prospektiv-randomisierte Studien fanden einen signifikanten Vorteil für die Gruppe der denervierten Patellae (Altay et al. 2012; van Jonbergen et al. 2011). Es existiert keine Studie, die einen Nachteil für diese Technik beschreibt.

Peripatellare Synovektomie

Die peripatellare Synovektomie kann mit dem Luer, Messer oder Elektrokauter durchgeführt werden (■ Abb. 7.95).



■ **Abb. 7.96a,b** Osteophytenresektion. **a** Entfernung von peripatellaren Osteophyten mit dem Luer. **b** Patella nach Entfernung der Osteophyten



■ **Abb. 7.97** Anbohrung der patellaren Gelenkfläche zur Dekompression und verbesserten knöchernen Anpassung



■ **Abb. 7.98** Patelloplastik mit der oszillierenden Säge, um eine bessere Formanpassung an die prothetische Trochlea zu erzielen

Ziel ist es, ein Einklemmen der hypertrophen Synovia im patellofemorale Gelenkspalt zu verhindern und durch eine Reduktion des die Patella umgebenden, innervierten Gewebes auch eine Vermeidung des anterioren Knieschmerzes.

Es besteht die Gefahr der versehentlichen Verletzung des Sehngewebes des M. quadriceps und des Lig. patellae, welches eine Ruptur des Streckapparates zur Folge haben kann.

Zur Einzelmaßnahme der peripatellaren Synovektomie existiert kein wissenschaftlicher Beleg.

Resektion von Osteophyten

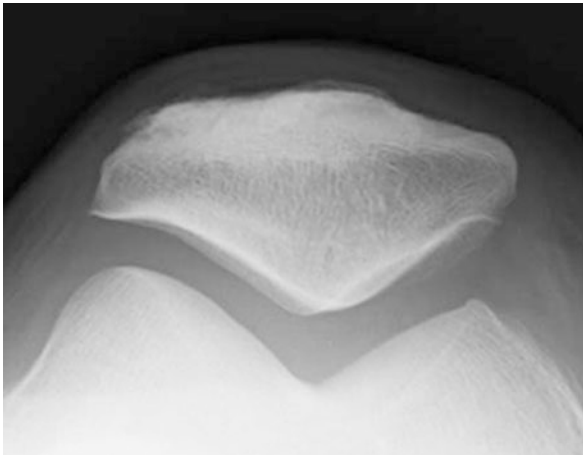
Die Resektion der Osteophyten am Patellarand wird mit dem Luer durchgeführt (■ **Abb. 7.96**). Ziel ist es, durch Wiederherstellung der alten Patellaform den Lauf in der

prothetischen Trochlea zu verbessern. Die peripatellare Eröffnung der Spongiosa kann ebenfalls eine Dekompression bewirken und zur schnelleren Formanpassung beitragen.

Zur Einzelmaßnahme der peripatellaren Osteophytenresektion existiert kein wissenschaftlicher Beleg.

Anbohren der Patella zur Dekompression

Die Anbohrung der Patella zur intraossären Dekompression kann entweder von der Gelenkfläche erfolgen (■ **Abb. 7.97**) oder seitlich, parallel zur Gelenkfläche. In der Regel wird maximal ein 3,2-mm-Bohrer, eher dünner, verwendet. Ziel ist es, durch intraossäre Dekompression der Spongiosa eine schnellere Formanpassung der Patella an die metallische Trochlea zu erreichen. Eine theoretische Komplikation besteht in der Frakturgefahr.



■ **Abb. 7.99** Beispielbild einer Trochlea mit ausgeprägt spitzem Sulcuswinkel. Hier besteht die Indikation zum Patellarrückflächenersatz oder zur Patelloplastik, um einen erhöhten Druck mit konsekutiver retropatellarer Arthrose zu vermeiden

Zur Wirksamkeit der Anbohrung zur intraossären Dekompression der Patella im Rahmen einer Knie-TEP besteht eine positive, wissenschaftliche Untersuchungen (Lee et al. 2013).

Patelloplastik

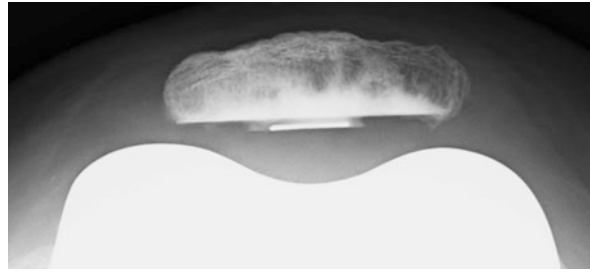
Die Resektion der knorpeligen Patellarrückfläche mit der oszillierenden Säge wird Patelloplastik genannt (■ Abb. 7.98). Dies kann geschehen, um eburnisierte Knochenflächen anzufrischen oder im Falle eines sehr spitzen, anatomischen Sulcuswinkels eine Spitzenbelastung des Patellafirstes in der metallischen Trochlea zu vermeiden (■ Abb. 7.99). Ziel ist es, durch die Formgebung und Dekompression der Spongiosa eine schnellere Formanpassung der Patella an die metallische Trochlea zu erreichen.

Zur Wirksamkeit der Patelloplastik im Rahmen einer Knie-TEP bestehen gemischte wissenschaftliche Belege (Cameron 1991; Erturk et al. 2011; Ficat et al. 1979).

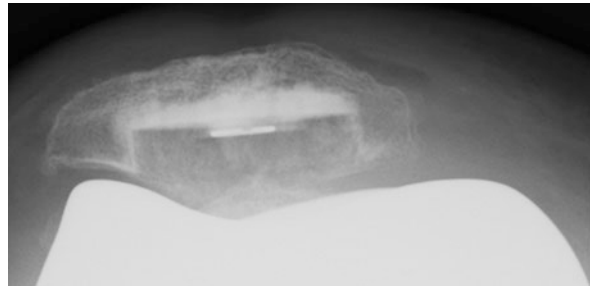
7.4.4 Technik des Patellarrückflächenersatzes

Inlay- und Onlaypatellaersatz

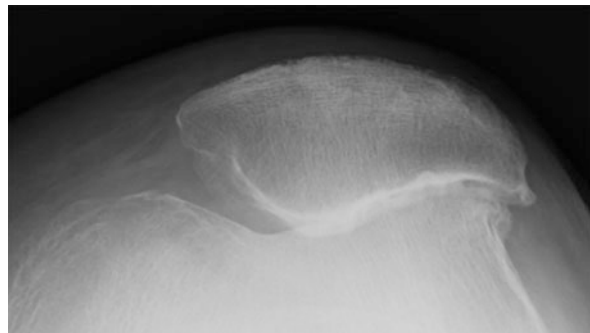
Prinzipiell stehen beim Ersatz der Patella die Techniken der Patellainlays und -onlays zur Verfügung. Bei der Onlay-Technik wird die gesamte Patellagelenkfläche mit der Säge reseziert und mit einer auf der resezierten Knochenfläche fixierten prothetischen Gelenkfläche ersetzt (■ Abb. 7.100). Bei der Inlaytechnik wird mit Hilfe einer Fräse nur die Gelenkfläche entfernt, die auch ersetzt wird, und der PE-Ersatz in die bestehende Gelenkfläche eingesetzt. Hierbei verbleiben an den Rändern Restknorpel



■ **Abb. 7.100** Onlay-Patellarrückflächenersatz



■ **Abb. 7.101** Inlay-Patellarrückflächenersatz



■ **Abb. 7.102** Ausgeprägte Patellofemoralarthrose

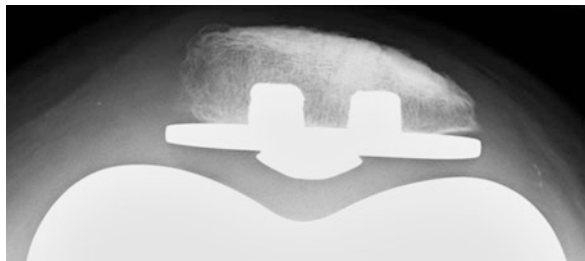
(■ Abb. 7.101). Die Inlaypatella wird i. d. R. auf den First der originären Patella positioniert. Bei einer schweren, primären Patellofemoralarthrose mit eburnisierter, lateraler Patellafacette ist die Inlaytechnik oft nicht ausreichend, um eine Rekonstruktion der Patelladicke zu erzielen (■ Abb. 7.102). Hier sollte die Onlaytechnik bevorzugt werden. Prinzipiell bietet die Inlaytechnik einen höheren Widerstand gegen Scherkräfte (Rosenstein et al. 2007), wiewohl keine Unterschiede in der Langzeithaltbarkeit bekannt sind.

„All-Poly“- und „Metal-backed“-Patellaersatz

Prinzipiell werden Patellarrückflächenersätze aus reinem Polyethylen (■ Abb. 7.100 und ■ Abb. 7.103) von denen unterschieden, die eine metallische Grundplatte haben, auf der eine in der Regel frei rotierbare, mobile Polyethy-



▣ **Abb. 7.103** Produktbild eines zementpflichtigen „All-Poly“-Patellarückflächenersatzes (Inlay mit einem Zapfen, Onlay mit drei Zapfen) (Mit freundlicher Genehmigung der Fa. Smith & Nephew)



▣ **Abb. 7.104** Beispiel eines zementfreien „Metal-backed“-Patellarrückflächenersatzes

lenfläche befestigt ist (▣ Abb. 7.104). Der Nachteil dieser metal-backed-Patellae besteht darin, dass ein evtl. auftretender Polyethylenabrieb zu Metall-Metall-Kontakt führen mit erheblichem Abrieb führen kann. Der Vorteil des „Metal-backed“-Patellaersatzes ist, dass er auch zementfrei verwendet werden kann, z. B. im Fall einer Zementunverträglichkeit. Die „All-Poly“-Patellakomponenten müssen zementiert werden.

Rekonstruktion der Dicke

Prinzipiell gilt für jede Art von Patellarückflächenersatz, dass die Dicke der Patella rekonstruiert werden soll. Hierzu wird diese vorher mit einer Schieblehre gemessen und nach der Rekonstruktion kontrolliert (▣ Abb. 7.105). Die Dicke der Patellarückflächenersätze beträgt i. d. R. 9–11 mm. Diese Knochendicke muss reseziert werden. Eine zu starke Resektion führt zu einer dünneren Kniescheibe mit einem schlechteren Hebelarm und erhöhtem Kraftbedarf in der Quadrizepsmuskulatur. Eine zu geringe Resektion führt zu einem patellofemorale „overstuffing“ und ggf. peripatellarem Schmerz durch erhöhte Spannung im medialen und lateralen Retinakulum (Merican et al. 2012). Hierdurch ergeben sich auch Kontraindikationen für den Patellarückflächenersatz: zur Vermeidung einer erhöhten Frakturgefahr darf eine restliche Mindestknochendicke von 10 mm nicht unterschritten werden.

Positionierung des Patellarückflächenersatzes

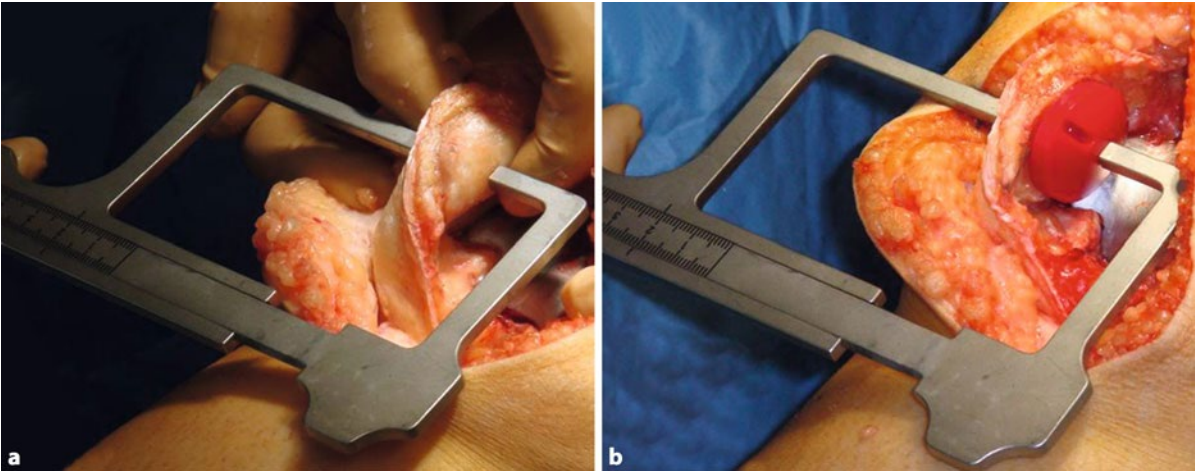
Die natürliche Patella hat eine querovale Form und der First der Patella ist aufgrund einer größeren lateralen und kleineren medialen Facette i. d. R. medialisiert.

Um eine relative Medialisierung der Patella in Bezug zur Trochlea zu vermeiden, muss der First des Patellarückflächenersatzes ebenfalls medialisiert werden (▣ Abb. 7.106). Falls nach korrekter, medialisierter Positionierung des Patellarückflächenersatzes eine große Fläche der lateralen Facette unabgedeckt bleibt, sollte diese reseziert werden, um ein knöchernes Impingement zu vermeiden.

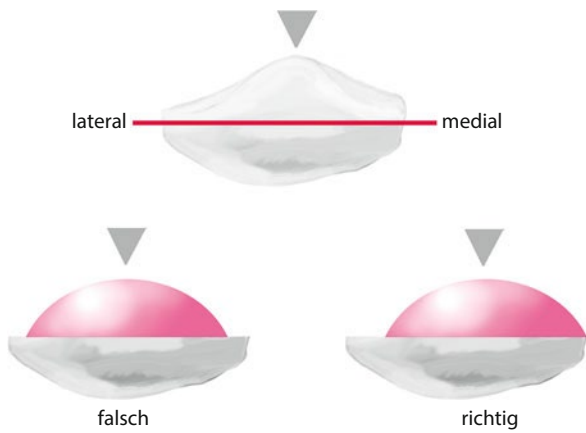
In kraniokaudaler Richtung sollte der Patellarückflächenersatz eher kranial implantiert werden, um eine funktionelle Patella baja zu vermeiden (▣ Abb. 7.107).

Resektion parallel zum anterioren Kortex der Patella

Die Resektion des patellaren Knochens sollte parallel zum anterioren Kortex der Patella durchgeführt werden (▣ Abb. 7.108). Wenn dieser Schnitt nicht parallel zur anterioren Kortikalis erfolgt, resultiert ein laterales Tilt der Patella in Bezug zur prothetischen Trochlea (▣ Abb. 7.109). Dies kann mit Beschwerden verbunden sein und aufgrund erhöhter Scherkräfte zu einer Lockerung führen. Bei dysplastischen Patellae kann die Reduktion des lateralen Tilts der Patella manchmal nur durch einen Patellarückflächenersatz erzielt werden (▣ Abb. 7.110).



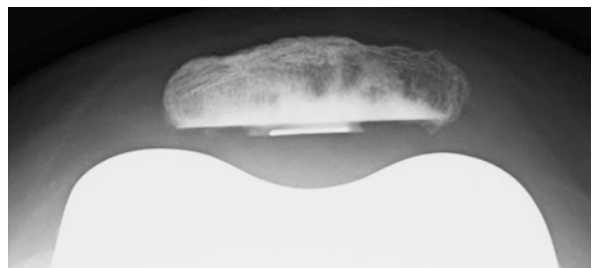
■ **Abb. 7.105a,b** Messen der Patelladicke mit der Schieblehre vor Durchführung der Resektion (a) und nach Rekonstruktion der Patella (b)



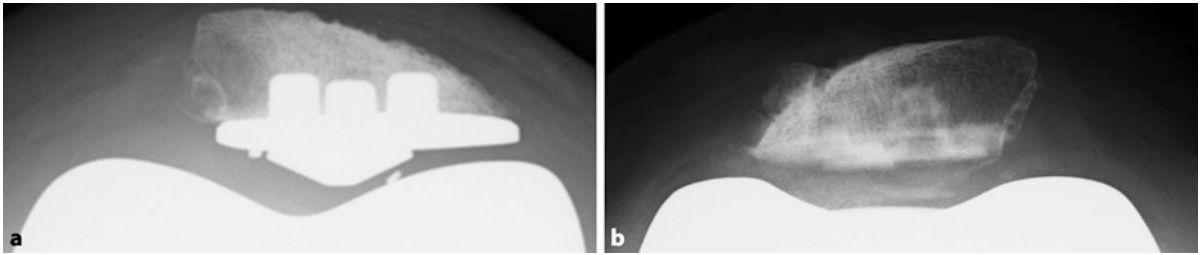
■ **Abb. 7.106** Prinzip der medialisierten Implantation des Patellarückflächenersatzes, um den natürlichen Patellafirst zu rekonstruieren



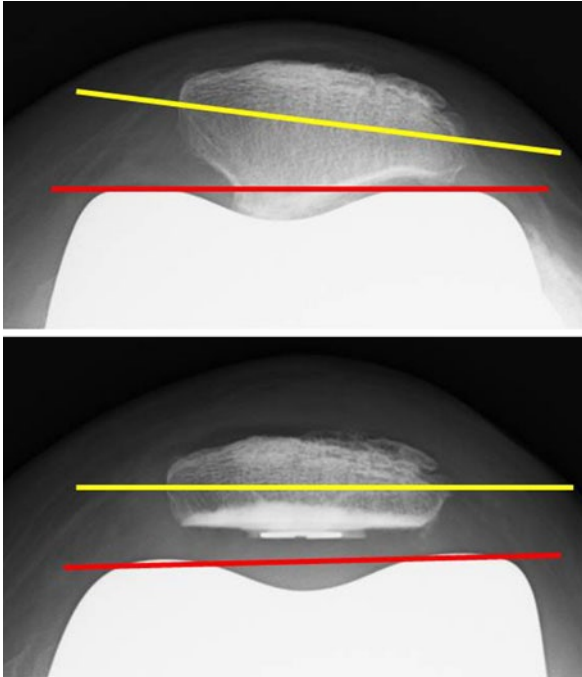
■ **Abb. 7.107** Prinzip der proximalisierten Implantation des Patellarückflächenersatzes, um die funktionelle patellare Gelenkfläche anzuheben



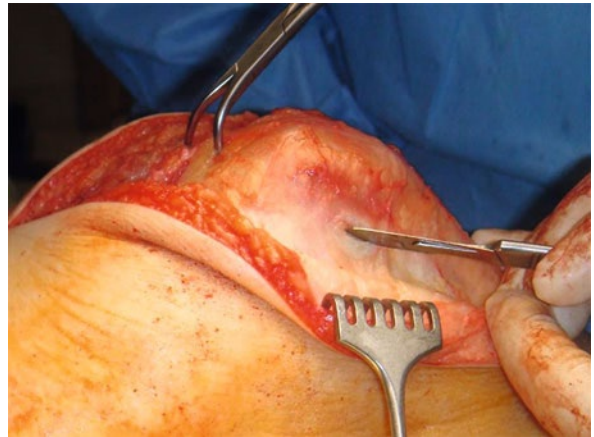
■ **Abb. 7.108** Resektion der patellaren Gelenkfläche parallel zum anterioren Kortex



■ **Abb. 7.109a,b** Patellarer Tilt bei nicht-paralleler Resektion, **a** bei einer „Metal-backed“-Patella, **b** bei einer All-Poly-Patella



■ **Abb. 7.110** Behebung des patellaren Tilts der dysplastischen Patella auf der prothetischen Trochlea durch Implantation eines Patellarrückflächenersatzes



■ **Abb. 7.111** Temporärer Verschluss der medialen, proximalen Kapsel mit Hilfe einer Backhaus-Klemme. Das „lateral release“ wird ca. 1–1,5 cm lateral der Patella druchgeführt

von eventueller Luxation, Subluxation oder Patellatilt („no thumb rule“). Wenn das Knie in 90° Flexion aufgestellt wird, sollte die mediale Patellafacette Kontakt auf dem medialen Femurkondylus haben. Folgende Faktoren haben Einfluss auf die Beurteilung des Patellalaufs:

7.4.5 Balancing des Patellofemoralgelenkes im Rahmen der Knie totalendoprothese

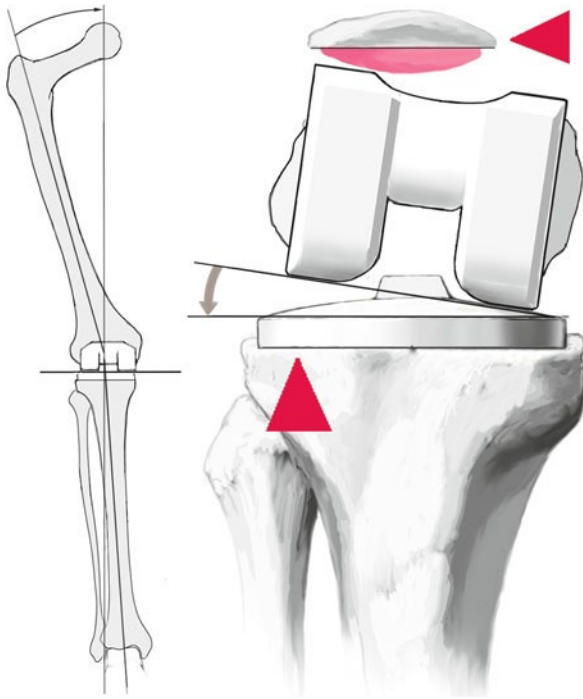
Das Balancing des Patellofemoralgelenkes beinhaltet die Überprüfung des Patellalaufs, den Ausschluss extrinsischer Einflüsse auf den Patellalauf und die Optimierung der Prothesenkomponenten in Bezug auf das PF-Gelenk, bevor Maßnahmen, i. d. R. das laterale Release, am Kniestreckapparat durchgeführt werden.

Überprüfung des Patellalaufs

Nach Implantation der Probekomponenten sollte eine Überprüfung des Patellalaufs vor Verschluss der medialen Kapsel erfolgen. Hierbei soll die Patella reponiert werden. Anschließend erfolgt ohne manuellen Druck auf die laterale Patella eine zunehmende Beugung und Überprüfung

Operativer Zugangsweg Je nach Wahl des operativen Zugangswegs kann es zu einer fehlerhaften Beurteilung des Patellalaufs kommen. Je weiter nach proximal die Schnittführung in der Kapsel reicht, umso eher wird ein laterales Release durchgeführt. Am geringsten ist die „Lateral-release“-Rate beim Subvastus-Zugang, gefolgt vom Midvastus-Zugang, am häufigsten beim medialen parapatellaren Zugang (Alcelik et al. 2012; Hu et al. 2012). Abhilfe kann hier mit einer Backhaus-Klemme geschaffen werden, die einen temporären Kapselverschluss am oberen, medialen Patellapols erzeugt (■ Abb. 7.111).

Verwendung einer Oberschenkelblutsperre Die gefüllte Blutdruckmanschette kann eine Verkürzung des M. quadriceps vortäuschen. Daher sollte diese vor Durchführung des Balancings geöffnet werden. Alternativ kann auch das Schließen der Blutsperre in maximaler Beugung erfolgen, um eine Verkürzung des M. quadriceps zu minimieren.

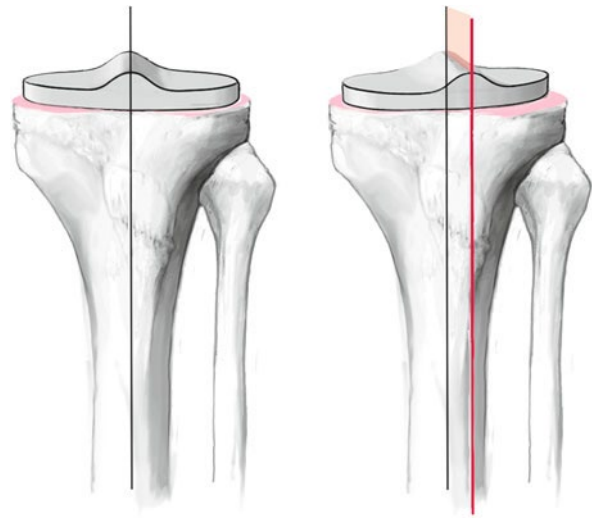


■ **Abb. 7.112** Relative Patellalateralisation bei Innenrotationsstellung der femoralen Komponente. Beachte: Patella aus didaktischen Gründen nicht an anatomischer Position

Die Patella wird im Laufe der zunehmenden Beugung des Kniegelenkes von verschiedenen Strukturen geführt. Von der vollen Streckung bis ca. 30° Beugung erfolgt vornehmlich eine ligamentäre und muskuläre Führung. Erst ab ca. 30–40° Beugung tritt die Kniescheibe in die knöcherne Trochlea ein und wird von da an vor allem durch die Form der Trochlea geführt. Diese Führung durch die Oberflächengeometrie der Trochlea wird durch den Einbau einer Knieprothese erheblich verändert. Im Folgenden werden Gründe aufgezählt, die es, auch bei regelrecht implantierter Knieprothese, erforderlich machen können, ein Balancing des Patellofemoralgelenkes durchzuführen:

Bevor ein Balancing des Patellofemoralgelenkes vorgenommen wird, sollten andere Faktoren, die zu einer Patellalateralisierung führen können überprüft werden:

Rotation des Femurs Eine Innenrotationsstellung des Femurs kann eine relative Patellalateralisation in Strecknähe vortäuschen (■ Abb. 7.112). Es sollte zunächst eine Überprüfung der femoralen Rotation anhand der bekannten, nach Implantation der Prothese noch beurteilbaren, anatomischen Landmarken erfolgen: transepikondyläre Linie, lange Tibiaachse in 90° Beugung, evtl. posteriore Kondylenlinie anhand der Resektate der dorsalen Kondylen. Sollte eine Innenrotation vorliegen, muss diese vor Durchführung eines lateralen Release behoben werden.



■ **Abb. 7.113** Relative Patellalateralisation bei Innenrotationsstellung der tibialen Komponente

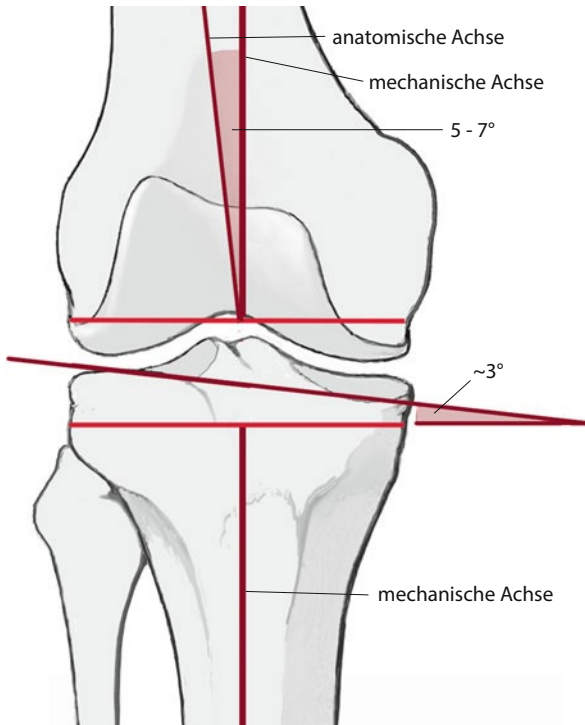
Rotation der tibialen Komponente Eine Innenrotationsstellung der tibialen Komponente kann ebenfalls zu einer sekundären Patellalateralisation führen (■ Abb. 7.113). In Bezug auf den Patellalauf scheint die Ausrichtung der tibialen Rotation auf die Tuberositas tibiae (► Abschn. 7.1) praktische Vorteile gegenüber anderen anatomischen Landmarken zu haben. Falls eine Innenrotation gegenüber der Tuberositas vorliegt, sollte diese zunächst behoben werden.

Persistierende Valgusstellung Eine postoperativ bestehende Valgusfehlstellung der Beinachse kann ebenfalls eine sekundäre Patellalateralisation hervorrufen. Diese sollte durch eine extramedulläre Überprüfung der Beinachse kontrolliert und ggf. vor Durchführung eines lateralen Release korrigiert werden.

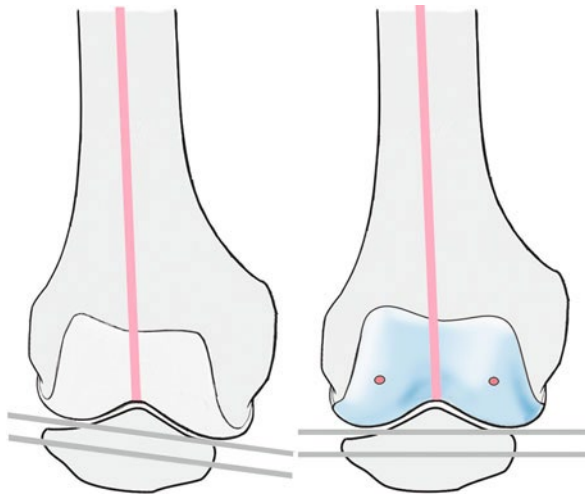
Notwendigkeit eines „lateral release“ bei korrekt implantierter Knie-TEP?

Auch bei einer korrekten Implantation einer Knie-TEP ist regelmäßig die Durchführung eines „lateral release“ notwendig, da durch die Prothese sehr viele Parameter des Patellofemoralgelenkes verändert werden. Folgende Faktoren führen häufig zur Notwendigkeit eines „lateral release“:

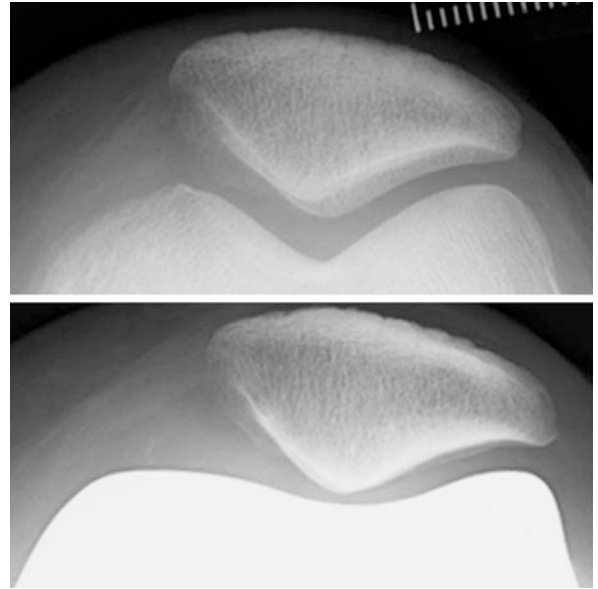
- Vorbestehend verkürztes laterales Retinakulum aufgrund einer präoperativen Valgusfehlstellung: bei einer vorbestehenden Valgusfehlstellung ist nach Korrektur auf eine gerade Beinachse häufig auch das laterale Retinakulum relativ verkürzt.
- Distale Verlängerung des lateralen Femurkondylus durch eine Knie-TEP: die Gelenklinie des Femoraltibialgelenkes fällt typischerweise von lateral nach me-



■ **Abb. 7.114** Veränderung des distalen, lateralen Femurwinkel von durchschnittlich 3° auf 0° durch Implantation einer Knie-TEP



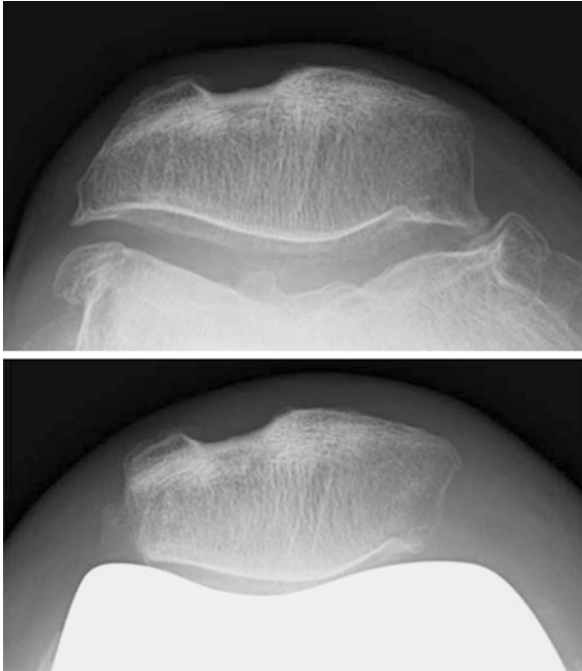
■ **Abb. 7.115** Veränderung des seitlichen Öffnungswinkels des Patellofemoralgelenkes im 90° Flexion von durchschnittlich 3° auf 0° durch Implantation einer Knie-TEP



■ **Abb. 7.116** Inkongruenz einer spitzwinkligen Patella auf der prothetischen Trochlea

dial ab (■ [Abb. 7.114](#)). Dieser Winkel entspricht im Durchschnitt ca. 3° zur mechanischen Femurachse, zeigt aber individuelle Streuungen. Da bei der Implantation einer Knie-TEP die Gelenkflächen auf 0° zur mechanischen Tibiaachse eingestellt werden, bedeutet dies eine Verlängerung des lateralen Femurs und eine sekundäre Verkürzung des lateralen Retinakulums (■ [Abb. 7.115](#)).

- Medialisierung der Trochlea durch symmetrische Femurkondylen der Prothesen: die Trochlea des natürlichen Kniegelenkes ist in der Regel gegenüber der geometrische Mitte lateralisiert, da der laterale Femurkondylus schmaler als der mediale ist. Dies gilt insbesondere für die tiefe Beugung ab 90° , da hier die distalen Femurkondylen das Patellofemoralgelenk bilden. Die meisten aktuellen Knieprothesenmodelle haben Femurkondylen, die medial und lateral die gleiche Breite aufweisen. Hierdurch erfolgen eine Medialisierung der prothetischen Trochlea und eine sekundäre Lateralisation der Patella.
- Schwächung der medialen Strukturen durch den operativen Zugangsweg: i. d. R. erfolgt der operative Zugang von medial, wodurch bereits eine Schwächung der medial stabilisierenden Strukturen erfolgt. Diese ist zum einen intraoperativ vorhanden und kann die Beurteilung des Patellaufs beeinträchtigen. Sie kann aber auch postoperativ bestehen bleiben, da eine mediale Kapselnaht eine Struktur, wie z. B. das MPFL, nicht sicher rekonstruieren kann. Je weiter nach proximal die Kapselinzision erfolgt, umso größer ist der destabilisierende Einfluss des Zugangs (subvas-



■ **Abb. 7.117** Relative Kongruenz einer flachwinkligen Patella auf der prothetischen Trochlea

tus < midvastus < medial parapatellar) (Alcelik et al. 2012; Hu et al. 2012).

Maßnahmen zum Balancing des Patellofemoralgelenkes

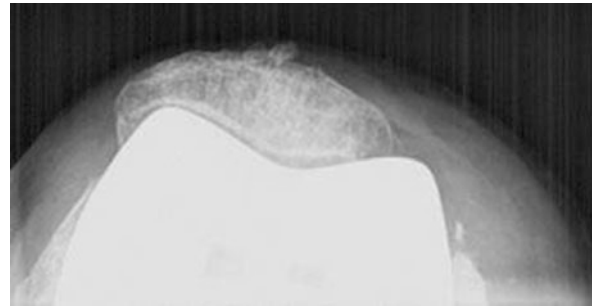
Folgende Maßnahmen stehen einzeln oder in Kombination zur Verfügung, um eine zentrale Patellaführung in der prothetischen Trochlea über den gesamten Bewegungsumfang zu erzielen:

Patelloplastik

Mit der Patelloplastik werden Maßnahmen bezeichnet, die mittels Säge oder Luer eine Formanpassung der Patellarrückfläche vornehmen, um eine bessere Kongruenz der nativen Patella mit der prothetischen Trochlea zu erzielen (■ Abb. 7.88). Ein spitzer Sulkuswinkel der natürlichen Trochlea auf der präoperativen Patella-tangential-Aufnahme ist ein Hinweis, dass hier eine Inkongruenz zur prothetischen Trochlea bestehen kann (■ Abb. 7.116). Bei einem flachen Sulkuswinkel ist eine bessere postoperative Kongruenz zwischen natürlicher Patella und prothetischer Trochlea zu erwarten (■ Abb. 7.117).

Laterale Facettektomie/Verkleinerung der lateralen Patellafacette

Bei Vorliegen einer posttraumatisch verbreiterten oder allgemein querovalen Patellaform kann es durch die Inkongruenz der Patella mit der relativ schmalen protheti-

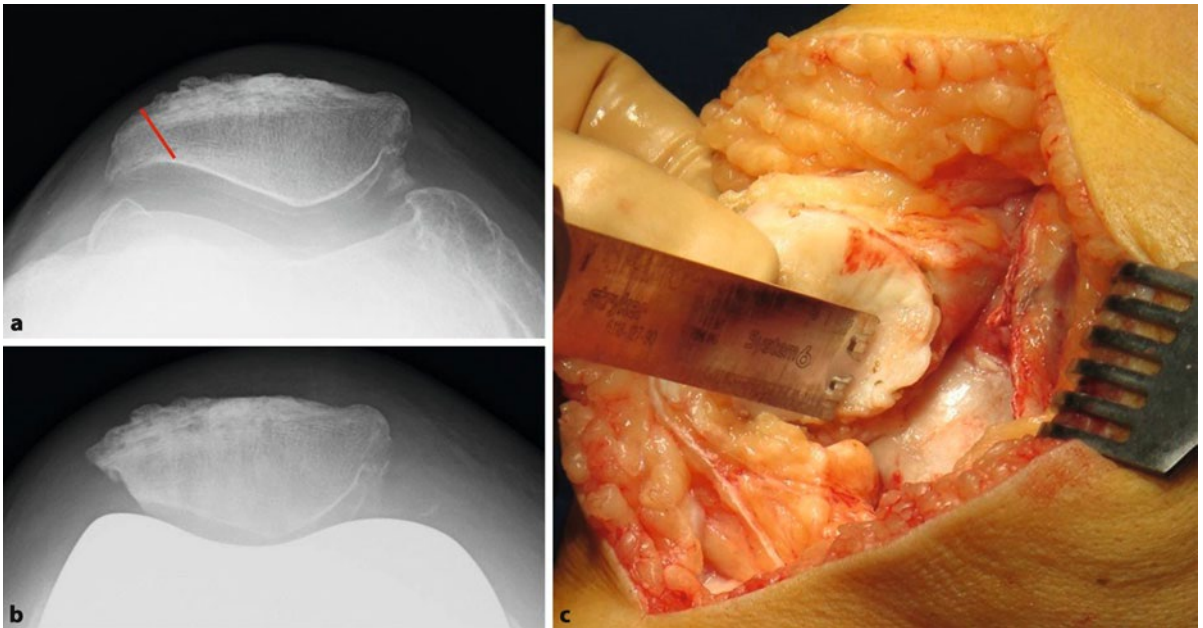


■ **Abb. 7.118** Laterale Hyperkompression der Patella

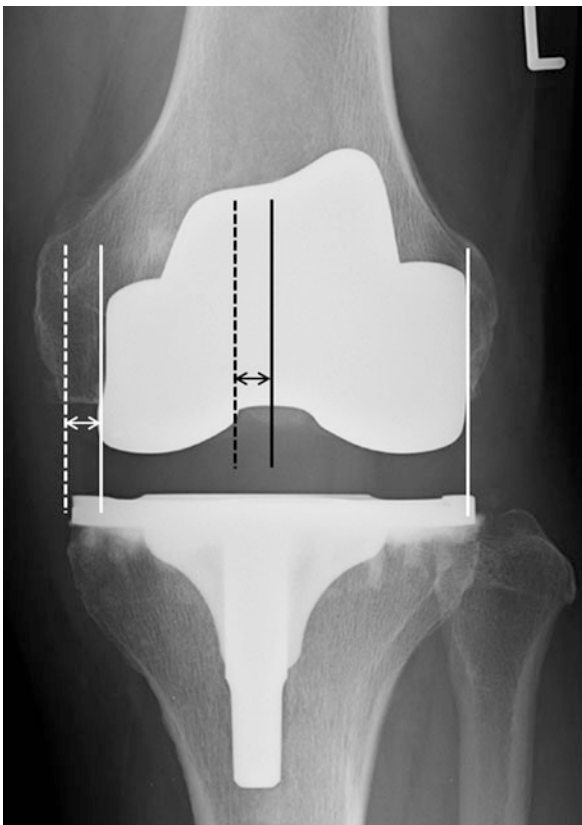
schen Trochlea zu einem lateralen Überhang und einer schmerzhaften lateralen Hyperkompression kommen (■ Abb. 7.118). Hier können ein Ablösen des lateralen Retinakulums mit dem Elektrokauter und eine Resektion der lateralen Patellafacette zu einer Dekompression des lateralen Retinakulums führen, ohne dass ein klassisches „lateral release“ notwendig wird (■ Abb. 7.119) (Shaw 2003; Wachtl und Jakob 2000).

Laterale Positionierung von femoraler und tibialer Komponente

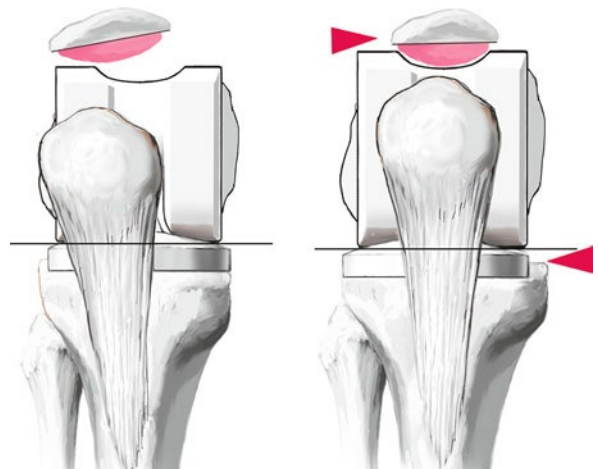
Durch die Implantation einer Knieprothese wird die Trochlea i. d. R. medialisiert. Da die Größe der femoralen Komponente in erster Linie durch die antero-posteriore Ausdehnung bestimmt wird, verbleibt manchmal ein Spielraum für die mediolaterale Positionierung der femoralen Komponente. In diesem Fall sollte eine möglichst laterale Position der Komponente angestrebt werden, um eine weitere Medialisierung der Trochlea zu vermeiden (■ Abb. 7.120). Das gleiche gilt für die tibiale Komponente: eine medialisierte Position der Tibia führt zu einer relativen Lateralisierung der Tuberositas tibiae und sollte daher vermieden werden (■ Abb. 7.121).



■ **Abb. 7.119a–c** Resektion der lateralen Patellafacette zur Vermeidung einer lateralen Hyperkompression. **a** Breite laterale Patellafacette mit Osteophytenbildung. **b** Nach Implantation einer Knie-TEP und Verkleinerung der lateralen Facette. **c** Resektion der lateralen Facette mit der oszillierenden Säge



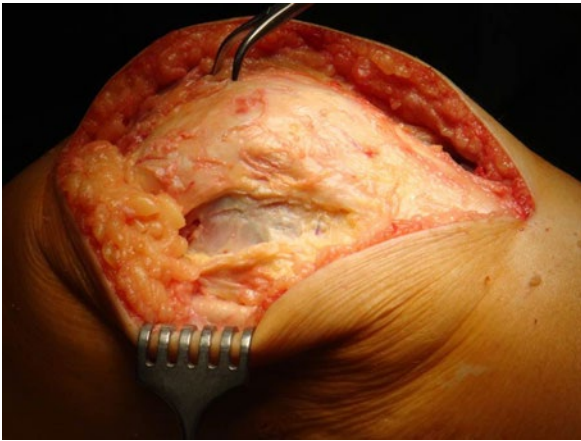
■ **Abb. 7.120** Lateralisierung der femoralen Komponente, um eine Medialisierung der Trochlea zu vermeiden



■ **Abb. 7.121** Lateralisierung der tibialen Komponente, um eine relative Lateralisierung der Tuberositas tibiae zu vermeiden. Beachte: Patella aus didaktischen Gründen nicht an anatomischer Position

Mediale Positionierung der patellaren Komponente

Bei Durchführung eines Patellarückflächenersatzes sollte die i. d. R. symmetrische, runde Patellakomponente möglichst medial positioniert werden, um eine zentrale Patellaführung in der Trochlea zu erzielen (Nelissen et al. 1995). Eine laterale Positionierung ist zu vermeiden, da hierdurch die Spannung im lateralen Retinakulum erhöht wird. I. d. R. sollte die Spitze der prothetischen Patella mit dem First der natürlichen Patella übereinstimmen (■ Abb. 7.106).



■ **Abb. 7.122** Durchführung des lateralen Release bei 90° gebeugtem Knie, temporärem Verschluss der medialen Kapsel am oberen Patellapol, ca. 1–2 cm lateral der Patella

Die Maßnahmen des „lateral release“ und der medialen Kapseldoppelung werden als proximales Realignment (Merkow et al. 1985) bezeichnet:

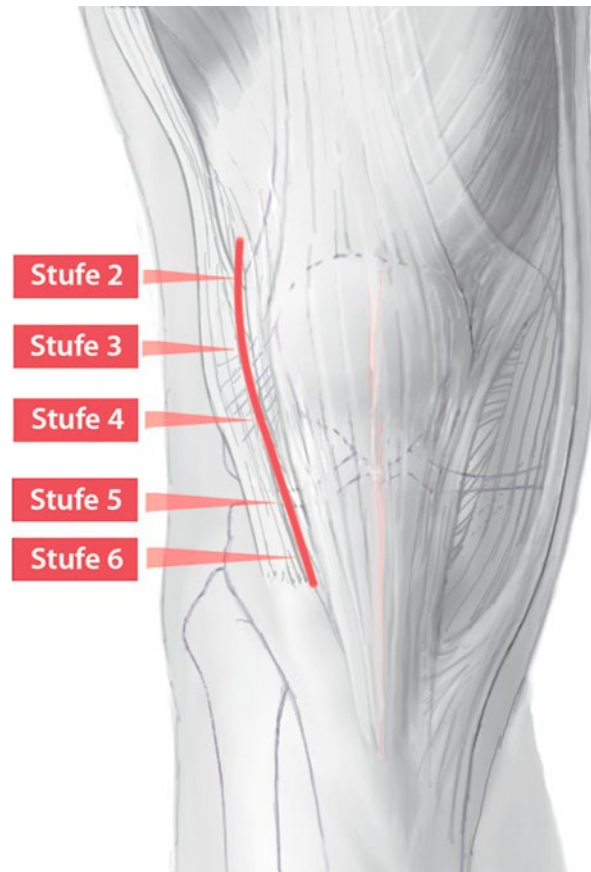
„Laterales release“

Auch bei korrekt implantierter Knieprothese ergeben sich zahlreiche Faktoren (s. o.), die eine relative Verkürzung des lateralen Retinakulums hervorrufen können, und ein „lateral release“ erforderlich machen.

Die weitverbreitete Meinung, dass ein laterales Release in Kombination mit einer medialen Kapsulotomie ein erhöhtes Risiko für eine Patellanekrose hat, wird durch Langzeitstudien, die keinerlei negative Effekte durch ein laterales Release aufwiesen, widerlegt (Ritter et al. 1996; Weber et al. 2003).

Neben der Art des operativen Zugangs (Subvastus- < Midvastus- < medial parapatellarer Zugang) (Alcelik et al. 2012; Hu et al. 2012), hat auch die Prothesenform einen Einfluss auf die Notwendigkeit eines lateralen Release (Bertin und Lloyd 2013). Generell kann die intraoperative Beurteilung des Patellalaufs bei noch offener medialer Kapsel und Verwendung einer Blutsperrung zu einer unnötig häufigen Verwendung des „lateral release“ führen (Benjamin und Chilvers 2006). Prinzipiell kann das „lateral release“ von intra- oder extraartikulär erfolgen, wobei die intraartikuläre Technik immer auch die innere Synovialschicht durchtrennt und die extraartikuläre eine erweiterte subkutane Präparation erfordert.

Der Autor bevorzugt eine Technik, bei der die mediale Kapsel am oberen, medialen Patellapol mit einer Backhausklemme verschlossen wird. Das Knie wird in 90° Flexion aufgestellt. Wenn in dieser Position ein Kontakt der medialen Patellafacette auf dem medialen Femurkondylus zu sehen und zu tasten ist, erfolgt kein „laterales release“.

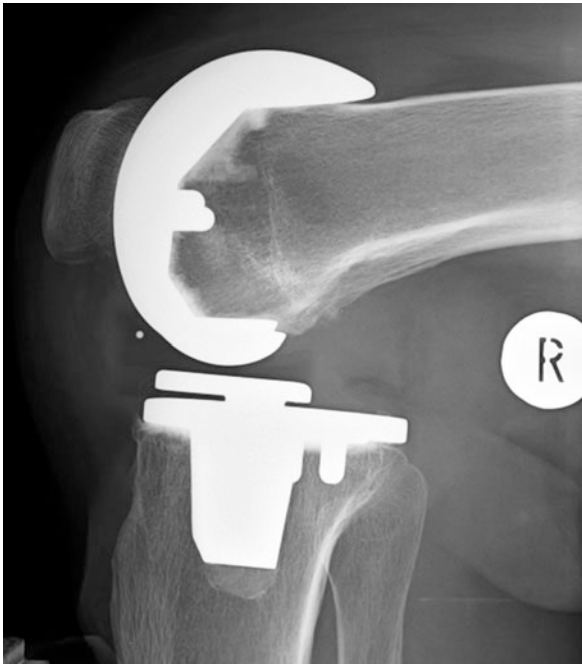


■ **Abb. 7.123** Graduelle Einteilung des „lateral release“

Sollte sich in dieser Position eine Lateralisation und/oder ein laterales Verkippen („tilting“) ohne Kontakt der medialen Facette zeigen, erfolgt ein laterales Release. Dies wird von lateral durchgeführt, um die innere Synovialschicht zu erhalten, und erfolgt ca. 1–2 cm lateral des Patellarandes (■ Abb. 7.111 und ■ Abb. 7.122). Die Erhaltung der inneren Synovialschicht vermeidet subkutane Schwellungen und Vorwölbungen. Nach Durchführung des Release erfolgt die Blutstillung der Aa. geniculares laterales superioris et inferioris.

In der Literatur findet sich eine praktische, graduelle Abstufung des lateralen Release (Strachan et al. 2009) (■ Abb. 7.123):

- Intraartikulär
 - 1.-gradig: Durchtrennen des Lig. patellofemorale laterale
- Extraartikulär: von proximal knapp unterhalb des M. vastus lateralis bis distal:
 - 2.-gradig: zum oberen Patellapol reichend
 - 3.-gradig: zur Mitte der Patella reichend
 - 4.-gradig: zum unteren Patellapol reichend
 - 5.-gradig: zur Gelenklinie reichend
 - 6.-gradig: zum Tuberculum Gerdyi reichend



■ **Abb. 7.124** Hintere Instabilität als Grund für patellofemorale Beschwerden

Am häufigsten ist ein 4.- bis 5.-gradiges Release notwendig, da in dieser Höhe die querverlaufenden Fasern zwischen Tractus iliobtibialis und Patella zu finden sind.

Doppelung der medialen Kapsel/ mediale Raffung

Nach Durchführung eines lateralen Release kann beim Kapselverschluss noch zusätzlich eine Doppelung der medialen Kapselnaht vorgenommen werden. Dies kann mit einer Distalisierung des M. vastus medialis verbunden werden. Um eine sekundäre Verkürzung der Patellasehne zu vermeiden, sollte die Doppelung nur proximal durchgeführt werden. Wichtig ist, dass die mediale Raffung allein keine ausreichende Maßnahme darstellt. Nur wenn, z. B. durch ein vorheriges laterales Release sichergestellt ist, dass die Patella ohne Zwang in der prothetischen Trochlea läuft, kann sie erfolgreich sein.

Tuberositasosteotomie und -medialisierung

Bei einer relativen Lateralisation der Tuberositas tibiae und/oder einer Rotationsfehlstellung der proximalen Tibia, stellt die Tuberositasosteotomie und -medialisierung eine Behandlungsmöglichkeit dar (Drexler et al. 2013; Nakajima et al. 2010). Analog zur Indikationsabklärung beim nativen Kniegelenk ist ein mit Hilfe des CT gemessener Abstand zwischen Tuberositas tibiae und prothetischer Trochlea von mehr als 15–20 mm die Grundlage zur Therapieentscheidung.

Bei einer patellofemorale Instabilität aufgrund einer Patella alta stellt die Distalisierung des Tuberositas tibiae, ggf. in Kombination mit einem MPFL-Ersatz die Methode der Wahl dar (Feller 2012).

Ersatz des medialen patellofemorale Ligaments (MPFL)

Der Ersatz des MPFL bei patellofemorale Instabilitäten des natürlichen Kniegelenkes hat sich mittlerweile als Standardeingriff etabliert (Frosch et al. 2011). Auch bei schweren patellofemorale Instabilitäten nach Implantation einer Knie-TEP wurde dieses Verfahren erfolgreich eingesetzt, auch wenn die berichteten Fallzahlen noch relativ gering sind (Asada et al. 2008; van Gennip et al. 2012).

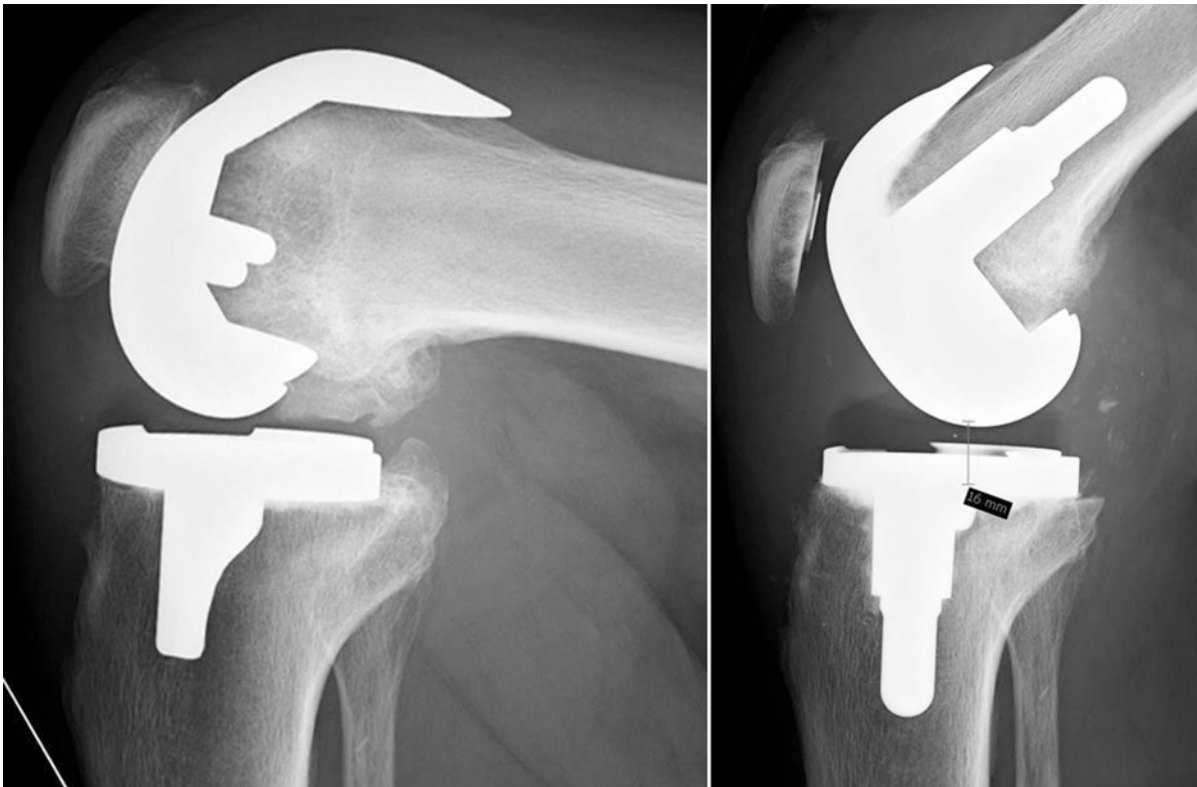
7.4.6 Abklärung von Einflussfaktoren auf das Patellofemorale Gelenk vor einem sekundären Patellarückflächenersatz

Neben den oben beschriebenen Techniken für die Behandlung der Patella gibt es zahlreiche Gründe für einen anterioren Knieschmerz nach Implantation einer Knie totalendoprothese. Die Vielfalt dieser Faktoren ist ein Grund für die heterogene Studienlage zum Patellarückflächenersatz, da diese Faktoren in der Regel nicht kontrolliert wurden. Es ist wichtig, diese Faktoren vor einer eventuellen Entscheidung zu einem sekundären Patellarückflächenersatz abzuklären. Nach Berücksichtigung aller Faktoren kann evtl. ein Verzicht auf einen sekundären PRE oder gar die Entscheidung zu einem Komplettwechsel der Prothese stehen.

Differenzialdiagnosen des anterioren Knieschmerzes

Anamnestisch und anhand der körperlichen Untersuchung sollte zunächst herausgefunden werden, ob die anterioren Knieschmerzen tatsächlich von der Patella ausgelöst werden. Folgende Differenzialdiagnosen kommen in Betracht:

- Bursitiden
 - Bursitis praepatellaris
 - Im Bereich des Pes anserinus
- Insertionstendopathien der Quadrizepssehne oder der Patellasehne
- Neurinome des Ramus infrapatellaris des N. saphenus im Narbenbereich
- Lockerung der tibialen Komponente
- Vernarbung des Hoffa-Fettkörpers
- Impingement eine mobilen Gleitlagers im Bereich des Hoffa-Fettkörpers
- Synovitis aufgrund von PE-Abrieb



■ **Abb. 7.125** Prothesenwechsel von einer HKB-erhaltenden Knie-TEP (CR) auf eine posterior stabilisierte Knie-TEP (PS) aufgrund patellofemoraler Schmerzen, hier in Kombination mit einem sekundären Patellarrückflächenersatz

Weitere Ursachen von patellofemorale Beschwerden

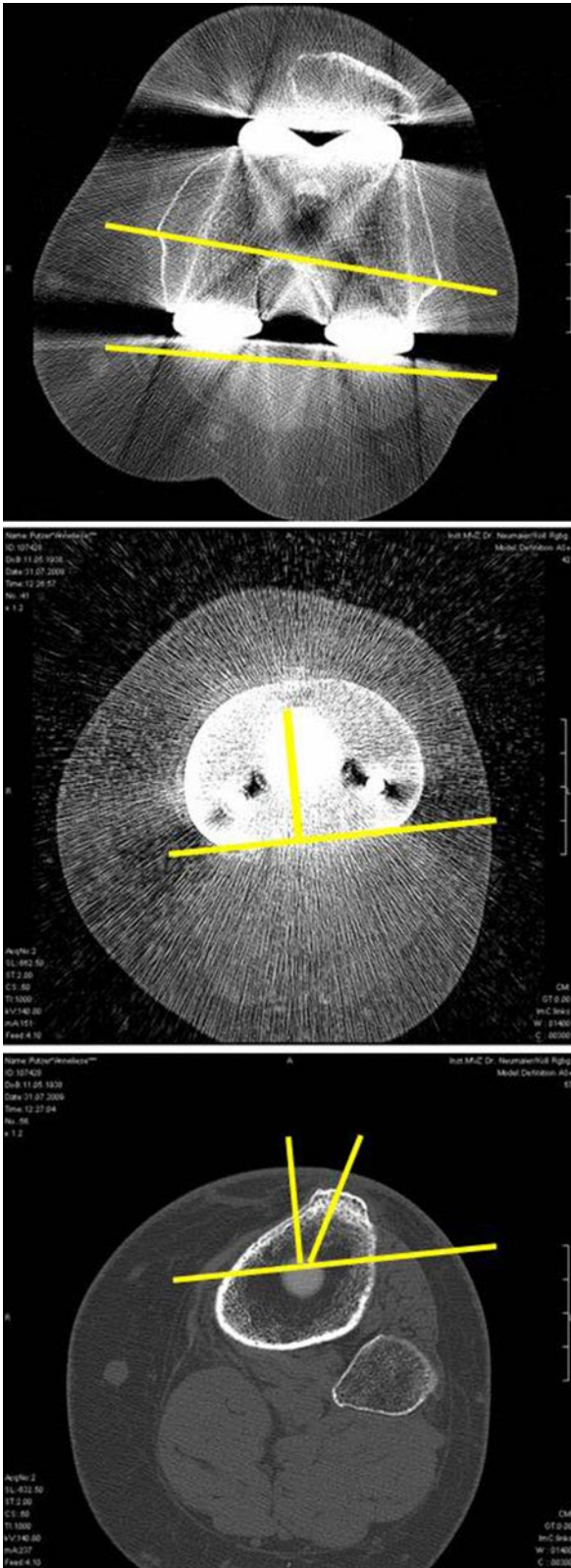
Die folgenden, mechanischen Pathologien des Ersatzes des Femorotibialgelenkes können ebenfalls einen anterioren Knieschmerz hervorrufen, der nicht durch einen sekundären Patellarrückflächenersatz allein behandelt werden kann. Sollte eine dieser Pathologien vorliegen, muss i. d. R. ein Komplettwechsel mit Korrektur der entsprechenden Pathologie erfolgen. Im Sinne eines größtmöglichen Erfolges, sollte bei dieser Gelegenheit aber auch ein Patellarückflächenersatz kombiniert werden.

Anterio-posteriore Stabilität der Knieprothese Eine antero-posteriore Instabilität des Kniegelenkes führt aufgrund der weiter anterioren Position des Femurs in Bezug zur Tibia zu einem erhöhten Druck im patellofemorale Kompartiment (■ **Abb. 7.124**). Daneben kommt es zu einer Verkürzung des Hebelarms zwischen Patella und Tuberositas tibiae. In eigenen Arbeiten des Autors konnte gezeigt werden, dass die Verwendung eines PS- anstelle eines CR-Designs zu einer ca. 20%igen Verminderung sowohl des patellofemorale Drucks als auch der notwendigen Extensionskraft des M. quadriceps kommt (Becher et al. 2009; Heyse et al. 2010). In Falle einer antero-posterioren

Instabilität als Ursache für den anterioren Knieschmerz kommt nur der Wechsel auf ein PS-Implantat in Betracht (■ **Abb. 7.125**).

Rotation von femoraler und tibialer Komponente Sowohl die isolierte femorale oder tibiale Innenrotation einer Prothesenkomponente, als auch die kombinierten Innenrotationsfehler können zu einer relativen Patellalateralisation führen und Ursache für anterioren Knieschmerz sein. Diese sind nur durch eine computertomografische Untersuchung zu diagnostizieren (Bell et al. 2012; Berger et al. 1998). Diese sollte vor jedem sekundären Patellarückflächenersatz durchgeführt werden, um diese Fehlstellung als Ursache auszuschließen (■ **Abb. 7.126**). Eine Rotationsfehlstellung kann nur durch einen Wechsel mit Korrektur der Rotation angegangen werden (Hofmann et al. 2003).

Postoperative Valgusstellung Eine postoperativ bestehende Valgusstellung des Kniegelenkes kann aufgrund einer relativen Patellalateralisation ebenfalls zu patellofemorale Schmerzen und einer Instabilität führen. Hier kann nur durch einen Prothesenwechsel mit Korrektur der Fehlstellung Abhilfe geschaffen werden.

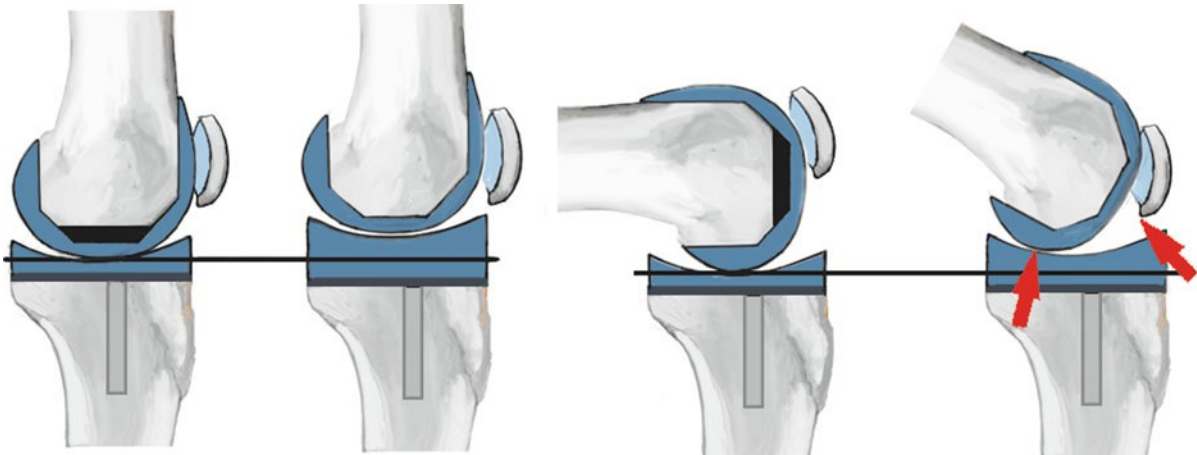


■ **Abb. 7.126** Computertomografische Untersuchung zur Rotation der femoralen und tibialen Komponenten

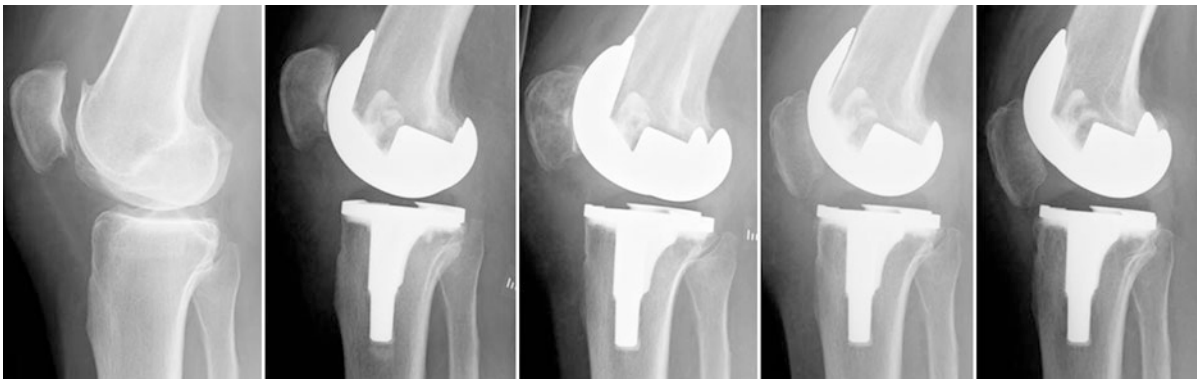


■ **Abb. 7.127** Patellatiefstand mit Impingement der Patella an das Polyethyleninlay

Höhe der Gelenklinie Die Höhe der Gelenklinie kann ebenfalls ein Grund für patellofemorale Schmerzen nach Implantation einer Knieprothese sein. Vor allen Dingen ein Patellatiefstand im Sinne einer Patella baja oder infera kann zum einen durch ein Impingement von Patellasehne oder Patella am Polyethylen (■ Abb. 7.127), zum anderen aber auch durch eine Verkürzung des Hebelarms zwischen Patella und Tuberositas tibiae und den damit erhöhten Kraftaufwand im Streckapparat Schmerz hervorrufen (Kazemi et al. 2011; Maeno et al. 2006). In der Knieprothetik muss eine echte Patella baja durch eine Verkürzung der Patellasehne (■ Abb. 7.128) von einer relativen Patella baja durch eine Anhebung der Gelenklinie bei Implantation der Knieprothese unterschieden werden (Kazemi et al. 2011) (■ Abb. 7.129). Bei Vorliegen einer relativen Patella baja kann nur ein Prothesenwechsel mit Distalisierung der Gelenklinie durch distale, femorale Augmentate im Kombination mit einem sekundären Patellarückflächenersatz einen Erfolg bringen. Die Behandlung einer echten Patella baja durch Verkürzung der Patellasehne ist sehr aufwändig (1. Distalisieren der Gelenkfläche durch femorale Aug-



■ Abb. 7.128 Pseudo-Patella baja durch Erhöhung der Gelenklinie



■ Abb. 7.129 Im zeitlichen Verlauf progrediente echte Patella baja durch Verkürzung des Ligamentum patellae bei normaler Gelenklinie

mentate, 2. Tuberositasosteotomie und -proximalisierung, 3. Verlängerung der Patellasehne, 4. PE-Shaving zur Vermeidung eines Impingement, 5. proximale Positionierung eines Patellarrückflächenersatzes) und kann nicht immer eine Verbesserung der klinischen Symptomatik garantieren (Chonko et al. 2004; Freiling et al. 2006).

7.4.7 Zusammenfassung

- Entscheidungsfindung zum Ersetzen oder Nichtersetzen der Patella
 - Argumente für einen generellen Patellarrückflächenersatz
 - Höhere, primäre Zufriedenheit, geringerer anteriorer Knieschmerz und geringes Risiko einer Re-Operation durch generelle Verwendung eines PRE
 - Schlechte Erfolgchancen eines sekundären Patellarrückflächenersatzes
 - Vermeidung von sekundärem retropatellarem Knorpelabrieb

- Argumente gegen einen generellen Patellarrückflächenersatz
 - Zusätzlicher Abrieb durch Polyethylenkomponente
 - Zusätzliche Lockerungsmöglichkeit
 - Vermeidung von spezifischen Risiken eines PRE:
 - Patellofemorales „overstuffing“ (Patelladicke)
 - Patellafraktur
 - Osteonekrose
 - Ruptur von Patella- oder Quadrizepssehne
 - Abnahme der Patientenzufriedenheit im zeitlichen Verlauf bei Patienten mit Patellarrückflächenersatz
 - Sehr kleine und dünne Patella
- Mögliche Kriterien für einen selektiven Patellarrückflächenersatz
 - Radiologisch ausgeprägte Patellofemoralarthrose mit vollständigem Knorpelverlust
 - Höhergradiger, umschriebener patellarer Knorpelverlust bei der intraoperativen Beurteilung (Grad 3–4)



■ **Abb. 7.130** Zementfreie „press-fit“-verankerte Tibiakomponente

- Inkongruenz der nativen Patella mit der prothetischen Trochlea
- Patellofemorale Instabilität
- Präoperativ bestehender, ausgeprägter patellofemoraler Schmerz
- Systemische, rheumatologische Grunderkrankung
- Höheres Patientenalter
- Patella baja

■ Technik der Patellabehandlung beim Nichtersetzen der Patella

- Peripatellare Denervation mittels Elektrokauter
- Peripatellare Synovektomie
- Resektion von Osteophyten
- Anbohren der Patella zur Dekompression
- Patelloplastik

■ Technik des Patellarrückflächenersatzes

- Inlay- oder Onlaytechnik
- Rekonstruktion der ursprünglichen Patelladicke
- Medialisierte Platzierung des PRE
- Proximale Positionierung des PRE
- Resektion parallel zum anterioren Kortex der Patella

■ Balancing des Patellofemoralgelenkes im Rahmen der Knie totalendoprothese

- Patelloplastik



■ **Abb. 7.131** Zementfreie Fixation mittels Schrauben (Mit freundlicher Genehmigung der Fa. Smith & Nephew)

- Laterale Facettektomie
- Laterale Positionierung von tibialer und femoraler Komponente
- Mediale Positionierung der patellaren Komponenten
- „Lateral release“ des Retinakulums
- Doppelung der medialen Kapsel
- Tuberositasosteotomie und -medialisierung
- Ersatz des medialen patellofemorales Ligaments (MPFL)

■ Abklärung von Einflussfaktoren auf das Patellofemoralgelenk vor einem sekundären Patellarückflächenersatz

- a. p.-Stabilität der Knieprothese
- Rotation der femoralen und tibialen Komponente
- Postoperative Valgusstellung
- Patellahöhenstand

7.5 Fixation von Knieprothesen

Prinzipiell stehen folgende Methoden zur Verfügung:

- Zementierte Fixation
- Zementfreie Fixation
- Hybridverankerung:
 - Tibia zementiert, Femur zementfrei
 - Knochenschnitte zementiert, Schäfte zementfrei

Technik der Zementierung (Goldstandard)

- Zementierung in Blutleere
- Anbohren der sklerotischen Flächen
- Jet-Lavage der Knochenflächen
- Trocknung der Knochenflächen mit Bauchtuch
- Anmischen des Zements mit Vakuumsystem
- Zement manuell auf die tibiale Knochenfläche aufbringen und eindrücken
- Prothese mit dünner Schicht Zement belegen
- Einzeitige Zementierung von Tibia und Femur zur verbesserten Kompression
- Entfernung von ausgehärteten Zementresten mit dünnem Meißel

Für die tibiale Komponente ist eine Zementeindringtiefe von 3 mm notwendig. Für diesen Fall ist die rein horizontale Zementierung ausreichend und auf die Zementierung des Schafes kann verzichtet werden.

Die Langzeithaltbarkeit einer Knieendoprothese hängt neben einer achsgerechten Ausrichtung, dem Prothesendesign und einer ausgewogenen Weichteilbalancierung nicht zuletzt von der dauerhaften Fixation der metallischen Komponenten im Knochen ab (Ranawat et al. 2012). Neben der zementierten Fixation sind sowohl die zementfreie als auch die Hybridfixation (Zementierung der tibialen Komponente, zementfreie femorale Komponente) gebräuchlich. Die Fixation der patellaren Komponente wird im zugehörigen Kapitel gesondert dargestellt.

7.5.1 Zementfreie Verankerung

Die zementfreie Verankerung wird nur in einem geringen Anteil der aktuell implantierten Knieendoprothesen verwendet. Als Vorteil für die zementfreie Verankerung ist die kürzere Operationszeit zu nennen, als Nachteil die höheren Kosten der Implantate. Als problematisch erweist sich nicht die Verankerung der femoralen, sondern der tibialen Komponente (Lombardi et al. 2007). Die immer wieder sehr guten Ergebnisse der zementfreien Fixation in kleineren Kohortenstudien konnten durch die Masse der Anwender nicht reproduziert werden (Drexler et al. 2012). So zeigte das schwedische Register im Zeitraum



■ **Abb. 7.132** Zementfreie Fixation mittels Oberflächenvergrößerung (Mit freundlicher Genehmigung der Fa. Zimmer)

1985–1994 ein 1,4-fach erhöhtes Risiko für eine Lockerung bei zementfreier Versorgung (Robertsson et al. 2000), was im weiteren Verlauf fast zur völligen Aufgabe der zementfreien Versorgung in Schweden geführt hat. Weitere Studien und Metaanalysen kommen ebenfalls zu dem Schluss, dass eine zementfreie, tibiale Verankerung nicht die gleiche Langzeithaltbarkeit wie eine zementierte aufweist (Gandhi et al. 2009; Lombardi et al. 2007; Ranawat et al. 2012; Rand et al. 2003). Weitere postulierte Vorteile der zementfreien Verankerung, wie eine leichtere Revision und eine längere Haltbarkeit insbesondere bei jungen Patienten, konnten ebenfalls nicht nachgewiesen werden (Gandhi et al. 2009; Lombardi et al. 2007; Ranawat et al. 2012; Rand et al. 2003).

Wichtig bei der zementfreien Verankerung ist die Primärstabilität der Prothesenkomponente, um ein sicheres knöchernes Einwachsen anstelle eines bindegewebigen Einwachsens zu erzielen (Haddad et al. 1987). Hierzu wurden verschiedene Prinzipien angewandt: Press-fit-Verankerung (■ Abb. 7.130) oder Schraubefixation (■ Abb. 7.131). Einige Autoren empfehlen auch die Verwendung einer Knochenmühle, um mit der gewonnenen Masse aus spongiosen Knochen die Unebenheiten des Knochenschnitts auszugleichen und ein Einwachsen zu beschleunigen. Daneben gibt es zahlreiche Neuentwicklungen verschiedener Hersteller, die darauf abzielen, die Oberfläche der Prothese zu vergrößern (■ Abb. 7.132), eine dem Knochen ähnliche Porosität zu erzeugen (■ Abb. 7.133) oder durch verschiedene Oberflächenbeschichtungen osteoinduktiv zu wirken, z. B. Hydroxylapatit (HA), Trikalziumphosphat oder BMP. Für alle diese neuen Methoden gibt es vielversprechende, im Verlauf kurzzeitige Kohortenstudien, aber noch keine Langzeitstudien im freien Markt (Lombardi et al. 2007).

Auch wenn die zementfreie Fixation der tibialen Komponente nicht die gleich guten Langzeitergebnisse wie die



■ **Abb. 7.133** Zementfreie Fixation durch erhöhte Porosität (Mit freundlicher Genehmigung der Fa. Zimmer)

zementierte Fixation aufweist, so ist sie sicherlich eine Alternative bei Patienten mit dermatologisch nachgewiesenen Allergien gegen Zementkomponenten.

7.5.2 Hybridverankerung

Unter der Hybridfixation versteht man zum einen die zementierte Verankerung der tibialen Komponente in Kombination mit der zementfreien Verankerung der femoralen Komponente und zum anderen bei Verwendung geschäfteter Implantate die Zementierung der Knochenschnittflächen mit zementfreien Schäften. Die theoretisch denkbare Kombination der zementfreien Verankerung der Tibia in Kombination mit der zementierten Verankerung des Femurs ist nicht gebräuchlich.

Bei der Hybridverankerung von primären Knieprothesen wird eine zementierte Tibiakomponente mit einer zementfreien Femurkomponente kombiniert. Nach der Literatur scheint die Verwendung eines zementfreien Femurs sicher zu sein. Auch hier gibt es Literatur, die eine höhere Lockerungsrate beschreibt (Campbell et al. 1998; Rand et al. 2003), aber die überwiegende Anzahl der Artikel zeigt eine der zementierten Verankerung gleichwertige Haltbarkeit (Huddleston et al. 2005; Hsu et al. 1998; Illgen et al. 2004; König et al. 1998; Lombardi et al. 2007; Parker et al. 2001; Rorabeck 1999). Die komplexe Geometrie der distalen Femurzurichtung mit 5 Sägeflächen im Winkel von bis zu 180° und, ggf. bei Verwendung eines PS-Implantats, einer zentralen Box scheint hier die Verankerung gegenüber der tibialen Komponente mit einem einzigen Sägeschnitt zu begünstigen. Die Wahl der femoralen Verankerung obliegt damit ausschließlich der Präferenz des Operateurs.

7.5.3 Zementfreie und zementierte Schäfte

Bei Verwendung von Implantaten mit Schaftverlängerung kann entweder nur die Knochenauflagefläche zementiert und der Schaft zementfrei verwendet werden (Hybridfixation) (■ Abb. 7.134) oder eine vollständige Zementierung von Knochenauflagefläche und Schaft vorgenommen werden (■ Abb. 7.135). Ältere Studien sahen hier klare Vorteile für die vollzementierte Verankerung mit einer erhöhten Lockerungsrate für zementfreie Schäfte. Neuere Studien sehen die Hybridverankerung mittlerweile gleichauf (Bottner et al. 2006; Chon et al. 2004; Conditt et al. 2004), insoweit folgende Voraussetzungen erfüllt werden: der Schaft ist dick genug (Conditt et al. 2004) und lang genug (Bourne und Finlay 1986; Yoshii et al. 1992), damit eine 30 mm lange Strecke eines Press-fit-Kontaktes zwischen Schaft und Knochen besteht (Conditt et al. 2004; Jazrawi et al. 2001). Auch der als Nachteil zementfreier Press-fit-Schäfte postulierte Knochenschmerz am Ende des Schaftes kann durch moderne, geschlitzte Schäfte vermieden werden (Barrack et al. 2004).

7.5.4 Zementierte Verankerung von Knieprothesen

Vorteile Die zementierte Verankerung zeigt sich gegenüber der zementfreien vorteilhaft durch eine vollbelastbare Primärstabilität (Efe et al. 2011a), eine bessere Druckverteilung an den femoralen Schrägschnitten, den Ausgleich von geringen Unebenheiten der Sägeschnitte, und eine Infektionsprophylaxe durch Antibiotikazusätze (Lombardi et al. 2007). Daneben ist die zementierte Versorgung kostengünstiger. Bei einer eventuellen Revision entstehen durch die Zementierung keine größeren Defekte als bei zementfreier Versorgung (Efe et al. 2011b).

Nachteile Nachteilig ist, dass PMMA-Zement unter immer wiederkehrender zyklischer Lastaufnahme eine begrenzte Resistenz gegenüber Spannung und Scherkräften hat und hierunter deformieren oder desintegrieren kann (Drexler et al. 2012; Lewis 1997). Daneben gibt es Allergien gegen Zementkomponenten, allerdings häufiger gegen die flüchtige Startersubstanz Benzoylperoxid und das zugesetzte Antibiotikum Gentamicin als gegen das PMMA (Thomas et al. 2008).

Für die Hüftendoprothetik kann anhand der Daten der skandinavischen Endoprothesenregister der Erfolg verbesserter Zementiertechniken (Jet-Lavage, Anmischen im Vakuum) durch eine verbesserte Standzeit bewiesen werden. Für die Knieendoprothetik können noch keine verbesser-



■ **Abb. 7.134** Geschäftete Prothese mit zementierter Knochenauflagefläche und zementfreiem Schaft (Hybridfixation)

ten Standzeiten in klinischen Registern gezeigt werden, aber es gibt zahlreiche experimentelle und kleinere, klinische Studien, die einen Einfluss der Zementiertechnik auf die Langzeithaltbarkeit aufzeigen.

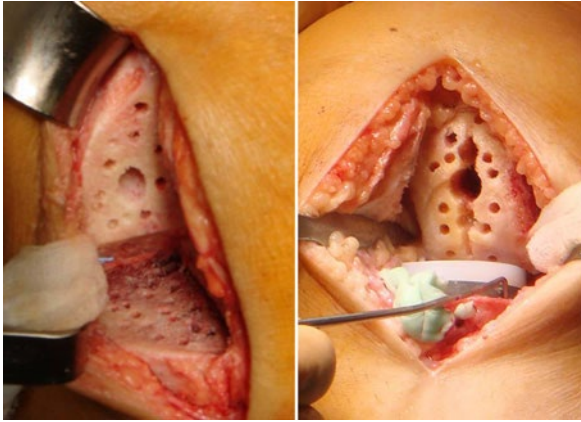
Antibiotikazusatz Der Zusatz eines Antibiotikums, in Revisionszementen auch von zwei oder mehr Antibiotika, zum Knochenzement kann nachweislich das Auftreten von tiefen Infekten und nachfolgende Revisionsoperationen reduzieren (Chiu et al. 2002; Engesaeter et al. 2003; Eveillard et al. 2003; Josefsson und Kolmert 1993; Lynch et al. 1987). Durch bereits industriell zugemischte Antibiotika entstehen keine Beeinträchtigungen der Materialeigenschaften (Baleani et al. 2003; Breusch und Kuhn 2003; Gravius et al. 2007; Kilicoglu et al. 2008; Kim et al. 2011; Persson et al. 2006).



■ **Abb. 7.135** Vollzementierte, geschäftete Prothese

7.5.5 Technik des Zementierens

Die folgenden Hinweise stellen eine Zusammenfassung zum Teil klinischer und zum Teil experimenteller Arbeiten zu modernen Zementiertechniken dar.



■ **Abb. 7.136** Anbohrung von sklerotischem Knochen zur Verbesserung der Zement-Knochen-Interdigitation

Anbohrung der sklerotischen Flächen

Um eine verbesserte Verzahnung des Knochenzementes mit dem Knochen zu erzielen, ist es nötig, sklerotische Flächen, z. B. das mediale Tibiaplateau bei einer Varusgonarthrose, mit dem Bohrer anzufrischen (■ **Abb. 7.136**). Hier kommt es weniger auf die Tiefe der Bohrlöcher an, als auf das Verhältnis von Dicke des Bohrers zur Tiefe des Bohrlochs, da zu dünne Zementzapfen durch Scherkräfte abgebrochen werden können. Mehrere 2–4 mm tiefe Löcher mit einem 3,2er-Bohrer sind empfohlen (Clarius et al. 2010; Dorr et al. 1984).

Zementierung in Blutleere/-sperre

Auch wenn zur Operation keine Blutsperrung verwendet wird, so ist es erforderlich, diese zumindest für die Phase der Zementierung zu verwenden. Das aus der Spongiosa austretende Blut kann ein tiefes Eindringen des Zementes in den Knochen verhindern und die Vermischung des Zementes mit Blut kann dessen Festigkeit vermindern (Gravius et al. 2007). Daher wird das Schließen einer Blutsperrung vor Reinigung des Knochens mit der Jet-Lavage empfohlen.

Gepulste Jet-Lavage

Nur die gepulste Jet-Lavage ist in der Lage, den spongiosen Knochen derartig von Blut und Sägeresten zu reinigen, dass eine ausreichende Eindringtiefe des Zementes gewährleistet ist (■ **Abb. 7.137**). Sowohl experimentelle Studien an humanen Knochen als auch klinisch-radiologische Studien konnten zeigen, dass die Verwendung einer Jet-Lavage die durchschnittliche Eindringtiefe des Zementes gegenüber einer Spülung mit einer Handspritze von 1–1,5 mm auf 2–3 mm steigern kann (Schlegel et al. 2011; Seeger et al. 2013). Ebenso konnte gezeigt werden, dass hierdurch das Auftreten und das Ausmaß von subprothetischen Lysesäumen reduziert wird (Breusch et al. 2001;

Clarius et al. 2009; Rossi et al. 2010). Die Jet-Lavage sollte erst unmittelbar vor Applikation des Zementes erfolgen. Die gespülte Knochenfläche sollte mit einem Bauchtuch durch Tupfen getrocknet werden, bevor der Zement aufgebracht wird.

Vakuumanmischung des Zements

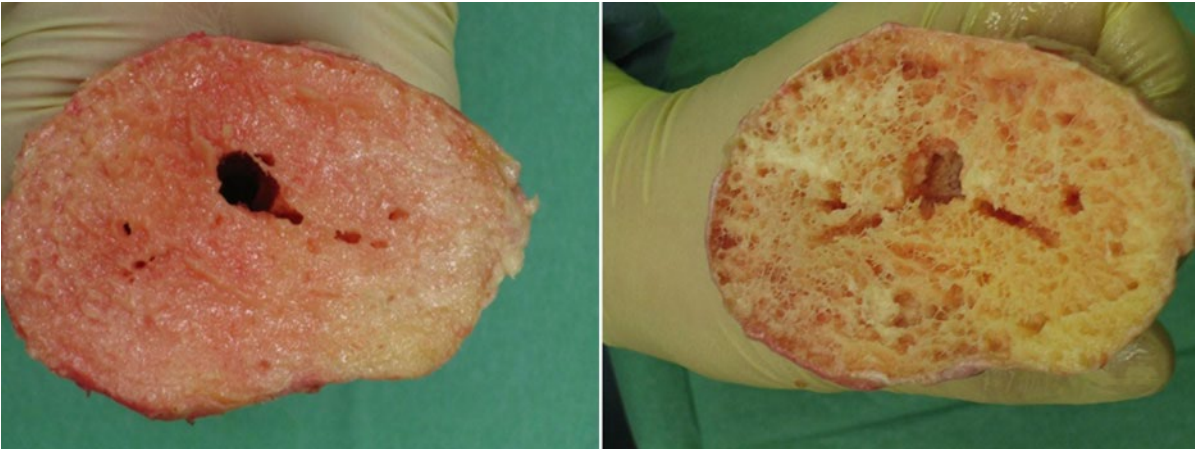
Gegenüber der manuellen Anmischung von Knochenzement in einer Schale kann durch die Verwendung eines Vakuummischsystems die Homogenität des Zementes verbessert werden und Lufteinschlüsse eliminiert werden. Daneben bietet die regelhafte Benutzung eines Mischsystems den Vorteil, dass der Vorgang des Anmischens stets in einer standardisierten Weise vollzogen und dadurch unabhängiger von der ausführenden Person wird (■ **Abb. 7.138**). In experimentellen Studien konnte gezeigt werden, dass die Ermüdungsfestigkeit von Zement durch die Vakuumanmischung verbessert wird (Schreurs et al. 1988). Klinische Studien konnten zeigen, dass die Zahl der Revisionen durch Vakuumanmischung gesenkt werden kann.

Technik der Zementapplikation

Die Technik der Zementapplikation soll zum einen sicherstellen, dass eine ausreichende Eindringtiefe erzielt wird, und zum anderen, dass keine Zementüberstände an nach der Implantation der Prothese unzugänglichen Stellen entstehen, die ein Impingement und sekundären Drittkörperabrieb hervorrufen könnten.

Tibiale Komponente Bei der tibialen Komponente unterscheidet man die horizontale Zementierung, bei der ausschließlich der Knochenschnitt zementiert wird, von der vertikalen Zementierung, bei der zusätzlich der Prothesenschaft im proximalen Tibiamarkraum zementiert wird (■ **Abb. 7.139**).

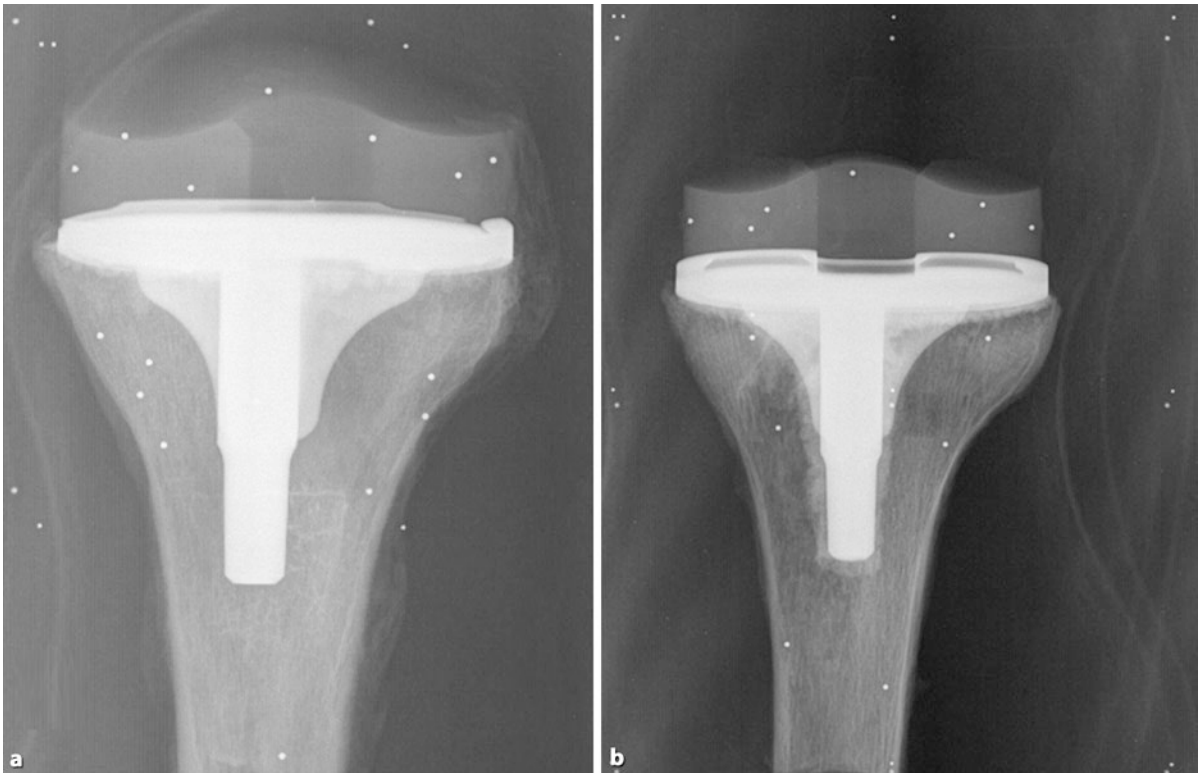
Zahlreiche Studien haben sich mit der Primärstabilität beider Zementiertechniken befasst. Zusammenfassend ist eine rein horizontale Zementierung der Sägefläche ausreichend, wenn eine Eindringtiefe von mindestens 3 mm erzielt wird (Bert und McShane 1998; Peters et al. 2003; Skwara et al. 2009) (■ **Abb. 7.140**). Dies ist oft nur durch manuelles Eindringen des Zementes in den Knochen zu erzielen („thumbing“) (Vanlommel et al. 2011). Nur, wenn dies nicht erreicht wird, führt die vertikale „Voll“-Zementierung zu einer Steigerung der Primärstabilität. Das empfohlene Vorgehen ist daher, sowohl die Prothese als auch den Knochen mit Zement zu belegen und den letzteren mit den Fingern in den Knochen einzudrücken (■ **Abb. 7.141**). Eine zusätzliche Kompression der Zementes durch eine Zementpistole (Kopeck et al. 2009; Lutz et al. 2009) oder einen Pressurizer (Diaz-Borjon et al. 2004) bietet keinen Vorteil gegenüber dem Eindringen mit den Fingern. Ein tibiales



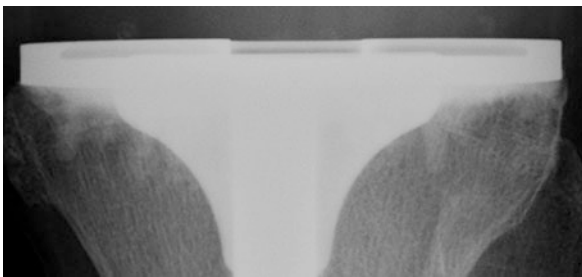
■ Abb. 7.137 Tibiale Schnittfläche vor und nach Anwendung von gepulster Lavage



■ Abb. 7.138 Vakuummischsystem (Mit freundlicher Genehmigung der Fa. Biomet)



▣ **Abb. 7.139a,b** Zementapplikation. **a** „Horizontale“ (ausschließliches Belegen der Knochenschnittfläche mit Zement) Zementierung. **b** „Vertikale“ Zementierung (Zementierung von Auflagefläche und kurzem Schaft)



▣ **Abb. 7.140** Notwendige, subprothetische Zement Eindringtiefe von 2–4 mm

Implantat mit einer zirkumferenten „Lippe“ erhöht die Eindringtiefe (▣ **Abb. 7.142**) (Vertullo und Davey 2001).

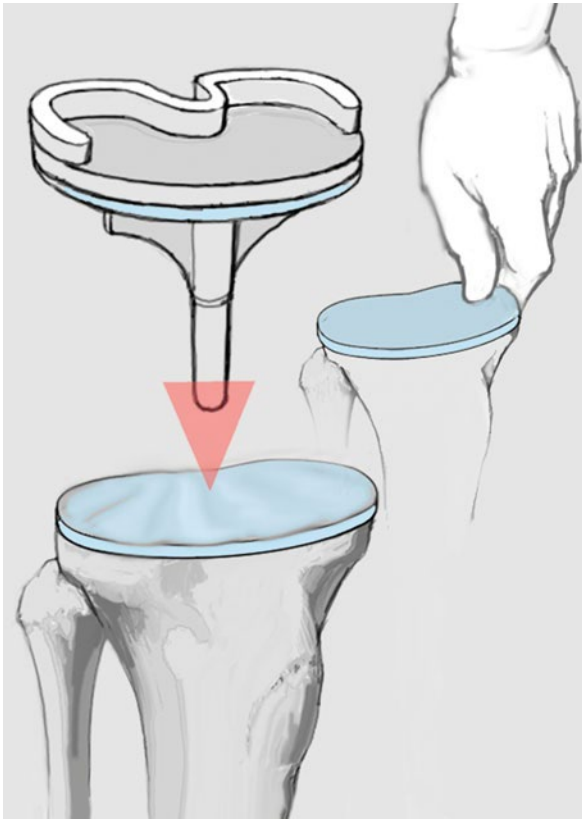
Ein eventuelles „stress shielding“ an der proximalen Tibia und der konsekutive periprothetische Knochenverlust, der ebenfalls zu einer Lockerung der Prothese führen kann, wird nicht auf die Art der Zementierung, sondern vielmehr auf die Form des tibialen Schaftes zurückgeführt.

Femorale Komponente Bei der femoralen Komponente muss insbesondere vermieden werden, dass sich posterior Zementreste bilden, die in tiefer Beugung ein Impingement hervorrufen können. Daher dürfen die posterioren Knochenschnitte nicht mit Zement belegt werden, sondern in diesem Bereich darf nur die Prothese belegt werden.

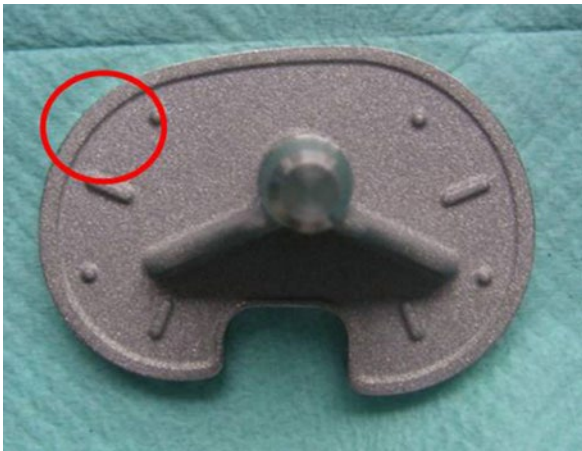
Eine experimentelle Studie konnte zeigen, dass die Eindringtiefe des Zements am größten ist, wenn der distale und anteriore Knochenschnitt sowie der anteriore Schrägschnitt mit Zement direkt auf den Knochen belegt werden und dieser Zement mit den Finger in die Spongiosa eingedrückt wird (▣ **Abb. 7.143**) (Vaninbroux et al. 2009). Einschränkend ist zu sagen, dass der Einfluss der Zementeindringtiefe auf die Langzeithaltbarkeit der femoralen Komponente nicht so gut untersucht ist wie für die tibiale Komponente.

Einzeitige Zementierung von tibialer und femoraler Komponente

Die zweizeitige Zementierung von femoraler und tibialer Komponente hat neben dem Zeitverlust den Nachteil, dass der Druck auf die tibiale Komponente nur per Hand ausgeübt werden kann und über die Aushärtungszeit von ca. 12 Minuten gehalten werden muss. Daher wird die einzeitige Zementierung beider Komponenten empfohlen. Hierbei werden zunächst die tibiale dann die femorale Komponente zementiert. Beide Komponenten werden mit dem entsprechenden Einschlaginstrument nur bis ca. 1 mm vor dem endgültigen Sitz eingebracht. Nun werden überstehende Zementreste entfernt, bevor das Probeinlay in der geplanten Höhe in Flexion eingebracht wird. Dann wird das Knie in die volle Streckung gebracht und unter

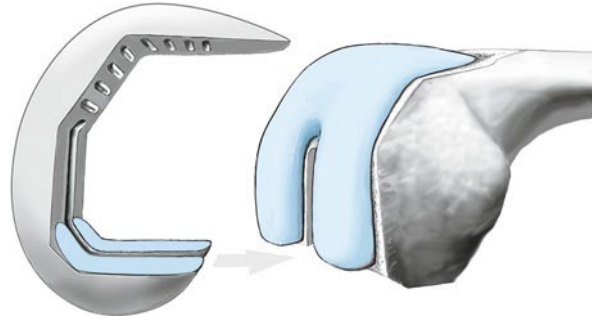


■ **Abb. 7.141** Belegen von tibialer Knochenfläche und Prothese mit Zement

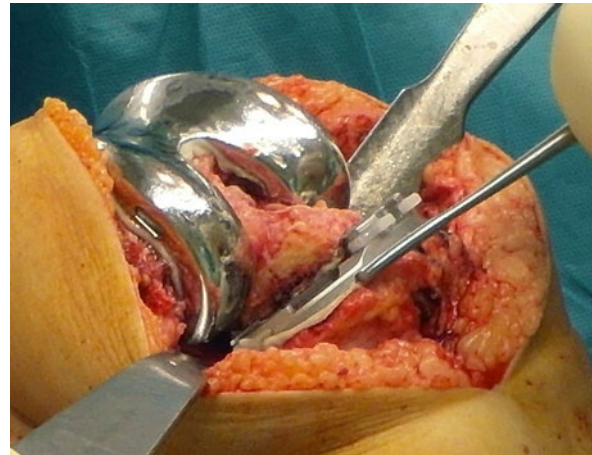


■ **Abb. 7.142** Implantatunterfläche mit zirkumferenter „Lippe“, um die Zementeindringtiefe zu verbessern

axialem Druck die restliche Zeit bis zur vollständigen Aushärtung gehalten (Gravius et al. 2007; Pujol et al. 2008). Die geringen, dann noch austretenden Mengen an überschüssigem Zement werden anschließend entfernt. Durch dieses Vorgehen konnte in einer klinisch-radiologischen Studie das unmittelbar postoperative Auftreten von subprotheti-



■ **Abb. 7.143** Belegen von anterioren Schrägschnitt und Prothese mit Zement



■ **Abb. 7.144** Entfernung von überstehenden Zementresten mit dem Meißel

schen Lysesäumen und Zementierdefekten gegenüber der zweizeitigen Methode deutlich reduziert werden.

Nach Abschluss der Zementierung müssen alle überstehenden Zementreste akribisch entfernt werden (■ **Abb. 7.144**).

Zu einer modernen Zementiertechnik zählen die Verwendung einer Blutsperre, das Anbohren der sklerotischen Flächen, die gepulste Jet-Lavage, die Trocknung der Knochenflächen und die Vakuummischung des Zements. Für die tibiale Komponente ist eine Zementeindringtiefe von 3 mm notwendig. Für diesen Fall ist die rein horizontale Zementierung ausreichend. Für die femorale Komponente wird das Belegen der posterioren Prothese und des distalen und anterioren Knochenschnitts mit Zement empfohlen. Zusätzlich wird die einzeitige Zementierung und Aushärtung unter axialem Druck empfohlen.

7.5.6 Präferenz des Autors

Zementierte Verankerung aller Prothesenkomponenten, einzeitige Zementierung, tibial: manuelles Eindringen von

Tab. 7.6 Mediale Stabilisatoren des Kniegelenkes, jeweils mit ihrer Wirkung in Beugung und Streckung

	Streckung	Beugung
Posteriore Kapsel	+++	–
M. semimembranosus	+++	–
Pes anserinus	+	–
Oberflächliches MCL, posteriorer Anteil	+++	–
Tiefes MCL	+++	+++
Oberflächliches MCL, anteriorer Anteil	–	+++

Zement in den Knochen und Belegen der Prothese, femoral: Belegen der Prothese, Aushärtung in voller Streckung mit Probeinlay; zementfreie Versorgung nur in Fällen nachgewiesener Allergie gegen Zementkomponenten

7.6 „Ligament balancing“

Das „ligament balancing“ gehört neben den korrekten Knochenschnitten zu den entscheidenden Schritten zu einer zufriedenstellenden Knieprothese. Es umfasst die Beurteilung der medialen und lateralen Bandspannungen im Beugung und Streckung, meist unter Verwendung von Spacern, Probeprothesen oder Bandspannern.

Posterior, medial und lateral sind jeweils eine Vielzahl von Strukturen für die Stabilität des Gelenkes verantwortlich. Diese unterscheiden sich in ihrer stabilisierenden Wirkung in Beugung und Streckung. Die chirurgische Verkürzung einer Struktur zur Stabilisierung ist nicht möglich. Im Prinzip werden kurze Strukturen der einen Seite so weit verlängert, dass sie der Bandspannung der Gegenseite entsprechen.

Zunächst sollte eine Beugekontraktur mit Hilfe posteriorer Releasetechniken angegangen werden, bevor ein mediales oder laterales Release gemacht wird.

Das menschliche Kniegelenk wird vor allen von Bandstrukturen stabilisiert, von denen auch bei einer Knie-TEP der größte Teil erhalten wird. Dem „ligament balancing“ kommt im Rahmen der Knie-TEP-Implantation eine entscheidende Rolle zu, da auch bei korrektem Einbau der metallischen Implantate ein Missverhältnis der Bänder zu klinischen Problemen führen kann. Bei zu kurzen Bändern kann es zu einem schmerzhaften Engegefühl mit Bewegungseinschränkung kommen, und bei zu lockeren Bändern zu einer Instabilität. Instabilität und Bewegungseinschränkung sind neben dem Infekt die häufigsten Gründe für eine frühe Revisionsoperation.

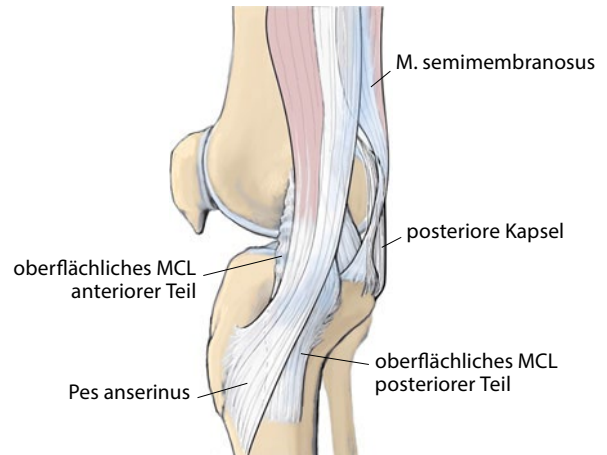


Abb. 7.145 Übersicht der medialen, in Extension stabilisierenden Strukturen

Die im Folgenden aufgezählten Strukturen stabilisieren das Kniegelenk in Abhängigkeit vom Beugewinkel in verschiedener Ausprägung. Prinzipiell können die stabilisierenden Strukturen am Kniegelenk in kurze und lange Strukturen eingeteilt werden. Generell stabilisieren die kurzen Strukturen in Beugung und Streckung gleichermaßen, während die Stabilisierung der langen Strukturen vom Beugegrad des Kniegelenkes abhängt. Daneben kann die Lage der Strukturen in Bezug zur Drehachse einen Hinweis auf die Funktion liefern.

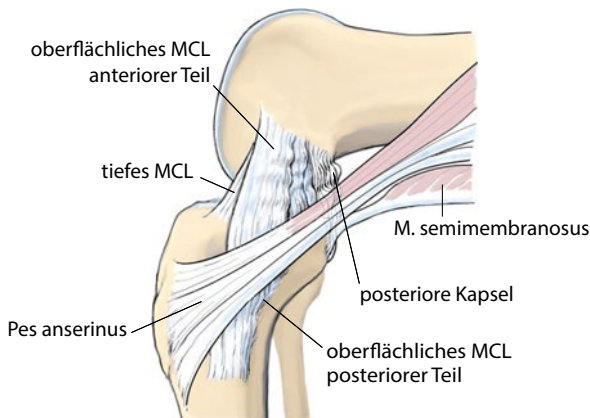
7.6.1 Mediale Stabilisatoren

Auf der medialen Seite zählen die folgenden Strukturen zu den Stabilisatoren (Tab. 7.6):

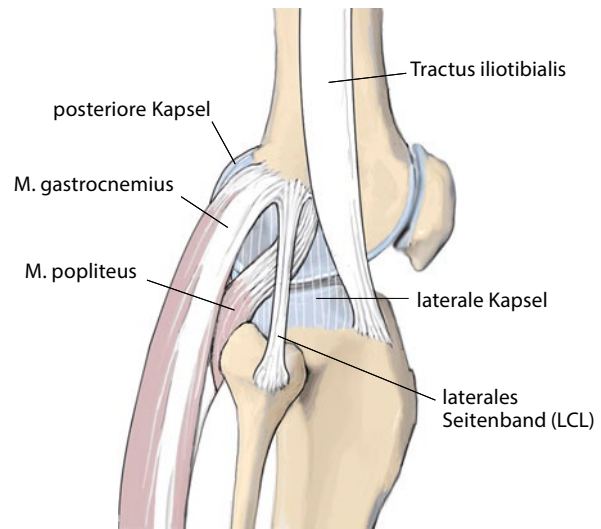
Posteriore Kapsel Die posteriore Kapsel ist nur in Streckung angespannt und zählt in Strecknähe zu den stärksten medialen Stabilisatoren. Daher ist es notwendig, zunächst eine evtl. Beugekontraktur zu lösen, bevor ein Release des medialen Seitenbandes vorgenommen wird. Eine ausschließliche Verkürzung der medialen, hinteren Kapsel kann eine Verkürzung der medialen Strukturen vortäuschen (Abb. 7.145 und Abb. 7.146).

M. semimembranosus Der M. semimembranosus setzt an der posteromedialen, proximalen Tibia an und ist eine lange Struktur. Das bedeutet, dass er nur in Strecknähe medial stabilisierend wirkt. In Beugung verläuft er parallel zum Gelenkspalt und hat keine stabilisierende Wirkung (Abb. 7.145 und Abb. 7.146).

Pes anserinus Der Pes anserinus ist eine lange Struktur, die nur in Streckstellung den Gelenkspalt überquert. Das



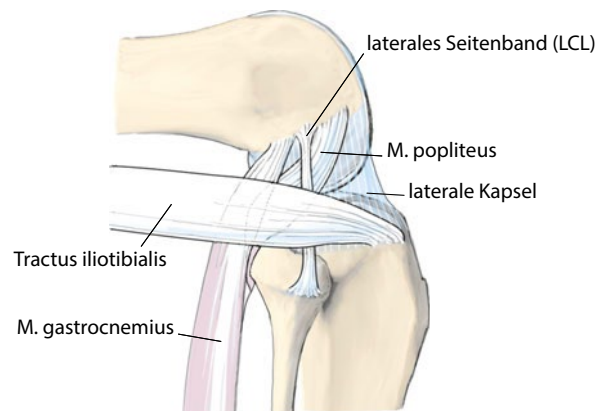
■ **Abb. 7.146** Übersicht der medialen, in Flexion stabilisierenden Strukturen



■ **Abb. 7.147** Übersicht der lateralen, in Extension stabilisierenden Strukturen

■ **Tab. 7.7** Laterale Stabilisatoren des Kniegelenkes, jeweils mit ihrer Wirkung in Beugung und Streckung

	Streckung	Beugung
Tractus iliotibialis	++	-
Hintere Kapsel	+++	-
Laterale Kapsel	++	++
Laterales Seitenband	+++	+++
M. popliteus	-	+



■ **Abb. 7.148** Übersicht der lateralen, in Flexion stabilisierenden Strukturen

bedeutet, dass er nur in Strecknähe medial stabilisierend wirkt. In Beugung verläuft er parallel zum Gelenkspalt und hat keine stabilisierende Wirkung (■ Abb. 7.145 und ■ Abb. 7.146).

Oberflächliches, mediales Seitenband Am oberflächlichen, medialen Seitenband werden der anteriore und der posteriore Anteil unterschieden, da sie in unterschiedlichen Beugegraden des Kniegelenkes ihre stabilisierende Wirkung ausüben.

Posteriorer Anteil des MCL Der hintere Anteil des medialen Seitenbandes ist vor allem in Streckung angespannt und dient als medialer Stabilisator. In Beugung erschlafft diese Struktur und wirkt nicht stabilisierend (■ Abb. 7.145 und ■ Abb. 7.146).

Anteriorer Anteil des MCL Der vordere Anteil des medialen Seitenbandes ist vor allem in Beugung angespannt und dient als medialer Stabilisator. In Streckung erschlafft diese Struktur und wirkt nicht stabilisierend (■ Abb. 7.145 und ■ Abb. 7.146).

Tiefes, mediales Seitenband und mediale Kapsel Das tiefe mediale Seitenband ist eine kurze Struktur, die in Beugung und Streckung gleichermaßen stabilisiert (■ Abb. 7.145 und ■ Abb. 7.146).

7.6.2 Laterale Stabilisatoren

Auf der lateralen Seite zählen die folgenden Strukturen zu den Stabilisatoren (■ Tab. 7.7):

Tractus iliotibialis Der Tractus iliotibialis überquert ausschließlich in Streckung den lateralen Gelenkspalt, während er in Beugung parallel zum Gelenkspalt verläuft. Er hat damit nur in Streckung eine stabilisierende Wirkung (■ Abb. 7.147 und ■ Abb. 7.148).

Posteriore Kapsel Ähnlich wie auf der medialen Seite, ist die posteriore Kapsel nur in Streckung angespannt und zählt in Strecknähe zu den stärksten lateralen Stabilisatoren. Daher ist es notwendig, zunächst eine evtl. Beugekontraktur zu lösen, bevor ein Release der lateralen Strukturen vorgenommen wird. Eine ausschließliche Verkürzung der lateralen, hinteren Kapsel kann eine Verkürzung der lateralen Strukturen vortäuschen (▣ Abb. 7.147 und ▣ Abb. 7.148).

Laterale Kapsel Die laterale Kapsel ist eine sog. kurze Struktur und stabilisiert in Beugung und Streckung gleichermaßen. Insbesondere in Fällen von Valgusgonarthrosen aufgrund einer Hypoplasie des lateralen Femurkondylus ist die laterale Kapsel verkürzt (▣ Abb. 7.147 und ▣ Abb. 7.148).

Laterales Seitenband Das laterale Seitenband zählt ebenfalls zu den kurzen Strukturen und stabilisiert in Beugung und Streckung gleichermaßen (▣ Abb. 7.147 und ▣ Abb. 7.148).

M. popliteus Die Sehne des M. popliteus hat nur in Beugung eine stabilisierende Funktion, da sie dann den Gelenkspalt quer überzieht. In Streckung ist der Verlauf der Sehnen nahezu parallel zum Gelenkspalt und kann daher keine stabilisierende Wirkung haben (▣ Abb. 7.147 und ▣ Abb. 7.148).

7.6.3 Posteriore Stabilisatoren

Zu den posterioren Stabilisatoren werden die posteriore Kapsel und das hintere Kreuzband gezählt.

Posteriore Kapsel Die posteriore Kapsel ist ausschließlich in voller Extension angespannt und stabilisiert das Kniegelenk (▣ Abb. 7.145 und ▣ Abb. 7.148). In dieser Position zählt sie aber auch zu den kräftigsten medialen und lateralen Stabilisatoren. Erst ab ca. 20° Beugung kommt ihr keine Bedeutung mehr für die mediolaterale Stabilisierung zu. Durch Osteophytenbildung an den dorsalen Femurkondylen oder durch eine lang vorbestehende Beugekontraktur kann die hintere Kapsel verkürzt sein und muss releast werden, um eine volle Streckung zu erreichen.

Hinteres Kreuzband Das hintere Kreuzband stabilisiert sowohl in Streckung als auch in Beugung (▣ Abb. 7.145 und ▣ Abb. 7.148). Die Durchtrennung des HKB führt zu einer gleichmäßigen Vergrößerung von Beuge- und Streckspalt von ca. 1,5–2 mm. Durch ein zu kurzes HKB kann eine Enge des Streckspaltes entstehen. Bei einer Insuffizienz des

HKB kann eine antero-posteriore Instabilität in Beugung entstehen, welche die Kinematik des Kniegelenkes negativ beeinflusst („paradoxes slide-forward“ statt „roll-back“ des Femurs auf der Tibia).

7.6.4 Gründe für „Verkürzungen“ von Bandstrukturen

Für die Aneignung der Releasetechniken ist es hilfreich, zunächst einmal zu verstehen, warum eine stabilisierende Struktur als zu kurz oder verkürzt erscheinen kann. Denn tatsächlich ist es so, dass z. B. das mediale Seitenband nicht primär strukturell kürzer werden kann, da es hierfür keinen Mechanismus gibt. Allerdings gibt es zahlreiche Gründe warum im Rahmen einer Knie-TEP-Implantation die Struktur als zu kurz erscheint:

Aktive und passive Strukturen Die Stabilisatoren des Kniegelenkes können in passive und aktive Strukturen unterschieden werden. Eine Band, wie z. B. das mediale Seitenband, ist eine rein passive Struktur, die sich nicht aktiv verkürzen kann. Eine Muskelsehne, wie z. B. der Tractus iliotibialis, kann bei lange bestehender Achsfehlstellung, im Falle des Tractus iliotibialis eine Valgusfehlstellung, eine aktive Verkürzung durch den Muskelzug aufweisen.

Verbreiterung des Knochens bei langbestehender Arthrose Durch eine langbestehende, varische Beinachse aufgrund einer primären, ossären Fehlstellung oder auch aufgrund einer sekundären, durch medialen Knorpelverlust entstandenen Fehlstellung kommt es aufgrund der Plastizität des Knochens zu einer sukzessiven Verbreiterung des medialen Tibiaplateaus („Raubersche Konsolenbildung“) und einer konsekutiven, relativen Verkürzung des medialen Seitenbandes.

Änderung der Gelenklinie und des Slopes durch eine Knie-TEP Durch die Implantation einer Knie-TEP kommt es stets zur Änderung der Gelenklinie, und zwar sowohl im Sinne der Gelenklinie (MTPA) als auch des Slopes. In der Regel wird der Abfall der Gelenklinie von lateral nach medial (varische Gelenklinie, MTPA < 90°) auf eine neutrale Resektion gebracht (neutrale Gelenklinie, MPTA = 90°). Hierdurch kommt es im medialen Kompartiment zu einer Erhöhung und im lateralen zu einer Erniedrigung der Gelenklinie. Ebenso wird der dorsale Slope, der im natürlichen, medialen und lateralen Kompartiment unterschiedlich ist, auf den gleichen Wert verändert (i. d. R. 7°). Diese Tatsachen haben auch einen Effekt auf die Bandspannungen nach Implantation einer Knie-TEP und können ein Release notwendig machen.

Natürliches Varusalignment Es gibt Hinweise, dass die natürliche Beinachse nicht stets 180° beträgt, sondern je nach Konstitutionstyp eher leicht varisch oder valgisch ist (Bellemans et al. 2012). Da die Implantation aber stets auf eine gerade Beinachse zielt, ergibt sich hieraus der Bedarf für ein Release der medialen (konstitutioneller Varus) oder lateralen Seite (konstitutioneller Valgus).

Unterschiedliche Bandspannungen im natürlichen Kniegelenk Das mediale und laterale Seitenband unterscheiden sich sowohl morphologisch (medial: flächig, breit, dem Knochen direkt anliegend; lateral: dünn, rund im Querschnitt, nicht dem Knochen anliegend) als auch in der Bandspannung voneinander. Dies führt auch im natürlichen Gelenk zu einer größeren Aufklappbarkeit lateral als medial, in Streckung und noch ausgeprägter in Beugung.

Die chirurgische Verkürzung (Raffung) von verlängerten oder insuffizienten Bändern steht im Rahmen des „ligament balancing“ nicht zur Verfügung, da dies zahlreiche Fehlschläge hervorgerufen hat (Healy et al. 1998).

Nachträgliche Verkürzung oder Verlängerung? Generell gilt, dass am Ende der Bandbalancierung eine ausreichende Stabilität und Aufklappbarkeit in Extension und Flexion vorliegen muss, da sich keine mediale oder laterale Bandstruktur des Kniegelenkes in der Nachbehandlung nachträglich verkürzen oder verlängern kann. D.h. wenn z. B. das mediale Seitenband in Beugung zu straff ist, kann man nicht darauf setzen, dass es sich im Laufe der Zeit dehnen wird. Vielmehr wird die zunehmende Dehnung des Bandes mit zunehmender Flexion einen Schmerz und damit eine konsekutive Bewegungseinschränkung verursachen. Ebenso kann sich keine Bandstruktur nach Abschluss der Operation verkürzen. Eine vom Knochen abgelöste Struktur, z. B. mediales Seitenband, kann an der Stelle, an der es nach der Ablösung liegt, wieder am Knochen festwachsen, aber niemals eine noch straffere Position bekommen. Dies bedeutet, dass ein evtl. „Überrelease“ nicht einfach belassen werden kann, sondern durch ein „kompensatorisches“ Release der Gegenseite oder einen erhöhten Kopplungsgrad der Prothese ausgeglichen werden muss.

7.6.5 Praktisches Vorgehen

Das Flussdiagramm (■ Abb. 7.149) fasst eine praktische Handlungsabfolge zur Beurteilung und zum schrittweisen Release verschiedener Strukturen zusammen, die im Folgenden erläutert werden. Das Schema basiert auf der „Femur-first“-Technik. Die Releasetechniken werden aber in gleicher Weise auch bei den „Tibia-first“-Techniken angewendet. Hier kommen die Release allerdings an anderer Stelle im Operationsablauf: nach der Durchführung des

distalen Femurschnitts und des Tibiaschnitts, vor der endgültigen Präparation des Femurs.

Zunächst werden alle Knochenschnitte anhand der Ausrichtung auf anatomische Landmarken durchgeführt.

Überprüfen von Beuge- und Streckspalt

Die Überprüfung von Beuge- und Streckspalt kann auf verschiedene Weise erfolgen: mit den Probeimplantaten, mit Hilfe eines Spacers in Dicke des Implantats, mit Lamina-spreizern oder auch verschiedenen Arten von Tensiometern (■ Abb. 7.150). Da nur wenige Knie-systeme über Tensiometer verfügen, empfiehlt der Autor die Verwendung von augmentierbaren Spacerblöcken, die in fast jedem Knie-system zu finden sind. Hiermit wird sowohl in Streckung als auch in 90° Beugung die jeweilige Aufklappbarkeit des medialen und lateralen Spaltes optisch beurteilt.

Hierbei ist darauf zu achten, dass der Streckapparat reponiert ist, da eine luxierte oder gar evertierte Patella zu einer Fehleinschätzung des lateralen Beuge- und Streckspaltes führen kann (Luring et al. 2006).

Welche Bandspannung angestrebt werden soll, ist nicht eindeutig geklärt, insbesondere da nur wenige Studien eine objektivierbare Messung durchführen. Insgesamt scheinen etwas „lockere“ Bandspannungen zufriedenerer Patienten zu erzeugen, als zu feste Bandspannungen (Kuster et al. 2004). Der Autor empfiehlt bei Verwendung einer „Fixed-bearing“-Prothese eine sehr straffe Bandführung ohne Aufklappbarkeit in voller Extension, eine mediale und laterale Aufklappbarkeit zwischen 1 und 2 mm in 20° Beugung, und medial weniger als 2 mm und lateral weniger als 3 mm in 90° Flexion.

Symmetrische Unterschiede zwischen Beuge- und Streckspalt

Falls Beuge- und Streckspalt jeweils symmetrisch, aber unterschiedlich groß sind, kommen folgende Maßnahmen in Betracht:

Beuge- und Streckspalt sind zu klein Wenn Beuge- und Streckspalts zu klein sind, erfolgte i. d. R. eine zu geringe Tibiaresektion. Die Lösung ist hier die tibiale Nachresektion. Theoretisch kann auch eine Unterresektion des distalen Femurs in Kombination mit der Wahl einer zu großen Femurkomponente vorliegen, was allerdings relativ selten ist.

Nur der Beugespalt ist zu klein Die Ursache ist i. d. R. eine zu große Femurkomponente. Die Lösung besteht hier in der Wahl einer kleineren Femurkomponente und einer dorsalen Nachresektion. Theoretisch kann auch eine Überresektion am distalen Femur vorliegen, was allerdings relativ selten ist.

Prof. Dr. Carsten O. Tibesku: schrittweises Bandrelease bei Knie-TEP

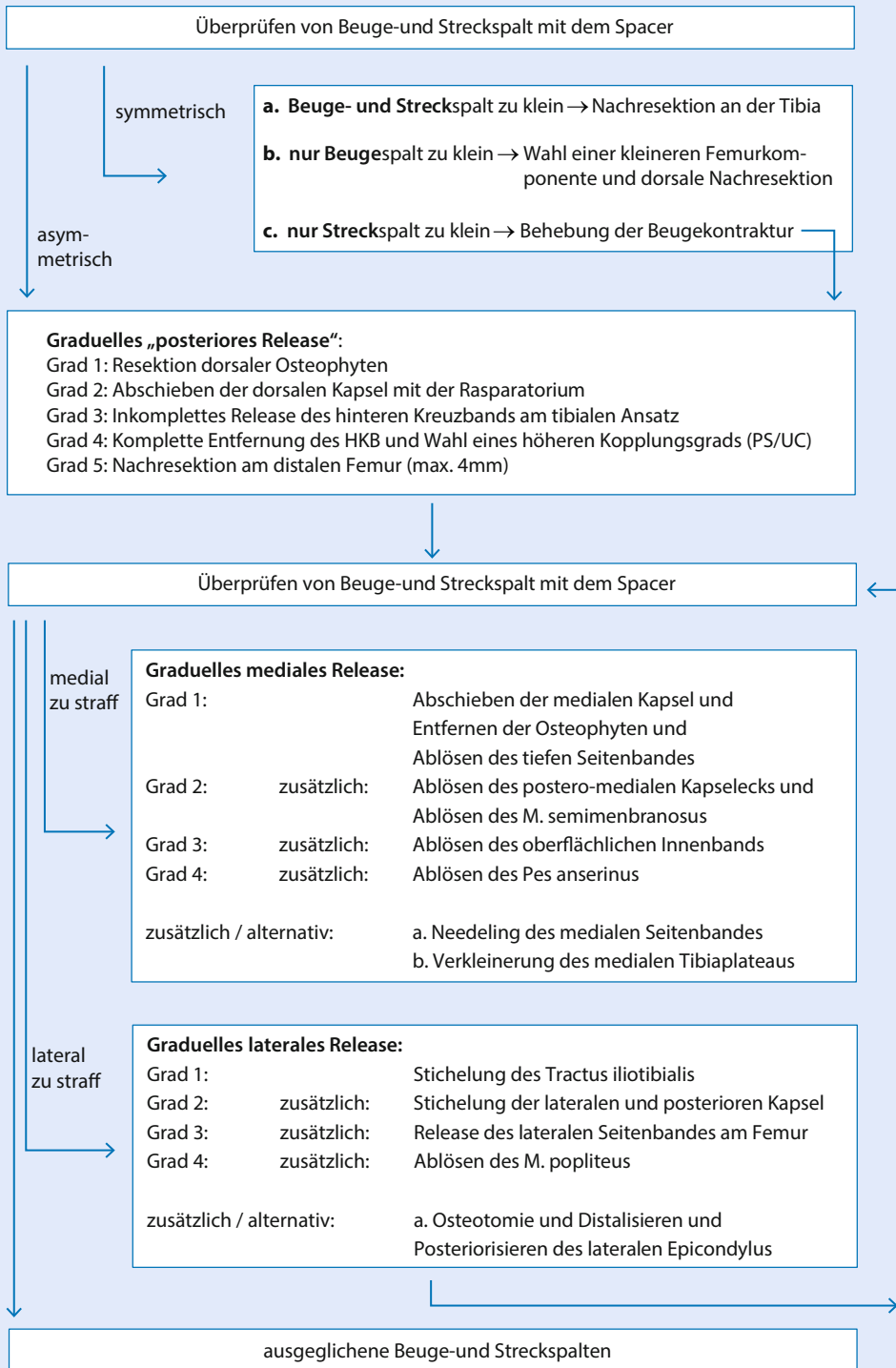
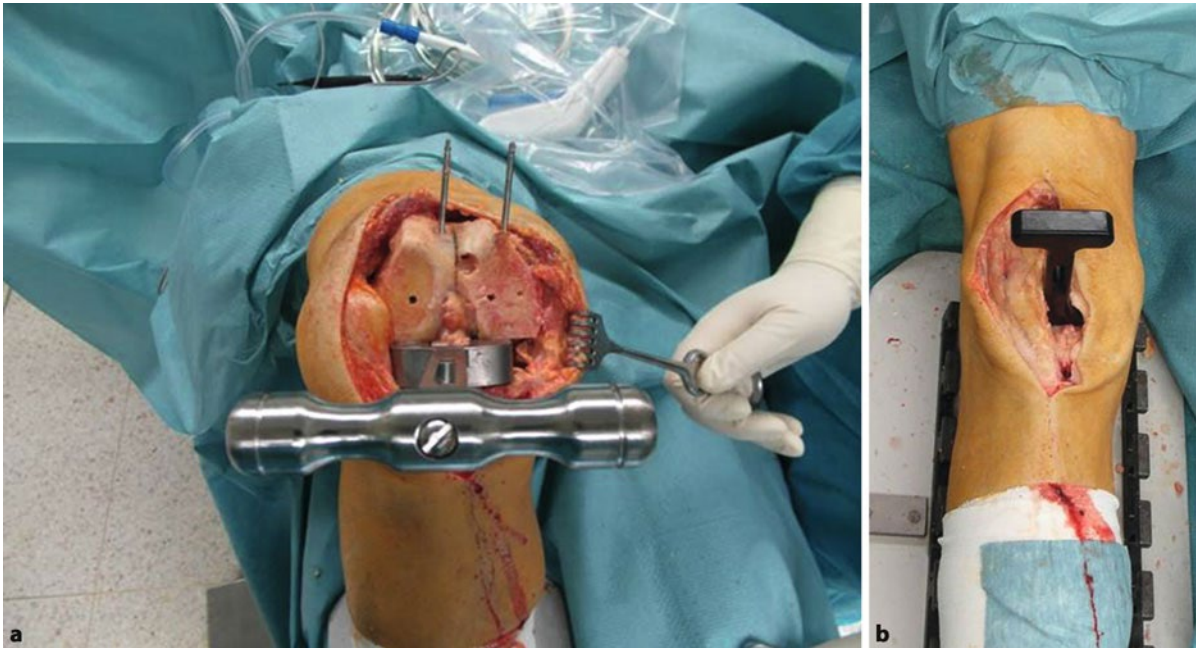


Abb. 7.149 Flussdiagramm einer „programmierten“ Überprüfung und Anpassung der Bandspannung im Laufe der Operation



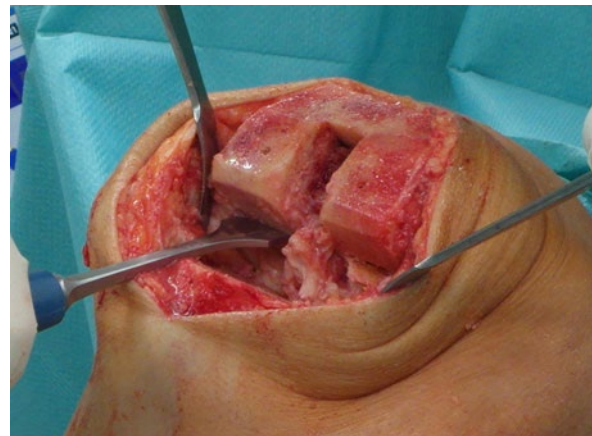
■ **Abb. 7.150a,b** Spacer im Beuge- (a) und Streckspalt (b) zur Beurteilung der Bandspannung

Nur der Streckspalt ist zu klein Ursache kann eine zu geringe Resektion am distalen Femur oder eine Kontraktur der posterioren Strukturen im Sinne einer Beugekontraktur sein. Bevor eine Nachresektion am distalen Femur vorgenommen wird, sollte zunächst die Beugekontraktur behandelt werden. Praktisches Vorgehen im nächsten Absatz „Posteriore Release“.

Posteriore Release

Der erste Schritt bei jedem Release muss die Beurteilung und Behebung einer Beugekontraktur sein. Eine Beugekontraktur der medialen Seite kann eine mediale Bandverkürzung in Extension vortäuschen und eine Beugekontraktur der lateralen Seite eine laterale Bandverkürzung in Extension. D. h. vor jedem medialen oder lateralen Release müssen die posterioren Strukturen gelöst werden. Dieses kann schrittweise anhand folgender Reihenfolge erfolgen.

- Entfernung der posterioren Osteophyten mit dem Meißel (■ **Abb. 7.151**)
- Abschieben der posterioren Kapsel mit dem Rasparatorium (■ **Abb. 7.152**)
- Inkomplettes Lösen des hinteren Kreuzbandes, meist am tibialen Ansatz (■ **Abb. 7.153**)
- Komplettes Entfernen des hinteren Kreuzbandes und Verwenden eines Implantats mit höherem Koppungsgrad (PS oder UC)
- Proximalisieren des distalen Femurschnitts
- Der distale Femurschnitt bestimmt die Höhe der Gelenklinie. Daher sollte eine Proximalisierung um mehr als 4 mm vermieden werden.



■ **Abb. 7.151** Entfernen der dorsalen Osteophyten zur Behebung einer Beugekontraktur

Nachdem die dorsalen Strukturen gelöst wurden, wird erneut eine Beurteilung des Beuge- und Streckspalts mit dem Spacer vorgenommen.

Für den Fall, dass sich asymmetrische Beuge- und Streckspalten zeigen, sollten zunächst noch die durchgeführten Knochenschnitte überprüft werden:

- Proximaler Tibiaschnitt (Varus/Valgus): kann eine Asymmetrie des Beuge- und Streckspalts hervorrufen
- Distaler Femurschnitt (Varus/Valgus): kann eine Asymmetrie des Streckspalts hervorrufen
- Rotation der Femurschnitte: kann eine Asymmetrie des Beugespalts hervorrufen

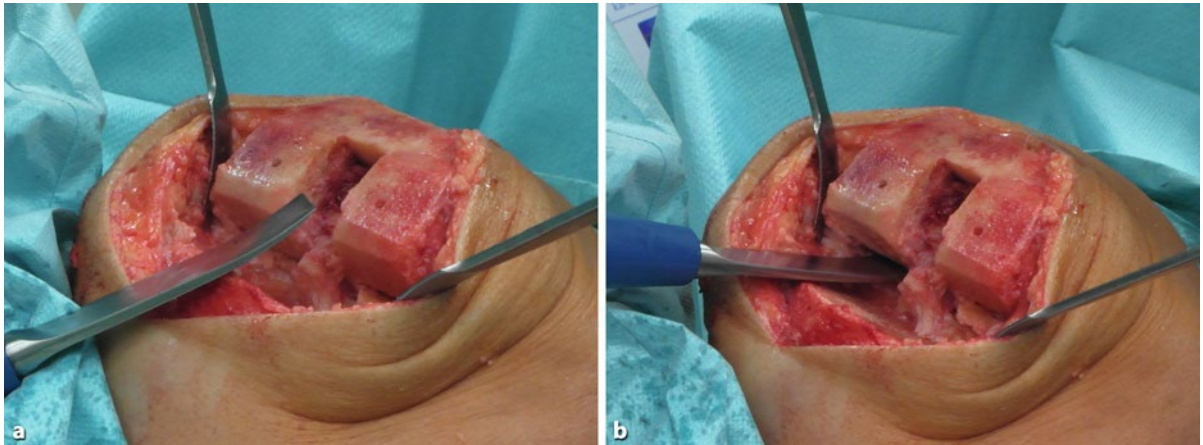


Abb. 7.152a,b Posteriores Release. **a** Gebogenes Rasparatorium zum Release von Bändern und Kapsel. **b** Release der dorsalen Kapsel vom distalen Femur

Wenn die Überprüfung der Knochenschnitte keine Abweichungen ergeben hat, kommen folgende Releasetechniken in Frage. Generell gilt, dass ein Release an einer Struktur, die sowohl in Streckung als auch in Beugung eine stabilisierende Funktion hat (z. B. laterales Seitenband, tiefes mediales Seitenband), einen größeren Effekt auf die Stabilität in Beugung als in Streckung hat.

In der Literatur findet sich eine Vielzahl von Quellen, die zum Teil unterschiedliche Reihenfolgen und Techniken zum Bandrelease beschrieben haben (Brilhaut et al. 2002; Claus und Scharf 2007; Pape und Kohn 2007; Mihalko et al. 2009; Whiteside 2002). Die folgende Darstellung ist eine praktische Zusammenstellung derzeit gebräuchlicher Techniken, wie sie der Autor selbst auch im täglichen Betrieb benutzt. Die Synopsis erhebt keinen Anspruch auf Vollständigkeit. Die Gradabstufungen bauen i. d. R. aufeinander auf. Zusätzlich sind ergänzende Alternativen angegeben.

Release auf der medialen Seiten

Bei einer relativen Enge des medialen Kompartments im Vergleich zum lateralen Kompartiment ist folgende Abfolge des Release möglich:

Grad 1 Abschieben der medialen Kapsel an der Tibia mit dem Rasparatorium, Entfernen der medialen Osteophyten an Tibia und Femur und Ablösen des tiefen Seitenbandes (Abb. 7.154). Diese Strukturen stabilisieren sowohl in Beugung als auch Streckung, d. h. medialer Beuge- und Streckspalt werden größer.

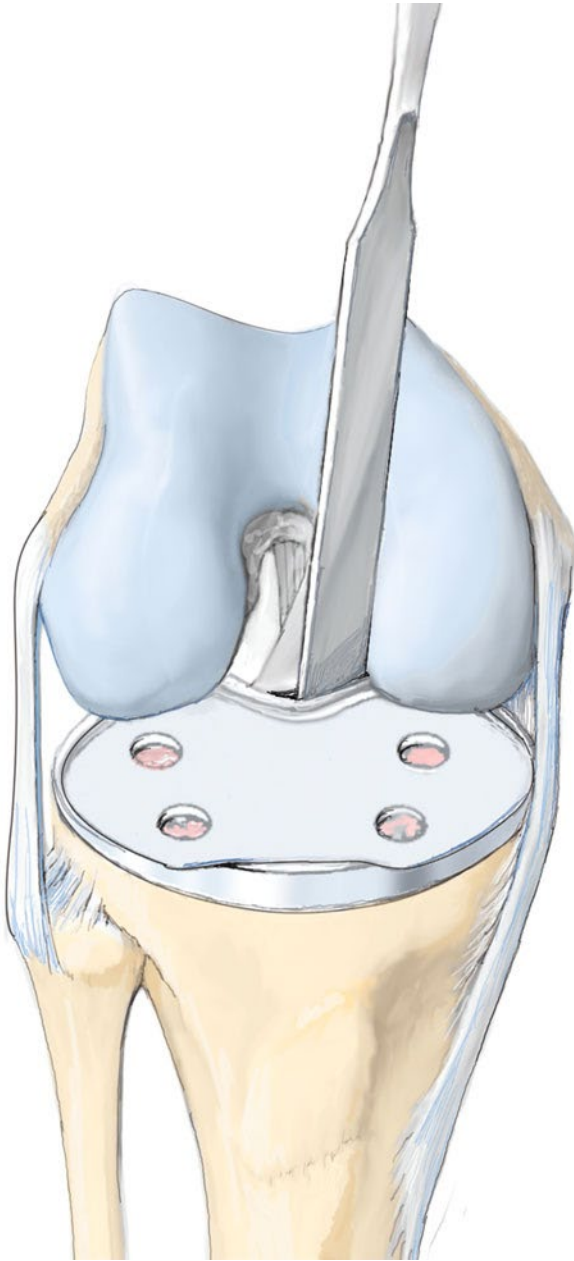
Grad 2 Zusätzlich zu Grad 1 erfolgen das Ablösen des posteromedialen Kapsellecks und das Ablösen des M. semimembranosus mit dem Elektrokauter (Abb. 7.155). Diese Strukturen stabilisieren vor allem in Streckung, d. h. vor allem der mediale Streckspalt wird größer.

Grad 3 Zusätzlich zu Grad 2 erfolgt das Ablösen des oberflächlichen Innenbands. Dies erfolgt subperiostal mit dem Meißel oder Rasparatorium an der proximalen Tibia (Abb. 7.156). Der tibiale Ansatz des medialen Seitenbandes reicht ca. 6–8 cm distal der Gelenkfläche. Hierbei sollte graduell vorgegangen werden, d. h. nach einem Release von ca. 2–3 cm sollte zunächst eine Überprüfung mit dem Spacer erfolgen, bevor ein weiteres Release erfolgt. Ein „Über“-Release soll damit vermieden werden. Hierbei ist zu beachten, dass der posteriore Anteil des medialen Seitenbandes in Streckung stabilisiert und der anteriore Anteil in Beugung. Dies bedeutet, dass bei einer relativen Enge des Beugespalts der anteriore Teil des MCL releast wird und bei einer relativen Enge des Streckspalts der posteriore Teil des MCL releast wird. Auch wenn das komplette MCL vor der medialen Tibia abgeschoben wird, so wächst dies in der neuen Position wieder an, da das Release subperiostal erfolgt.

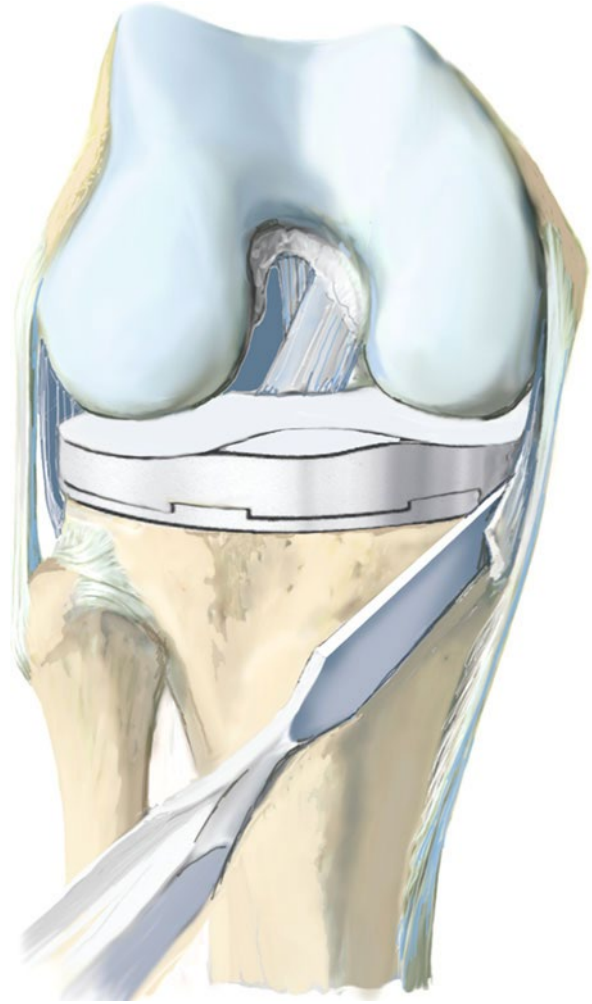
Grad 4 Zusätzlich zu Grad 3 erfolgt das Ablösen des Pes anserinus mit dem Elektrokauter oder Rasparatorium (Abb. 7.157). Dies ist in der Regel nur in extremen Varusfehlstellungen notwendig.

Zusätzlich oder alternativ zu den o. g. abgestuften Maßnahmen stehen folgende, mediale Releasetechniken zur Verfügung:

„Needeling“ des medialen Seitenbandes (Abb. 7.158) Beim sog. „needeling“ des medialen Seitenbandes erfolgen auf Höhe des medialen Gelenkspalts mehrere Verletzungen des Seitenbandes mit einer gelben Kanüle (Bellemans 2011). Dies wird mit dem Spacer oder den Probeimplantaten in situ durchgeführt, damit das MCL straff gespannt ist. Die Spannung des MCL kann mit dem Finger palpiert werden. Danach erfolgt vorsichtiger Valgusstress, um das „verletzte“ MCL aufzudehnen. Diese Technik ist sehr gut geeignet, klei-



■ **Abb. 7.153** Release des hinteren Kreuzbandes von der dorsalen Tibia



■ **Abb. 7.154** Mediales Release, Grad 1: Abschieben der medialen Kapsel, Entfernen der Osteophyten und Ablösen des tiefen Seitenbandes



■ **Abb. 7.155** Mediales Release, Grad 2: Ablösen des posteromedialen Kapsellecks und Ablösen des M. semimembranosus

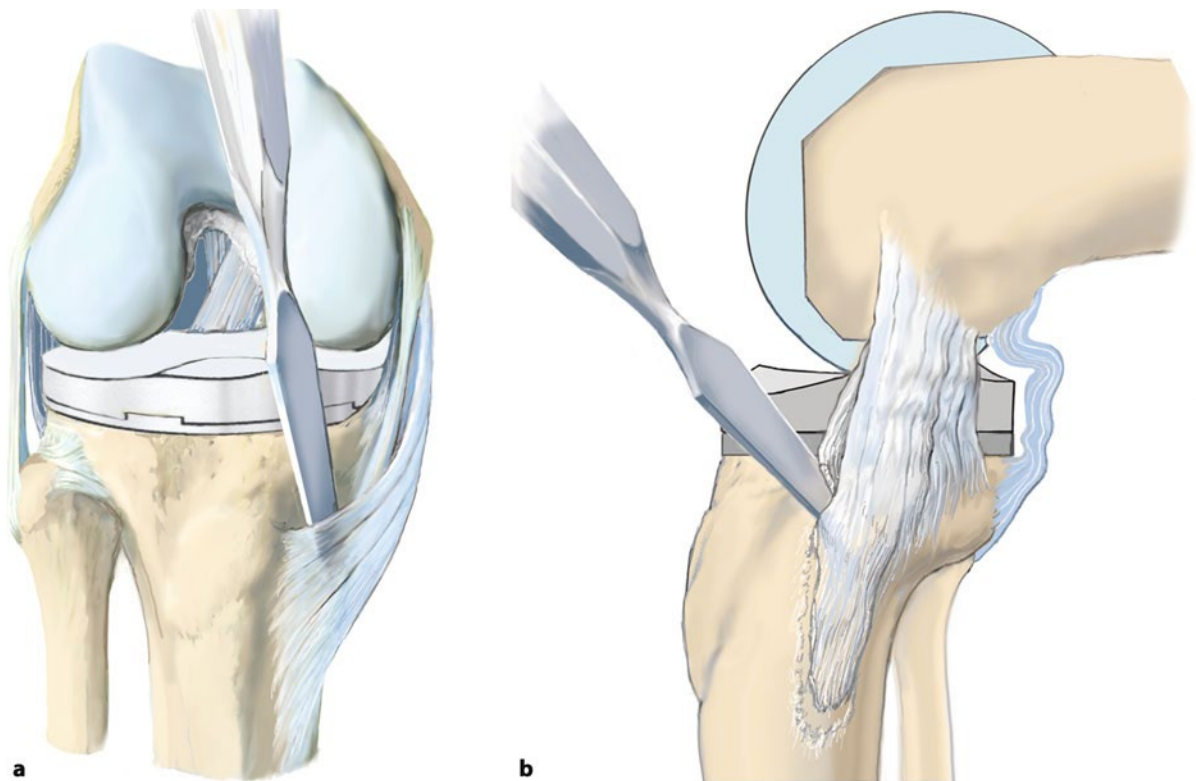


Abb. 7.156a,b Mediales Release, Grad 3: Ablösen des oberflächlichen Innenbands

nere Unterschiede in der Bandspannung anzugehen. Durch „needeling“ vornehmlich des vorderen oder hinteren Anteils des MCL kann ein Release vornehmlich in Beugung oder Streckung erzielt werden.

Tipp: diese Technik sollte erst ganz zum Schluss nach Implantation der Originalprothese, vor Einsetzen des finalen Inlays erfolgen, da eine weitere Manipulation mit Haken nach erfolgtem „needeling“ zu einer unkontrollierten Aufdehnung führen kann.

Verkleinerung des medialen Tibiaplateaus (Abb. 7.159) Das mediale Tibiaplateau kann mit dem Meißel verkleinert werden, um anschließend eine kleinere Tibiakomponente zu implantieren. Dies verkürzt den Weg des MCL und lockert dadurch das mediale Kompartment. Bei einer Varusgonarthrose ist das mediale Tibiaplateau i. d. R. so sklerosiert, dass keine Gefahr besteht, die mediale Kortikalis und damit Auflagefläche der Prothese zu schwächen. Eine Grenze liegt in der eingeschränkten Kombinierbarkeit von verschiedenen femoralen und tibialen Komponentengrößen.

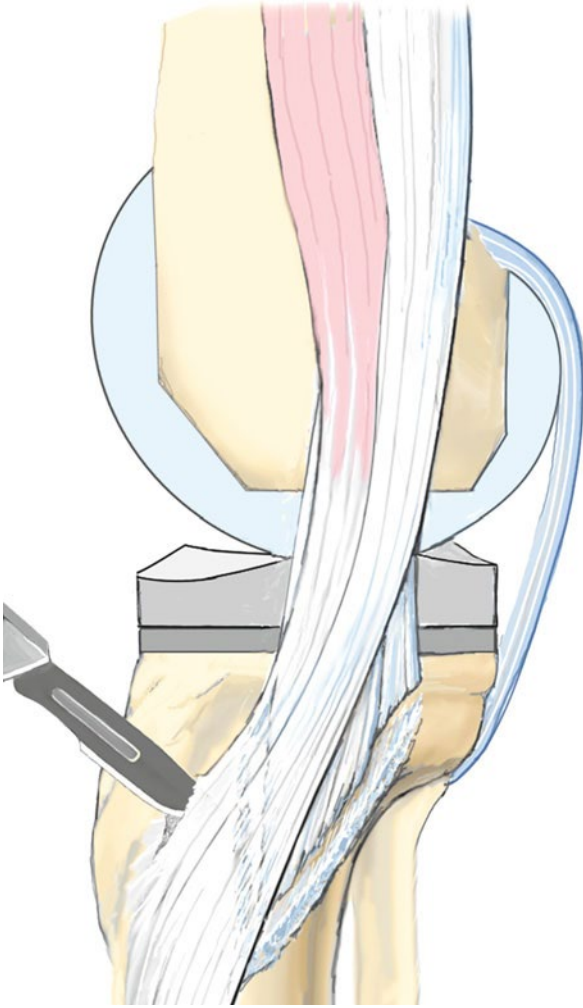
Release auf der lateralen Seiten

Bei einer relativen Enge des lateralen Kompartments im Vergleich zum medialen Kompartiment ist folgende Abfolge des Release möglich:

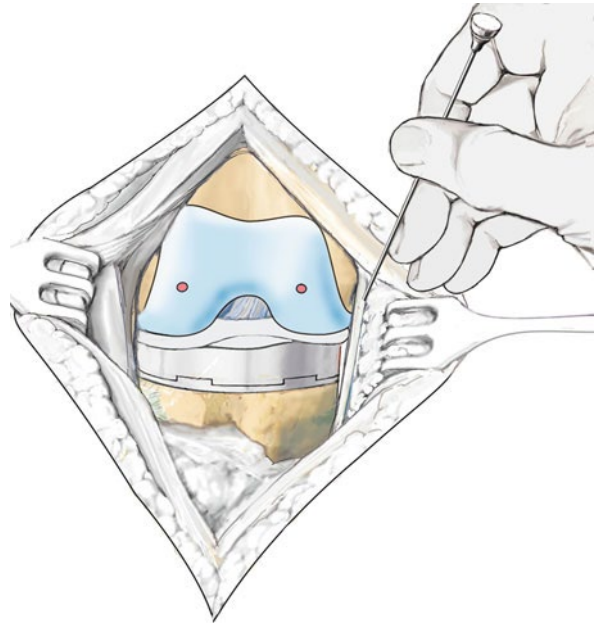
Grad 1 Stichelung des verkürzten Tractus iliotalialis mit dem Skapell (Abb. 7.160). Bei einer geringen Valgusfehlstellung ist oft nur der Tractus iliotalialis verkürzt, d. h. es besteht eine relative Enge des lateralen Kompartments ausschließlich in Streckung. Alternativ zur Stichelung („pie-crusting“) mit dem Skapell vor der Gelenkinnen-seite, kann auch eine quere Durchtrennung des Tractus mit der Schere nach Präparation außerhalb des Gelenkes erfolgen. Daneben werden auch Abmeißelungen des Tuberculum gerdii, dem tibialen Ansatz des Tractus, beschrieben.

Grad 2 Zusätzlich zu Grad 1 erfolgt die Stichelung der lateralen und posterioren Kapsel mit dem Skapell (Abb. 7.161). Dies sollte von intraartikulär auf Höhe des tibialen Sägeschnitts durchgeführt werden. Je weiter nach dorsal die Kapsel durchtrennt wird, umso größer ist die Gefahr, versehentlich das laterale Seitenband zu durchtrennen. Dieses Release vergrößert Beuge- und Streckspalt.

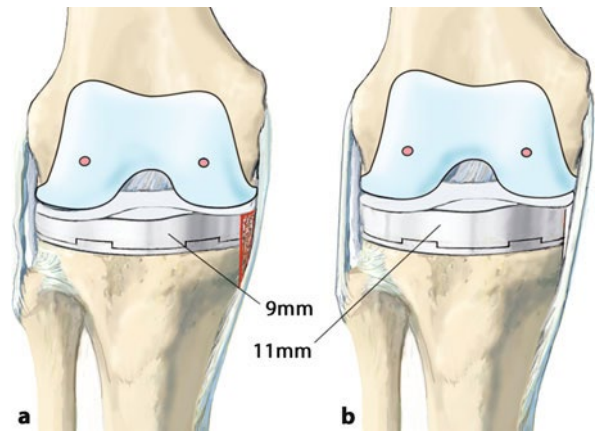
Grad 3 Zusätzlich zu Grad 2 erfolgt das Release des lateralen Seitenbandes am Femur (Abb. 7.162). Dies wird mit dem Skapell durchgeführt und erfolgt von proximal und anterior nach distal und posterior. Diese Maßnahme vergrößert Beuge- und Streckspalt.



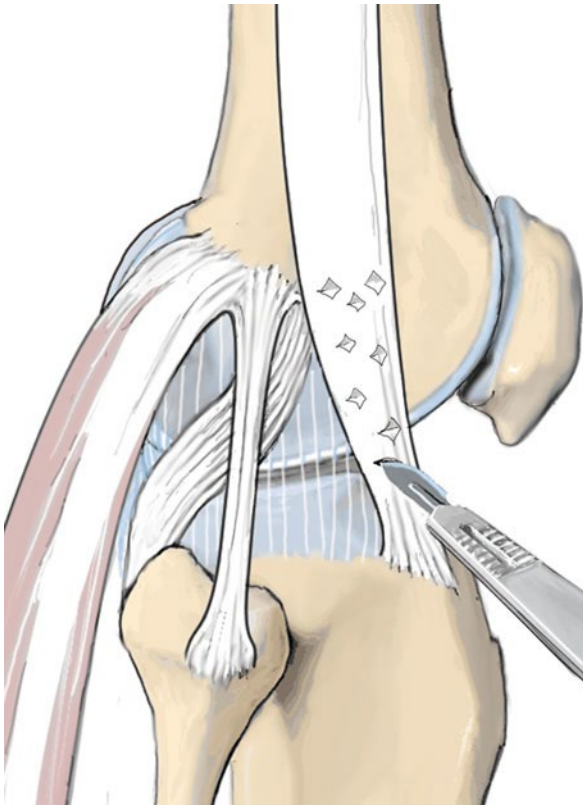
■ Abb. 7.157 Mediales Release, Grad 4: Ablösen des Pes anserinus



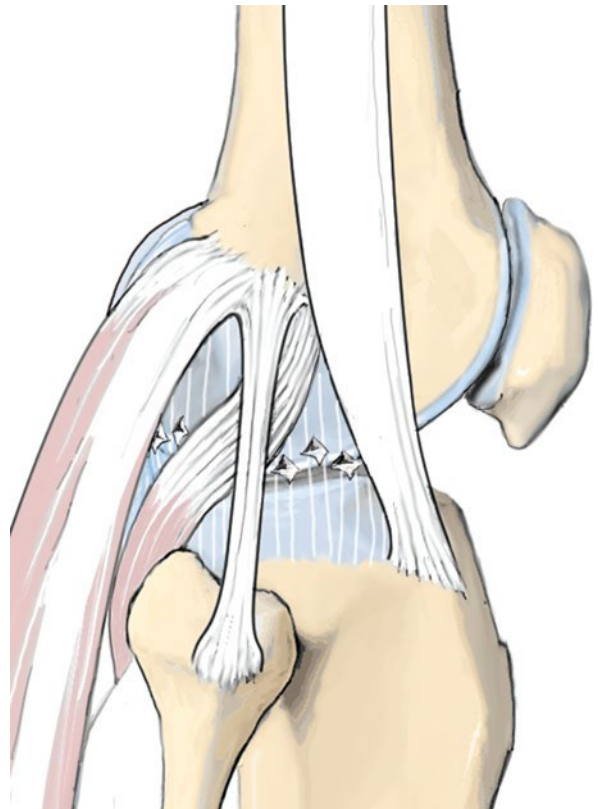
■ Abb. 7.158 Mediales Release: „needling“ des medialen Seitenbandes



■ Abb. 7.159a,b Mediales Release: Verkleinerung des medialen Tibiaplateaus und Lateralisierung der Komponenten



■ **Abb. 7.160** Laterales Release, Grad 1: Stichlung des Tractus iliotibialis



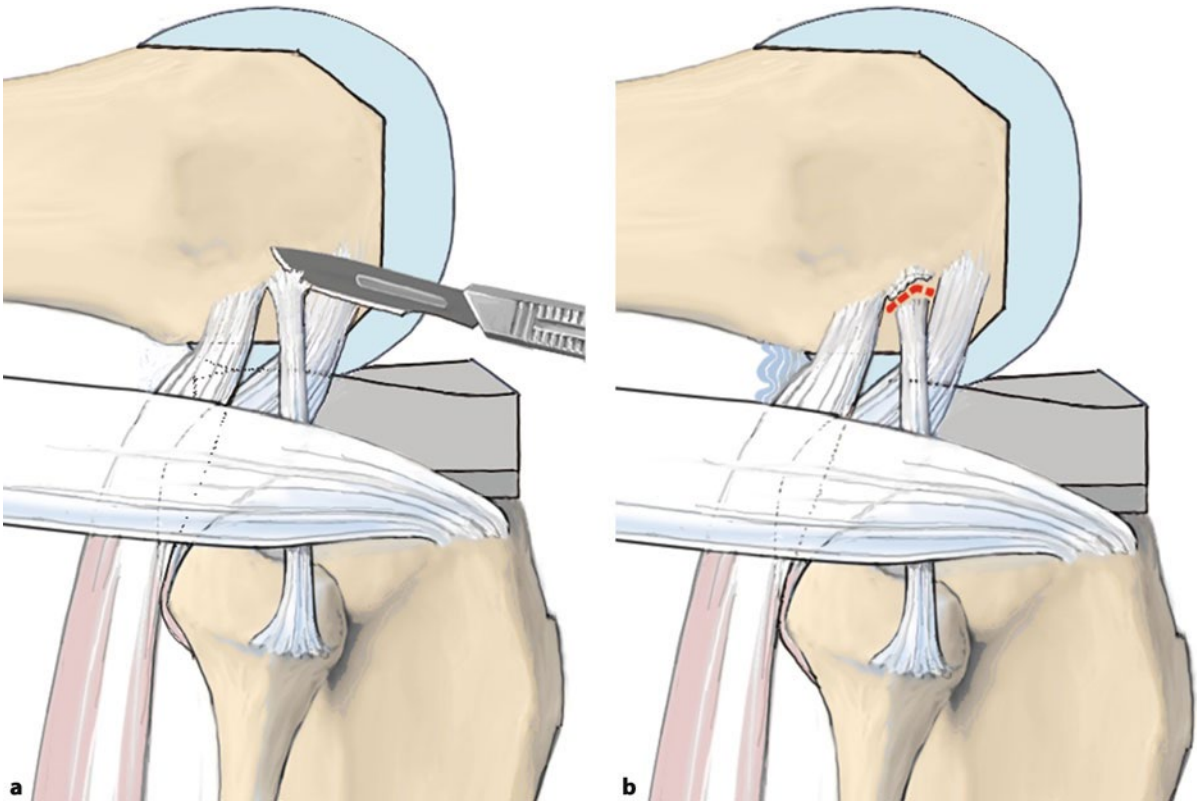
■ **Abb. 7.161** Laterales Release, Grad 2: Stichlung der lateralen und posterioren Kapsel

Grad 4 Zusätzlich zu Grad 3 erfolgt hier die Ablösung des M. popliteus mit dem Skalpell an seinem femoralen Ansatz (■ **Abb. 7.163**). Da der M. popliteus vornehmlich in Beugung stabilisierend wirkt, vergrößert sich hierdurch vornehmlich der Beugespalt.

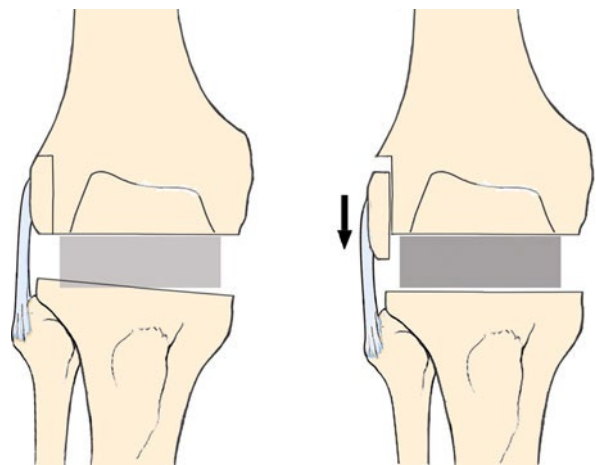
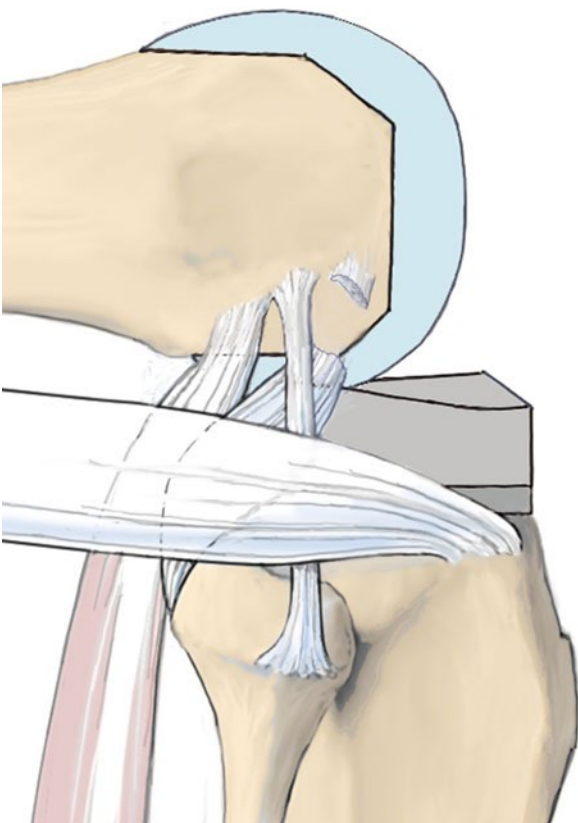
Zusätzlich oder alternativ zu den o.g. abgestuften Maßnahmen steht folgende, laterale Releasetechnik zur Verfügung:

Osteotomie des lateralen Epikondylus Bei der Osteotomie des lateralen Epikondylus wird nach Implantation der

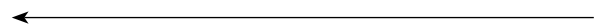
Prothese der femorale Bandansatz mitsamt einer Knochenscheibe distalisiert und posteriorisiert (■ **Abb. 7.164**) (Brilhault et al. 2002). Dies erlaubt es, die Spannung des lateralen Kompartments der des medialen Kompartments anzugleichen, auch wenn das MCL durch die Valgusstellung überdehnt wurde, ohne dabei ein Release durchzuführen. Nach einer temporären Fixierung mittels Kirschner-Draht erfolgt die endgültige Schraubenosteosynthese. Ein Kritikpunkt an dieser Technik ist, dass durch die nachträgliche Versetzung des lateralen Epikondylus dieser sich nicht mehr im Drehzentrum der Prothese befindet.



■ **Abb. 7.162a,b** Laterales Release, Grad 3: Release des lateralen Seitenbandes am Femur



■ **Abb. 7.164** Laterales Release: Osteotomie des lateralen Epikondylus



■ **Abb. 7.163** Laterales Release, Grad 4: Ablösen des M. popliteus

Literatur

Zu Kap. 7.1

- Akagi M et al (2005) Variability of extraarticular tibial rotation references for total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 436:172–6
- Arabori M et al (2008) Posterior condylar offset and flexion in posterior cruciate-retaining and posterior stabilized TKA. *J Orthop Sci* 13(1):46–50
- Baldini A, Adravanti P (2008) Less invasive TKA: extramedullary femoral reference without navigation. *Clin Orthop Relat Res* 466(11):2694–700
- Bellemme J (2011) Neutral mechanical alignment: a requirement for successful TKA: opposes. *Orthopedics* 34(9):e507–e509
- Berend ME et al (2004) Tibial component failure mechanisms in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 428:26–34
- Bindelglass DF (2001) Rotational alignment of the tibial component in total knee arthroplasty. *Orthopedics* 24(11):1049–1051 (discussion 1051–2)
- Blakeney WG, Khan RJ, Wall SJ (2011) Computer-assisted techniques versus conventional guides for component alignment in total knee arthroplasty: a randomized controlled trial. *J Bone Joint Surg Am* 93(15):1377–1384
- Bong MR, Di Cesare PE (2004) Stiffness after total knee arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg* 12(3):164–71
- Bryson DA et al (1991) A comparison of intramedullary and extramedullary alignment systems for tibial component placement in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 263:175–179
- Cinotti G et al (2013) Influence of cartilage and menisci on the sagittal slope of the tibial plateaus. *Clin Anat* 26(7):883–92
- Cobb JP et al (2008) The anatomical tibial axis: reliable rotational orientation in knee replacement. *J Bone Joint Surg Br* 90(8):1032–1038
- Dennis DA et al (1993) Intramedullary versus extramedullary tibial alignment systems in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 8(1):43–47
- Dorr LD et al (1989) Fat emboli in bilateral total knee arthroplasty. Predictive factors for neurologic manifestations. *Clin Orthop Relat Res* (248):112–118; discussion 118–9
- Eckhoff DG, Metzger RG, Vandewalle MV (1995) Malrotation associated with implant alignment technique in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 321:28–31
- Engh GA, Petersen TL (1990) Comparative experience with intramedullary and extramedullary alignment in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 5(1):1–8
- Gujarathi N et al (2009) Risk of periprosthetic fracture after anterior femoral notching. *Acta Orthop* 80(5):553–6
- Han HS et al (2008) Evaluation of anatomic references for tibial sagittal alignment in total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 16(4):373–377
- Hanada H et al (2007) Bone landmarks are more reliable than tensioned gaps in TKA component alignment. *Clin Orthop Relat Res* 462:137–142
- Howell SM et al (2010) Longitudinal shapes of the tibia and femur are unrelated and variable. *Clin Orthop Relat Res* 468(4):1142–1148
- Huddleston JI, Scott RD, Wimberley DW (2005) Determination of neutral tibial rotational alignment in rotating platform TKA. *Clin Orthop Relat Res* 440:101–106
- Incavo SJ et al (2003) Anatomic rotational relationships of the proximal tibia, distal femur, and patella: implications for rotational alignment in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 18(5):643–8
- Incavo SJ, Coughlin KM, Beynon BD (2004) Femoral component sizing in total knee arthroplasty: size matched resection versus flexion space balancing. *J Arthroplasty* 19(4):493–7
- Ishii Y et al (1995) Extramedullary versus intramedullary alignment guides in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 318:167–175
- Jeon SH et al (2012) Efficacy of extramedullary femoral component alignment guide system for blood saving after total knee arthroplasty. *Knee Surg Relat Res* 24(2):99–103
- Jia YT et al (2012) Does mismatch of the femoral component aspect ratio influence the range of knee flexion after posterior-stabilized total knee arthroplasty? *Chin J Traumatol* 15(3):152–157
- Jung WH et al (2013) The accuracy of the extramedullary and intramedullary femoral alignment system in total knee arthroplasty for varus osteoarthritic knee. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 21(3):629–635
- Kawahara S et al (2012) Upsizing the femoral component increases patellofemoral contact force in total knee replacement. *J Bone Joint Surg Br* 94(1):56–61
- Kwak DS, Han CW, Han SH (2010) Tibial intramedullary canal axis and its influence on the intramedullary alignment system entry point in Koreans. *Anat Cell Biol* 43(3):260–267
- Laskin RS (2003) Instrumentation pitfalls: you just can't go on autopilot! *J Arthroplasty* 18(3 Suppl 1):18–22
- Laskin RS, Beksac B (2004) Stiffness after total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 19(4 Suppl 1):41–46
- Lemaire P et al (1997) Tibial component positioning in total knee arthroplasty: bone coverage and extensor apparatus alignment. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 5(4):251–257
- Lombardi AV Jr, Berend KR, Ng VY (2011) Neutral mechanical alignment: a requirement for successful TKA: affirms. *Orthopedics* 34(9):e504–e506
- Lozano LM et al (2008) Intramedullary versus extramedullary tibial cutting guide in severely obese patients undergoing total knee replacement: a randomized study of 70 patients with body mass index >35 kg/m². *Obes Surg* 18(12):1599–1604
- Lutzner J et al (2010) Rotational alignment of the tibial component in total knee arthroplasty is better at the medial third of tibial tuberosity than at the medial border. *BMC Musculoskelet Disord* 11:57
- Mahoney OM, Kinsey T (2010) Overhang of the femoral component in total knee arthroplasty: risk factors and clinical consequences. *J Bone Joint Surg Am* 92(5):1115–1121
- Mont MA et al (1995) Radiographic characterization of aseptically loosened cementless total knee replacement. *Clin Orthop Relat Res* 321:73–78
- Nakahara H et al (2012) Sagittal Cutting Error Changes Femoral Anteroposterior Sizing in Total Knee Arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 470(12):3560–5
- Nuno-Siebrecht N, Tanzer M, Bobyn JD (2000) Potential errors in axial alignment using intramedullary instrumentation for total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 15(2):228–230
- Parratte S et al (2010) Effect of postoperative mechanical axis alignment on the fifteen-year survival of modern, cemented total knee replacements. *Bone J Joint Surg Am* 92(12):2143–2149
- Ritter MA et al (1994) Postoperative alignment of total knee replacement. Its effect on survival. *Clin Orthop Relat Res* 299:153–156
- Ritter MA et al (2005) The effect of femoral notching during total knee arthroplasty on the prevalence of postoperative femoral fractures and on clinical outcome. *Bone J Joint Surg Am* 87(11):2411–2414
- Rottman SJ, Dvorkin M, Gold D (2005) Extramedullary versus intramedullary tibial alignment guides for total knee arthroplasty. *Orthopedics* 28(12):1445–1448
- Servien E et al (2008) Lateral versus medial tibial plateau: morphometric analysis and adaptability with current tibial component design. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 16(12):1141–1145

- Shi X et al (2012) The effect of posterior tibial slope on knee flexion in posterior-stabilized total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 21(12):2696–703
- Teter KE, Bregman D, Colwell CW Jr (1995) Accuracy of intramedullary versus extramedullary tibial alignment cutting systems in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 321:106–110
- Tsukeoka T, Lee TH (2012) Sagittal flexion of the femoral component affects flexion gap and sizing in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 27(6):1094–1099
- Uehara K et al (2002) Bone anatomy and rotational alignment in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 402:196–201
- Utzschneider S et al (2011) Development and validation of a new method for the radiologic measurement of the tibial slope. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 19(10):1643–1648
- Victor J (2009) Rotational alignment of the distal femur: a literature review. *Orthop Traumatol Surg Res* 95(5):365–372
- Wangroongsun Y, Cherdtaeesup S (2009) Proper entry point for femoral intramedullary guide in total knee arthroplasty. *J Med Assoc Thai* 92(6):1–5
- Wevers HW et al (1994) Improved fit by asymmetric tibial prosthesis for total knee arthroplasty. *Med Eng Phys* 16(4):297–300
- Yang SH, Liu TK (1998) Intramedullary versus extramedullary tibial alignment guides in total knee arthroplasty. *J Formos Med Assoc* 97(8):564–568
- Zalzal P et al (2006) Notching of the anterior femoral cortex during total knee arthroplasty characteristics that increase local stresses. *J Arthroplasty* 21(5):737–743
- Zu Kap. 7.2.1 und 7.2.2**
- Dennis DA (2008) Measured resection: an outdated technique in total knee arthroplasty. *Orthopedics* 31(9):943–4
- Hanada H et al (2007) Bone landmarks are more reliable than tensioned gaps in TKA component alignment. *Clin Orthop Relat Res* 462:137–42
- Hungerford DS (2008) Measured resection: a valuable tool in TKA. *Orthopedics* 31(9):941–942
- Incavo SJ, Coughlin KM, Beynon BD (2004) Femoral component sizing in total knee arthroplasty: size matched resection versus flexion space balancing. *J Arthroplasty* 19(4):493–497
- Manson TT et al (2009) Sagittal plane balancing in the total knee arthroplasty. *J Surg Orthop Adv* 18(2):83–92
- Poivache PL et al (1996) Rotational landmarks and sizing of the distal femur in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 331:35–46
- Zu Kap. 7.2.3**
- Bauwens K, Matthes G, Wich M, Gebhard F, Hanson B, Ekkernkamp A et al (2007) Navigated total knee replacement. A meta-analysis. *J Bone Joint Surg Am* 89(2):261–269
- Cheng T, Zhang G, Zhang X (2011) Imageless navigation system does not improve component rotational alignment in total knee arthroplasty. *J Surg Res* 171(2):590–600
- Daniilidis K, Tibesku CO (2013) Frontal plane alignment after total knee arthroplasty using patient-specific instruments. *Int Orthop* 37(1):45–50
- Dattani R, Patnaik S, Kantak A, Tselentakis G (2009) Navigation knee replacement. *Int Orthop* 33(1):7–10
- Heyse TJ, Tibesku CO (2014) Improved femoral component rotation in TKA using patient-specific instrumentation. *Knee* 21(1):268–71
- lorio R, Bolle G, Conteduca F, Valeo L, Conteduca J, Mazza D et al (2013) Accuracy of manual instrumentation of tibial cutting guide in total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 21(10):2296–300
- Jerosch J, Peuker E, Philipps B, Filler T (2002) Interindividual reproducibility in perioperative rotational alignment of femoral components in knee prosthetic surgery using the transepicondylar axis. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 10(3):194–197
- Matziolis G, Krockner D, Weiss U, Tohtz S, Perka C (2007) A prospective, randomized study of computer-assisted and conventional total knee arthroplasty. Three-dimensional evaluation of implant alignment and rotation. *J Bone Joint Surg Am* 89(2):236–243
- Ng VY, DeClaire JH, Berend KR, Gulick BC, Lombardi AV Jr (2012) Improved accuracy of alignment with patient-specific positioning guides compared with manual instrumentation in TKA. *Clin Orthop Relat Res* 470(1):99–107
- Nunley RM, Ellison BS, Zhu J, Ruh EL, Howell SM, Barrack RL (2012) Do patient-specific guides improve coronal alignment in total knee arthroplasty? *Clin Orthop Relat Res* 470(3):895–902
- Tibesku CO, Innocenti B, Wong P, Salehi A, Labey L (2012) Can CT-based patient-matched instrumentation achieve consistent rotational alignment in knee arthroplasty? *Arch Orthop Trauma Surg* 132(2):171–177
- Tibesku CO, Hofer P, Portegies W, Ruys CJ, Fennema P (2013) Benefits of using customized instrumentation in total knee arthroplasty: results from an activity-based costing model. *Arch Orthop Trauma Surg* 133(3):405–411
- Zu Kap. 7.3**
- Abdel MP et al (2011) Increased long-term survival of posterior cruciate-retaining versus posterior cruciate-stabilizing total knee replacements. *J Bone Joint Surg Am* 93(22):2072–2078
- Arabori M et al (2008) Posterior condylar offset and flexion in posterior cruciate-retaining and posterior stabilized TKA. *J Orthop Sci* 13(1):46–50
- Arnout N, Vandenneucker H, Bellemans J (2011) Posterior dislocation in total knee replacement: a price for deep flexion? *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 19(6):911–3
- Athwal KK et al (2013) Clinical biomechanics of instability related to total knee arthroplasty. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 29(2):119–28
- Australian Orthopaedic Association (2012) National Joint Replacement Registry, Annual Report
- Becher C et al (2009) Posterior stabilized TKA reduce patellofemoral contact pressure compared with cruciate retaining TKA in vitro. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 17(10):1159–65
- Bellemans J et al (2002) Fluoroscopic analysis of the kinematics of deep flexion in total knee arthroplasty. Influence of posterior condylar offset. *J Bone Joint Surg Br* 84(1):50–3
- Bellemans J et al (2005) The influence of tibial slope on maximal flexion after total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 13(3):193–196
- Bercik MJ, Joshi A, Parvizi J (2013) Posterior cruciate-retaining versus posterior-stabilized total knee arthroplasty: a meta-analysis. *J Arthroplasty* 28(3):439–444
- Cloutier JM (1983) Results of total knee arthroplasty with a non-constrained prosthesis. *J Bone Joint Surg Am* 65(7):906–919
- Cloutier JM, Sabouret P, Deghrar A (1999) Total knee arthroplasty with retention of both cruciate ligaments. A nine to eleven-year follow-up study. *J Bone Joint Surg Am* 81(5):697–702
- Coventry MB et al (1972) A new geometric knee for total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 83:157–62
- Daniilidis K et al (2012) Highly conforming polyethylene inlays reduce the in vivo variability of knee joint kinematics after total knee arthroplasty. *Knee* 19(4):260–265
- van Duren BH et al (2012) Bicruciate substituting total knee replacement: how effective are the added kinematic constraints in vivo? *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 20(10):2002–2010

- Dutka J et al (2012) Total knee arthroplasty with application of anatomic endoprosthesis journey. Clinical and radiological assessment in a 2-year follow-up. *Pol Orthop Traumatol* 77:1–4
- Fantozzi S et al (2006) Femoral rollback of cruciate-retaining and posterior-stabilized total knee replacements: in vivo fluoroscopic analysis during activities of daily living. *J Orthop Res* 24(12):2222–2229
- Fisher J et al (2010) 2009 Knee Society Presidential Guest Lecture: Polyethylene wear in total knees. *Clin Orthop Relat Res* 468(1):12–8
- Fuchs S et al (2005) Clinical and functional comparison of uni- and bicondylar sledge prostheses. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 13(3):197–202
- Galvin AL et al (2009) Effect of conformity and contact stress on wear in fixed-bearing total knee prostheses. *J Biomech* 42(12):1898–1902
- Girard J et al (2009) Total knee arthroplasty in valgus knees: predictive preoperative parameters influencing a constrained design selection. *Orthop Traumatol Surg Res* 95(4):260–266
- Gunston FH (1971) Polycentric knee arthroplasty. Prosthetic simulation of normal knee movement. *J Bone Joint Surg Br* 53(2):272–277
- Gustke KA (2005) Preoperative planning for revision total knee arthroplasty: avoiding chaos. *J Arthroplasty* 20(4 Suppl 2):37–40
- Haider H, Walker PS (2005) Measurements of constraint of total knee replacement. *J Biomech* 38(2):341–348
- Heesterbeek P et al (2010) Posterior cruciate ligament recruitment affects antero-posterior translation during flexion gap distraction in total knee replacement. An intraoperative study involving 50 patients. *Acta Orthop* 81(4):471–477
- Heyse TJ et al (2010) Quadriceps force in relation of intrinsic anteroposterior stability of TKA design. *Arch Orthop Trauma Surg* 130(1):1–9
- Huang CH et al (2002) Osteolysis in failed total knee arthroplasty: a comparison of mobile-bearing and fixed-bearing knees. *J Bone Joint Surg Am* 84-A(12):2224–2229
- Ishii Y et al (2011) Effect of voluntary soft tissue tension and articular conformity after total knee arthroplasty on in vivo anteroposterior displacement. *Knee* 18(1):11–14
- Jacobs WC, Clement DJ, Wymenga AB (2005a) Retention versus sacrifice of the posterior cruciate ligament in total knee replacement for treatment of osteoarthritis and rheumatoid arthritis. *Cochrane Database Syst Rev* 4:CD004803
- Jacobs WC, Clement DJ, Wymenga AB (2005b) Retention versus removal of the posterior cruciate ligament in total knee replacement: a systematic literature review within the Cochrane framework. *Acta Orthop* 76(6):757–68
- Krackow KA, Thomas SC, Jones LC (1986) A new stitch for ligament-tendon fixation. Brief note. *J Bone Joint Surg Am* 68(5):764–766
- Krackow KA, Thomas SC, Jones LC (1988) Ligament-tendon fixation: analysis of a new stitch and comparison with standard techniques. *Orthopedics* 11(6):909–917
- Laskin RS et al (2000) Deep-dish congruent tibial component use in total knee arthroplasty: a randomized prospective study. *Clin Orthop Relat Res* 380:36–44
- Lattanzio PJ, Chess DG, MacDermid JC (1998) Effect of the posterior cruciate ligament in knee-joint proprioception in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 13(5):580–585
- Lombardi AV Jr, Berend KR (2006) Posterior cruciate ligament-retaining, posterior stabilized, and varus/valgus posterior stabilized constrained articulations in total knee arthroplasty. *Instr Course Lect* 55:419–427
- Matziolis G et al (2012) How much of the PCL is really preserved during the tibial cut? *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 20(6):1083–1086
- McAuley JP, Engh GA (2003) Constraint in total knee arthroplasty: when and what? *J Arthroplasty* 18(3 Suppl 1):51–4
- Moro-oka TA et al (2007) Comparing in vivo kinematics of anterior cruciate-retaining and posterior cruciate-retaining total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 15(1):93–99
- Mugnai R et al (2014) Can TKA design affect the clinical outcome? Comparison between two guided-motion systems. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 22(3):581–9
- Mulhull KJ et al (2006) Current etiologies and modes of failure in total knee arthroplasty revision. *Clin Orthop Relat Res* 446:45–50
- Naudie DD, Rorabeck CH (2004) Managing instability in total knee arthroplasty with constrained and linked implants. *Instr Course Lect* 53:207–215
- Pagnano MW et al (2004) Rotating platform knees did not improve patellar tracking: a prospective, randomized study of 240 primary total knee arthroplasties. *Clin Orthop Relat Res* (428):221–227
- Pritsch M, Fitzgerald RH Jr, Bryan RS (1984) Surgical treatment of ligamentous instability after total knee arthroplasty. *Arch Orthop Trauma Surg* 102(3):154–158
- Riley D, Woodyard JE (1985) Long-term results of Geomedic total knee replacement. *J Bone Joint Surg Br* 67(4):548–550
- Scott RD, Thornhill TS (1994) Posterior cruciate supplementing total knee replacement using conforming inserts and cruciate recession. Effect on range of motion and radiolucent lines. *Clin Orthop Relat Res* 309:146–149
- Sculco TP (2006) The role of constraint in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 21(4 Suppl 1):54–56
- Sharkey PF et al (2002) Insall Award paper. Why are total knee arthroplasties failing today? *Clin Orthop Relat Res* 404:7–13
- Victor J et al (2010) In vivo kinematics after a cruciate-substituting TKA. *Clin Orthop Relat Res* 468(3):807–814
- Victor J, Banks S, Bellemans J (2005) Kinematics of posterior cruciate ligament-retaining and -substituting total knee arthroplasty: a prospective randomised outcome study. *Bone J Joint Surg Br* 87(5):646–55
- Vince KG, Abdeen A, Sugimori T (2006) The unstable total knee arthroplasty: causes and cures. *J Arthroplasty* 21(4 Suppl 1):44–49
- van der Voort P et al (2013) A systematic review and meta-regression of mobile-bearing versus fixed-bearing total knee replacement in 41 studies. *J Bone Joint* 95-B(9):1209–1216
- Walker PS et al (2009) Design features of total knees for achieving normal knee motion characteristics. *J Arthroplasty* 24(3):475–483
- Watanabe T et al (2013) Knee kinematics in anterior cruciate ligament-substituting arthroplasty with or without the posterior cruciate ligament. *J Arthroplasty* 28(4):548–552
- Zelle J et al (2010) Numerical analysis of variations in posterior cruciate ligament properties and balancing techniques on total knee arthroplasty loading. *Med Eng Phys* 32(7):700–707

Zu Kap. 7.4

- Alcelik I et al (2012) Comparing the mid-vastus and medial parapatellar approaches in total knee arthroplasty: a meta-analysis of short term outcomes. *Knee* 19(4):229–236
- Altay MA et al (2012) Patellar denervation in total knee arthroplasty without patellar resurfacing: a prospective, randomized controlled study. *Orthop Traumatol Surg Res* 98(4):421–425
- Asada S et al (2008) Medial patellofemoral ligament reconstruction for recurrent patellar dislocation after total knee arthroplasty. *J Orthop Sci* 13(3):255–258
- Baliga S et al (2012) Does circumpatellar electrocautery improve the outcome after total knee replacement?: a prospective, randomised, blinded controlled trial. *Bone J Joint Surg Br* 94(9):1228–1233
- Becher C et al (2009) Posterior stabilized TKA reduce patellofemoral contact pressure compared with cruciate retaining TKA in vitro. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 17(10):1159–1165

- Bell SW et al (2014) Component rotational alignment in unexplained painful primary total knee arthroplasty. *Knee* 21(1):272–7
- Benjamin J, Chilvers M (2006) Correcting lateral patellar tilt at the time of total knee arthroplasty can result in overuse of lateral release. *J Arthroplasty* 21(6 Suppl 2):121–126
- Berger RA et al (1998) Malrotation causing patellofemoral complications after total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 356:144–153
- Bertin KC, Lloyd WW (2013) Effect of total knee prosthesis design on patellar tracking and need for lateral retinacular release. *J Arthroplasty* 28(5):772–777
- Cameron HU (1991) Comparison between patellar resurfacing with an inset plastic button and patelloplasty. *Can J Surg* 34(1):49–52
- Chonko DJ, Lombardi AV Jr, Berend KR (2004) Patella baja and total knee arthroplasty (TKA): etiology, diagnosis, and management. *Surg Technol Int* 12:231–238
- Drexler M et al (2013) Total knee arthroplasty in patients with excessive external tibial torsion >45 degrees and patella instability—surgical technique and follow up. *J Arthroplasty* 28(4):614–619
- Erturk C, Altay MA, Isikan UE (2011) Patelloplasty with patellar decompression to relieve anterior knee pain in total knee arthroplasty. *Acta Orthop Traumatol Turc* 45(6):425–430
- Fehring TK et al (2001) Early failures in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 392:315–318
- Feller JA (2012) Distal realignment (tibial tuberosity transfer). *Sports Med Arthrosc* 20(3):152–161
- Fern ED, Winson IG, Getty CJ (1992) Anterior knee pain in rheumatoid patients after total knee replacement. Possible selection criteria for patellar resurfacing. *Bone J Joint Surg Br* 74(5):745–748
- Ficat RP et al (1979) Spongialization: a new treatment for diseased patellae. *Clin Orthop Relat Res* 144:74–83
- Freiling D, Galla M, Lobenhoffer P (2006) Arthrolysis for chronic flexion deficits of the knee. An overview of indications and techniques of vastus intermedius muscle resection, transposition of the tibial tuberosity and z-plasty of the patellar tendon. *Unfallchirurg* 109(4):285–296
- Frosch S et al (2011) The treatment of patellar dislocation: a systematic review. *Z Orthop Unfall* 149(6):630–645
- van Gennip S et al (2014) Medial patellofemoral ligament reconstruction for patellar maltracking following total knee arthroplasty is effective. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 22(10):2569–73
- Gupta S et al (2010) Electrocautery of the patellar rim in primary total knee replacement: beneficial or unnecessary? *J Bone Joint Surg Br* 92(9):1259–1261
- Helmy N et al (2008) To resurface or not to resurface the patella in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 466(11):2775–2783
- Heyse TJ et al (2010) Quadriceps force in relation of intrinsic anteroposterior stability of TKA design. *Arch Orthop Trauma Surg* 130(1):1–9
- Hofmann S et al (2003) Rotational malalignment of the components may cause chronic pain or early failure in total knee arthroplasty. *Orthopäde* 32(6):469–76
- Holt GE, Dennis DA (2003) The role of patellar resurfacing in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 416:76–83
- Hu X et al (2013) A meta-analysis of the sub-vastus approach and medial parapatellar approach in total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 21(10):2398–404
- van Jonbergen HP et al (2011) A randomised, controlled trial of circum-patellar electrocautery in total knee replacement without patellar resurfacing. *J Bone Joint Surg Br* 93(8):1054–1059
- Kazemi SM et al (2011) Pseudo-patella baja after total knee arthroplasty. *Med Sci Monit* 17(5):CR292–6
- Lee GW et al (2013) The efficacy of patellar decompression for improving anterior knee pain following total knee arthroplasty without patellar resurfacing. *Arch Orthop Trauma Surg* 133(4):561–567
- Lindstrand A et al (2001) The patella in total knee arthroplasty: resurfacing or nonresurfacing of patella. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 9(1):S21–S23
- Maeno S et al (2006) Patellar impingement against the tibial component after total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 452:265–269
- Meneghini RM (2008) Should the patella be resurfaced in primary total knee arthroplasty? An evidence-based analysis. *J Arthroplasty* 23(7):11–14
- Merkow RL, Soudry M, Insall JN (1985) Patellar dislocation following total knee replacement. *J Bone Joint Surg Am* 67(9):1321–1327
- Merican AM et al (2014) Patellar thickness and lateral retinacular release affects patellofemoral kinematics in total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 22(3):526–33
- Misra AN, Smith RB, Fiddian NJ (2003) Five year results of selective patellar resurfacing in cruciate sparing total knee replacements. *Knee* 10(2):199–203
- Muoneke HE et al (2003) Secondary resurfacing of the patella for persistent anterior knee pain after primary knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br* 85(5):675–678
- Nakajima A et al (2010) The Elmslie-Trillat procedure for recurrent patellar subluxation after total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 25(7):1170 e1–5
- Nelissen RG, Weidenheim L, Mikhail WE (1995) The influence of the position of the patellar component on tracking in total knee arthroplasty. *Int Orthop* 19(4):224–228
- Nizard RS et al (2005) A meta-analysis of patellar replacement in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 432:196–203
- Park SJ et al (2010) Long-term results of primary total knee arthroplasty with and without patellar resurfacing. *Acta Med Okayama* 64(5):331–338
- Ritter MA et al (1996) Patellofemoral complications following total knee arthroplasty. Effect of a lateral release and sacrifice of the superior lateral geniculate artery. *J Arthroplasty* 11(4):368–372
- Rosenstein AD, Postak, Greenwald AS (2007) Fixation strength comparison of onlay and inset patellar implants. *Knee* 14(3):194–197
- Schindler OS (2012) The controversy of patellar resurfacing in total knee arthroplasty: Ibisne in medio tutissimus? *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 20(7):1227–1244
- Shaw JA (2003) Patellar retinacular peel: an alternative to lateral retinacular release in total knee arthroplasty. *Am J Orthop (Belle Mead NJ)* 32(4):189–192
- Strachan RK et al (2009) A technique of staged lateral release to correct patellar tracking in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 24(5):735–742
- Swan JD et al (2010) The need for patellar resurfacing in total knee arthroplasty: a literature review. *ANZ J Surg* 80(4):223–233
- Wachtl SW, Jakob RP (2000) Patella osteotomy for lateral retinaculum decompression in total knee arthroplasty. *Acta Orthop Scand* 71(5):522–524
- Weber AB et al (2003) The consequences of lateral release in total knee replacement: a review of over 1000 knees with follow up between 5 and 11 years. *Knee* 10(2):187–191

Zu Kap. 7.5

- Baleani M et al (2003) Fatigue strength of PMMA bone cement mixed with gentamicin and barium sulphate vs pure PMMA. *Proc Inst Mech Eng H* 217(1):9–12
- Barrack RL et al (2004) The effect of stem design on end-of-stem pain in revision total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 19(7 Suppl 2):119–124
- Bert JM, McShane M (1998) Is it necessary to cement the tibial stem in cemented total knee arthroplasty? *Clin Orthop Relat Res* 356:73–8

- Bottner F et al (2006) Hybrid component fixation in revision total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 446:127–131
- Bourne RB, Finlay JB (1986) The influence of tibial component intramedullary stems and implant-cortex contact on the strain distribution of the proximal tibia following total knee arthroplasty. An in vitro study. *Clin Orthop Relat Res* 208:95–9
- Breusch SJ, Kuhn KD (2003) Bone cements based on polymethylmethacrylate. *Orthopäde* 32(1):41–50
- Breusch SJ et al (2001) Significance of jet lavage for in vitro and in vivo cement penetration. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 139(1):52–63
- Campbell MD, Duffy GP, Trousdale RT (1998) Femoral component failure in hybrid total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 356:58–65
- Chiu FY et al (2002) Cefuroxime-impregnated cement in primary total knee arthroplasty: a prospective, randomized study of three hundred and forty knees. *J Bone Joint Surg Am* 84-A(5):759–762
- Chon JG, Lombardi AV Jr, Berend KR (2004) Hybrid stem fixation in revision total knee arthroplasty (TKA). *Surg Technol Int* 12:214–220
- Clarius M et al (2009) Pulsed lavage reduces the incidence of radiolucent lines under the tibial tray of Oxford unicompartmental knee arthroplasty: pulsed lavage versus syringe lavage. *Int Orthop* 33(6):1585–1590
- Clarius M et al (2010) Femoral fixation pattern in cemented Oxford unicompartmental knee arthroplasty—an experimental cadaver study. *Knee* 17(6):398–402
- Conditt MA et al (2004) The optimal strategy for stable tibial fixation in revision total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 19(7 Suppl 2):113–118
- Diaz-Borjon E et al (2004) Cement penetration using a tibial punch cement pressurizer in total knee arthroplasty. *Orthopedics* 27(5):500–503
- Dorr LD et al (1984) Factors influencing the intrusion of methylmethacrylate into human tibiae. *Clin Orthop Relat Res* 183:147–152
- Drexler M et al (2012) Cementless fixation in total knee arthroplasty: down the boulevard of broken dreams - opposes. *J Bone Joint Surg Br* 94(11 Suppl A):85–89
- Efe T et al (2011a) Initial stability of tibial components in primary knee arthroplasty. A cadaver study comparing cemented and cementless fixation techniques. *Acta Orthop Belg* 77(3):320–328
- Efe T et al (2011b) Revision of tibial TKA components: bone loss is independent of cementing type and technique: an in vitro cadaver study. *BMC Musculoskelet Disord* 12:6
- Engesaeter LB et al (2003) Antibiotic prophylaxis in total hip arthroplasty: effects of antibiotic prophylaxis systemically and in bone cement on the revision rate of 22,170 primary hip replacements followed 0-14 years in the Norwegian Arthroplasty Register. *Acta Orthop Scand* 74(6):644–651
- Eveillard M et al (2003) Effectiveness of gentamicin-impregnated cement in the prevention of deep wound infection after primary total knee arthroplasty. *Infect Control Hosp Epidemiol* 24(10):778–780
- Gandhi R et al (2009) Survival and clinical function of cemented and uncemented prostheses in total knee replacement: a meta-analysis. *Bone J Joint Surg Br* 91(7):889–895
- Gravius S et al (2007) Mechanical in vitro testing of fifteen commercial bone cements based on polymethylmethacrylate. *Z Orthop Unfall* 145(5):579–585
- Haddad RJ Jr, Cook SD, Thomas KA (1987) Biological fixation of porous-coated implants. *J Bone Joint Surg Am* 69(9):1459–1466
- Hsu RW et al (1998) Hybrid total knee arthroplasty: a 3- to 6-year outcome analysis. *J Formos Med Assoc* 97(6):410–415
- Huddleston JI, Wiley JW, Scott RD (2005) Zone 4 femoral radiolucent lines in hybrid versus cemented total knee arthroplasties: are they clinically significant? *Clin Orthop Relat Res* (441):334–339
- Illgen R et al (2004) Hybrid total knee arthroplasty: a retrospective analysis of clinical and radiographic outcomes at average 10 years follow-up. *J Arthroplasty* 19(7 Suppl 2):95–100
- Jazrawi LM et al (2001) The effect of stem modularity and mode of fixation on tibial component stability in revision total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 16(6):759–767
- Josefsson G, Kolmert L (1993) Prophylaxis with systematic antibiotics versus gentamicin bone cement in total hip arthroplasty. A ten-year survey of 1,688 hips. *Clin Orthop Relat Res* 292:210–214
- Kilicoglu O et al (2008) Effect of antibiotic loading on the shear strength at the stem-cement interface (Shear strength of antibiotic loaded cement. *Int Orthop* 32(4):437–441
- Kim JK, Koh YD, Kook SH (2011) Effect of calcium phosphate bone cement augmentation on volar plate fixation of unstable distal radial fractures in the elderly. *Bone J Joint Surg Am* 93(7):609–614
- Konig A et al (1998) Hybrid total knee arthroplasty. *Arch Orthop Trauma Surg* 118(1-2):66–69
- Kopec M et al (2009) Effect of hand packing versus cement gun pressurization on cement mantle in total knee arthroplasty. *Can J Surg* 52(6):490–494
- Lewis G (1997) Properties of acrylic bone cement: state of the art review. *J Biomed Mater Res* 38(2):155–182
- Lombardi AV Jr, Berasi CC, Berend KR (2007) Evolution of tibial fixation in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 22(4 Suppl 1):25–29
- Lutz MJ et al (2009) The effect of cement gun and cement syringe use on the tibial cement mantle in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 24(3):461–467
- Lynch M et al (1987) Deep infection in Charnley low-friction arthroplasty. Comparison of plain and gentamicin-loaded cement. *J Bone Joint Surg Br* 69(3):355–360
- Parker DA, Rorabeck CH, Bourne RB (2001) Long-term followup of cementless versus hybrid fixation for total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 388:68–76
- Persson C et al (2006) Mechanical effects of the use of vancomycin and meropenem in acrylic bone cement. *Acta Orthop* 77(4):617–621
- Peters CL et al (2003) Tibial component fixation with cement: full- versus surface-cementation techniques. *Clin Orthop Relat Res* 409:158–168
- Pujol N, Verdout FX, Chambat P (2008) Quality of tibial cementing in total knee arthroplasty: one or two phase cementing of the tibial and femoral implants. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 94(3):241–246
- Ranawat CS et al (2012) Cementless fixation in total knee arthroplasty: down the boulevard of broken dreams - affirms. *J Bone Joint Surg Br* 94(11 Suppl A):82–84
- Rand JA et al (2003) Factors affecting the durability of primary total knee prostheses. *J Bone Joint Surg Am* 85-A(2):259–265
- Robertsson O et al (2000) Patient satisfaction after knee arthroplasty: a report on 27,372 knees operated on between 1981 and 1995 in Sweden. *Acta Orthop Scand* 71(3):262–267
- Rorabeck CH (1999) Total knee replacement: should it be cemented or hybrid? *Can J Surg* 42(1):21–26
- Rossi R et al (2010) No early tibial tray loosening after surface cementing technique in mobile-bearing TKA. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 18(10):1360–1365
- Schlegel UJ et al (2011) Pulsed lavage improves fixation strength of cemented tibial components. *Int Orthop* 35(8):1165–1169
- Schreurs BW et al (1988) Effects of preparation techniques on the porosity of acrylic cements. *Acta Orthop Scand* 59(4):403–409
- Seeger JB et al (2013) The effect of bone lavage on femoral cement penetration and interface temperature during oxford unicompartmental knee arthroplasty with cement. *Bone J Joint Surg Am* 95(1):48–53

- Skwara A et al (2009) Primary stability of tibial components in TKA: in vitro comparison of two cementing techniques. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 17(10):1199–1205
- Thomas P et al (2008) Orthopedic surgical implants and allergies: joint statement by the implant allergy working group (AK 20) of the DGOOC (German association of orthopedics and orthopedic surgery), DKG (German contact dermatitis research group) and dgaki (German society for allergology and clinical immunology). *Orthopäde* 37(1):75–88
- Vaninbrouckx M et al (2009) Cementing the femoral component in total knee arthroplasty: which technique is the best? *Knee* 16(4):265–268
- Vanlommel J et al (2011) Cementing the tibial component in total knee arthroplasty: which technique is the best? *J Arthroplasty* 26(3):492–496
- Vertullo CJ, Davey JR (2001) The effect of a tibial baseplate undersurface peripheral lip on cement penetration in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 16(4):487–92
- Yoshii I et al (1992) The effect of central stem and stem length on micro-movement of the tibial tray. *J Arthroplasty* 7:433–438

Zu Kap. 7.6

- Bellemans J (2011) Multiple needle puncturing: balancing the varus knee. *Orthopedics* 34(9):e510–e512
- Bellemans J, Colyn W, Vandenneucker H, Victor J (2012) The Chitranjan Ranawat award: is neutral mechanical alignment normal for all patients? The concept of constitutional varus. *Clin Orthop Relat Res* 470(1):45–53
- Brilhault J, Lautman S, Favard L, Burdin P (2002) Lateral femoral sliding osteotomy lateral release in total knee arthroplasty for a fixed valgus deformity. *J Bone Joint Surg Br* 84(8):1131–1137
- Claus A, Scharf HP (2007) „Ligament balancing“ and varus deformity in total knee arthroplasty. *Orthopäde* 36(7):643–644 (6-9)
- Healy WL, Iorio R, Lemos DW (1998) Medial reconstruction during total knee arthroplasty for severe valgus deformity. *Clin Orthop Relat Res* 356:161–169
- Kuster MS, Bitschnau B, Votruba T (2004) Influence of collateral ligament laxity on patient satisfaction after total knee arthroplasty: a comparative bilateral study. *Arch Orthop Trauma Surg* 124(6):415–417
- Luring C, Hufner T, Kendoff D, Perlick L, Bathis H, Grifka J et al (2006) Eversion or subluxation of patella in soft tissue balancing of total knee arthroplasty? Results of a cadaver experiment. *Knee* 13(1):15–8
- Mihalko WM, Saleh KJ, Krackow KA, Whiteside LA (2009) Soft-tissue balancing during total knee arthroplasty in the varus knee. *J Am Acad Orthop Surg* 17(12):766–774
- Pape D, Kohn D (2007) Soft tissue balancing in valgus gonarthrosis. *Orthopäde* 36(7):657–658 (60-6)
- Whiteside LA (2002) Soft tissue balancing: the knee. *J Arthroplasty* 17(4 Suppl 1):23–27

Navigation in der Knieendoprothetik

G. Matziolis, E. Röhner

- 8.1 Einführung – 224**
- 8.2 Techniken – 224**
- 8.3 Zusammenfassung der bildfreien Navigation – 224**
 - 8.3.1 Vorteile – 226
 - 8.3.2 Nachteile – 226
 - 8.3.3 Zusammenfassung – 227
 - 8.3.4 Pitfalls – 227
- Literatur – 228**

8.1 Einführung

Navigationssysteme sind inzwischen technologisch ausgereifte Hilfsmittel in der Endoprothetik des Kniegelenks und stellen eine Alternative zur konventionellen Instrumentation dar (Bäthis et al. 2003; Calliess et al. 2014; Clayton et al. 2014). In Abhängigkeit des Funktionsprinzips werden unterschiedliche Navigationssysteme unterschieden. Aktuelle Systeme arbeiten entweder bildfrei oder bildbasiert mittels CT (Bäthis et al. 2003; Renkawitz et al. 2014). Bei den bildbasierten Systemen erfolgt präoperativ eine Schnittbildgebung mittels CT von Hüfte, Knie und oberem Sprunggelenk. Anschließend werden die Daten in das System eingelesen und nach Rekonstruktion eines 3-D-Oberflächenmodells die Implantatpositionierung an diesem geplant (Bäthis et al. 2003; Renkawitz et al. 2014).

Die meisten aktuellen Navigationssysteme arbeiten jedoch bildfrei und benötigen daher keine präoperative Schnittbildgebung.

Die meisten Geräte erlauben dem Anwender seinen präferierten Operationsablauf („femur first“/„tibia first“) beizubehalten (Stephens et al. 2014). Unabhängig von der Operationsphilosophie resultiert die Anwendung eines Navigationsgerätes in einer signifikant höheren Implantationsgenauigkeit verglichen mit der konventionellen Operationstechnik (Cip et al. 2014; Hetamish et al. 2012; Moskal et al. 2014; Rebal et al. 2014). Im Gegensatz dazu konnten die Erwartungen eines überlegenen klinischen Ergebnisses oder einer verbesserten Standzeit in der überwiegenden Mehrzahl der Studien nicht erfüllt werden (Cip et al. 2014; Gothesen et al. 2014; Rebal et al. 2014).

8.2 Techniken

Die knöchernen Anatomie von Femur und Tibia wird in Relation zu fixen Markern durch Palpation so genannter Landmarken registriert. In Abhängigkeit des präferierten Operationsablaufs erfolgt zunächst die Resektion der Tibia („tibia first“) oder aber des distalen Femurs („femur first“).

„Femur first“ Das Navigationsgerät plant eine distale Femurresektion, die der Dicke des verwendeten Implantates entspricht, so dass die Gelenklinie rekonstruiert wird. Die Größe des Femurteils wird entsprechend der durch Palpation ermittelten Größe des knöchernen Femurs vorgeschlagen. Die Position des Femurteils und damit der anteriore und posteriore Femurschnitt können sich entweder an der anterioren Kortikalis (anterior referenziert) oder an den posterioren Kondylen ausrichten (posterior referenziert). Die Rotation des Femurteils wird dabei durch den Anwender anhand der palperten posterioren Kondylen,

der „Whiteside’s line“ und den Epikondylen ausgerichtet, wobei je nach System nur eine oder aber mehrere Landmarken gleichzeitig dargestellt werden.

Nach abgeschlossener Femurpräparation erfolgt die Resektion der Tibia und abschließend das Weichteilbalancing. Zur Unterstützung eines systematischen Heran-gehens, stellt das Navigationsgerät die Gelenkstabilität in unterschiedlichen Flexionsgraden dar und ermöglicht Rückschlüsse über die zu adressierende Weichteilstruktur.

„Tibia first“ Hier erfolgt zunächst die Resektion der Tibia-teils. Nach Weichteilrelease werden entweder nur der Beuge- und Streckspalt oder aber die Gelenkstabilität über den gesamten Bewegungsumfang erfasst und dargestellt. Diese Daten dienen der Planung des Femurs bezüglich Implantatgröße, distaler Resektion, Rotation und Translation. Dabei stellt das Navigationssystem die resultierenden Spalten bzw. Gelenkstabilität bei der jeweils geplanten Femurresektion dar. Während hierdurch meist eine präzise Einstellung der Gelenkstabilität gelingt, kann es zu Verschiebungen der Gelenklinie oder Veränderungen des posterioren Offsets kommen, die jedoch durch das Navigationsgerät im Vorfeld angezeigt werden.

8.3 Zusammenfassung der bildfreien Navigation

- Navigation ist bestehende Einheit aus PC, Monitor, Infrarotkamera und Sender
- Keine präoperative Schnittbildgebung nötig
- Festlegung je einer Referenzbasis an Femur und Tibia
- Palpation von vorgegeben Landmarken zur Definition der realen Patienten-anatomie sowie funktionelle Berechnung des Hüftkopfzentrums und der Bein-nachse
- Möglichkeit der bandspannungsorientierten Ausrichtung der Femurkomponente („tibia first“)
- Unterstützung des systematischen Weichteilreleases („femur first“)

Am Beispiel einer „Tibi-first“-Navigation sollen die einzelnen Schritte der Navigation dargestellt werden.

Schritt Anbringen der fixen Marker 1: Der Patient liegt in Rückenlage. Das Navigationsgerät sollte so aufgestellt sein, dass der Operateur den Monitor gut im Blickfeld hat. Des Weiteren sollten die Infrarotkameras die fixen Marker ohne Hindernisse erkennen können. Nach dem sterilen Abdecken werden die Markierungssterne an Ober- und Unterschenkel befestigt (■ Abb. 8.1). Ein weiterer Marker kann modular an unterschiedlichen Instrumenten (Pointer, Schnittblöcke) angebracht werden.



■ **Abb. 8.1** In das Femur und die Tibia eingebrachte fixe Navigationsmarker



■ **Abb. 8.2** Palpation der knöchernen Landmarken, hier des lateralen Tibiplateaus



■ **Abb. 8.3a,b** Anbringen der tibialen Resektionslehre (a) und anschließende Kontrolle nach Resektion der Tibia (b)

Schritt Registrierung der knöchernen Anatomie 2: Mit dem Pointer werden durch das Navigationsgerät vorgegebene Landmarken angetastet und dadurch ihre Position dem System zur Kenntnis gegeben (■ Abb. 8.2). Diese Landmarken ermöglichen dem Navigationssystem die Ermittlung der knöchernen Anatomie sowie der mechanischen Achsen von Femur und Tibia.

Schritt Resektion der Tibia 3: Es erfolgt eine zur mechanischen Tibiaachse senkrechte Resektion der Tibia. Der posteriore Slope orientiert sich an der Implantatherstellerempfehlung (hier 0°), die Resektionshöhe entspricht der Höhe eines Tibiateils mit kleinstem Inlay (hier 10 mm). Im Anschluss wird die Resektion überprüft und bei relevanter Abweichung korrigiert (■ Abb. 8.3).

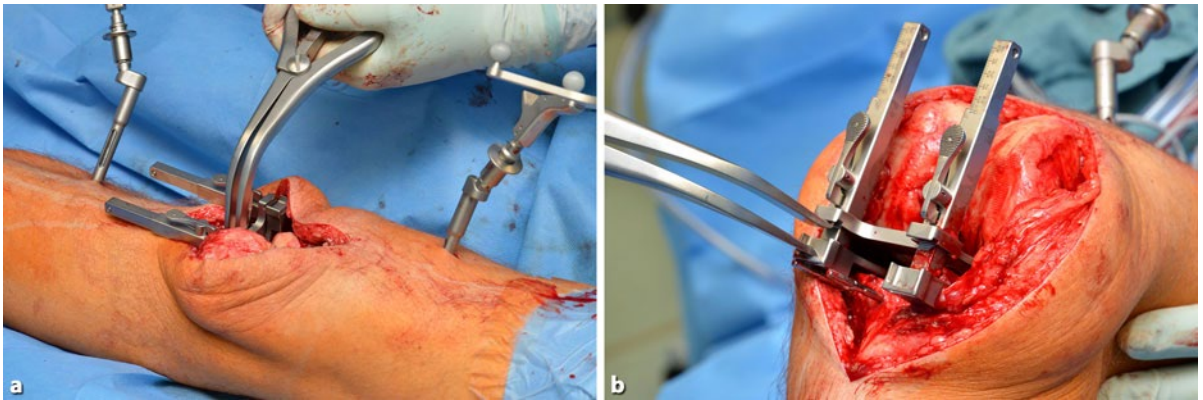


Abb. 8.4a,b Aufspreizen und jeweiliges Einlesen des Streckspaltes (a) und anschließend des Beugespaltes (b)



Abb. 8.5 Anzeige nach Einlesen aller anatomischen Landmarken und der Spaltenweite. Hier kann die distale Resektion, Rotation und Größe des Femurs geplant werden. Dabei werden die jeweils resultierenden Spalten und Knochenresektionen angezeigt

Schritt Einlesen der Höhe von Streck- und Beugespalt 4: Es wird ein Spreizinstrument in Streckung eingebracht und medial wie lateral mit gleicher Kraft aufgespannt. Der resultierende Spalt wird vom Navigation erfasst und gespeichert. Dasselbe erfolgt im Anschluss in 90° Flexion (Abb. 8.4).

Schritt Planung des Femurteils 5: Die Größe und Position des Femurteils (distale Resektion, Translation und Rotation) werden so eingestellt, dass ein symmetrischer und gleichweiter Beuge- und Streckspalt resultiert (Abb. 8.5). Gelingt dies nicht, ist ein Weichteilrelease erforderlich, nachdem selbstverständlich der neue Streck- und Beugespalt erneut eingelesen werden müssen (Schritt 4). Bei zufriedenstellendem Planungsergebnis speichert das Navigationsgerät die gewünschten femoralen Resektionsebenen.

Schritt Resektion des Femurs 6: Der Schnittblock wird unterstützt durch das Navigationsgerät lediglich so po-

sitioniert, dass die geplante distale Resektion durchgeführt wird. Nach Kontrolle der Resektionsebene wird ein 4-in-1-Block ebenfalls so positioniert, dass die geplante Rotation und Translation des Femurteils umgesetzt wird (Abb. 8.6).

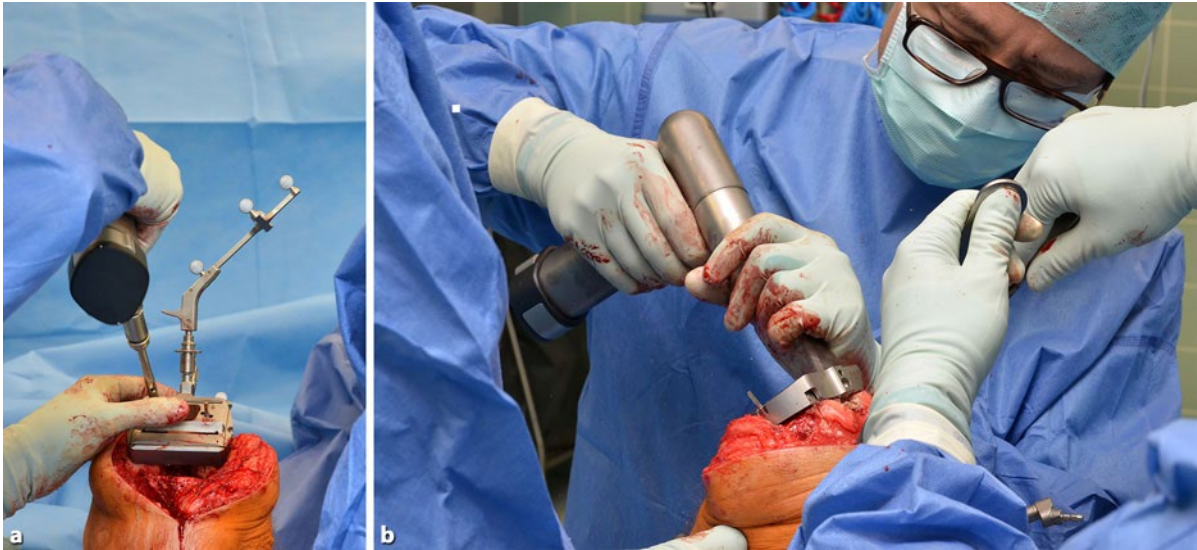
Schritt Probeimplantation 7: Abschließend werden Probeteile eingebracht und die resultierende mechanische Achse sowie die Gelenkstabilität über den gesamten Bewegungsumfang mit Hilfe des Navigationsgerätes kontrolliert (Abb. 8.7).

8.3.1 Vorteile

- Signifikant verbesserte Achsausrichtung in der Frontal- und Sagittalebene
- Mögliche Resektionsabweichungen werden durch die Kontrolle jedes Sägeschnittes erkannt und können unmittelbar korrigiert werden
- Genauere Einstellung von Streck- und Beugespalt (Release und Femurpositionierung)
- Keine Eröffnung der Markräume, da sowohl Tibia als auch Femur extramedullär ausgerichtet werden, daher geringerer Blutverlust und geringere Embolierate (Kalairajah et al. 2006)
- Möglichkeit des bewussten Treffens von Kompromissen unter Berücksichtigung aller erfassten Parameter

8.3.2 Nachteile

- Keine nachgewiesenen besseren klinischen Ergebnisse oder längere Standzeiten
- Höhere Invasivität und minimal erhöhtes Frakturrisiko durch zwei zusätzliche Marker, die temporär knöchern fixiert werden müssen (Kim et al. 2010)
- Eigene Lernkurve des Verfahrens



■ **Abb. 8.6a,b** Anbringen des navigierten 4-in-1-Resektionsblocks für die femoralen Schnitte (a) und Durchführung derselben nach Abnehmen des modularen Navigationstrackers (b)

- Längere Operationsdauer auch nach Durchlaufen der Lernkurve
- Kosten für Anschaffung, Wartung und Einwegmaterial
- Kein zusätzliches Entgelt im DRG-System

8.3.3 Zusammenfassung

- Navigationssysteme ermöglichen eine höhere Genauigkeit der Prothesenimplantation.
- Sie unterstützen das systematische Weichteilbalancing.
- Manche ermöglichen die Bestimmung der Gelenkstabilität über den gesamten Bewegungsumfang.
- Sie erlauben die Einstellung einer individuellen Achse bei extraartikulären Deformitäten.
- Bislang keine Überlegenheit in Bezug auf Prothesenstandzeit, Komplikationsrate und klinischem Ergebnis.
- Die Operationszeit ist verlängert.
- Es entstehen Kosten für Anschaffung, Wartung und Einwegmaterial.

8.3.4 Pitfalls

- Keine Erfassung extraartikulärer Achsfehler aufgrund der rein mechanischen Ausrichtung in der Frontalebene: Gefahr eines Anstrebens eines intraartikulären Ausgleiches – daher präoperative Planung zum Ausschluss dieser Fehler nötig



■ **Abb. 8.7** Probeimplantation und abschließende Kontrolle von Achse und Stabilität sowohl klinisch als auch mittels Navigationsgerät

- Ebenfalls mechanische Ausrichtung der meisten Geräte in der Sagittalebene (Flexion des Femurteils) im Gegensatz zur anatomischen Ausrichtung bei der konventionellen Instrumentation
- Lockerung der fixen Marker muss ausgeschlossen und erkannt werden.
- Tendenz „alles auf Null“ zu navigieren, kostet unnötig viel Zeit.
- Sichtbarkeitsprobleme durch die Positionierung der Kamera oder Verschmutzung der Markerkugeln verlängert die Operationsdauer.

Literatur

- Bäthis H, Perlick L, Lüring C, Kalteis T, Grifka J (2003) CT-basierte und CT-freie Navigation in der Knieendoprothetik. *Unfallchirurg* 106:935–940
- Calliess T, Ettinger M, Windhagen H (2014) Computer-assisted systems in total knee arthroplasty: Useful aid or only additional costs. *Orthopäde* 43(6):529–33
- Cip J, Widemschek M, Luegmair M, Sheinkop MB, Benesch T, Martin A (2014) Conventional Versus Computer-Assisted Technique for Total Knee Arthroplasty: A Minimum of 5-Year Follow-up of 200 Patients in a Prospective Randomized Comparative Trial. *J Arthroplasty* 29(9):1795–802. doi: 10.1016/j.arth.2014.04.037. Epub 2014 May 4
- Clayton AW, Cherian JJ, Banerjee S, Kapadia BH, Jauregui JJ, Harwin SF, Mont MA (2014) Does the use of navigation in total knee arthroplasty affect outcomes? *J Knee Surg* 27(3):171–176
- Gøthesen O, Espehaug B, Havelin LI, Petursson G, Hallan G, Strøm E, Dyrehovden G, Furnes O (2014) Functional outcome and alignment in computer-assisted and conventionally operated total knee replacements: a multicentre parallel-group randomised controlled trial. *Bone Joint J* 96-B(5):609–618
- Hetamish BM, Khan MM, Simunovic N et al (2012) Meta-analysis of navigation vs conventional total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 27:1177–1182
- Kalairajah Y, Cossey AJ, Verrall GM, Ludbrook G, Spriggins AJ (2006) Are systemic emboli reduced in computer-assisted knee surgery? A prospective, randomised, clinical trial. *J Bone Joint Surg Br* 88(2):198–202
- Kim K, Kim YH, Park WM, Rhyu KH (2010) Stress concentration near pin holes associated with fracture risk after computer navigated total knee arthroplasty. *Comput Aided Surg* 15(4–6):98–103
- Moskal JT, Capps SG, Mann JW, Scanelli JA (2014) Navigated versus conventional total knee arthroplasty. *J Knee Surg* 27:235–248
- Rebal BA, Babatunde OM, Lee JH, Geller JA, Patrick DA Jr, Macaulay W (2014) Imageless computer navigation in total knee arthroplasty provides superior short term functional outcomes: a meta-analysis. *J Arthroplasty* 29(5):938–44
- Renkawitz T, Winkler S, Weber M, von Kunow F, Grifka J, Baier C (2014) Update Navigation in der Knieendoprothetik. *Orthopäde* 43:448–454
- Stephens BF, Hakki S, Saleh KJ, Mihalko WM (2014) Clinical alignment variations in total knee arthroplasty with different navigation methods. *Knee* 21(5):971–4. doi: 10.1016/j.knee.2014.03.001. Epub 2014 May 12

Intraoperative Probleme

J. Jerosch

- 9.1 Einteilung von Varus- und Valgusdeformitäten (intra- und extraartikulär) – 231**
 - 9.1.1 Deformitätentyp I – 231
 - 9.1.2 Deformitätentyp II – 231
 - 9.1.3 Deformitätentyp III – 232
 - 9.1.4 Deformitätentyp IV – 232
 - 9.1.5 Deformitätentyp V – 232
 - 9.1.6 Deformitätentyp VI – 233
 - 9.1.7 Deformitätentyp VII – 234
- 9.2 Weichteilbalancierung – 234**
 - 9.2.1 Behandlung einer fixierten Varusdeformität – 236
 - 9.2.2 Behandlung einer fixierten Valgusdeformität – 238
 - 9.2.3 Fixierte Flexionskontraktur – 241
- 9.3 Behandlung des Genu recurvatum – 243**
- 9.4 Behandlung einer lateralen Patellasubluxation – 243**
- 9.5 Behandlung von Knochendefekten – 244**
 - 9.5.1 Klassifikation von Knochendefiziten – 245
 - 9.5.2 Behandlungsmöglichkeiten von Knochendefekten – 245
 - 9.5.3 Tibiadeфекte – 246
 - 9.5.4 Femurdefekte – 251
- 9.6 Ablösung des Lig. patellae – 251**
- 9.7 Intraoperative Frakturen – 253**
- 9.8 Ausrisse der Kreuzbänder – 254**
- 9.9 Knieendoprothese nach Umstellungsosteotomie – 255**
 - 9.9.1 Ergebnisse – 255
 - 9.9.2 Besonderheiten bezüglich der Operationstechnik – 256
 - 9.9.3 Spezielle Probleme – 257
- 9.10 Knieendoprothese nach Patellektomie oder anderen Extensorenproblemen – 257**
 - 9.10.1 Ergebnisse – 258
 - 9.10.2 Implantation einer Knieendoprothese bei Patellasubluxation – 259

- 9.10.3 Patella infera – 259
- 9.10.4 Typische Komplikationen – 260
- 9.11 Knieendoprothese beim stark übergewichtigen Patienten – 260**
 - 9.11.1 Alternative Therapien – 261
 - 9.11.2 Ergebnisse – 261
 - 9.11.3 Operative Besonderheiten – 261
- 9.12 Knieendoprothese bei distaler Femurfraktur – 262**
 - 9.12.1 Ergebnisse – 262
 - 9.12.2 Operative Besonderheiten – 263
- 9.13 Simultane bilaterale Knieendoprothese – 263**
 - 9.13.1 Ergebnisse – 265
- 9.14 Gefäßverletzungen – 265**
 - Literatur – 266

Der Kniegelenkoberflächenersatz ergibt bei guter Implantationstechnik ausgezeichnete Langzeitergebnisse und schafft zudem optimale Voraussetzungen für eine später evtl. notwendig werdende Reoperation. In der Regel liegt ein gut erhaltenes knöchernes Implantatlager vor, das Auftreten septischer Komplikationen ist seltener gegenüber der Situation nach Einsatz intramedullär verankerter, gekoppelter Implantate.

Mit einem schrittweise und standardisiert durchgeführten, kontrollierten Weichteilrelease ist es häufig möglich, auch bei ausgeprägten kontrakten Fehlstellungen oder bei Knieendoprothesenrevisionen noch eine gute Abstimmung des erhaltenen Kapsel-Band-Apparates zu erzielen. Somit sind die Voraussetzungen zur Implantation einer bikondylären Prothese auch in solchen Situationen durchaus noch gegeben.

Prinzipiell bleiben die ligamentären Strukturen erhalten, die Bandansätze werden lediglich subperiostal oder mit Knochenschuppen auf der konkaven Seite einer Fehlstellung mobilisiert. Die Raffung oder ossäre Versetzung überdehnter Bandanteile auf der konvexen Seite der Deformität ist erfahrungsgemäß wenig erfolgversprechend.

Folgende Ansprüche müssen an ein Operationsverfahren gestellt werden, das reproduzierbare, optimale Resultate ergibt:

- Wiederherstellung der mechanischen Beinachsen
- Gute ligamentäre Stabilität im gesamten Bewegungsablauf
- Korrekte Rotationsausrichtung der Femur- und Tibiakomponenten
- Einhaltung der korrekten Gelenkebene

Eine Deformität im kniegelenknahen Bereich kann prinzipiell sowohl ossär als auch ligamentär bedingt sein. Je nach Ursache müssen diese intraoperativ aufscheinenden Probleme unterschiedlich angegangen werden. Die Weichteile bilden eine das Kniegelenk umgebende Manschette, die nur durch die Patella unterbrochen ist; bei vielen Patienten, die zur Knie totalalloarthroplastik anstehen, findet sich hier eine Kontraktur unterschiedlicher Qualität und Quantität, was u. a. zu fixierten Valgus-, Varus- oder Flexionsdeformitäten führt.

9.1 Einteilung von Varus- und Valgusdeformitäten (intra- und extraartikulär)

Krackow (1990) analysierte die Deformitäten unter Zugrundelegung eines idealisierten Konzeptes des Kniegelenkes mit ursprünglich normalen Gelenkkonturen und Bandansätzen. Mit dem Begriff „konkav“ wird das deformierte Gelenkkompartiment, mit dem Begriff „kon-

vex“ der von der Deformität nicht betroffene Abschnitt beschrieben.

9.1.1 Deformitätentyp I

Der Deformitätentyp I ist durch einen unikompartimentalen Knochenverlust im medialen oder lateralen Gelenkkompartiment ohne Weichteilbeteiligung gekennzeichnet. In der Praxis ist er sehr selten und tritt in der Regel nur bei posttraumatischen Zustandsbildern auf. In dem Maße, in dem der Knochenverlust an der proximalen Tibia vorliegt, wirkt sich die Deformität auf Extension und Flexion gleichzeitig aus. Defekte am distalen Femur imponieren als Deformität in Extension, während Knochenverluste an den posterioren Femurkondylen u. U. nicht so offensichtlich und nur als geringe Deformität festzustellen sind. Die Achsabweichung wird sichtbar bei Belastung des Kniegelenkes und kann passiv bis zum neutralen Alignment korrigiert werden. Bei der körperlichen Untersuchung kann eine Instabilität des ipsilateralen Kollateralbandes festgestellt werden.

Deformitäten des Typs I können durch Wiederaufbau des knöchernen Substanzdefektes korrigiert werden.

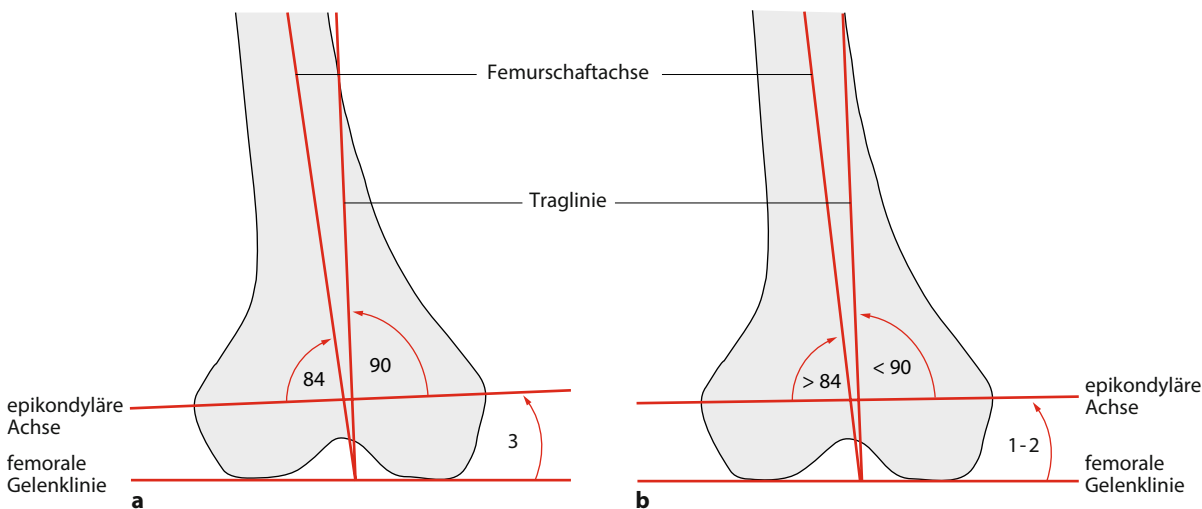
9.1.2 Deformitätentyp II

Der Deformitätentyp II ist eine Variation des Typs I mit dem Unterschied, dass es mit der Zeit zu einer konsekutiven Überdehnung des Kollateralbandes des nicht betroffenen Kompartiments gekommen ist. Es liegt somit ein unikompartimentaler Knochenverlust ohne Weichteilkontraktur auf der konkaven Seite, jedoch mit einer Überdehnung auf der konvexen Seite vor. Mit fortschreitendem Verlust der Bandstabilität der konvexen Seite steigt das Ausmaß der Deformität an. Da auf der konkaven Seite noch keine Kontraktur vorliegt, kann das Knie passiv noch vollständig korrigiert werden. Bei diesem Typ besteht jedoch bei passiv erzeugtem normalen Alignment keine Balancierungsmöglichkeit der Bandstrukturen.

Im Rahmen des alloplastischen Kniegelenkersatzes ist in diesen Fällen ein normales Alignment ohne Release der konkaven Seite erreichbar. Die Instabilität auf der konvexen Seite kann auf 3-fache Art angegangen werden:

- Belassung des Zustandes, falls trotz der Instabilität eine gute Funktion zu erwarten ist
- Release der ligamentären Strukturen auf der konkaven Seite
- Spannung der konvexen Seite durch chirurgisches Advancement

Ein Release der konkaven Seite ist in diesem Fall nicht unproblematisch, zumal hier keine Kontraktur besteht. Ein



▣ **Abb. 9.1a,b** Beziehung zwischen femoraler Gelenklinie und epikondylärer Achse bei normaler Anatomie (a) und im Falle einer Deformität (b)

ausreichendes Release auf der konkaven Seite bringt eine Verlängerung des Beines mit sich und ist u. U. mit einer Behinderung durch die Kreuzbänder verbunden, so dass eine weitere Entspannung auch der sekundären Stabilisatoren wie der posterioren Kapsel oder der Kreuzbänder nötig werden kann.

9.1.3 Deformitätentyp III

Beim Deformitätentyp III ist es nach asymmetrischem Verschleiß eines Kompartiments zu einer relativen Kontraktur der Kollateralstrukturen der konkaven Seite und u. U. zu einem geringeren Grad auch der Kreuzbänder gekommen. Ist die Kontraktur dem Knochenverlust angepasst, so kann bei einem klinischen Test der Bänder keine Instabilität festgestellt werden.

Die Behandlungsmöglichkeiten sind die gleichen wie beim Typ II. Im Gegensatz zum Release der konkaven Seite beim Typ II kommt es beim Typ III dabei nicht zu einer Verlängerung des Beines. Wird beim Typ III jedoch auf der konkaven Seite kein Release durchgeführt, so resultiert eine relative Verkürzung des Beines.

9.1.4 Deformitätentyp IV

Der Deformitätentyp IV ist eine Kombination der Typen II und III: Auf der konkaven Seite bestehen ein größerer Knochenverlust sowie eine Kontraktur des Kollateralbandes; auf der konvexen Seite liegt eine Dehnung der Kollateralstrukturen vor.

Die Rekonstruktionsmöglichkeiten sind prinzipiell analog denen der Typen II und III. Die Behandlung der Weichteilspannung kann das notwendige Niveau der Tibia-

resektion beeinflussen und eine Verlängerung oder Verkürzung des Beines mit sich bringen.

9.1.5 Deformitätentyp V

Der Deformitätentyp V ist neben dem Typ III der wichtigste. Hier liegen eine allgemeine Knochen deformität mit einem Knochenverlust und einer Weichteilkontraktur auf der konkaven Seite ohne Störungen auf der konvexen Seite vor. Zusätzlich zur Veränderung des Winkels der Gelenklinie zur anatomischen Achse ist dieser Typ definiert durch die relative Deformität der Region des epikondylär-epiphysealen Kapselansatzes mit einer Verlagerung der epikondylären Achse in Bezug auf die Gelenklinie.

Bei regelrechtem Alignment und normaler knöcherner Struktur liegt bei Extension des Kniegelenkes die epikondyläre Achse ungefähr senkrecht zur mechanischen Femurachse, mit der sie nach lateral außen einen Winkel von etwa 84°, nach medial innen einen Winkel von etwa 96° bildet. Der nach lateral offene Winkel der epikondylären Achse zur femoralen Gelenklinie beträgt etwa 3° (▣ Abb. 9.1). Im Falle einer Varusdeformität mit zugrundeliegendem Femurkondylendefekt ist die Gelenklinie zur Femurschaftachse im Vergleich zum normalen lateralen Winkel von 81° in eine mehr varusorientierte Position von über 81° rotiert. Gleichzeitig wird damit auch der nach medial offene Winkel der epikondylären zur mechanischen und anatomischen Femurachse sowie zur femoralen Gelenklinie kleiner.

Der Deformitätentyp V repräsentiert einen milden Grad einer kongenitalen Deformität, wobei die gesamten kondylären Strukturen in eine relative Varus- oder Valgusposition rotieren und im Bereich der konkaven Seite der Deformität kleiner oder weniger prominent sind. Die liga-

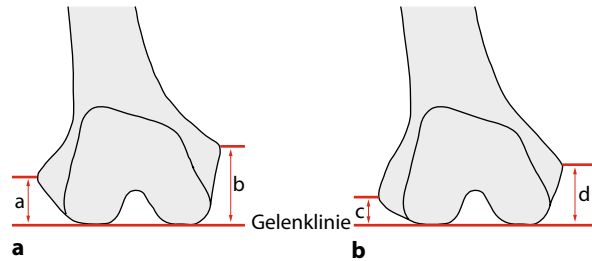
mentären Attachments und die damit zusammenhängenden kollateralen Stabilisierungsmechanismen sind entsprechend verändert. Im Allgemeinen liegt eine ausgedehnte Degeneration im Kompartiment der konkaven Seite vor, die Deformität schreitet mit Progression des Knochenverlustes weiter voran, der auf der konkaven Seite tendenziell größer ist. Der Zustand der Bänder kann analog zu allen 4 zuvor genannten Typen sein.

Der Typ V stellt eine kongenitale Winkeldeformität dar, die in der Gelenklinie und im gesamten Epiphysen-Metaphysen-Bereich vorliegt. Das heißt, dass sowohl die distale femorale Gelenklinie als auch die epikondyläre Achse ein relatives Varus- bzw. Valgusalignment bezüglich der anatomischen Femurachse aufweisen. Im Verlaufe der Zeit und mit fortschreitender Degeneration wird der Verschleiß auf der konkaven Seite proportional größer, außerdem entwickelt sich eine relative Kontraktur der Weichteile auf dieser Seite.

Das Knie erscheint sowohl bei stehendem als auch beim liegendem Patienten deformiert. Bei der Bandprüfung wird dann eine Instabilität festgestellt, wenn der Knochenverlust die Weichteilkontraktur übersteigt.

In diesem Falle betrifft die theoretische Rekonstruktion die femorale Gelenkoberfläche in eine anatomisch normale Position bezüglich der ligamentären Ansätze am Femur. Bei der dargestellten, a priori vorhandenen Fehlstellung der Gelenklinie des Femur und der Epikondylen wird es verständlich, dass eine prothetische Komponente, die ein normales Alignment zur anatomischen Achse herbeiführt, nicht auch gleichzeitig bezüglich der Epikondylen richtig ausgerichtet sein kann. Bei der Rekonstruktion muss daher nicht nur eine asymmetrische Resektion der medialen und lateralen Femurkondylen durchgeführt werden, sondern auch in Hinsicht auf die Epikondylen eine asymmetrische Komponentenpositionierung. Das bedeutet, dass der Epikondylus der konkaven Seite in richtiger Relation zur prothetischen Gelenklinie, der Epikondylus der konvexen Seite relativ zu nah an der prothetischen Gelenklinie implantiert wird (■ Abb. 9.2). Alternativ kann die epikondyläre Achse der konvexen Seite in richtiger Relation zur prothetischen Gelenklinie positioniert werden, während die Kondylenachse der konkaven Seite dabei relativ zu weit entfernt von der prothetischen Gelenklinie zu liegen kommt.

Im Rahmen der weiteren Rekonstruktion wird ein Release auf der konkaven Seite vorgenommen, bis im Idealfall die Weichteile der konkaven Seite denen der konvexen Seite ohne Veränderung des hinteren Kreuzbandes angepasst sind. In dem Maße, in dem durch das Release auf der konkaven Seite ein Gleichgewicht mit der konvexen Seite hergestellt werden kann, können die Prothesenkomponenten ohne signifikante Instabilität auf der konvexen Seite implantiert werden.



■ **Abb. 9.2a,b** Der Effekt einer anomalen Epikondylenlage auf das Verhältnis der femoralen Kollateralbandansätze zur prothetischen Gelenklinie. Dieser Fall tritt ein, wenn „a priori“ eine Varusdeformität des Femur vorlag. **a** Der laterale Epikondylus befindet sich in normalem Abstand zur Gelenklinie (a), während der mediale Epikondylus relativ zu weit proximal liegt (b), **b** Der mediale Epikondylus befindet sich in normalem Abstand zur Gelenklinie (d), während der laterale Epikondylus relativ zu weit distal liegt (c)

9.1.6 Deformitätentyp VI

Beim Deformitätentyp VI liegt eine signifikante knöcherne Störung außerhalb des Gelenkes vor, ohne dass die kondylär-epikondyläre Region strukturell verändert ist. Das eindrucksvollste Beispiel dieses Typs VI ist die Heilung in Fehlstellung nach einer Tibia- oder Femurfraktur. Dabei befindet sich die Gelenklinie auf der Seite der Deformität in Bezug auf die jeweilige anatomische Achse in Fehlstellung. Je näher dabei die Knochendeformität am Kniegelenk liegt, um so größer sind ihre Auswirkungen auf das Alignment. Eine hüftgelenknahe Fehlstellung wirkt sich dabei nur minimal auf das Alignment des Kniegelenkes aus, während z. B. eine Deformität in seiner unmittelbaren Umgebung erhebliche Auswirkungen auf die Biomechanik haben muss. In diesem letzteren Falle kann als eine Behandlungsmöglichkeit eine Korrekturosteotomie überlegt werden (■ Abb. 9.3), alternativ kann aber auch die Femurkomponente in richtiger Relation zur mechanischen Achse des Oberschenkelknochens in Verbindung mit einem adäquaten Weichgeweadvance und -release implantiert werden.

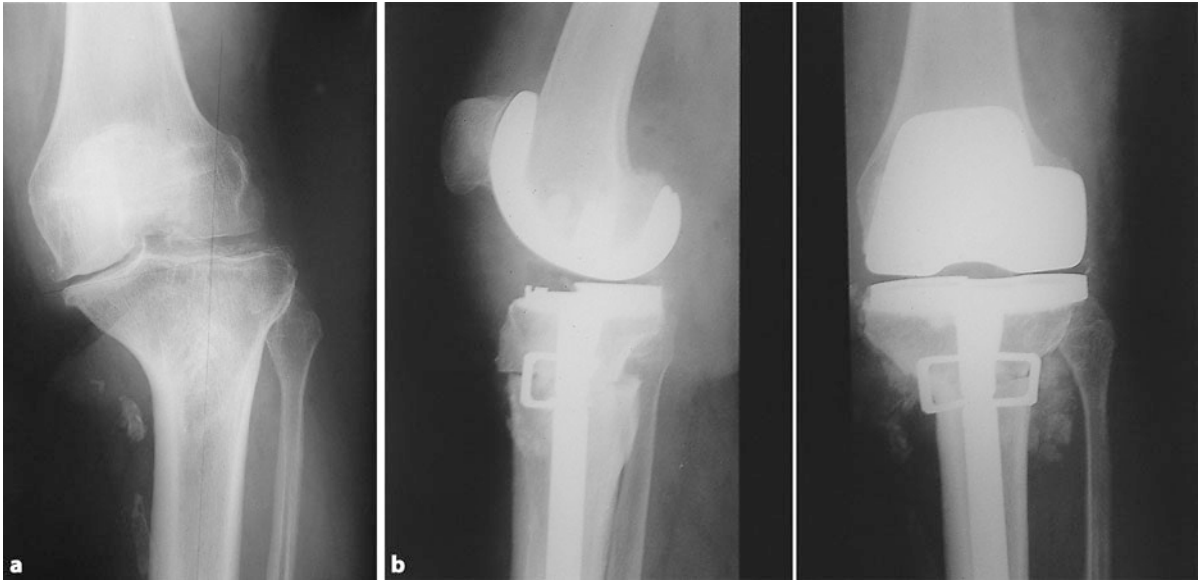


Abb. 9.3a,b a Gonarthrose mit tibialer Fehlstellung, b Zustand nach tibialer Umstellung und Implantation der Endoprothese

9.1.7 Deformitätentyp VII

Der Deformitätentyp VII ist gekennzeichnet durch erhebliche Knochen- und Bänderdeformitäten, dieses in größerem Ausmaß als bei den Typen I–V, jeweils innerhalb der Kapsel nach vorangegangener Osteotomie. Ein typisches Beispiel ist eine überkorrigierte proximale Valgustibiaosteotomie. Im Unterschied zu den Typen I und II führt hier eine Achskorrektur üblicherweise auch zu einer Beeinflussung der knieumspannenden Weichteile zusammen mit einer veränderten Ausrichtung der Gelenkoberflächen.

9.2 Weichteilbalancierung

Die Maßnahme eines Release kontrakter Weichteile zur Erzielung eines normalen Beinalignments mit angepasster Bänderspannung sowie die Wahl spezieller Prothesenkomponenten, welche die Extensions- und Flexionsintervalle füllen, wird „Weichteilbalancierung“ genannt. Grundvoraussetzung hierfür ist die optimale Lösung aller kontrakter Weichteile, d. h. das Release muss soweit vorgenommen werden, bis die Weichteilspannung symmetrisch zu der gegenüberliegenden Seite des Gelenkes ist. Erst dann kann die Endoprothese das Gelenk symmetrisch öffnen und es auch stabilisieren (Sculco 1991).

Durch diese Technik ist ein erweiterter Einsatz halbkoppelter Implantate auch bei Kniegelenken mit ausgeprägter Deformität möglich. Vor Entwicklung der Technik der Weichteilbalancierung konnten derartig zerstörte Kniegelenke nur mit vollgekoppelten Implantaten versorgt

werden. Der Ausdruck „Weichteilrelease“ bedeutet, dass die ligamentären Ansätze auf der kontrakten Seite des Gelenkes streng subperiostal scharf oder mit dem HF-Messer vom knöchernen Bett abgehoben werden. Dies erlaubt ein gutes Wiedereinheilen der Bandstrukturen unter Wahrung einer adäquaten Länge. Ein Release oder eine Durchtrennung der Bänder im ligamentären Bereich selbst ist unbedingt zu vermeiden, da hieraus zwangsläufig Instabilitäten resultieren müssen.

Ein Weichteilrelease, das im Zuge einer Knie totalalloarthroplastik durchgeführt wird, kann zu einer Veränderung der propriozeptiven Fähigkeiten des Kniegelenkes führen. Attfield et al. (1996) dokumentierten Weichteilimbancen zur Zeit des Kniegelenkersatzes und versuchten, diese in voller Extension mit den üblichen Methoden zu korrigieren. Sie untersuchten weiterhin den Einfluss einer verbliebenen Imbalance auf die Propriozeption bei 38 Patienten vor der Knie totalalloplastik und 6 Monate postoperativ. Die propriozeptiven Fähigkeiten verbesserten sich im Falle eines vorbestehenden Varuskniegelenkes 3–6 Monate nach dem operativen Eingriff bei erfolgter adäquater Weichteilbalancierung. Kniegelenke, die sowohl in voller Extension als auch in Flexion balanciert waren, zeigten eine signifikante Verbesserung der Propriozeption, wohingegen Gelenke, die nicht in Flexion, sondern lediglich in Extension balanciert imponierten, postoperativ keine signifikante Verbesserung aufwiesen. Das Erreichen einer guten Weichteilbalance sowohl in Flexion als auch in Extension ist somit wichtig, um zufriedenstellende propriozeptive Fähigkeiten des Kniegelenkes zu erhalten.

Es erscheint prinzipiell nicht möglich, präoperativ das definitive Ausmaß einer weichteilbedingten Deformi-

tät bzw. Kontraktur sicher vorherzusagen, da Schmerzen und muskuläre Dysfunktionen des Patienten das wahre Zustandsbild sehr oft verschleiern. Der präoperative Eindruck stellt sich oftmals als irreführend heraus und muss nicht selten intraoperativ bei relaxierter Muskulatur des anästhesierten Patienten revidiert werden. Generell ist es sinnvoll, zu 3 unterschiedlichen Zeitpunkten während der Operation eine Überprüfung der Weichteilbalance vorzunehmen:

- Die erste Überprüfung findet unmittelbar nach Einleitung der Narkose statt, bevor die betroffene Extremität abgedeckt wird. Das Bein wird dabei in Flexion und Extension beurteilt. Zu diesem Zeitpunkt können zwar noch keine genauen Messungen vorgenommen werden, doch gibt diese Maßnahme erste sichere Anhaltspunkte für ein evtl. Vorliegen einer Kontraktur oder eine Bandlaxität.
- Nach Resektion des distalen Femur wird das Kniegelenk das zweite Mal auf eine fixierte Deformität hin überprüft. Hierfür können Distraktoren und Ausrichtungsleitsysteme verwendet werden, um das Ausmaß einer Kontraktur und eines erforderlich werdenden Weichteilrelease zu bestimmen.
- Die abschließende Kontrolle der Weichteilbalance wird nach Resektion der Tibia durchgeführt. Zu diesem Zeitpunkt sind alle peripheren Randosteophyten entfernt, so dass deren möglicher Einfluss auf die Kapselspannung ausgeschaltet ist. Bei extendiertem Kniegelenk kann die Kapselmanschette zum Beispiel mit Hilfe von 2 Spreizern gespannt und dann eine Feineinstellung von Kapsel und übrigen Weichteilen durchgeführt werden. Manche Kniesysteme bieten für diesen Schritt entsprechende „Kniebalancer“ an.

Durch diese Mehrfachüberprüfung kann die Fehlerquote in Form einer Über- oder Unterkorrektur der Weichteile drastisch vermindert werden (Freeman 1980; Insall 1984; Laskin 1991a).


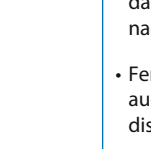
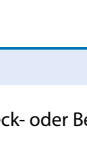
Die Deformität eines Kniegelenkes kann sich in Form eines Knochenverlustes und/oder abnormer Kontraktion der korrespondierenden Kollateralbandstrukturen manifestieren (Krackow 1990; Laskin 1991a; Rosenberg 1993). So sind für eine Varusdeformität ein medialer, hauptsächlich tibialer Knochenverlust und eine Kontraktur des inneren Kollateralbandes typisch. Demgegenüber werden im Falle einer Valgusdeformität meist ein lateraler Knochenverlust im Bereich von Tibia und Femur sowie eine Kontraktur des äußeren Kollateralbandes angetroffen. Eine Deformität, die passiv bei unbelastetem Kniegelenk nicht ausgeglichen werden kann, weil eine Weichteilkontraktur auf der konkaven Seite der Deformität vorliegt, wird als „fixierte Deformität“ bezeichnet.

Die Korrektur der Deformität muss durch relative Verlängerung der kontrakten Bandstrukturen möglichst auf ihre ursprüngliche Länge erfolgen, um das rekonstruierte Kniegelenk in die richtige Position und Ausrichtung bringen zu können. Korrekturfehler führen zwangsläufig zu einer asymmetrischen Belastung der Implantate sowie ihrer Oberflächen und Verankerungselemente mit der potenziellen Folge der schrittweisen Endoprothesenlockerung.

Eine Veränderung der Knochenresektionsebene in der Frontalebene (Varus-Valgus-Ausrichtung) zur Erreichung einer relativen Verlängerung würde ein Fehlalignment nach sich ziehen. Zusätzlich müssen weitere anatomische Gegebenheiten berücksichtigt werden wie die Möglichkeit verlängerter oder überdehneter Bandstrukturen auf der konvexen Seite der Deformität sowie anguläre Deformitäten der Knochen. Obwohl diese selten sind, müssen solche wesentlichen, den Erfolg der Alloplastik beeinflussende Faktoren bereits vor dem operativen Eingriff durch sorgfältige klinische Untersuchung und röntgenologische Abklärung des Patienten erkannt werden.

Auch zusätzliche Randosteophyten können eine relative Bandverkürzung mit sich bringen. Weil durch solche degenerativen Prozesse echte Bandkontrakturen nur vorgetauscht werden können, sollten alle sichtbaren und tastbaren knöchernen Randzacken schon vor der Knochenresektion weitgehend entfernt werden. Liegt eine stärkere Deformität vor, ist ein der Knochenresektion vorausgehendes Weichteilrelease sinnvoll, um die anschließende Darstellung des Gelenkes zu erleichtern. Wie bereits im Rahmen der Erörterung der Intervallbalancemethode zur Knochenresektion erwähnt, sollte die Weichteilbalancierung diesem Vorgehen der femoralen Knochenresektion vorausgehen, so dass die distale Knochenresektion am Femur bereits mit einem passenden frontalen Alignment vorgenommen werden kann. Bei der Resektionsmesstechnik ist die Knochenresektion unabhängig vom Weichteilstatus, so dass mit der Präparation der Weichteile gewartet werden kann, bis der Knochen reseziert und die Probekomponenten platziert sind.

Obwohl auch reine Varus- oder Valgusdeformitäten auftreten, besteht im Zuge der Fixierung solcher Fehlstellungen die Tendenz, dass die Weichteilkontraktur auch auf andere Ebenen des Gelenkes übergreift. So liegt bei mittleren bis schweren Valgus- und Varusdeformitäten nicht selten gleichzeitig eine Flexionskomponente vor. Bei schwereren Valgusdeformitäten, insbesondere bei Patienten mit rheumatoider Arthritis oder Hämophilie, ist die Tibia nach außen rotiert und die Weichteile sind auch in dieser Ebene kontrahiert. Diese Kniegelenke beinhalten komplexeste Deformitäten; in diesen Fällen werden radikale Weichteilrelease in allen Ebenen einer bestehenden Kontraktur erforderlich.

		In Streckung		
		Zu locker	Zu eng	Stabil
In Beugung				
	Zu locker	<ul style="list-style-type: none"> • dickeres PE-Inlay wählen 	<ul style="list-style-type: none"> • dickeres PE-Inlay – bis Beugung okay, dann distal nachresezieren • Femur 1 größer + augmentieren, dann distal nachresezieren 	<ul style="list-style-type: none"> • Femur distal nachresezieren und dickeres PE
	Zu eng	 <ul style="list-style-type: none"> • auf kleineren Femur präparieren und dickeres PE einsetzen • wenn Femurgröße okay, dann distal augmentieren und dünneres PE • evtl. posterior Slope erhöhen 	<ul style="list-style-type: none"> • dünneres PE-Inlay einsetzen • Tibia nachresezieren bei gleichem PE 	<ul style="list-style-type: none"> • auf kleineren Femur präparieren • posterior Slope erhöhen
	Stabil	<ul style="list-style-type: none"> • distales Femur augmentieren • evtl. posterior Slope erhöhen und dickeres PE-Inlay 	<ul style="list-style-type: none"> • distal nachresezieren 	

■ **Abb. 9.4** Maßnahmen zur Weichteilbalancierung je nach individueller Situation des Streck- oder Beugespaltes

Je nach Situation muss somit eine individuelle Lösung gesucht werden (■ Abb. 9.4).

9.2.1 Behandlung einer fixierten Varusdeformität

Eine fixierte Varusdeformität ist das am häufigsten intraoperativ auftretende Deformitätenproblem; diese

wird durch eine Kontraktur der medialen und u. U. eine gleichzeitige leichte Dehnung der lateralen Weichteile verursacht. Die röntgenologisch fassbare Erscheinung eines breiteren äußeren Gelenkspaltes ist das Ergebnis dieser lateralen Dehnung in Kombination mit einer außenrotierten lateralen Subluxation der Tibia.

Die Korrektur einer fixierten Varusdeformität erfolgt in mehreren Schritten, um eine Überkorrektur zu vermei-

den. In derartigen Fällen wird das Weichteilrelease immer an der Tibia durchgeführt.

Als erster Schritt bei leichten Varusdeformitäten im Ausmaß von 10–15° sollte eine vollständige Abtragung aller medialer Osteophyten sowohl im Bereich der Tibia als auch des Femur erfolgen. Dabei wird die mediale Kapsel 1–2 cm abgehoben und nach dorsal geschoben. Besteht die Varusdeformität fort, erfolgt zunächst die subperiostale Ablösung der medialen Kapselmanschette bis zum posteromedialen tibialen Rand; seine Präparation wird durch Außendrehung der Tibia erleichtert.

Bei weiterem Persistieren der Varuskontraktur empfiehlt sich dann als nächster Schritt das Release des hinteren Kreuzbandes mit gleichzeitigem Lösen des größten Teiles der hinteren Kapsel. Obwohl generell das hintere Kreuzband bei nichtdeformierten Kniegelenken eigentlich erhalten werden sollte, so ist in dieser Situation doch ein Release oder sogar seine komplette Durchtrennung sinnvoll. Ein Erhalt des hinteren Kreuzbandes mit fortbestehender Kontraktur führt zwangsläufig zu einer Unterkorrektur der Deformität und zu einem postoperativ eingeschränktem Bewegungsumfang des betroffenen Kniegelenkes.

Führen alle diese Schritte nicht zum Erfolg, sollten Releases der medialen Kapselmanschette und eine transversale Inzision der distalen Insertionsstellen der Sehnen des Pes anserinus durchgeführt werden. Bei Valgusstress des Knies gleitet anschließend die gesamte mediale Manschette nach proximal, wodurch dann jede noch verbliebene Varusdeformität korrigiert werden kann.

Für Rosenberg (1993) steht bei Vorliegen einer größeren Varusdeformität nicht die Entfernung des hinteren Kreuzbandes im Vordergrund, sondern ein ausgiebigeres Release der tiefen Anteile des medialen Kollateralbandes. Reicht dieses nicht aus, wird als nächstes auch der distale oberflächliche Anteil des inneren Kollateralbandes gelöst. Falls ein distales Release allein unzureichend ist, empfiehlt Rosenberg (1993) im posterioren Bereich ein Abheben des Ansatzes des M. semimembranosus bis zum posteromedialen Rand der Tibia. Dieses Vorgehen ist besonders dann wichtig, wenn zu der Deformität ein gewisser Grad an Flexionskontraktur hinzukommt (Sculco 1991; Rosenberg 1993).

Während des Releases wird an verschiedenen Punkten eine Palpation der medialen Strukturen unter Spannung durch Valgusbelastung durchgeführt. Sollte die Deformität dennoch fortbestehen, werden die Sehnen des Pes anserinus an seiner Insertionsstelle durchtrennt, außerdem ein weiteres Release der inneren Kapselstrukturen nach distal und posterior vorgenommen.

Ein Release des hinteren Kreuzbandes ist nach Rosenberg (1993) nur selten erforderlich und wird im Unterschied zum Vorgehen Laskins (1991a) erst nach dem Release der medialen Kapselstrukturen durchgeführt. Die Entscheidung zur Resektion des hinteren Kreuzbandes

■ Tab. 9.1 Mediales Weichgeweberelease bei fixierter Varusdeformität

Stufe	Ausdehnung
I	Initiales Release mit Entfernung evtl. vorhandener Osteophyten
II	Erweiterung des Release nach distal bis zum mittleren Tibiabereich zum Release der medialen Kapsel und des tiefen posteromedialen Kollateralbandes
III	Verlängerung der oberflächlichen medialen Kollateralbandstrukturen
IV	Weiteres Release nach posterior unter Einschluss des M. semimembranosus und des Pes anserinus
V	Release des hinteren Kreuzbandes

führt zwangsläufig zum Einsatz einer posterior stabilisierenden Prothese (■ Tab. 9.1).

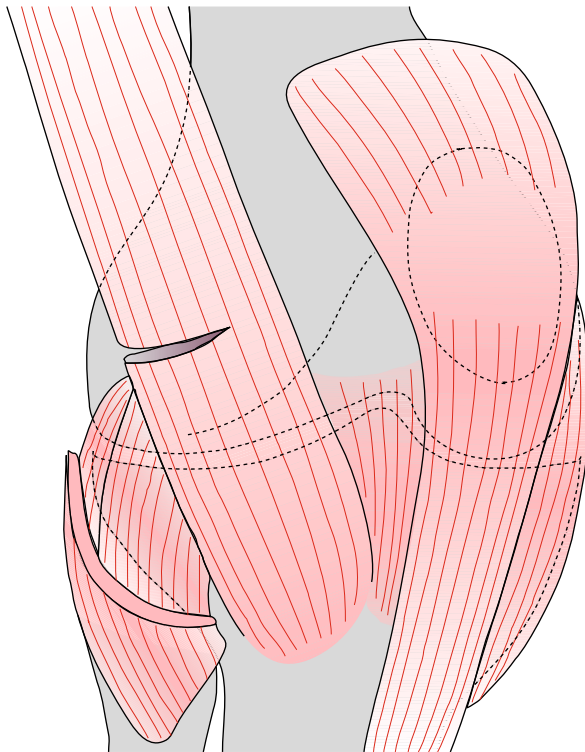
Viele ausgeprägte fixierte Varusdeformitäten sind mit einer lateralen Subluxation der Tibia auf dem Femur assoziiert. Hierbei handelt es sich um eine Kombination einer lateralen Translation mit einer Außenrotation der Tibia. Sie wird durch eine Kontraktur der Sehne des M. popliteus verursacht und kann dementsprechend durch eine Tenotomie dieser Sehne korrigiert werden.

Bei Vorliegen einer Varusdeformität ist gelegentlich die mediale Kontraktur mit einer lateralen Bänderinsuffizienz verbunden. In diesen Fällen führt zwar ein mediales Release zu einer Korrektur der Deformität, die persistierende laterale Instabilität jedoch zu einer fortbestehenden Varusbelastung. Im Falle einer derartigen Situation resultiert ein radikales mediales Release in Verbindung mit der vorhandenen äußeren Instabilität in einer nicht akzeptablen lateralen Subluxation. Eine Lösung dieses Problems bietet die Bandstraffung oder aber der Einsatz einer stärker stabilisierenden Prothese.

Ein Release sollte grundsätzlich schrittweise erfolgen und dann bis zur Erzielung einer adäquaten Weichteilspannung fortgesetzt werden. Nach erfolgter Knochenresektion und Einsetzen der Femurprobestkomponente wird zunächst das dünnste tibiale Probeimplantat eingebracht. Falls das Kniegelenk nun in Extension stabil ist, d. h. eine gleichmäßige mediale und laterale Spannung der Bänder vorliegt, ist kein weiteres Release erforderlich. Kann die Tibiaprobekomponente lateral, aber nicht medial eingefügt werden, wird ein weiteres Weichteilrelease auf der inneren Seite erforderlich.

Nach erfolgtem Weichteilrelease im Falle einer fixierten Varusdeformität muss der entstehende Raum mit Implantaten adäquater Höhe gefüllt werden; je ausgeprägter das Release, um so höhere Komponenten sind in der Regel erforderlich.

Falls nach adäquatem medialen Release und korrekter Spannung des hinteren Kreuzbandes eine Insuffizienz



■ **Abb. 9.5** Inzision des Lig. iliotaliale bei fixierter Valguskontraktur

des lateralen Kollateralbandes fortbesteht, wird dessen Insertion zusammen mit dem Ansatz der Popliteussehne am Epicondylus femoris lateralis ausgemeißelt und weiter nach proximal verlagert.

9.2.2 Behandlung einer fixierten Valgusdeformität

Eine fixierte Valgusdeformität wird durch eine Kontraktur der lateralen Knieweichteile verursacht, sie ist häufig mit einer starken Dehnung der medialen Strukturen auf der konvexen Seite der Deformität verbunden. Häufig werden fixierte Valgusdeformitäten durch laterale Patellasubluxationen kompliziert. Eine fixierte Flexionskontraktur und tibiale Außenrotation sind gelegentlich begleitende Deformitäten.

Auch im Falle einer Valgusdeformität kann auf der lateralen Seite eine ähnliche schrittweise Technik wie bei einer Varusdeformität medialseitig durchgeführt werden: bei leichten Valgusdeformitäten i. Allg. lediglich an der Tibia, bei schweren Fehlstellungen sowohl an der Tibia als auch am Femur. Während Laskin (1991a) ebenso wie bei einer Varusdeformität das Release an der proximalen Tibia durchführt, nimmt Rosenberg (1993) die Weichteilentspannung auf der femoralen Seite des Gelenkes vor. Ein ausgedehntes posterolaterales Release an der Tibia wird durch die Fibula verhindert (Sculco 1991).

■ **Tab. 9.2** Laterales Weichteilrelease bei fixierter Valgusdeformität am distalen Femur

Stufe	Ausdehnung
I	Release des Iliotibialbandes. Das Band kann bei extendiertem Kniegelenk sehr leicht lateral des peripatellaren Retinakulums palpirt werden. Ist es stark gespannt, kann es entweder in Höhe der Gelenklinie oder proximal davon inzidiert oder mittels einer Z-Plastik verlängert werden
II	Zusätzliche gespannte laterale Strukturen werden durch scharfe Abtrennung vom posterolateralen Femurkondylus gelöst. Bei schweren Deformitäten kann das Release weiter proximal bis zum intermuskulären Septum durchgeführt und nach posterior fortgesetzt werden, um auch den lateralen Kopf des M. gastrocnemius einzuschließen

Laterales Weichteilrelease auf der distalen Femurseite

Im Falle einer Valgusdeformität ist in aller Regel ein Release des lateralen Retinakulums erforderlich, dieses wird bei extendiertem Kniegelenk und halb evertierter Knie- scheibe durchgeführt.

Durch Palpation der lateralen Weichteile wird v. a. das Lig. iliotaliale als straffste Struktur ermittelt. Zur Lösung des kontrakten Iliotibialbandes werden verschiedene Vorgehensweisen beschrieben; es existieren keine verlässlichen Daten, welche die Bevorzugung einer speziellen Methode rechtfertigen würde. Das Band kann sowohl knapp oberhalb der Gelenklinie als auch proximal davon inzidiert werden, alternativ kann eine Z-Plastik durchgeführt werden (■ Abb. 9.5).

Falls der M. popliteus gespannt ist, wird er an seinem femoralen Ansatzpunkt scharf abgelöst. Dieser Grad des Release reicht bei geringen Deformitäten (bis etwa 15° anatomischer Valgus) häufig schon aus. Wird hiermit eine ausreichende Balancierung nicht erreicht, wird das laterale Kollateralband mit einem Osteom von seinem femoralen Ansatz abgelöst. Sämtliche Strukturen liegen posterior der transversalen Mittellinie und können am besten bei gebeugtem Kniegelenk erreicht werden. Die Bänderspannung wird schließlich in Extension überprüft.

Bei schweren Deformitäten über 35°, insbesondere bei begleitender Flexionskontraktur, wird die Weichteilinzision nach posterior auf ein Release der hinteren Gelenkkapsel, des lateralen intermuskulären Septums und des lateralen Kopfes des M. gastrocnemius vom Femur ausgedehnt. Sehr selten wird auch ein Release des M. biceps femoris notwendig; dieser kann durch Z-Plastik oder durch eine getrennte posteriore Längsinzision verlängert werden. Häufiger ist auch das hintere Kreuzband eine deformierende Kraft bei geringeren und schweren Fehlstellungen. Ist dies der Fall, wird ein Release auch dieses Bandes erforderlich. Noch mehr als bei einer Varusdeformität kann das

mediale Kollateralband überdehnt bzw. geschwächt sein und ein umfangreiches laterales Release zur Balancierung notwendig machen (■ Tab. 9.2).

Laterales Weichteilrelease am proximalen Tibiaplateau

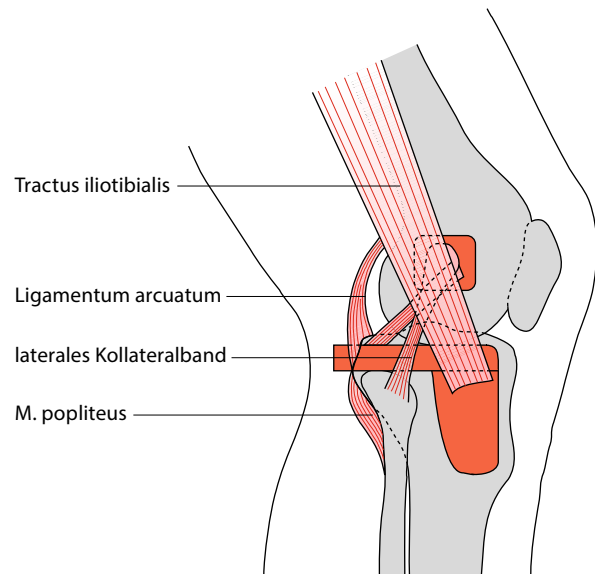
Laskin (1991a) führt das Weichteilrelease am lateralen proximalen Tibiaplateau durch. Der erste Schritt besteht hier in der Entfernung evtl. vorhandener Osteophyten am lateralen Tibiaplateau oder am lateralen Femurkondylus, dies nach Abheben der lateralen Kapsel vom anterolateralen Bereich des Schienbeinkopfes. Dieses Vorgehen kann die Entfernung des verbliebenen Fettpolsters zur Freilegung des lateralen Tibiarandes erforderlich machen. Gleichzeitig sollten sämtliche Adhäsionen zwischen Iliotibialband und lateralem Tibiaplateau abgetragen werden, wobei nur die sehnigen Ansätze am Tuberculum Gerdii erhalten bleiben.

Persistiert die Deformität weiterhin, werden nacheinander schrittweise der Tractus iliotalialis, das laterale Kollateralband und die Sehne des M. popliteus inzidiert. Laskin (1991a) löst dabei zuerst den Tractus iliotalialis, während Hungerford et al. (1983) primär laterales Kollateralband und Popliteusehne angehen. Der Tractus iliotalialis kann relativ sicher sogar von innerhalb des Gelenkes gelöst werden: Bei gebeugtem, varisiertem Kniegelenk kann diese fibröse Struktur durch die Synovia palpirt und problemlos tenotomiert werden.

Verbleibt immer noch eine Valguskontraktur, werden in einem nächsten Schritt die Sehne des M. popliteus und das laterale Kollateralband tenotomiert. Laskin (1991a) sieht von einer Durchtrennung der Sehne des M. biceps femoris in Anbetracht der Tatsache ab, dass in diesem Falle der N. peroneus als einzige stabilisierende laterale Struktur verbleiben würde.

Liegt bei einer Valgusdeformität nach erfolgter Weichteildissektion immer noch eine tibiale Kontraktur vor, so muss das Release an der lateralen Seite des Femur fortgesetzt werden. Die Popliteusehne ist bei diesen schwereren Deformitäten immer beteiligt und muss gelöst werden. Bei sehr schweren Valgusdeformitäten kann eine komplette Ablösung aller Weichteilansätze vom Femur und damit eine vollständige femorale Skelettierung erforderlich werden.

Bei der Sanierung jeder Valgusdeformität ist der N. peroneus besonders gefährdet. Bei Unterkorrektur der Weichteile und dem Versuch, die Ausrichtung durch manuellen Kräfteinsatz durchzuführen, kann der Nerv gedehnt werden. Analoges gilt im Fall einer Überkorrektur. Auch bei adäquater Bänderspannung kann ein Begleitödem den Nerven komprimieren (Rose et al. 1982). Laskin (1991a) empfiehlt die routinemäßige Darstellung des N. peroneus und, im Falle eines lateralen Releases, seine Lösung von der Fibula, welches die Durchtrennung des Tractus iliotalialis übersteigt (Laskin 1991a).



■ Abb. 9.6 Verschiedene Stufen des lateralen Releases

Kombiniertes Vorgehen

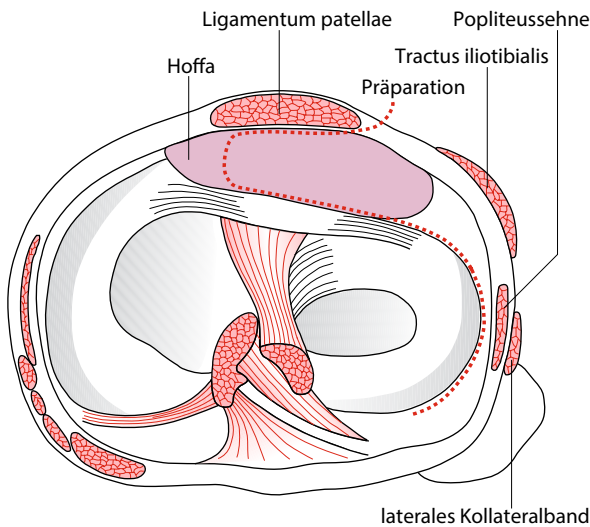
Wir selber bevorzugen ein kombiniertes Vorgehen. Nach Entfernung der Osteophyten wird hierbei das folgende sequenzielle Release durchgeführt:

- Tractus iliotalialis
- Laterales Kollateralband, Popliteusehne
- Hinteres Kreuzband
- Laterale dorsale Kapsulotomie

Der erste Schritt des lateralen Releases beinhaltet ein subperiostales Ablösen des Tractus iliotalialis am Tuberculum Gerdii mit der proximalen Portion der Tibialis-anterior-Muskulatur vom lateralen Schienbeinkopf. Diese Dissektion wird weiter nach hinten um die dorsolaterale Tibiaecke durchgeführt. Damit wird auch der Arcuatumkomplex am Tibiakopf subperiostal bis etwa 2 cm unter die Gelenkfläche mobilisiert.

Als zweiter Schritt erfolgt dann die subperiostale Mobilisation des lateralen Kollateralbandes mit der Insertion der Popliteusehne am lateralen Anteil des Epicondylus medialis.

Der nächste Schritt beinhaltet die subperiostale Mobilisation des hinteren Kreuzbandes von der dorsalen Tibiafläche, seine Resektion ist auch zur Korrektur von Valgusstellungen nur selten notwendig. Falls dieser Schritt nicht genügt, wird schließlich eine quere Diszision der lateralen Kapsel durchgeführt (■ Abb. 9.6). Bei der Korrektur ausgeprägter Valgusfehlstellungen besteht eine erhöhte Gefahr eines Überdehnungsschadens des N. peroneus. In seltenen Fällen kann hier die Resektion des Fibulaköpfchens zur Entspannung des Nerven hilfreich sein.



■ Abb. 9.7 Lateraler Zugang zum Kniegelenk

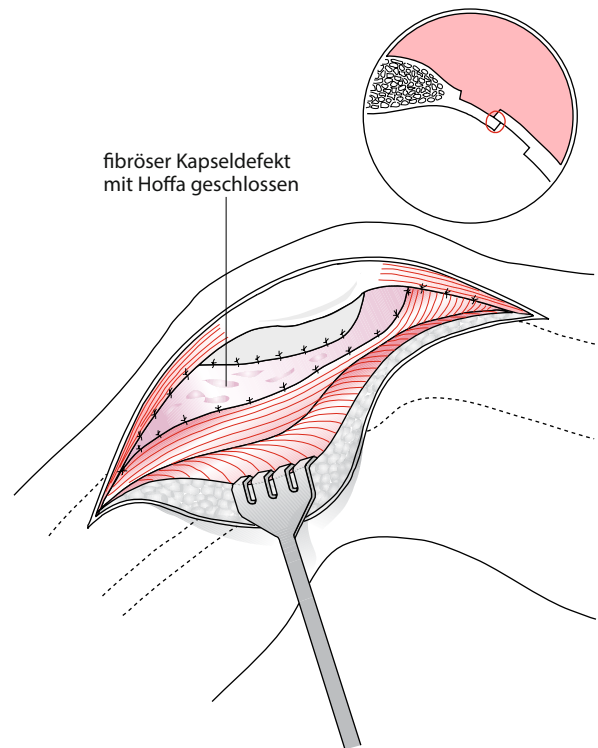
Partielles laterales Weichteilrelease und mediales Advancement

Fixierte Valgusdeformitäten sind häufig mit einer medialen Weichteilinsuffizienz assoziiert. Dadurch entstehen nach erfolgtem Weichteilrelease große Lücken, die zur Erzielung stabiler Gelenkverhältnisse die Verwendung extrem dicker Tibiakomponenten notwendig machen. Als eine Alternative wurde daher die Durchführung eines nur partiellen lateralen Weichteilreleases in Kombination mit einem medialen Advancement empfohlen (Hungerford et al. 1983). Dazu wird ein medialer Kapsellappen gebildet (ähnlich wie bei einer Varusdeformität), dieser nach Release nach distal verschoben und mit 1–2 Nähten wieder am Knochen fixiert. Alternativ dazu wird die distale Insertion des oberflächlichen Anteiles des medialen Kollateralbandes mit einem Knochenblock aus dem Tibiakopf ausgemeißelt und nach distal verlagert. Dieses Vorgehen wird ausschließlich bei sehr starken Valgusdeformitäten empfohlen (Laskin 1991a).

Vorgehen bei lateralem Zugang

Bei der operativen Versorgung der Valgusgonarthrose, der Retropatellararthrose und bei Status nach subkapitaler Valgisationsosteotomie erscheint eher ein lateraler Zugang empfehlenswert. Die Präparation führt hier direkt auf die Strukturen, die mobilisiert werden müssen. Durch die mögliche Verlängerung der lateralen Retinakula ergibt sich eine gute Zentrierung des Streckapparates. Die für die Patellaführung so wichtigen medialen Retinakula dürfen, zusammen mit den versorgenden Gefäßen, nicht zusätzlich geschädigt werden.

Eine bei der Valgusarthrose häufig bestehende Außenrotationskontraktur der Tibia wird durch die Mobilisation des Tractus iliotalibialis am Tuberculum Gerdi mit der anhaftenden Tibialis-anterior-Muskulatur weitestgehend behoben. Mit geringen Modifikationen folgen wir



■ Abb. 9.8 Verschluss bei lateralem Zugang zum Kniegelenk

dem Operationsprozedere von Büchel (1990) und Keblish (1995). Nach ventromedialer Inzision werden epifaszial die lateralen Retinakula dargestellt, die dann kulissenförmig disseziert werden. Damit können die lateralen Retinakula um etwa 1,5–2 cm verlängert werden.

Der Hoffa-Fettkörper wird als lateral gestielter Lappen mobilisiert. Seine Dissektion erfolgt entlang seiner ventralen Begrenzung unter dem Lig. patellae bis etwa auf Höhe des Überganges mediales Meniskusvorderhorn/Lig.transversum. Dann wird der „Hoffa“ in der Sagittalebene nach dorsal durchtrennt und subperiostal vom Tibiakopf nach lateral, entlang der Basis des lateralen Meniskus, abgelöst. Im gleichen Zug werden der Tractus iliotalibialis und die Tibialis-anterior-Muskulatur subperiostal vom Tibiakopf mobilisiert (■ Abb. 9.7).

Die Dissektion wird dann weiter nach außen bis um die laterodorsale Ecke des Tibiakopfes weitergeführt. Bei einem Zustand nach subkapitaler valgusierender Tibiaosteotomie können so leicht und ohne Schädigung der Insertion des Lig. patellae die Adhäsionen zwischen Schienbeinkopf und Streckapparat mobilisiert werden. Letzterer wird dann nach medial luxiert; damit dies ohne allzu große Spannungen gelingt, ist allerdings in etwa 50 % der Fälle eine Osteotomie der Tuberositas tibiae notwendig. Wird der Ansatz des Lig. patellae mit einem Knochenblock von 6 cm Länge und mindestens 1 cm Dicke osteotomiert, ist die Reosteosynthese nach Implantation der Endoprothese

problemlos mit 2–3 3,5-mm-Zugschrauben möglich. Bei sehr weichem Knochen kann zusätzlich eine Drittelrohrplatte als Unterlegscheibe zur Anwendung kommen.

Nach Implantation der Knieendoprothese erfolgt der Verschluss der ligamentokapsulären Strukturen unter Verlängerung der lateralen Retinakula. Beim Vorliegen eines größeren Defektes der fibrösen Gelenkkapsel kann der Hoffa-Fettkörper in der Frontalebene inzidiert und auseinandergeklappt werden. Damit lassen sich dann die lateralen fibrösen Gelenkstrukturen spannungsfrei verschließen (■ Abb. 9.8).

Hierdurch wird eine gute Zentrierung des Streckapparates ohne zusätzliche Schädigung der medialen Retinakula und ohne ausgedehnte Beeinträchtigung der Patellavaskularisierung erreicht. Die postoperative Mobilisation erfolgt rasch und problemlos, da die genähten Kapsel-Band-Strukturen auch bei starker Flexion nicht unter wesentlichen Zug kommen.

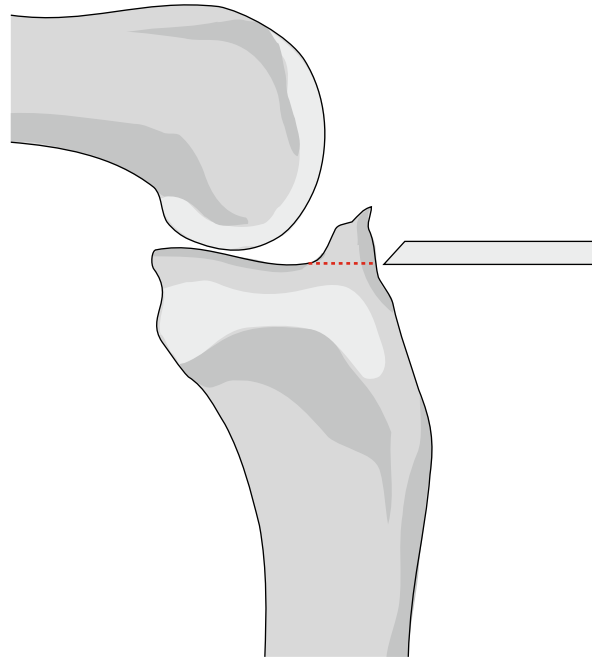
9.2.3 Fixierte Flexionskontraktur

Der Begriff der fixierten Flexionskontraktur bezeichnet die Unfähigkeit, das Knie passiv in vollem Umfang zu strecken. Im Unterschied zu einer Varus- oder Valgusdeformität müssen bei Analyse der Flexionskontraktur zusätzliche Weichteilstrukturen wie die hintere Gelenkkapsel in die Betrachtung miteinbezogen werden. Ein prinzipieller Unterschied zwischen Varus- und Valgusdeformitäten einerseits und einer Flexionskontraktur andererseits ist die Tatsache, dass es sich bei letzterer nicht um eine Abweichung im Alignment handelt, sondern lediglich um eine Anomalie des Bewegungsumfanges. Ziel des operativen Vorgehens im Falle einer Flexionskontraktur muss eine Erweiterung des Bewegungsspielraumes in Richtung Extension sein. Während bei Varus- und Valgusdeformitäten die normalen Bewegungen senkrecht zur Orientierung der Weichteildeformität ablaufen, erfolgt bei einer Beugekontraktur die Normalbewegung in der Ebene der Deformität.

Die fixierte Flexionskontraktur kann isoliert oder als Teil einer Deformität in der Frontalebene angesehen werden. Anders als bei isolierter Varus- oder Valgusdeformität kann sie ohne ein Weichteilrelease durch einfache Veränderung des Extensionsintervalles bei der Knochenresektion angegangen werden. Dies bedeutet, dass das distale Femur höher proximal reseziert wird. Dadurch wird jedoch nicht nur die Position der Gelenklinie verändert und damit die Wahrscheinlichkeit von Patellakomplikationen erhöht, sondern es kann auch eine Instabilität der Kollateralbänder im mittleren Flexionsbereich resultieren.

Pathogenese der fixierten Flexionskontraktur

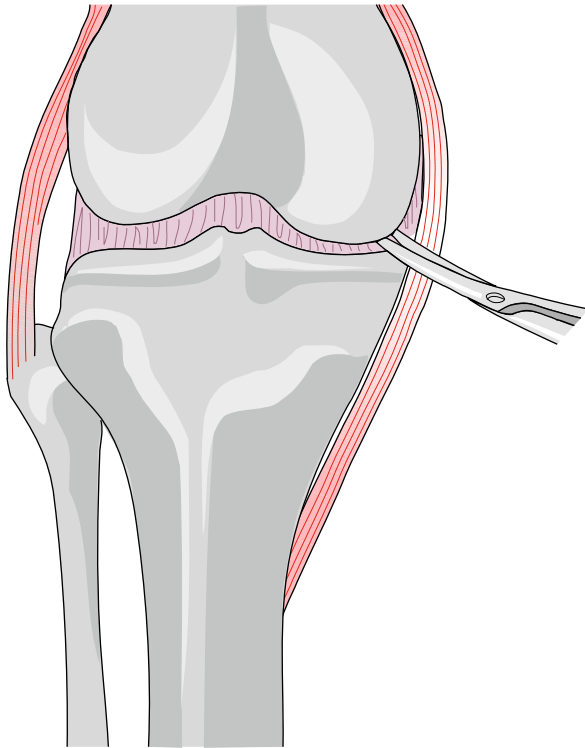
Die Entstehung einer Flexionskontraktur ist keine Folge eines Verschleißes der Gelenkoberflächen; dieser führt zu



■ **Abb. 9.9** Ventraler Osteophyt, der die vollständige Kniestreckung hemmt. Dieser wird im Rahmen der Implantation des tibialen Knochenlagers abgetragen

einer Varus- oder Valgusdeformität, und auch nur dann, wenn er ein Kniekompartiment verstärkt betrifft. Deshalb ist es für das Verständnis der pathologischen Anatomie einer Flexionskontraktur wesentlich, Faktoren der Knochenarchitektur, intraartikuläre Veränderungen und periartikuläre Weichteilkontrakturen aus einer anderen Perspektive zu betrachten. Die Entwicklung einer Kontraktur der posterioren Kapsel, u. U. auch einer Kontraktur der Kniebeugesehnen und/oder des M. gastrocnemius, sind für die Pathogenese einer Flexionsdeformität wesentlich. Wichtig und entscheidend ist v. a. die Berücksichtigung der Gegebenheiten des Gelenkbinnenraumes. So können intraartikuläre Verwachsungen ganz besonders im Bereich der anterioren Interkondylärzone (sog. Zyklupssyndrom) die volle Streckung blockieren. Ferner müssen der Zustand der Kollateralbänder sowie des vorderen und hinteren Kreuzbandes mit in die Betrachtungen einbezogen werden. Diese Strukturen verhindern in einem normalen Knie u. a. eine Hyperextension. Osteophyten im posterioren Femurkondylenbereich können indirekt durch Spannung der hinteren Kapselanteile eine Flexionskontraktur hervorrufen oder verstärken; aber auch knöchernen Randwulstbildungen im anterioren Tibiabereich können Ursache einer fixierten Flexionskontraktur sein. Ein derartiger Osteophyt stößt gegen den interkondylären Bereich des Femur und blockiert damit die volle Streckung (■ Abb. 9.9).

Laskin (1991a) zeigte, dass bei 96 % aller Kniegelenke mit fixierter Flexionskontraktur Osteophyten im vorderen Tibia-



■ **Abb. 9.10** Transversale Inzision der posterioren Kapsel

oder Femurbereich vorlagen, jedoch nur in 10% dieser Fälle waren diese knöchernen Veränderungen die einzige Ursache für diese Funktionseinschränkung. Sind Osteophytenbildungen allein für die Ausbildung der Flexionskontraktur verantwortlich, kann hier eine Korrektur im Rahmen der routinemäßigen proximalen Tibiaresektion erfolgen.

Behandlung leichter fixierter Flexionskontrakturen

Ein Extensionsdefizit von mehr als 10–15° beinhaltet neben einer ossären osteophytären Streckhemmung in der Regel auch eine Weichteilkontraktur. In diesen Fällen sind sowohl eine Osteophytenresektion als auch ein Weichteilrelease erforderlich. Letzteres kann die Resektion des hinteren Kreuzbandes, eine posteriore Kapsulektomie und auch die Ablösung der Sehnen des *M. gastrocnemius* von ihrem hinteren femoralen Ansatzpunkt einschließen.

Die Behandlung leichter Beugekontrakturen von mehr als 10–15° erfolgt somit durch gründliche Entfernung aller Osteophyten auch im Bereich des posterioren Femur und durch ein partielles femorales Release der posteromedialen und -lateralen Kapsel. Dieses wird bei gebeugtem Knie – wegen des besseren Zugangs evtl. nach der Knochenresektion an der proximalen Tibia – mit einem scharfen gebogenen Osteom durchgeführt.

Bei leichten Flexionskontrakturen kann eine maximale Extension auch ohne ausgedehntes posteriores Release

durch eine um 2–3 mm erweiterte Resektion des Femurs erreicht werden. Dabei muss die Flexions-Extensions-Intervalltechnik angewendet werden, wodurch allerdings die Gelenklinie nach proximal verlagert wird. Erfolgt dies um mehr als 2–3 mm, spannt sich das hintere Kreuzband zwar in Extension noch ausreichend an, wird aber bei Flexion überdehnt.

Eine solche Situation liegt vor, wenn im Zuge der Kniebeugung sich eine nichtgekoppelte, nicht mit einem intramedullären Schaft in der Tibia fixierte Tibiaprobeprotese vorne hochhebt oder sich nach anterior verschiebt. Im Falle einer fixierten Testkomponente neigt die Tibia dazu, nach anterior zu subluzieren. In diesem Fall kann ein partielles Release des hinteren Kreuzbandes vorgenommen werden, welches auf verschiedene Art und Weise durchgeführt werden kann: Nach erfolgter Knochenresektion kann im Stil einer Osteophytenentfernung die vor dem Kreuzband verbliebene Knocheninsel bei gespannten Kollateralligamenten sorgfältig abgetragen werden. Reicht dies nicht aus, wird das hintere Kreuzband teilweise an seinem vorderen Ursprung am Femur oder an der proximalen Tibia gelöst. Schließlich kann durch eine Z-Plastik eine Verlängerung erreicht werden, wobei dieses Vorgehen nur sehr selten notwendig wird.

Sollte keine dieser Maßnahme zum Erfolg führen, muss eine Knieendoprothese gewählt werden, die einen höheren Kopplungsgrad aufweist.

Behandlung schwerer fixierter Flexionskontrakturen

Eine schwere fixierte Beugekontraktur von über 25° kann ein komplettes Lösen der Gelenkkapsel und des medialen und lateralen Kopfes des *M. gastrocnemius* vom posterioren Femur notwendig machen. Hierzu werden nach Durchführung der proximalen Tibia- und posteriorer Femurresektion zunächst durch Einbringen von Spreizinstrumenten Femur- und Tibiaoberflächen auseinandergedrängt. Anschließend wird die posteriore Kapsel mit einem Transversalschnitt in der Mitte vorsichtig durchgetrennt. Die Inzision beginnt am lateralen Rand und führt nach medial bzw. umgekehrt (■ **Abb. 9.10**).

Die neurovaskulären Strukturen im Bereich der Mittellinie stellen bei dieser Schnittführung ein Risiko dar und müssen sorgfältig geschont werden. Häufig ist bei schweren Kontrakturen das hintere Kreuzband das am stärksten verkürzte Element, so dass es sowohl an Femur als auch an der Tibia abgetragen werden muss (Rosenberg 1993).

Laskin (1991a) bevorzugt dagegen ein prinzipiell entgegengesetztes Vorgehen. Er entfernt bei persistierender Flexionskontraktur nach Elevation der posterioren Kapselanteile zunächst das hintere Kreuzband. Hat dies keinen Erfolg, diszidiert er die beiden Köpfe des *M. gastrocnemius* von ihren femoralen Insertionsstellen und durchtrennt erst dann schließlich die gesamte posteriore Kapsel.

Bei Patienten mit schwerer Flexionskontraktur oder mit ausgeprägter Valgusdeformität und medialer Weichteilsuffizienz muss dem N. peroneus große Aufmerksamkeit gewidmet werden, weil das Bein durch den Versuch, eine ausreichende Spannung auf der inneren Seite zu erreichen, verlängert werden kann. Das günstigste Vorgehen erscheint hier, das Knie postoperativ in Beugstellung zu halten und erst schrittweise zu strecken, wobei die Nervenfunktion ständig überprüft werden muss.

Kombinierte Deformitäten in der Frontalebene und bei Flexion von mehr als 45° machen oftmals die Balancierung der Extensions- und Flexionsintervalle unmöglich, da ansonsten weitreichende Instabilitäten, in erster Linie bei Flexion, auftreten. Hier wird dann der Einsatz einer stärker gekoppelten Prothese erforderlich. Manche Autoren vertreten in diesen Fällen aber auch die Auffassung, dass selbst schwere Flexionskontrakturen von über 45° noch durch eine zusätzliche Resektion am distalen Femur behandelt werden können (Laskin 1991a).

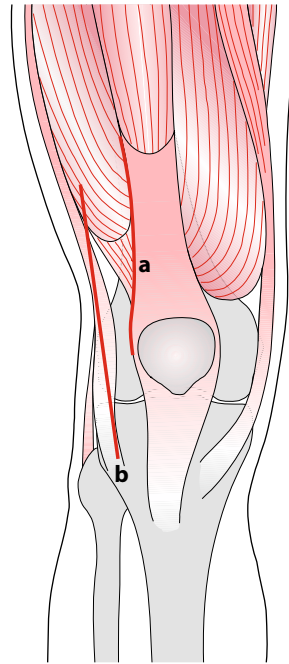
9.3 Behandlung des Genu recurvatum

Ein Genu recurvatum ist i. Allg. mit einem Knochendefekt am distalen Femur oder der proximalen Tibia sowie einer erheblichen Dehnung der posterioren Gelenkkapsel verbunden. Obwohl das hintere Kreuzband oftmals noch vorhanden ist, ist es in der Regel ebenfalls stark überdehnt und nicht mehr funktionsfähig.

Zur Korrektur eines Genu recurvatum kann nach Resektion des hinteren Kreuzbandes u. U., nach erfolgter Standardresektion des Femurs und der Tibia, das entstandene Intervall noch mit Komponenten adäquater Höhe überbrückt werden, um die Gelenkkapsel ausreichend zu spannen. Normalerweise ist in einer solchen Situation jedoch zumindest eine posterior stabilisierte Prothese zu empfehlen. Auch Prothesen mit höherem Kopplungsgrad sind jedoch keine Garant für eine lange Lebensdauer des Implantates, da in der Regel eine fehlender Stoppmechanismus das Implantat immer wieder in der Hyperextension überbelastet.

9.4 Behandlung einer lateralen Patellasubluxation

Häufig ist eine Valgusdeformität mit einer lateralen Patellasubluxation verbunden. In der Regel wird eine derartige Subluxation durch eine Inzision des lateralen parapatellaren Retinakulums in der Nähe seiner patellaren Ansatzstelle angegangen. Diese Maßnahme kann arthroskopisch oder im Zuge einer Arthrotomie erfolgen. Fast immer werden dabei die superioren und inferioren lateralen Knie-



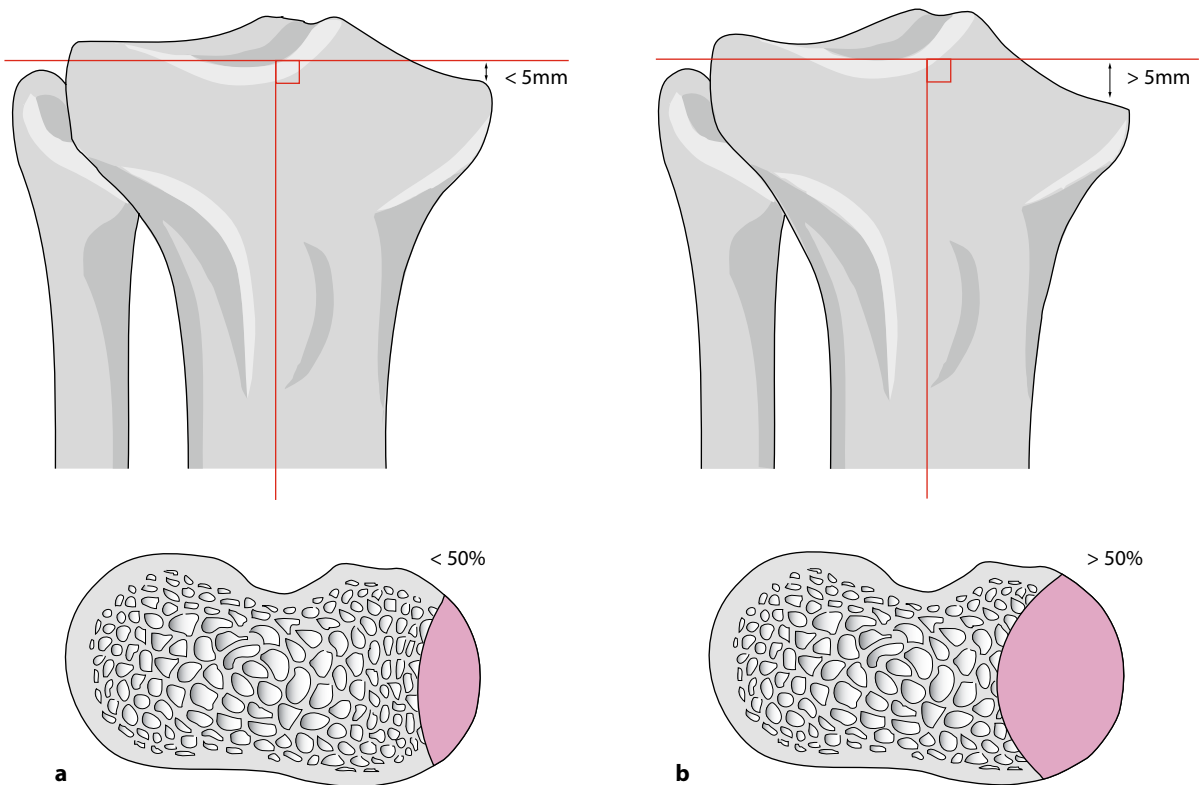
■ **Abb. 9.11** Laterales Release bei Patellasubluxation, wie es normalerweise (a) und bei kniealloarthroplastischen Operationen (b) durchgeführt wird

arterien durchtrennt. Trotz dieser Tatsache ist die Zahl avaskulärer Patellaprobleme bei jüngeren Erwachsenen relativ gering. Dies trifft jedoch nicht zu bei Patienten, die sich einer kniealloplastischen Operation unterziehen, weil durch den medialen Zugang zum Kniegelenk zusätzlich die Aa. geniculæ medialis superior et medialis inferior durchtrennt werden und damit die Vaskularisierung des Kniegelenkes erheblich beeinträchtigt werden kann.

Clayton und Thirupathi (1982) konnten zeigen, dass nicht nur die Blutversorgung des Streckapparates, sondern auch die Durchblutung der darüberliegenden Haut beeinträchtigt sein kann, was dann zu ausgedehnten anterioren Hautnekrosen Anlass gibt.

Nach Laskin (1991a) kann die Gefährdung der lateralen Kniearterien vermieden werden, indem die Patella evertiert und die Arterien in den Weichteilen als Weichteilverdickung palpirt werden. Das laterale Release wird daraufhin nicht an der Verbindung des M. vastus lateralis mit dem M. rectus femoris und der Patella, sondern 4–5 cm lateral davon vorgenommen (■ Abb. 9.11). Beim Verschluss des Kniegelenkes werden die Kniescheibe und die distale Sehne des M. rectus femoris nach medial gebracht und ein Teil der lateralen Gelenkkapsel dehiszent belassen. Laskin (1991a) führt diese Technik besonders bei Patienten mit chronischer Dislokation der Kniescheibe durch.

Vor einem lateralen Release sollte bei einer lateralisierter Patella jedoch unbedingt die Rotationsausrichtung insbesondere der femoralen Komponente kritisch überprüft



■ **Abb. 9.12a.b** Defektklassifikation tibialer Defekte nach Morrey (1991)

werden. Häufig ist eine Innenrotationsfehlstellung der femoralen Komponente die Ursache für eine Patellalateralisation.

9.5 Behandlung von Knochendefekten

Häufig sind im Rahmen einer kniealloplastischen Operation ausgedehnte Knochendefekte zu sanieren. Knöchernen Defizite stellen sowohl bei Primär- als auch bei Revisionseingriffen ein Problem dar; sie sind meist das Resultat einer Achsfehlstellung, können aber auch traumatisch, neoplastisch oder durch avaskuläre Veränderungen bedingt sein. Knochendefekte beim Primärerersatz des Kniegelenkes resultieren oft aus Bewegungsabläufen, die das physiologische Rollgleiten im Zuge der Flexion ersetzt haben oder aber sie entstehen durch Überlastung des subchondralen Knochens. Geht ein deutlich ausgeprägter Knochenverlust mit Fragmentierung einher, muss ursächlich evtl. ein neuropathischer Zustand vermutet werden. In solchen Fällen sind schwere Deformitätsgrade mit ausgeprägtem Stabilitätsverlust bei gleichzeitigem disproportionalem Schmerzgeschehen gegeben. Die häufigste Ursache für solche neuropathische Gelenke ist eine langjährige diabetische Stoffwechselsituation (Sculco et al. 1991). Ein Totalersatz des Kniegelenkes ist in solchen

Fällen in der Regel nicht erfolgreich und sollte demnach auch nicht indiziert werden. Papagelopoulos et al. (1996) kamen bei der Nachuntersuchung von 51 konsekutiv durchgeführten Knie totalalloarthroplastiken bei Patienten mit Diabetes mellitus bei einem mittleren Follow-up von 8 Jahren jedoch zu dem Ergebnis, dass die 10-Jahres-Überlebenswahrscheinlichkeit mit 91 % sich nicht signifikant von einer Kontrollgruppe unterschied. Im Vergleich zur Kontrollgruppe lag die Komplikationsrate bei diesem besonderen Krankengut jedoch höher. Nur 74 % der Patienten zeigten ein zufriedenstellendes Resultat. Als einzige Risiken für ein Scheitern des Implantates nannten die Autoren vorangegangene Knieoperationen und ein erhöhtes Körpergewicht.

Im Allgemeinen wird bei Varusdeformitäten und intaktem vorderen Kreuzband ein peripherer posteriorer Defekt gefunden, der aus einer relativen Instabilität des Varuskniees bei Flexion und der pathologischen Artikulation des hinteren Femurkondylus, der auf dem dorsalen medialen Tibiaplateau gleitet, resultiert. Ein zentraler Tibiadeфекt liegt im Allgemeinen bei Valgusdeformität vor. Er ist das Ergebnis einer Überlastung des zentralen subchondralen Knochens und seines Einbruchs durch Einsinken des Femurkondylus in die Tibia. Femurdefekte auf der konkaven Seite einer Deformität sind beim Erstersatz eines Kniegelenkes seltener als im Bereich des Tibiaplateaus. Liegt ein Femurdefekt vor, ist

dieser in erster Linie durch eine Osteonekrose infolge einer entzündlichen Arthritis oder durch eine posttraumatische Arthrose verursacht. Die Defekte sind meist leicht zu sanieren durch Auffüllung mit Knochenzement oder besser noch Eigenspongiosa, welche im Rahmen der Knochenresektion gewonnen wird. Außer beim Fehlen eines vollständigen Femurkondylus, wie z. B. nach Fraktur, wird die Stabilität der Femurkomponente nicht durch einen Defekt eingeschränkt. In diesen Fällen muss das Transplantat nur den Defekt füllen, nicht aber die Prothesenkomponente abstützen.

9.5.1 Klassifikation von Knochendefiziten

Bislang sind noch keine allgemeingültigen Klassifikationssysteme in Bezug auf Lokalisation oder Ausmaß des Knochenverlustes veröffentlicht worden. Nach Morrey (1991) können Knochendefizite i. Allg. in 3 Typen kategorisiert werden:

- auf Achsfehlstellung zurückführbarer Knochenverlust,
- Knochenverlust, der mit Revisionsimplantaten in Verbindung steht und
- Knochendefizite, die durch Neubildung, Infektion oder Trauma bedingt sein können.

Klassifikation nach dem Ausmaß der Achsfehlstellung

Morrey (1991) wendet zur Operationsplanung bei Patienten mit Knochendefiziten, die auf eine Achsfehlstellung zurückzuführen sind, eine einfache Klassifikation tibialer Defekte an, die darauf basiert, ob eine Augmentation zu Ihrer Beseitigung erforderlich ist oder nicht. Dieses wird letztendlich durch das Ausmaß des knöchernen Defizites bestimmt, das nach der routinemäßigen Tibia- und Femurresektion verbleibt (▣ Abb. 9.12).

- Typ I: Auf Achsfehlstellung zurückführbare Knochendefizite, die primär nicht tiefer als 1 cm sind. In diesem Falle wird nach der Tibiaresektion bei einem 5 mm tiefen Knochenverlust keine Augmentation erforderlich.
- Typ II: Knochendefizite mit einer Tiefe von über 1 cm, bei denen nach der routinemäßigen Tibiaresektion Defektzustände verbleiben, die tiefer als 5 mm sind und mehr als 50 % eines Plateaus betreffen. In diesen Fällen wird immer eine Augmentation notwendig.

Klassifikation des Knochenverlustes nach Revisionsoperationen

Morrey (1987) schlägt eine einfache und logische Klassifikation des Knochenverlustes nach gescheiterter Knietoalloarthroplastik vor:

- Typ I: Lokalisierter Knochenverlust mit teilweise noch vorhandenem metaphysealen und kortikalen Knochen.
- Typ II: Verlust der Metaphysen, jedoch intakter kortikaler Knochen.
- Typ III: Verlust des metaphysealen und kortikalen Knochens.

Ausgedehnte Knochendefizite

Bei neoplastischen Destruktionen können sehr ausgedehnte Knochenresektionen erforderlich werden. Diese Situation wird als globaler Knochenverlust bezeichnet und ist charakterisiert durch die Zerstörung der Ansatzstellen der Kollateralbänder oder aber die Notwendigkeit, diese Ansatzstellen zu reseziieren.

9.5.2 Behandlungsmöglichkeiten von Knochendefekten

Für die Behandlung von Knochendefiziten im Bereich des distalen Femur und der proximalen Tibia gelten die gleichen Behandlungsregeln:

- Schaffung eines geeigneten spongiösen Transplantatbettes,
- Erzielung einer optimalen Adaptation von Transplantat und Transplantatbett,
- Sicherung der Transplantatposition mit geeigneten Schrauben oder Stiften und schließlich
- Wiederherstellung der physiologischen Gelenklinie.

Zur Sanierung eines Knochendefektes im Rahmen der Knieendoprothetik gibt es prinzipiell folgende Möglichkeiten:

- defekteinschließende Planung der Tibiaresektionsniveaus,
- der Einsatz alloplastischer Knochenimplantate (synthetische oder teilsynthetische Knochenersatzmaterialien) zur Defektfüllung, wie z. B. Acryluzement, in der Regel Polymethylmethacrylate alleine (Lotke et al. 1985) bzw. in Verbindung mit stabilisierenden Schrauben (Ritter 1986) oder aber Hydroxylapatitkeramiken (Osborn 1985),
- die Verwendung autologer Knochenimplantate (Autograft oder autogenes Transplantat) zur Defektfüllung (Dorr und Ranawat 1984; Ranawat 1985a,b; Dorr et al. 1986; Windsor et al. 1986; Altchek et al. 1989),
- der Gebrauch homologer (Allograft oder allogene Transplantate) bzw. heterologer (xenogener) Knochenimplantate zur Defektfüllung (Wolff 1986; Mittelmeier et al. 1987; Hofmann 1992),
- der Einsatz modularer Metallkeile (Dorr), „trabekular metal“ oder „sleeves“ oder „cones“,

- die Implantation einer Scharnierprothese (Krakow 1990),
- die Implantation einer maßangefertigten Prothese (Insall 1984).

Defekteinschließende Planung des Tibiaresektionsniveaus

Mit Ausnahme leichter Knochendefekte, die eine Ausdehnung von weniger als 8 mm haben, muss eine zusätzliche Knochenresektion vermieden werden. Problematisch kann eine zu weit dorsal durchgeführte Osteotomie der proximalen Tibia sein, da durch die Vergrößerung des Flexionsraumes eine dickere Tibiakomponente nötig wird. Dadurch wird die patellofemorale Kinematik verändert, die Knie-scheibe wird nach kaudal verlagert und kann so in Kontakt mit der Tibiakomponente kommen. Ferner wird letztere auf minderwertigere spongiöse Knochensubstanz gesetzt, da bei einer Knochenresektion von mehr als 12 mm unterhalb der Gelenklinie im Bereich der proximalen Tibia mehr als 80 % der Spongiosa geopfert und das Implantat so auf einen Rand kortikalen Knochens gesetzt wird (Laskin 1991b).

Autologes Transplantat

Ein optimales Implantat ist biologisch vollkommen verträglich, löst also keinerlei immunologische oder toxische Reaktionen aus, wird vollständig und mit direktem Knochen-Implantat-Kontakt in den knöchernen Verbund integriert und wird, falls dieses erwünscht ist, langsam ohne Funktionsverlust biodegradiert und durch körpereigene Materialien ersetzt (Fischer-Brandies und Dielert 1986). Ferner sollte es eine für die jeweilige Indikation ausreichende mechanische Stützfunktion besitzen und die Osteogenese stimulieren bzw. induzieren (Wolff 1986). Eine stabile Implantation stellt die unbedingte Voraussetzung für die knöcherne Einheilung von Knochenimplantaten dar.

Das einzige Material, das all diesen Anforderungen gerecht wird, ist das autologe Knochentransplantat. Problematisch ist in diesem Zusammenhang allerdings die Tatsache, dass hier nur eine begrenzte Menge zur Verfügung steht. Zudem wird der Patient durch den zweiten Eingriff und die dabei entstehenden neuerlichen Knochendefekte an der Entnahmestelle zusätzlich belastet (u. a. längere Operationsdauer, zusätzliche Schmerzen, erhöhtes Infektionsrisiko) (Wirth 1986). Dabei treten bei der Gewinnung rein spongiöser Knochenspäne in etwa 1–2 % der Fälle ernstere Komplikationen auf (Grob 1986). Bei Entnahme kortikospongiöser Knochentransplantate steigt dieses Risiko sogar auf bis zu 21 % an.

Homologes Transplantat und Knochenersatzmaterialien

Aufgrund der oben beschriebenen Problematik wird zur Knochendefektfüllung sehr oft auch körperfremdes Kno-

chenersatz- bzw. Füllmaterial verwendet (u. a. homologer Spenderknochen, Kollagenvlies, Hydroxylapatitkeramiken, Verbundwerkstoffe aus Keramik und Kollagen) (Wolff 1986). Auch nach anfänglicher Osteogenese und Osteoinduktion tritt beim homologen Transplantat immer eine gewisse Fremdkörperreaktion auf, die nur eine verzögerte Einheilung zulässt (Wolff 1986; Hofmann 1992). Der Anschluss des homologen Spenderknochens an den körpereigenen Stoffwechsel ist verzögert. Bei vollständiger knöcherner Integration der homologen Spongiosa bleiben die Knochenbälkchen nur als tote Lamellen erhalten, die jedoch im Gegensatz zu nichtresorbierbaren Knochenersatzmaterialien in das osteogene Remodelling mit einbezogen werden. Die Verwendung einer eigenen lokalen Knochenbank bietet jedoch einen erheblichen logistischen, organisatorischen und finanziellen Vorteil (Jerosch et al. 2012).

Problematisch bei homologen Transplantaten können das Risiko potenzieller Infekt-Übertragungen sowie mögliche immunologische Reaktionen sein. Im Gegensatz zu homologen Transplantaten und anderen Verbundwerkstoffen aus Kalziumphosphatkeramiken mit Kollagen sind Hydroxylapatitkeramiken vollständig proteinfrei und deshalb bezüglich immunologischer Reaktionen unproblematisch. Zu unterscheiden sind poröse und dichte „biologische“ Keramiken, die z. T. aus Tierknochen oder Algen bzw. Korallen hergestellt werden, von porösen und dichten synthetischen Keramiken. Die verwendeten Algen bzw. Korallen verfügen über ein der humanen Spongiosa ähnliches interkonnektierendes Porensystem, das im Gegensatz zu Keramikgranulaten eine knöcherne Integration des Implantates erlaubt. Poröse Keramiken finden hauptsächlich in der Unfallchirurgie und Orthopädie Anwendung (Mittelmeier et al. 1987), dichte Keramiken überwiegend in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (Osborn 1985).

9.5.3 Tibiadefekte

Die pathologische Anatomie der meisten Tibiadefekte lässt sich unterteilen in:

- periphere Einbrüche durch Degeneration, große mechanische Überlastung oder eine avaskuläre Nekrose,
- zentrale Verschleißareale und
- isolierte zystische Defekte.

Im Allgemeinen wird im Rahmen endoprothetischer Kniegelenkoperationen bei Varusdeformitäten sehr häufig auf dem Tibiplateau ein posteriorer medialer Knochendefekt gefunden, der in der Regel auf eine Flexionskontraktur zurückzuführen ist. Dieser ist meist nicht von Knorpel bedeckt, er besteht aus sklerotischem Knochen, der gewöhnlich das posteromediale Drittel des medialen Tibiplateaus

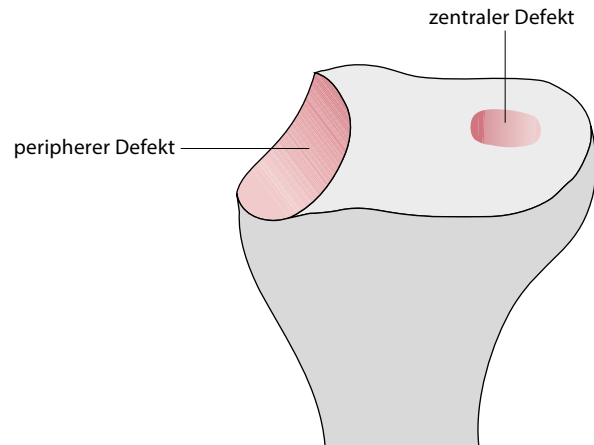
umgibt. Im Allgemeinen ist dieser Defekt etwa 5–6 mm tief, so dass sich sein Boden in Höhe der Resektionsebene befindet und damit im Rahmen der Tibiaresektion mitbehandelt wird. Das Ausmaß der Tibiaresektion darf jedoch im lateralen Bereich nicht 10 mm, im medialen nicht 6–8 mm überschreiten, ohne die stabile Verankerung des Implantats zu beeinträchtigen.

Schwierigkeiten entstehen, wenn die Tiefe und Breite eines innenseitigen Defektes das Ausmaß der Tibiaresektion überschreitet. Unter der Annahme, dass letztere in korrektem Umfang vorgenommen wurde und der Defekt durch seine Größe die Stabilität der Prothese gefährdet, muss das knöcherne Defizit saniert werden. Die Defektgröße, die üblicherweise zu Beeinträchtigungen der Stabilität der Tibiakomponente führt, hat eine Tiefe von 5 mm und erstreckt sich über die Hälfte des medialen Tibiaplateaus. Im Gegensatz zu peripheren Defiziten sind zentrale Tibialäsionen in der Regel assoziiert mit Valgusdeformitäten. Verbleibt ein knöcherner Rand, der die Tibiakomponente sicher tragen kann, beeinflusst der zentrale Defekt die Verankerung und damit die Dauerhaftigkeit des Implantates kaum. Verbleibt jedoch nur ein peripherer Knochenrand, so kann eine Beeinträchtigung der stabilen Fixation der Tibiakomponente resultieren.

Defektfüllung mit Knochenzement

Während Lotke et al. (1985) die Zementauffüllung tiefer tibialer Knochendefekte befürworteten, berichteten andere Autoren vom Scheitern bei Verwendung von Zementkeilen. Ein solches Verfahren sollte heutzutage nur noch die absolute Ausnahme darstellen. Viele Autoren weisen schon lange darauf hin, dass ein derartiges Vorgehen nicht die zu favorisierende Form der Behandlung von Tibiadefekten sei (Bartel et al. 1982; Insall 1984). Dorr et al. (1986a,b) machten die Erfahrung, dass sich im Röntgenbild sehr schnell eine Aufhellungslinie unter der Zementfüllung bildete (Dorr und Ranawat 1984; Dorr et al. 1986a,b), so dass sie die Verwendung von Zement auf kleine zentrale und periphere Defekte begrenzt sehen wollten, die entweder nur minimal oder überhaupt nicht die Abstützung der Tibiakomponente beeinträchtigen. Es existieren aktuell jedoch noch keine Langzeituntersuchungen über Unterschiede in der Beständigkeit der verschiedenen Techniken. Ist die Abstützung minimal eingeschränkt, indem bei manuellem Druck auf den Komponentenrand ein leichtes Schaukeln resultiert, kann vor der Defektfüllung mit Zement eine Schraube im Tibiaknochen so platziert werden, dass ihr Kopf die Tibiakomponente unterstützt. Im Falle schwerer Tibiadefekte empfiehlt es sich auf jeden Fall, das Defizit unter Verwendung von Knochentransplantaten oder Metallkeilen zu sanieren.

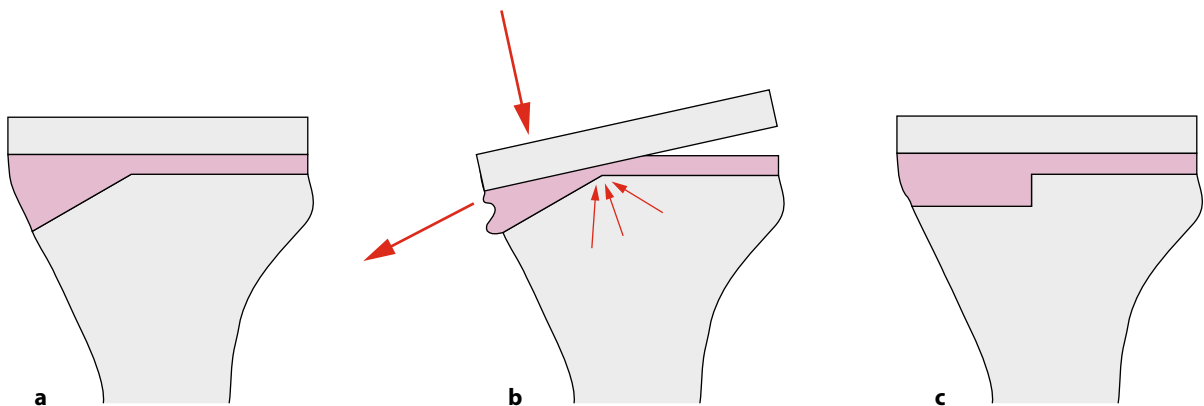
Fast alle Bereiche von Knochendefekten bei der Kniegelenktotalalloplastik weisen eine feste, kortikalisähnliche



■ **Abb. 9.13** Nach Durchführung der tibialen Knochenresektion können runde zentrale sowie schräge periphere Knochendefekte verbleiben

oder subchondrale Peripherie auf; ein Zementieren in diese Defekte kann nicht mit einer typischen Zementverankerung in spongiösen Knochen verglichen werden. Ferner sind zentrale Defekte in der Regel rund, periphere eher abgeschrägt (■ Abb. 9.13).

Zur Erreichung einer besseren Zementretention empfiehlt Krackow (1990), die Knochendefekte umzuformen. Er behandelt routinemäßig eingeschlossene zentrale runde Defekte, indem er senkrechte Wände und flache Defektböden präpariert. Periphere abgeschrägte Defekte werden in ähnlicher Form umgestellt, so dass vertikale und horizontale Oberflächen entstehen. Ziel ist hierbei die Eliminierung von Scherkräften, die bei gerundeten und schrägen Flächen (■ Abb. 9.14a,b) wirksam werden, und die Umformung der Kräfte, die einer Verschiebung entgegenwirken, in Kompressionskräfte (■ Abb. 9.14c). Mit der Konversion der schrägen Oberfläche in eine terrassenförmige oder abgestufte Form wird ein besserer Widerstand zur Stabilisierung der Tibiakomponente gewährleistet. Ähnliches gilt für zentrale Defekte, die einer Zementfüllung nach der Umformung in eine zylindrische Struktur mehr Stabilität verleihen. Sowohl bei zentralen als auch bei peripheren Defekten können diese Umgestaltungen mit Hilfe eines zylindrischen Bohrers auf einfache Weise durchgeführt werden; bei peripheren Defekten kann auch eine Säge mit einem kleinen Sägeblatt benutzt werden. Nach der Defektpräparation sollte der Knochen soweit angefrischt werden, bis eine Blutung eintritt. Dabei ist es jedoch i. Allg. nicht möglich bzw. auch nicht erstrebenswert, bis zur reinen Spongiosa zu präparieren. Bei der Defektfüllung mit Zement ist es nötig, ein Auslaufen des niedrig viskosen Zementes zu verhindern. Bei größeren knöchernen Defiziten ist es möglich, Schrauben zur Unterstützung des Implantates bis zur Abbindung des Zementes zu verwenden. Dieses Vorgehen kann bei glatten schrägen peripheren Defekten die Zementfixierung verbes-



■ **Abb. 9.14a–c** a Zementierte Tibiakomponente mit schrägem peripheren Defekt. b Bei Belastung der Tibiakomponente über dem Defekt wirken Scherkräfte auf den Zement. Die Belastung des Zementes konzentriert sich im Bereich des Defektrandes. c Durch die Umformung abfallender in horizontale und vertikale Oberflächen werden Scherkräfte in Kompressionskräfte umgewandelt

sern; im Falle einer terrassenförmigen Defektpräparation ist der Nutzen von Schrauben jedoch als zweifelhaft zu werten.

Defektfüllung mit autologen Knochentransplantaten

Tibiadefekte werden i. Allg. mit autologen Knochentransplantaten gefüllt, da auf der einen Seite durch die ohnehin im Rahmen einer knieendoprothetischen Operation notwendigen Knochenresektionen entsprechendes Material verfügbar ist oder aus anderen Arealen gewonnen werden kann, auf der anderen Seite eine physiologische Belastungsfähigkeit gegeben ist. Ferner steht für den Fall evtl. notwendig werdender Revisionsoperationen mehr Knochensubstanz zur Verfügung. Dorr (1986a,b) berichtete von sehr guten Resultaten mit Tibiaknochentransplantaten. Laskin und Reiger (1989) teilten jedoch eine 30%ige Misserfolgsquote mit. Fehlschläge können gehäuft auftreten durch:

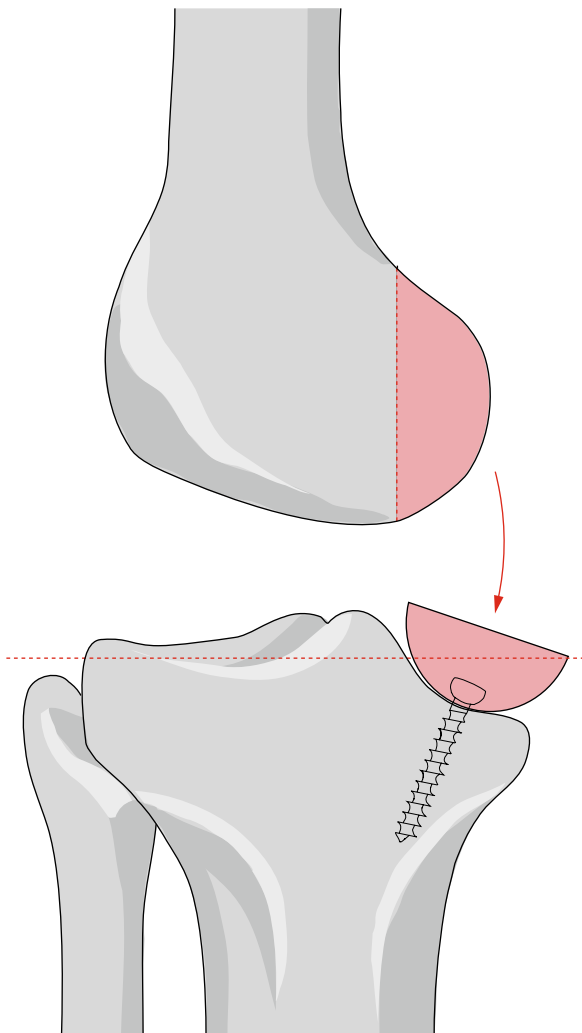
- ein schlechtes Alignment des Beines,
- ein avaskuläres Transplantatbett,
- eine unvollständige Bedeckung des Transplantates durch die Tibiakomponente mit konsekutiver Transplantationstabilität,
- schlechte Anpassung von Transplantat und Transplantatbett sowie
- die Ausbildung einer Zementschicht zwischen Transplantat und Transplantatbett.

Bei der von Laskin und Turtel (1989) beschriebenen Transplantationstechnik wird der Knochen der posterioren Femurkondylen zur tibialen Defektauffüllung verwendet (■ Abb. 9.15). Sculco et al. (1991) wendeten gegen diese ihrer Ansicht nach sinnvolle Technik ein, dass diese Knochentransplantate bisweilen von geringerer Qualität seien, sofern es sich hauptsächlich um subchondralen und kortikalen Knochen mit einem geringen Anteil an Spongiosa handeln würde.

Andere Autoren beschrieben Techniken zur Füllung großer peripherer Defekten mit Knochentransplantaten aus dem distalen Femurende (Windsor et al. 1986; Altchek et al. 1989; Dorr 1989; Sculco et al. 1991). Hier wird der periphere Plateaubereich nach Standardresektion der Tibia mit einer Säge in Höhe des Defektes schräg osteotomiert, so dass eine große plane Oberfläche entsteht (■ Abb. 9.16a). Die konkave Oberfläche des Defektes sollte reseziert werden, wobei 80–90% des inneren Anteiles des Transplantatbettes spongiös sein sollte. Eventuell vorhandene zystische Areale werden kürettiert und mit spongiösem Knochen aufgefüllt.

Der Erfolg der Einheilung des Knochentransplantates hängt entscheidend von der umfangreichen Entfernung sklerotischen Knochens und ausreichender Freilegung von Spongiosa ab, so dass ein geeignetes Lager entsteht, auf dem ein flacher knöcherner Anteil des distalen Femurkondylus flächendeckend aufgebracht und mit Schrauben oder Verankerungsstiften fixiert werden kann. Falls ein Implantat mit einem zentralen Schaft im Tibiamarkkanal geplant ist, sollte vor dem Einschrauben der Befestigungsstifte das für den Tibiaschaft notwendige Loch gebohrt werden, damit die Stifte das Einbringen der Tibiakomponente nicht behindern. Bei kleineren Defekten ist auch die Fixierung des Transplantates mit Chrom-Kobalt-Nägeln möglich.

Nach Osteotomie der proximalen Tibia folgt die Knochenentfernung am distalen Femur. Im Allgemeinen ist der mediale Femurkondylus größer als der laterale und verfügt deshalb tendenziell über das bessere Transplantatmaterial. Nach Resektion des distalen Femurkondylus wird das Knochensegment so rotiert, dass die spongiöse Oberfläche zur Spongiosa des Transplantatbettes zeigt (■ Abb. 9.16b). Der tibiale Defekt sollte vollständig mit Knochen gefüllt werden. Das Knochensegment hängt in der Regel im Bereich des Tibiaplateaus über. Falls Lücken zwischen Transplantat und Transplantatbett bestehen, muss letzteres geglättet werden. Ist die präzise Adaption erfolgt, so wird das Trans-

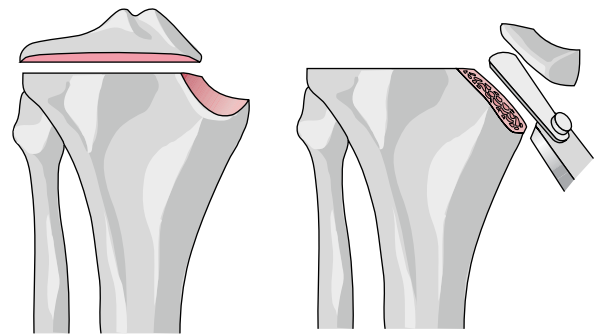


■ **Abb. 9.15** Auffüllung eines tibialen Defektes mit autologem Knochenmaterial des Resektionskeiles des dorsalen Femurkondylus

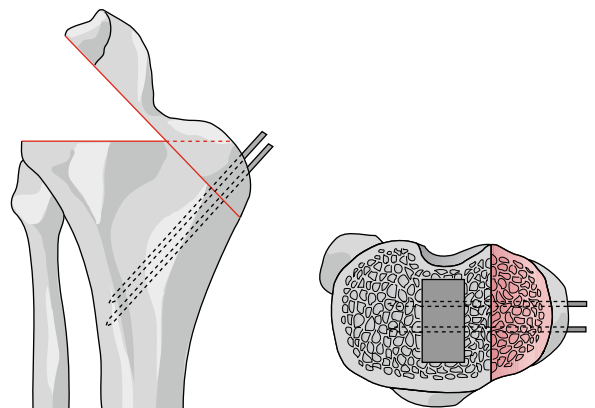
plantat mit Drähten stabilisiert und so in optimaler Position fixiert. Anschließend werden die knöchernen Überhänge abgetragen. Die Drähte werden schließlich wieder entfernt, dann das Transplantat durch Schrauben fixiert. Wird die Tibiakomponente zementiert, ist es von großer Bedeutung, dass dabei kein Zement zwischen transplantierten Knochen und Knochenlager gelangt.

Weitere Präparationsformen des Knochenbettes für ein Transplantat wurden von Krackow (1990) beschrieben. Dieser setzt sämtliche Techniken, die im Rahmen der Defektfüllung mit Knochenzement möglich sind, auch für die Knochen transplantation ein (s. oben). So können periphere Defekte auch nach terrassenförmiger Präparation mit Tibiaknochen des gegenüberliegenden Schienbeinkopfareals saniert werden.

Zentrale Tibiadefekte werden mit einem massiven Transplantat gefüllt, das entsprechend der Defektform präpariert und anschließend u. U. mit Schrauben fixiert wird (Krackow 1990).

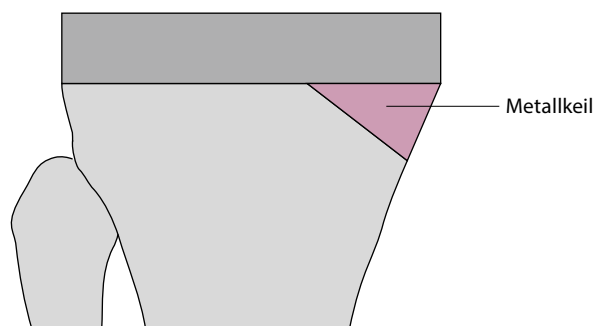


a



b

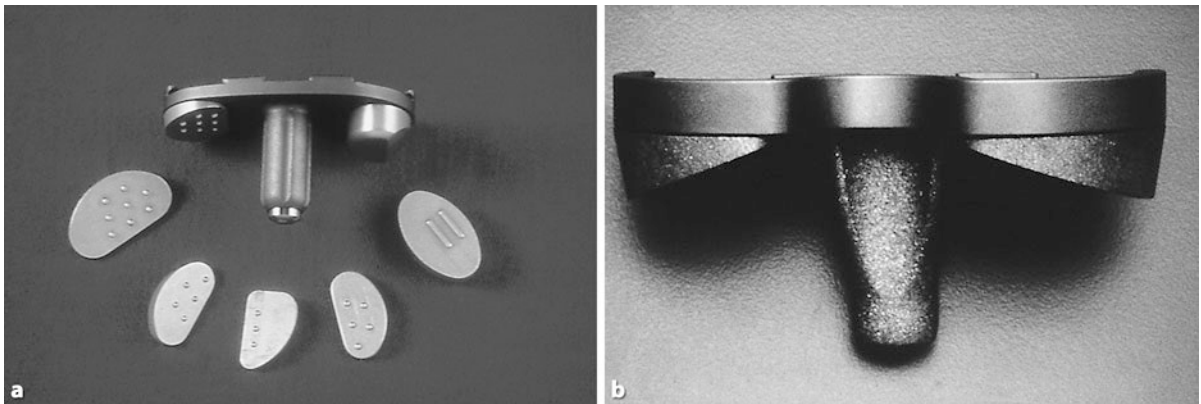
■ **Abb. 9.16a,b** a Zunächst erfolgt die proximale tibiale Osteotomie in üblicher Technik. Anschließend wird der tibiale Defektteil angefrischt. b Dann wird autologes Knochentransplantat aus einem resezierten Femurkondylus angelagert, mit Kirschner-Drähten temporär fixiert und anatomisch passend zugeschnitten



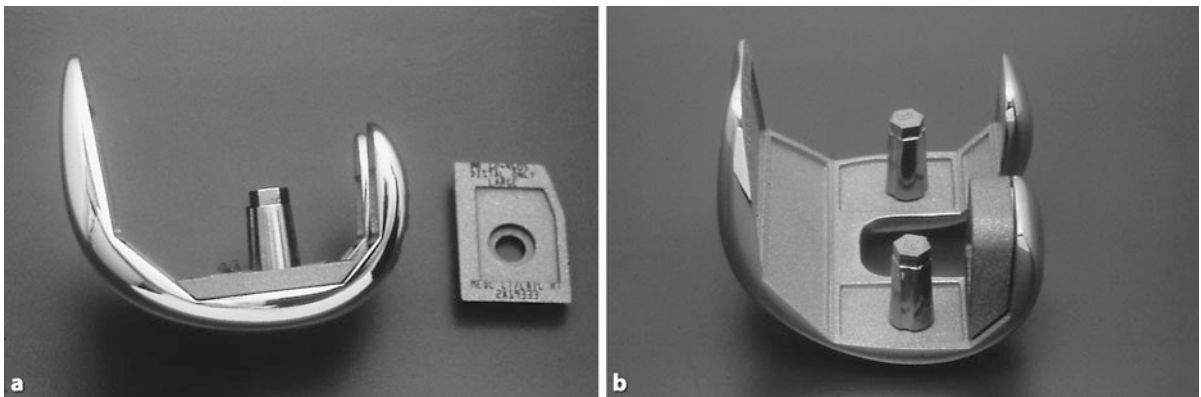
■ **Abb. 9.17** Sanierung eines peripheren tibialen Defektes mit einem passenden Metallkeil

Defektfüllung mit „metal wedges“ und maßangefertigten Prothesen

Scott verwendete als erster Metallkeile („metal wedges“) zur Füllung peripherer Tibiadefekte (Brand et al. 1989). Ursprünglich wurden sog. „wedges“ (kleine Keile) benutzt, die an der Unterseite der Tibiakomponente (■ **Abb. 9.17** und ■ **Abb. 9.18**) bzw. auch am Femurim-



■ **Abb. 9.18a,b** Beispiele für tibiale „Metall-Wedges“. **a** Auswahl an modularen Elementen, **b** endgültiges zusammengesetztes Implantat



■ **Abb. 9.19a,b** Beispiele für femorale „Metall-Wedges“. **a** Modulares Element, **b** endgültiges zusammengesetztes Implantat

plantat (■ [Abb. 9.19](#)) zum Ausgleich peripherer Knochendefekte aufgesetzt wurden. Für größere Defekte mit einer Tiefe von mehr als 12 mm und einer Ausdehnung über mehr als 50 % einer Hälfte des Tibiaplateaus kann ein Implantat mit einem Metallkeil verwendet werden, wie es von Insall (1984) beschrieben wurde. Ursprünglich wurden diese Prothesenelemente als Maßanfertigung hergestellt.

Gelegentlich füllen solche Implantate den Defekt jedoch nicht ausreichend, was zu einer nicht unterstützten Zementsäule zwischen Keil und Knochen führen kann. Nach Fragmentierung des Acrylatzementes kann eine Veränderung der Implantatposition eintreten. Ferner sind maßangefertigte Spezialimplantate teuer und erfordern meist eine beträchtliche Herstellungszeit.

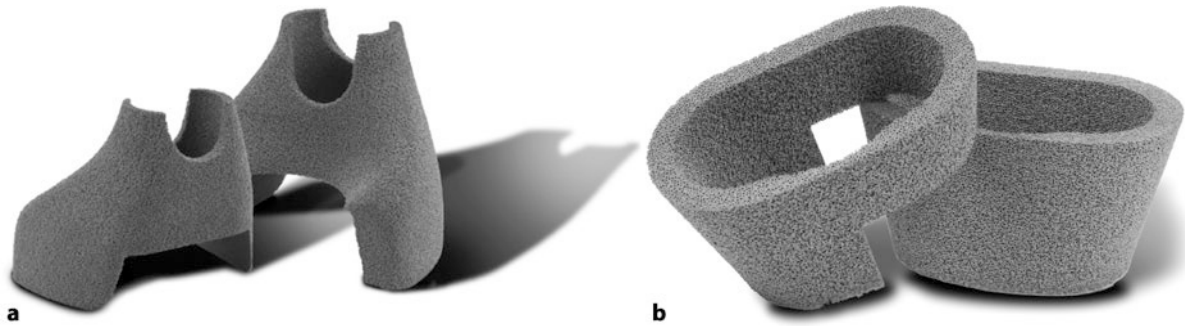
Ende der 1980er Jahre wurden modulare Komponentensysteme entwickelt, die ein Hinzufügen von Metallkeilen verschiedener Stärke an der Unterseite der jeweiligen Tibiakomponente ermöglichen. Die Verwendung dieser Metallkeile ist besonders günstig im Falle eines Revisionseingriffes; ihr Vorteil liegt in ihrer Flexibilität und der Fähigkeit, die benötigte Tibiakomponente intraoperativ individuell zusammenzubauen. Die Verbindung der Keile

mit der Unterfläche der Tibia variiert von System zu System. Die beiden am häufigsten angewendeten Methoden sind die Schrauben- oder die Zementierung des Keiles auf der Tibiaplattform.

Im Falle großer knöcherner Defizite können Kavitäten mit Knochentransplantaten gefüllt und die Metallkeile zur Unterstützung der Komponente eingesetzt werden. Erstreckt sich der Defekt auf das gesamte Tibiaplateau, ist ein Auffüllen der Kavitäten mit Knochenspänen möglich. Der Gebrauch eines Keils in Kombination mit einem Tibiaschaft gewährleistet die Stabilisierung der Tibiakomponente, weil diese über den Metallkeil Kontakt zum Tibiaknochen hat.

In den letzten Jahren findet die Verwendung von Spongiosa-Metall, „sleeves“ und „cones“ zunehmende Verbreitung (Howard et al. 2011; Villanueva-Martínez 2013; Rao et al. 2013) (■ [Abb. 9.20](#)).

Howard et al. (2011) verwendeten femorale „tantalum cones“ im Rahmen der Revisions-Knieendoprothetik. Die Autoren setzten bei 24 Revisionen derartige „tantalum cones“ ein. Die mittlere Nachuntersuchungszeitraum betrug 33 Monate. Alle „cones“ zeigten sich fest integriert ohne Lockerungshinweise. Die Autoren



■ **Abb. 9.20a,b** „Cones“. a, „Trabecular metal femoral cone“. b, „Trabecular metal tibial cone“ (Mit freundlicher Genehmigung von Zimmer)

schlussfolgerten, dass in dem Kurzzeit-Follow-up die metaphysären „tantalum cones“ eine effektiv strukturierte Unterstützung der femoralen Implantate bildete. In einer weiteren Studie untersuchten Villanueva-Martínez et al. (2013) die Verwendung von „tantalum cones“ in der Revisionsendoprothetik in 21 Patienten, es wurden 29 „cones“ eingesetzt. In dem mittleren Nachuntersuchungszeitraum von 36 Monaten wurde nur ein Konus aufgrund einer anhaltenden Infektion entfernt. Die übrigen metaphysären „cones“ zeigten radiologisch eine stabile Osteointegration.

Langfristige Ergebnisse hierzu stehen aus. Sorgen bereiten gerade Situationen, bei denen beispielsweise das Material aufgrund eines Infekten wieder entfernt werden muss.

9.5.4 Femurdefekte

Knochenverluste am Femur können sich zwischen 2 Extremen bewegen. Auf der einen Seite kann ein flächiger Defekt evtl. in Verbindung mit einem relativ kleinen Kondylus gegeben sein, eine Situation, die typisch für eine Valgus-, weniger für eine Varusdeformität ist. Auf der anderen Seite steht der lokalisierte Defekt, wie z. B. bei einer schweren Osteochondritis dissecans.

Die Behandlung eines femoralen Knochendefektes wird spätestens dann nötig, wenn die Femurkomponente auf dem vorhandenen distalen Femurknochen instabil ist. Eine femorale Probekomponente darf nicht auf der medialen oder lateralen Seite des distalen Oberschenkelknochens absinken. Ist der Defekt hauptsächlich zystischer Natur ohne größeren oder segmentalen Kondylenverlust, so ist die Femurkomponente häufig auf dem verbliebenen Knochenrand abgestützt, so dass der Defekt mit spongiosen Knochen, z. B. aus dem interkondylären Bereich, aufgefüllt werden kann. Der Knochen kann anschließend in den Kavitäten komprimiert und die Femurkondylen entsprechend den Erfordernissen der Femurkomponente osteotomiert werden (Sculco et al. 1991). Bei älteren Patienten sollte ein

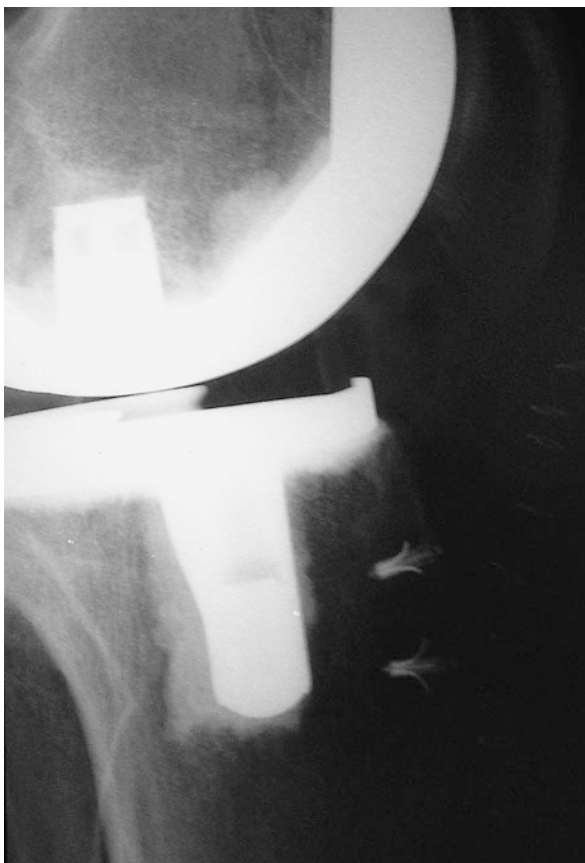
derartiger Defekt mit Zement gedeckt werden. In beiden Fällen muss eine Femurkomponente mit einem Markkanalschaft eingesetzt werden.

Schaukelt die Femurkomponente entweder auf der medialen oder lateralen Seite infolge eines großen Defektes, sollte ein großes Allotransplantat zur Defektfüllung verwendet werden, das mit Schrauben und u. U. auch einer Abstützplatte am Oberschenkelknochen befestigt werden kann. Wirklich große knöcherne Defizite wie der Verlust großer Femurkondylenbereiche sind äußerst selten. Falls im Extremfall ein Knochenverlust vorhanden ist, der ligamentäre Ursprünge und die Femurepikondylen mit einschließt, muss überprüft werden, ob genügend Weichteilunterstützung existiert. In manchen Fällen liegt kein totaler distaler Femurkondylenverlust vor, sondern der Knochendefekt ist an einem Kondylus größer als an dem anderen. In einer solchen Situation kann der Aufbau des distalen Femur durch einen Metallkeil (■ Abb. 9.19) auf der Seite des Knochendefektes erfolgen und so gleichzeitig für ein physiologisches Valgusalignment von 5–8° sorgen.

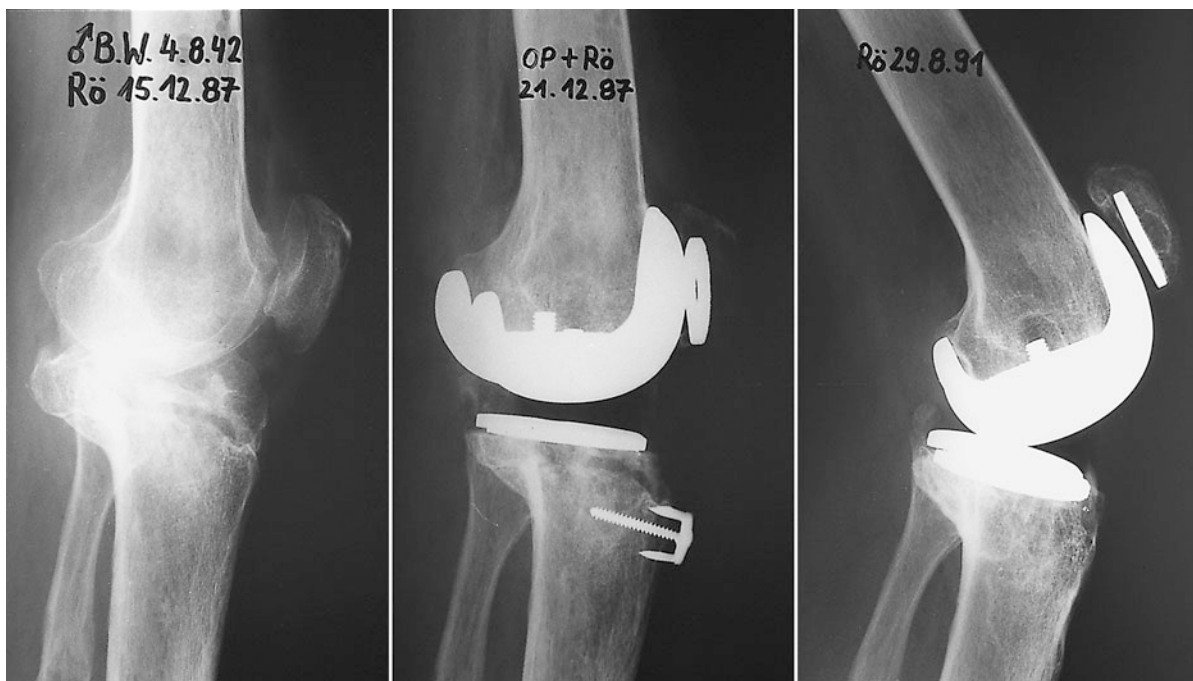
9.6 Ablösung des Lig. patellae

Jakubek (1976) beschreibt einen Ausriss des Lig. patellae im Bereich der Tuberositas tibiae bei 46 Kniegelenkendothesen. Blauth und Donner (1979) beobachteten 5 intraoperative Ausrisse der Tuberositas tibiae bei 93 Knieendothesen.

Bei nur geringer Schädigung (weniger als $\frac{1}{4}$) kann das Lig. patellae mit einer direkten Naht des abgelösten Anteiles an das umgebende periostale fibröse Gewebe refixiert werden; besser ist jedoch auch hier schon eine transossäre Fixation. Bei größeren Defektzuständen empfiehlt sich auf jeden Fall eine transossäre Naht, evtl. unter Zuhilfenahme von Knochenankern (■ Abb. 9.21) oder eines 6er Ethibondfadens. Nach kompletter intraoperativer Ablösung des Lig. patellae, muss dieses ebenfalls wieder transossär refixiert werden (■ Abb. 9.22); zur Sicherung der Stabili-



■ **Abb. 9.21** Refixation des Lig. patellae nach inkompletter intraoperativer Ablösung mit 2 Knochenankern aus Metall



■ **Abb. 9.22** Refixation eines intraoperativ ausgerissenen Lig. patellae mit einer Schraube und Unterlegkrampe

tät während der frühen postoperativen Mobilisation sollte für 6 Wochen evtl. eine temporäre Drahtcerclage zwischen Kniescheibe und Schienbeinkopf platziert werden. Wir selber favorisieren auch hier die 6er-Etibond-Naht in Form von 2 jeweils durch Tibia und Patella verlaufende Rahmennähte.

9.7 Intraoperative Frakturen

Intraoperative Frakturen des Femur oder der Tibia stellen zwar seltene, bezüglich der weiteren Therapie aber ernstzunehmende Komplikationen dar.

Jakubek (1976) beschreibt eine Oberschenkelfraktur im Bereich der Prothesenspitze bei 46 Kniegelenkendothesen. Weiss et al. (1978) erwähnen 2 Infraktionen der lateralen Femurkondylen unter Verwendung der Blauth-Scharnierprothese aufgrund von sehr zierlichen anatomischen Verhältnissen bei einer Gesamtzahl von 96 Implantationen. Baumann et al. (1978) berichteten über eine Femurschaftperforation und einen Kondylenbruch bei 88 Scharnierendothesen. Lecher (1980) beschrieb einen Femurkondylenabbruch bei 42 St.-Georg-Schlittenprothesen. Heimel (1980) beobachtete eine Femurschaftfraktur sowie einen intraoperativen Kondylenabbruch bei 35 Orthoplastmodellen. Küswetter und Baumann (1980) fanden bei 53 implantierten Walldius-Endoprothesen eine intraoperative Fraktur sowie eine Femurschaftperforation. Sühler und Horch (1981) beobachteten bei 103 Knieschlittenprothesen vom Typ St. Georg einen Tibiakantenabbruch sowie eine Fissur des lateralen Femurkondylus. Die Versorgung erfolgte jeweils mit Spongiaschrauben. Dederich und Wolf (1982) berichteten über 3 Kondylenfissuren bei der Implantation von 187 Knieendothesen. Auch hier erfolgte die Versorgung durch Schraubenosteosynthese.

Fasst man die Literaturberichte über intraoperative Frakturen zusammen, so werden diese in erster Linie auf Probleme in der Operationstechnik (Heisel 1988) zurückgeführt. Als zusätzlich begünstigende Faktoren – von Seiten des Patienten – spielen jedoch knöcherne Inaktivitätsatrophien, vor allem bei rheumatoider Arthritis, osteoporotischen Umbaustörungen nach längerer Glukokortikoidbehandlung, aber auch erhebliche Kniebeugekontrakturen eine wichtige Rolle. Schaftsprennungen der langen Röhrenknochen sind meist Folge eines zu forcierten Eintreibens der alloplastischen Implantate. Diese wurden in erster Linie in der Frühphase der Knieendothetik bei den sehr voluminösen Schäften von Starach-Prothesen beobachtet, die teilweise nicht einmal die physiologische Valgusstellung berücksichtigten. Bei den heutzutage meist verwendeten Oberflächenendothesen kann es im Zuge der Präparation der Kufen-



■ **Abb. 9.23** Intraoperative Schienbeinkopffraktur beim Einbringen eines zementfreien Tibiaimplantates

und Plateaulager zu Fissuren oder Frakturen kommen (■ **Abb. 9.23**).

Als operative Behandlungsmethode der Wahl wird bei Schaftfrakturen die Plattenosteosynthese, bei Kondylenabbrüchen die Schraubenosteosynthese empfohlen (■ **Abb. 9.24** und ■ **Abb. 9.25**).



■ **Abb. 9.24** Intraoperative Femurkondylenfraktur nach Einsatz einer bikondylären Schlittenendoprothese mit sofortiger Versorgung mittels hinterdreher Spongiosaschrauben



■ **Abb. 9.26** Knöcherne tibiale Refixation des hinteren Kreuzbandes mit einem Knochenanker



■ **Abb. 9.25** Intraoperative Kondylenfraktur und Osteosynthese mittels Platte

9.8 Ausrisse der Kreuzbänder

Lecher (1980) beschrieb einen Ausriss eines Kreuzbandhöckers bei 42 St.-Georg-Schlittenprothesen.

Sollte der Ausriss solch ein Ausmaß annehmen, dass es zur mechanischen Instabilität kommt, so muss dieser entweder wieder knöchern refixiert oder aber es muss eine geführtere Endoprothese implantiert werden. Zur knöchernen Fixierung können u. a. Knochenankersysteme verwendet werden (■ [Abb. 9.26](#)).

Besonders bei den jetzt wieder im Markt implementierten „Bicruciate“-Knieprothesen, bei denen beide Kreuzbänder erhalten werden sollten, ist eine gute Stabilität der Kreuzbänder natürlich essenziell.

9.9 Knieendoprothese nach Umstellungsosteotomie

Die kniearthroplastische Versorgung nach einer Umstellungsosteotomie an der proximalen Tibia und am distalen Femur kann technisch aufwendiger sein, als bei einer sonstigen primären Knieendoprothese. Die Literatur hierzu ist insgesamt widersprüchlich, es findet sich hier kein einheitlicher Konsens hinsichtlich der Ergebnisse der Knieendoprothetik nach Umstellungsosteotomie. Die Indikationen sind prinzipiell wie bei der primären Knieendoprothese zu sehen und zwar der anhaltende, die Lebensqualität beeinträchtigende Schmerz bedingt durch die zunehmende trikompartimentelle Knorpeldestruktion mit Bewegungseinschränkung. Seltener besteht eine Indikation für eine Endoprothese nach Umstellungsosteotomie bei fehlverheilten oder nicht verheilenden Osteotomie oder sekundären Frakturen.

Bei frühen Problemen nach Umstellungsosteotomie, insbesondere auch bei sich einstellenden Pseudarthrosen ist prinzipiell auch immer an einen Infekt zu denken, sodass hier ein Infektausschluss mittels CRP und auch Punktionen/Probeentnahme durchgeführt werden muss. Sollten hier auch nur die geringsten Fragen offen bleiben, sollte lieber ein zweizeitiger Eingriff mit primärer Metallentfernung und Débridement und evtl. Einschicken des entnommenen Materials zur Sonikation durchgeführt werden. Relative Kontraindikationen bestehen wie ansonsten auch bei der Knieendoprothetik bei nicht funktionierendem Streckmechanismus oder neuromuskulären Erkrankungen, erheblicher Osteoporose oder metabolischen Knochenkrankungen.

9.9.1 Ergebnisse

Die klinischen Ergebnisse nach einer knieendoprothetischen Versorgung nach Umstellungsosteotomie hängen in gewissem Umfang auch von der Art der Umstellungsosteotomie ab. Handelt es sich um eine öffnende oder schließende Umstellungsosteotomie? Wurde diese am Femur oder an der Tibia durchgeführt?

Ergebnisse nach hoher tibialer Umstellungsosteotomie

Die publizierten Ergebnisse vor einer knieendoprothetischen Versorgung nach hoher tibialer Umstellungsosteotomie sind variabel (■ Tab. 9.3).

Die meisten Studien berichten nur über Kurzzeit- oder mittelfristige Ergebnisse. Parvizi et al. (2001) sowie Haslam et al. (2007) publizierten über längerfristige Ergebnisse mit einer Nachuntersuchungszeit von 15,1 bzw. 12,6 Jahren. Parvizi et al. (2001) berichteten im klinischen

Gesamtergebnis und radiologischem Ergebnis etwas schlechtere Resultate bei Knien, welche vorher eine hohe tibiale Umstellungsosteotomie mitgemacht haben. Dieses beinhaltete eine höhere Rate von Malalignment-Patienten, Patella inferior (Patella baja) oder Instabilitäten. Trotz einer leichten erhöhten Inzidenz radiologischer Lockerungszeichen und einer höheren Revisionsrate hatten Patienten mit einer Knieendoprothese nach einer hohen tibialen Umstellungsosteotomie immer noch eine Überlebensrate von 92,3% nach 10 Jahren. Haslam et al. (2007) zeigten keine Unterschiede in Knie-Scores zwischen Patienten ohne und mit vorheriger hoher tibialer Umstellungsosteotomie im Rahmen einer „Matched-pair“-Studie. Dennoch berichteten die Autoren, dass sie durchaus bei der HTO-Gruppe eine höhere Anzahl von Patienten mit einem schlechten Ergebnis oder einem Versagen, einer reduzierten Flexion und einer höheren Reoperationsrate beobachteten.

In der Gesamtschau ist hier in der Literatur jedoch auch anzumerken, dass die Langzeitergebnisse naturgemäß in der Regel nur bei Patienten, bei denen eine schließende Osteotomie durchgeführt wurde, vorliegen. Inwieweit eine öffnende Osteotomie das Ergebnis einer späteren Knieendoprothese günstig beeinflusst, kann anhand der Datenlage noch nicht überprüft werden.

Distale varisierende Femurosteotomien

Hinsichtlich der Frage, inwieweit eine distale Femurosteotomie das Ergebnis einer späteren totalen Knieendoprothese beeinflusst, liegen insgesamt nur sehr wenige Literaturangaben vor. Nelson et al. (2003) berichteten über 11 konsekutive Kniegelenke, die eine knieendoprothetische Versorgung nach distaler varisierender Femurosteotomie erhielten. Die Autoren hatten die Patienten im Schnitt 5,1 Jahre nachbeobachtet. Drei Patienten hatten gleichzeitig eine ipsilaterale, proximale Tibiaosteotomie. Bei sieben Kniegelenken zeigte sich ein gutes oder exzellentes Ergebnis, vier Patienten wiesen nur ein unbefriedigendes Ergebnis auf. Fünf Kniegelenke erhielten ein „Constrained“-Knie, ein Patient benötigte sogar ein „Rotating-hinge“-Knie. Die Autoren schlussfolgerten, dass die totale Knieendoprothese nach distaler varisierender Femurosteotomie ein technisch aufwendiges Verfahren sei und die Ergebnisse schlechter seien, als bei einer primären Knieendoprothetik.

Tab. 9.3 Klinische Ergebnisse nach der totalen Knieendoprothetik nach hoher tibialer Umstellungsosteotomie

Autoren (Jahr)	Anzahl von Kniegelenken	Mittleres Patientenalter in Jahren (Range)	Mittleres Follow-up (Range)	Mittlerer Outcome-Score (% der guten und sehr guten Ergebnisse)	Mittleres Bewegungsausmaß	Outcome
Katz et al. (1987)	21 HTO	62 (31–76)	35 Monate (24–69)	HTO: 86* (81 %) Kontrollen: 93*	HTO: 95°	Inferior
Staheli et al. (1987)	35	67 (48–87)	44 Monate (24–70)	84** (89%)	HTO: 92°	Kein Unterschied
Windsor et al. (1988)	45 (26 Frauen, 15 Männer)	Frauen: 66 (37–81) Männer: 62 (36–83)	4,6 Jahre (Minimum, 2 Jahre)	83** (80%)	HTO: 98°	Inferior
Amendola et al. (1989)	42 HTO 41 Kontrollen	64 (52–82)	37 Monate (24–50)	HTO: 86** (88%) Kontrollen: 90** (90%)	HTO: 101° Kontrollen: 115°	Kein Unterschied
Mont et al. (1994)	73 HTO 73 Kontrollen	62 (29–79)	73 Monate (24–132)	(64%)	HTO: 102° (40–135°)	Inferior
Nizard et al. (1998)	63 HTO 63 Kontrollen	71,8	4,6 Jahre (1,1–10,1)	HTO: 74,4*** (56%) Kontrollen: 80,9*** (87,7%)	HTO: 100,6° Kontrollen: 105,4°	Inferior
Haddad und Bentley (2000)	50 HTO	HTO: 65 (54–74) Kontrollen: 66 (59–76)	6,2 Jahre (5–10,6)	HTO: 87** (84%) Kontrollen: 89** (82%)	HTO: 95° Kontrollen: 103°	Kein Unterschied
Meding et al. (2000)	39 HTO 39 Kontrollen (bilateral TKA)	HTO: 66,9 (50–80) Kontrollen: 67,4 (52–80)	HTO: 7,5 Jahre (3–16) Kontrollen: 6,8 Jahre (2–10)	HTO: 89*** Kontrollen: 89,6***	HTO: 113° Kontrollen: 117,8°	Kein Unterschied
Haslam et al. (2007)	51 HTO 51 Kontrollen	78	12,6 Jahre (8–18)	HTO: 79** (55%) Kontrollen: 80** (67%)	HTO: 91° Kontrollen: 106°	Kein Unterschied

HTO = hohe tibiale Osteotomie, TKA = totale Kniearthroplastik

* Baltimore-Knee-Score

** Hospital for Special Surgery Score

*** Knee-Society-Score

9.9.2 Besonderheiten bezüglich der Operationstechnik

Zur präoperativen Planung gehört wie bei jeder Knieendoprothese eine Röntgenaufnahme des betroffenen Kniegelenkes in drei Ebenen sowie eine Beinganzaufnahme zur Bestimmung der Beinachsen. Hinsichtlich des Operationszuganges sollten die vorbestehenden Zugangsnarben, wenn möglich, mit einbezogen werden. Prinzipiell sollte man bei mehreren Narben die frischeste und idealerweise auch die am meisten lateral gelegene Inzision wählen. Hautbrücken von weniger als 5 cm sind hoch kritisch. Vorbestehende Inzisionen sollten, wenn notwendig,

in einem Winkel von 90° gekreuzt werden, Winkel von unter 60° sind unbedingt zu vermeiden.

In der Regel sind die Metallentfernungen über dem gleichen Zugang evtl. mit einer Erweiterung des Zuganges nach proximal oder distal gut möglich. Hinsichtlich der Weichteilbalancierung gelten die gleichen Richtlinien wie im ► Kap. 9.2 dargestellt. Sehr oft findet sich bei Zustand nach Umstellungsosteotomie ein verkürztes Ligamentum patellae. Hier sollten dann frühzeitig präventiv entsprechende Maßnahmen ergriffen werden, um eine Ruptur der Bandstruktur zu vermeiden. Praktikabel sind hierzu entweder der „quadriceps snip“ oder eine entsprechende Tuberositasosteotomie, mit der man dann evtl. auch gleich-

zeitig den Ansatz des Ligamentum patellae geringfügig proximalisieren kann.

Bei den femoralen und tibialen Osteotomien ist sorgfältig auf die individuelle sekundäre knöcherne Fehlstellung zu achten, die in der Regel durch die Umstellungsosteotomie bedingt sind. Normalerweise kann im Bereich der Tibia eine intramedulläre Ausrichtung gewählt werden, gelegentlich muss im Bereich des Femur eine extramedulläre Ausrichtung oder eine Computernavigation Anwendung finden.

Bei lateraler tibialer schließender Osteotomie kommt es operationsbedingt häufig zu einem Substanzverlust im äußeren Kompartiment der Tibia. Hier ist dann eine sehr sparsame Osteotomie notwendig, in seltenen Fällen muss hier sogar tibial etwas aufgebaut werden, um eine entsprechende Bandspannung zu erreichen.

Die postoperative Phase unterscheidet sich nicht von der bei Patienten mit einer primären Endoprothese, allenfalls sollte man hier evtl. bei kritischen Wundverhältnissen auf eine ausreichende Oxygenation des Patienten achten.

9.9.3 Spezielle Probleme

Knieendoprothese nach hoher tibialer Umstellungsosteotomie Spezielle Probleme finden sich hier häufig im Bereich des Ligamentum patellae, welches sich, bedingt durch eine temporäre Minderdurchblutung, verkürzen kann. Der Knochen im Bereich der proximalen Tibia kann sklerotisch sein, hier ist eine sparsame Resektion notwendig.

Noch einliegendes Osteosynthesematerial Noch einliegendes Osteosynthesematerial sollte vor Implantation der Knieendoprothese und idealerweise auch vor Eröffnung des Kniegelenkes entfernt werden. Sollten hier Auffälligkeiten vorliegen, die an einen Infekt denken lassen, sollte ein zweizeitiges Vorgehen erfolgen, das entfernte Osteosynthesematerial sollte auch zur Sonikation eingeschickt werden.

Patella inferior Sowohl schließende als auch öffnende Osteotomien können das Ligamentum patellae verkürzen. Bei der schließenden Osteotomie liegt es häufig an Narbengewebe und einer temporären Minderdurchblutung des Ligamentum patellae. Bei der öffnenden Osteotomie wird die Gelenklinie an sich erhöht, was wiederum zu einem relativen Tiefstand der Patella führen kann. Auf jeden Fall sollte in solchen Situationen ein großzügiger Zugang erfolgen und bei zu großer Spannung auf das Ligamentum patellae eine vorsorgliche Maßnahme zur Entspannung durchgeführt werden („quadiceps snip“, Tuberositasosteotomie).

Bewegungsausmaß Häufig kommt es aufgrund der Voroperationen und der Komplexität der knieendoprothetischen Versorgung zu einem eher etwas reduziertem Bewegungsausmaß. Der hierüber bereits aufgeklärte Patient ist nicht enttäuscht, wenn nicht ein volles Bewegungsausmaß erreicht wird.

Pseudarthrosen Sollte eine Pseudarthrose noch bei der Implantation der Knieendoprothese vorliegen, so sollte diese Pseudarthrose mit einem Stiel überbrückt und gleichzeitig eine entsprechende Spongiosaplastik durchgeführt werden.

Osteonekrosen Sollte es in Folge der Umstellungsosteotomie zu einer Osteonekrose gekommen sein, so gilt auch hierbei, dass eine entsprechende Augmentation des Defektes mit Stielverlängerung der Endoprothese zu wählen ist.

Tibiales Alignment Schließende Osteotomien im Bereich der Tibia beeinflussen die laterale Positionierung der tibialen Komponente. Die hauptsächlichen Probleme bestehen hier in dem relativen Knochendefekt lateral sowie dem „offset“ zum Tibiaschaft. Evtl. müssen hier entsprechende „wedges“ oder „bone grafts“ sowie auch „offset-stems“ vorbereitet sein.

Distale femorale Osteotomie Hier ist die Situation für den Operateur noch schwieriger; häufig ist es sehr aufwändig, das gewünschten 5°- bis 7°-Valgus-Alignment für den distalen Sägeschnitt einzustellen. Da die durch die Umstellung bedingte Deformität häufig extraartikulär ist, kann es schwierig sein, intraartikulär durch die Osteotomien eine balancierte Situation zu erreichen. Aus diesem Grunde sollte prinzipiell auch bereits an eine „Condylar-constained“-Prothese in der Planung gedacht werden.

9.10 Knieendoprothese nach Patellektomie oder anderen Extensorenproblemen

Probleme des Extensormechanismus, welche vor der Implantation einer primären Knieendoprothese bestehen, können die Ergebnisse der alloplastischen Versorgung erheblich beeinflussen. Aus diesem Grund ist es wichtig, dass Patient und Therapeut die Sachlage in Ruhe besprechen und die realistischen Ziele vor Augen haben. Die Ergebnisse bei einer knieendoprothetischen Versorgung nach Patellektomie oder anderen Extensorenproblemen sind naturgemäß schlechter als bei anderen Patienten; dennoch können im Einzelfall erhebliche Verbesserungen in der Lebensqualität, der Schmerzsituation und der Funktion erreicht werden.

Glücklicherweise wird von Operateuren die Indikation zur Patellektomie, im Vergleich zu früheren Jahrzehnten, doch zunehmend restriktiver gesehen und gestellt. Dennoch sieht man immer wieder Patienten, die nach einer Patellektomie und degenerativen Veränderungen des Kniegelenkes Hilfe suchen. Es versteht sich von selbst, dass natürlich dann auch wirklich nur bei solchen Patienten die Indikation zu einer Knieendoprothese gestellt wird, bei denen erhebliche arthrotische Veränderungen in den Ausmaßen Kellgren-Lawrence-Grad III oder IV im Hauptgelenk vorliegen. Faktoren, die positiv mit dem Ergebnis korrelieren, ist eine exzellente Quadrizepsfunktion trotz Patellektomie, eine geringere Anzahl von vorbestehenden Eingriffen sowie ein möglichst langer Zeitraum seit der Patellektomie.

Patienten mit einer patellofemorale Dysplasie und/oder mit einer Vorgeschichte mit chronischen Patellarluxationen oder Subluxationen können prinzipiell durchaus gute Kandidaten für die knieendoprothetische Versorgung darstellen. Bei diesen Patienten ist oftmals ein Kombinationseingriff mit entsprechenden Weichteilmaßnahmen zum Realignment der Patella notwendig. Dies kann bis hin zur MPFL-Rekonstruktion gehen. Gelegentlich sind auch distale knöcherne Eingriffe (Tuberositas-tibiae-Osteotomien und -Transpositionen) notwendig, um ein entsprechendes Patella-Alignment zu erreichen.

Eine knieendoprothetische Versorgung nach hoher tibialer Umstellungsosteotomie kann aufgrund einer Patella infera (Patella baja) oder eine Elevation der Gelenklinie bei einer öffnenden Osteotomie Probleme zwischen Kniescheibe und Knochen oder Patella und Prothese im Sinne eines Polyethylenimpingements mit sich bringen. Patienten mit Patellafrakturen in der Vorgeschichte können durchaus bei gut ausgeheiltem Extensionsmechanismus und verheilter Fraktur eine knieendoprothetische Versorgung erhalten. Vorhergehende Quadrizepsrupturen oder Ligamentum-patellae-Rupturen sollten präoperativ sorgfältig evaluiert sein. Wenn der Extensormechanismus gut verheilt ist, kann eine knieendoprothetische Versorgung durchaus erfolgen. Bei insuffizientem Streckmechanismus kann auch einmal eine Allograft-Rekonstruktion in Kombination mit einer knieendoprothetischen Versorgung durchgeführt werden. Aufgrund des europäischen Transplantatgesetzes ist dieses jedoch praktisch in Deutschland kaum noch praktikabel.

Rekurvatum und Flexionskontrakturen sind bei erhaltener guter Quadrizepsfunktion durchaus mit einer totalen Knieendoprothese zu versorgen. Beim Rekurvatum-Knie ist nur darauf zu achten, dass idealerweise ein Stopp-Mechanismus mit in die Prothese integriert ist, welcher eine Rekurvation verhindert, ansonsten kommt es doch zu erheblichen Belastungen des Knochenimplantatlagers oder

der Verbindung zwischen dem Oberschenkel- und Unterschenkelanteil der Prothese.

Akute Extensionsmechanismusverletzungen sind eine Kontraindikation für eine Knieendoprothese. Es müssen zunächst die Quadrizeps- bzw. Patellarsehnenrupturen oder Patellafrakturen selber sorgfältig rekonstruiert und ausgeheilt sein, bevor an eine knieendoprothetische Versorgung gedacht werden kann. Ebenso sind Patienten ohne eine aktive Funktion des Musculus quadriceps sehr schlechte Kandidaten für eine Knieendoprothese. Die Unmöglichkeit, das Knie zu strecken, und insbesondere das Kniegelenk beim Gehen und Treppensteigen zu stabilisieren, erlaubt eigentlich nur eine knieendoprothetische Versorgung in Verbindung mit einer externen Orthese, welcher in Extremsituationen sogar in Streckstellung verblockt werden muss.

Sollten solche Patienten mit einer Knieendoprothese versorgt werden, so finden sich auch deutlich höhere Versagensraten, die klinischen Ergebnisse sind selbst für einen Kurzzeitverlauf deutlich schlechter als bei sonstigen primären Knieendoprothesen.

Nach dem Verlust der Patella gibt es durchaus verschiedene operative Techniken, die eine Wiederherstellung der Patella zu erreichen (Allograft, Rekonstruktion mittels Beckenkamm, Spongiosametall). Die Komplikationsrate, insbesondere die Infektrate ist jedoch sehr hoch; daher sollte sorgfältig gemeinsam mit dem Patienten abgewogen werden, ob hier mit dem Eingriff wirklich ein Vorteil zu finden ist.

In diesem Zusammenhang sollten auch immer die Therapiealternativen mittels „external braces“, Physiotherapie, Gehhilfen bis hin zur Arthrodeese mit dem Patienten diskutiert werden.

9.10.1 Ergebnisse

Die Ergebnisse des knieendoprothetischen Gelenkersatzes nach Patellektomie zeigen sehr wechselhaften Erfolg und hängen unter anderem auch vom Implantatdesign sowie von der Frage ab, ob es eine primäre oder bereits eine Revisionsoperation war (■ Tab. 9.4).

Die Schmerzreduktion und der Funktionsgewinn sind nicht sicher vorhersagbar, in allen Studien zeigt sich ein geringerer Kniescore als bei einer primären Endoprothese. Die Extensionsschwäche macht sich vor allen Dingen beim Treppensteigen bemerkbar. Dennoch finden viele Autoren eine durchaus akzeptable Verbesserung der individuellen Patientensituation. Ein besonderes Augenmerk muss offensichtlich auf die antero-posteriore Instabilität bei der knieendoprothetischen Versorgung nach Patellektomie gelegt werden. Hier scheint eine Ursache von postoperativen Schmerzen zu sein. Insgesamt zeigt die Literatur

Tab. 9.4 Ergebnisse der totalen Knieendoprothese nach Patellektomie

Autoren (Jahr)	Anzahl von Kniegelenken	Implantdesign (Typ)	Mittleres Patientenalter in Jahren (Range)	Mittleres Follow-up (Range)
Bayne und Cameron (1984)	14	6 hinged	68,5 (51-83)	2,5
Lennox et al. (1987)	11	CR	51 (29-80)	3,75
Railton et al. (1990)	7		65,3	4
Larson et al. (1991)	26 (14 primär, 12 Revision)		53,6	8,5 (primär) 7,6 (Revision)
Szalapski et al. (1994)	22	CR	69 (53-83)	5
Martin et al. (1995)	22	CR und PS	67 (36-89)	7
Paletta und Laskin (1995)	22	CR und PS	69 (59-74)	5
Cameron et al. (1996)	16	PS	NA	5,5

jedoch keinen Konsens hinsichtlich des Kopplungsgrades der Prothese, wie sie bei solchen Patienten angewendet werden sollen.

Hinsichtlich der Operationstechnik finden sich primär keine Besonderheiten. Wie auch bei anderen voroperierten Kniegelenken sollen natürlich die Wahl der Inzisionen sorgfältig erfolgen (siehe Kapitel Knieendoprothetik nach Umstellungsosteotomie). Prinzipiell sollte der Operateur auch darauf vorbereitet sein, entsprechende Instrumente und Implantate zur Verfügung zu haben, um eine Tuberositasosteotomie durchzuführen und diese wieder sicher zu fixieren.

Aufgrund der potenziellen anterior-posterioren Instabilität sollte auch immer ein kreuzbandersetzendes Implantat zur Verfügung stehen. Auch wenn der Streckmechanismus insuffizient ist, sollte dennoch darauf geachtet werden, dass die verbliebene Verbindung zwischen Quadrizepssehne und Ligamentum patellae sorgfältig balanciert wird. Häufig findet sich hier eine laterale Verlagerung des Reststreckmechanismus. Letztendlich macht es Sinn, die in der Kinderorthopädie früher häufig verwendete Insall-Operation, d. h. ein Advancement des Vastus medialis über die laterale Portion der Arthrotomie hin durchzuführen und dieses mit einem lateralen Release zu kombinieren.

Mit den Probepthesen in situ sollte sorgfältig die a.p.-Laxität des Femur auf der Tibia in 30° und 90° Flexion getestet werden. Im Zweifelsfall ist es immer besser, ein posterior stabilisiertes oder gar ein „Condylar-constrained“-Knie zu verwenden.

9.10.2 Implantation einer Knieendoprothese bei Patellasubluxation

Findet sich präoperativ bereits eine Subluxation oder Dislokation der Patella bzw. eine Hypoplasie des lateralen Femurkondylus, ist aber eine sorgfältige Rotationskontrolle der Implantate notwendig. Eventuell müssen bei korrektem Rotationsalignment der Probepthesen weiterhin laterale Subluxationen oder Luxationen der Patella dann ein laterales Release mit medialer Raffung evtl. in Kombination mit MPFL-Rekonstruktion durchgeführt werden.

Bei einer chronisch luxierten Patella sollte das Verfahren nach Insall, wie es oben beschrieben, im Sinne eines proximalen Realignments im Einzelfall überlegt werden.

9.10.3 Patella infera

Die Patella infera kann kongenital vorliegen, ist jedoch meist Ursache vorhergehender Operationen. Sie führt zu Knieschmerzen, einem eingeschränkten Bewegungsausmaß und einem Impingement der Patella am Knochen oder später am Implantat mit einem Polyethylenimpingement. Eine weitere Anhebung der Gelenklinie durch extensive Resektion im Bereich des Femur sollte daher unbedingt vermieden werden. Mit einer Tuberositasosteotomie kann in gewissem Umfang die Situation verbessert werden. Zu große Erwartungen darf man jedoch auch hieran nicht stellen. In der Regel ist selten mehr als 1 cm Proximalisation der Patella mit der Tuberositasosteotomie möglich.

Beim Wundverschluss sollte sorgfältig darauf geachtet werden, dass die Naht des Retinakulums in 30–60°

Knieflexion erfolgt. Der Patellalauf sollte ohne Zug an der medialen Gelenkkapsel („no thumb test“) physiologisch verlaufen.

Der posteriore Verlauf ist bei diesen Patienten insgesamt etwas verlangsamt, falls eine Tuberositasosteotomie durchgeführt wurde. Das passive Bewegen sollte jedoch unmittelbar nach der Operation beginnen. Patienten ohne Tuberositosteotomie sollen so zügig wie möglich schmerzadaptiert belastet werden.

9.10.4 Typische Komplikationen

Wie eingangs dargestellt, ist es wichtig, den Streckmechanismus vor der Implantation einer Knieendoprothese sorgfältig zu überprüfen. Vorbestehende weichteilige oder ossäre Rekonstruktionen müssen solide ausgeheilt sein, bevor eine Knieendoprothese implantiert wird. Besonders wichtig ist es, dem Patienten die realistischen Ziele mitzuteilen und ihm deutlich zu machen, dass die Ergebnisse immer unterhalb derer liegen, die bei einer primären Endoprothese zu erreichen sein werden. Eine Schwäche der aktiven Streckung ist niemals mit einer Knieprothese auszugleichen. Voroperierten Patienten muss man die zusätzlichen Risiken, insbesondere hinsichtlich eines infektbedingten Versagens und der Notwendigkeit von Nachoperationen deutlich machen.

9.11 Knieendoprothese beim stark übergewichtigen Patienten

Weltweit zeigt sich in der zivilisierten Welt, also auch in Deutschland eine deutliche Zunahme des Bodymass-Index. In den Vereinigten Staaten waren 2006 mehr als 1/3 der Patienten mit einem Bodymass-Index von über 30 als übergewichtig zu bezeichnen. Übergewicht und Fettleibigkeit führen über zwei Mechanismen zur Gonarthrose: Zum einen natürlich durch die direkte mechanische Belastung, zum anderen produziert das viszerale Fett Entzündungsmediatoren, welche sich dann direkt auf den Gelenkknorpel, die Synovialmembran und den subchondralen Knochen negativ einwirken. Dieses sind die Hauptgründe dafür, dass übergewichtige Patienten deutlich häufiger an Gonarthrosen leiden als Normalgewichtige. Dieser Zusammenhang wurde auch durch einen Report der Bundesregierung nochmals bestätigt.

Die neue Literatur zeigt, dass fettleibige Patienten (BMI von über 35) im Schnitt nahezu 8 Jahre früher ihre Knieendoprothese erhalten als sonstige Patienten, Patienten mit einem BMI von über 40 im Schnitt sogar 13 Jahre früher als Normalgewichtige. Nach der Implantation einer Knieendoprothese haben übergewichtige Patienten auch ein

höheres Risiko für perioperative Komplikationen. Diese beinhalten Wundinfektionen und Wunddehiszenz, tiefe Venenthrombosen sowie auch Avulsionen des medialen Kollateralbandes.

Auch in der frühen postoperativen Phase ist das Revisionsrisiko deutlich höher als bei normalgewichtigen Patienten. In der präoperativen Vorbereitungsphase sollten diese Dinge mit den Patienten offen kommuniziert werden, so auch durchaus die Tatsache, dass die Ergebnisse evtl. etwas schlechter sind als bei normalgewichtigen Patienten. In der Literatur gibt es eine intensive Diskussion über die Frage, ob die knieendoprothetische Versorgung bei einem BMI von über 35 oder gar über 40 überhaupt indiziert ist. Hier gilt es, immer eine individuelle Abwägung durchzuführen und dem Patienten in den Entscheidungsprozess mit einzubeziehen. Trotz der Einschränkungen haben auch Patienten mit einem hohen BMI natürlich eine Verbesserung der Lebensqualität, eine Reduktion des Schmerzes und eine funktionelle Verbesserung nach knieendoprothetischer Versorgung zu erwarten.

Gemäß den Kontraindikationen gilt es insbesondere natürlich die Frage der allgemeinen Situation des Patienten zu beurteilen. Bei Patienten mit einem BMI von über 40 liegen natürlich auch andere Komorbiditäten vor, die es oftmals nicht sinnvoll erscheinen lassen, eine operative Therapie durchzuführen.

Unglücklicherweise interagieren natürliche Schmerzmittel, auch nichtsteroidale Antirheumatika wiederum ebenfalls mit den zugrundeliegenden Begleitstörungen wie Herz-Kreislauf-Erkrankungen, Nierenerkrankungen, Diabetes mellitus, arterielle Hypertension, sodass auch dieses bei der Gesamtbeurteilung mit abzuwägen ist. Gerade der Diabetes mellitus korreliert zum einen mit deutlich erhöhtem Gewicht, zum anderen aber auch mit peri- und postoperativen Komplikationen nach Knieendoprothese. Daher sollte hier auf eine optimale Vorbereitung des Patienten geachtet werden, insbesondere auch hinsichtlich des Hämoglobingehaltes. Der Blutglukosespiegel sollte zum Zeitpunkt der Operation sorgfältig eingestellt und auch peri- und postoperativ gut kontrolliert werden.

Auch der Versuch einer Gewichtsreduktion ist bei den Patienten immer indiziert, die zu einer Knieendoprothese anstehen. Oftmals ist dies natürlich eingeschränkt durch den Allgemeinzustand, aber dann auch durch die kniespezifischen Beschwerden, die eine auch nur moderate Bewegungstherapie häufig erschweren; evtl. macht es Sinn, gemeinsam mit einem Physiotherapeuten oder Sporttherapeuten und einem Ernährungsberater entsprechende Programme für den Patienten aufzusetzen. Häufig findet man doch Wege mit moderatem Walking oder Wassergymnastik, die durchaus dann doch noch tolerabel für die Patienten sind und die Allgemeinsituation vor dem operativen Eingriff verbessern können. Als letzte Möglichkeit

kann auch gemeinsam mit dem Gastroenterologen und dem Chirurgen über ein Magenbanding nachgedacht werden, um eine Gewichtsreduktion durchzuführen. Hier ist dann aber das interdisziplinäre Konsil gefragt.

9.11.1 Alternative Therapien

Die nicht-operative Therapie bei übergewichtigen und fettleibigen Patienten sollte einer operativen Therapie immer vorgeschoben werden. Prinzipiell gibt es hier durchaus die Möglichkeiten, die heutzutage auch in entsprechenden Guidelines aufgeführt werden, wie die Modifikation des Lebensstils, eine moderate Sporttherapie und auch eine pharmakologische Schmerztherapie mit nichtsteroidalen Antirheumatika. Prinzipiell kann dieses jedoch die Knorpelsituation auf Dauer nicht verbessern und stellt wirklich nur eine reine symptomatische Maßnahme vor.

Kniebraces, die bei normalgewichtigen Patienten, beispielsweise bei isoliertem medialen Knorpelschaden durchaus eine Anwendung finden können, sind bei übergewichtigen und fettleibigen Patienten aufgrund der Weichteilsituation kaum anwendbar. Gleiches gilt für Schuheinlagen beispielsweise einer Schuhaußenrandhöhung beim Varusknie. Die intraartikuläre Kortisoninjektion und Viskosupplementation sind durchaus auch sinnvolle Therapiealternativen, um eine knieendoprothetische Versorgung hinauszuzögern. Prinzipiell gilt hier jedoch zu beachten, insbesondere bei der Kortisoninjektion, dass diese zuletzt zumindest drei Monate vor der geplanten knieendoprothetischen Versorgung erfolgen sollte, da man ansonsten das Risiko einer prothetischen Gelenkinfektion deutlich erhöht.

Arthroskopische Eingriffe zum Entfernen mechanischer Probleme wie freier Gelenkkörper, lockerer Meniskusanteile sind durchaus indiziert. Gerade beim übergewichtigen Patienten sind derartige Maßnahmen jedoch wiederum mit nur einem geringen Langzeiterfolg versehen.

9.11.2 Ergebnisse

Vergleicht man den Zugewinn in Knie-Scores bei normalgewichtigen zu übergewichtigen Patienten, so zeigen sich durchaus vergleichbare Zugewinne, obwohl der normalgewichtige Patient absolut gesehen ein besseres Ergebnis erreicht. Der übergewichtige Patient erreicht dementsprechend ein geringeres Ergebnis und hat auch ein deutlich höheres Komplikationsrisiko hinsichtlich einer tiefen Beinvenenthrombose, Wundkomplikationen und Infektionen. Namba et al. (2005) berichteten über eine signifikant höhere postoperative Infektionsrate bei Patienten mit einem BMI von über 35 im Vergleich zu Patienten mit einem,

„normalen“ Übergewicht mit einem BMI von 30–35 (1,1 % vs. 0,3 %). Das Risiko, eine Infektion zu erleiden, ist bei den fettleibigen Patienten um 6,7 % höher. Bei dem deutlich erhöhten Risiko für eine tiefe Beinvenenthrombose ist es durchaus auch sinnvoll, bereits vor der endoprothetischen Versorgung eine sonographische Untersuchung durchzuführen, um das Beinvenensystem abzuklären, da nicht selten bereits stumme Thrombosen vorliegen. Falls eine solche Situation vorhanden ist, müsste mit dem Gefäßchirurgen ein entsprechendes Management besprochen werden bis hin zum Cava-Filter.

Patienten mit einem Diabetes mellitus haben auch ein deutlich höheres Risiko eine postoperative Komplikation zu erleiden. Dieses beinhaltet die Wundinfektion, die tiefe Infektion, die Notwendigkeit für Bluttransfusionen, Blaseninfektionen, Pneumonie, Ileus und sogar einen Schlaganfall.

9.11.3 Operative Besonderheiten

Generell sind übergewichtige Patienten keine Kandidaten für ein minimal-invasives Vorgehen. Die Ligamentbalancierung ist sicherlich auch deutlich schwieriger als bei normalgewichtigen Patienten. Generell sollte in diesen Fällen eher ein geführteres Implantat verwendet werden. Bei posterior-stabilisierten Implantaten ist darauf zu achten, dass durch die Hebewirkung der Weichteile in Beugung eine Diskonnektion zwischen „posteriorem post“ und femoraler Kondyle auftreten kann. Hier muss auf entsprechende Höhe des „Post“ geachtet, ansonsten sollte lieber auf ein weitergeführtes Implantat gewechselt werden. Aufgrund des hohen Weichteilumfanges, auch im Bereich des Unterschenkels und des Sprunggelenkes, ist bei der extramedullären Ausrichtung des tibialen Sägeschnittes besonders darauf zu achten, dass die Klammer um das Sprunggelenk herum aufgrund des zu eröffnenden Weichteils nicht zu ungünstig liegt, was zu einem zusätzlichen posterioren Slope und einem medialen Abweichen des Sägeschnittes führen kann.

Beim Hautverschluss ist darauf zu achten, dass dieser sehr sorgfältig erfolgt, insbesondere im Subkutangewebe und bei der Haut selber, da bei fettleibigen Patienten es im Rahmen der Frühmobilisation doch zu erheblichen Spannungen im Bereich des ventralen Zugangsbereiches kommt.

Postoperativ gilt es, besonders auf das Komplikationspotenzial zu achten, welches bei den übergewichtigen Patienten deutlich erhöht ist. Hierzu zählt die tägliche Kontrolle auf eine tiefe Beinvenenthrombose. Zum anderen sollten anhaltende seröse Sekretionen konsequent beachtet werden, lieber zu früh als zu spät sollte evtl. nochmals ein sorgfältiges Wunddebridement durchführen. Hinsichtlich der postoperativen Mobilisation sollten



■ **Abb. 9.27a,b** Modulare Knie revisionsprothese bei Pseudarthrose der distalen Tibia

gerade übergewichtige Patienten angehalten werden, zügig das Bett zu verlassen, um sekundäre Risiken hinsichtlich einer Thrombose, aber auch hinsichtlich der Lunge (Atelektasen) sowie möglicher Kubital- oder Fersenulzera zu vermeiden.

9.12 Knieendoprothese bei distaler Femurfraktur

Intraartikuläre oder kniegelenksnahe Frakturen am älteren Patienten werden in der Regel osteosynthetisch versorgt, sodass eine frühe Belastung der betroffenen Extremität möglich wird. Falls eine belastungsstabile Osteosynthese nicht gelingt, oder falls gleichzeitig erhebliche Kollateral- und Kreuzbandverletzungen vorliegen, besteht prinzipiell durchaus die Indikation, primär eine Fraktur- endoprothese zu implementieren analog zu der Situation am Hüftgelenk.

Ziel muss es sein, hier eine möglichst rasche Frühmobilisation zu erreichen, um sekundäre Immobilisationschäden zu vermeiden. Ist also abzusehen, dass mit einer Osteosynthese mit hoher Wahrscheinlichkeit keine Primärstabilität erreicht werden kann, oder dass das Risiko für eine verzögerte Knochenheilung oder einer Pseudarthrose hoch ist, dann ist eine Fraktur- endoprothese im Sinne einer „Rotating-hinge-Prothese“ indiziert (■ [Abb. 9.27](#)).

Wichtig hierbei ist natürlich auch, dass der aktive Streckmechanismus, wie bei anderen Prothesen, noch möglichst intakt sein muss. Je nach Knochendefekt muss dann evtl. auch mit einem modularen Revisions- oder Tumorsystem der Knochendefekt am distalen Femur oder an der proximalen Tibia entsprechend aufgebaut werden.

Kontraindikationen für einen derartigen Eingriff bestehen natürlich bei vorbestehenden Weichteilinfekten, auch die erheblichen Weichteilschäden mit Hautverletzungen und limitierenden Durchblutungsstörungen der entsprechenden Extremität.

9.12.1 Ergebnisse

Die Ergebnisse der Fraktur- endoprothetik im Bereich des Kniegelenkes sind naturgemäß schlechter als bei der primären Endoprothetik des degenerativen Kniegelenkes. Dennoch ist häufig doch noch ein Bewegungsausmaß von 90° realisierbar. Die Überlebensraten der Endoprothesen sind aufgrund des eher geriatrischen Altersspektrums natürlich nicht ganz reliabel, da viele Patienten die 10-Jahres-Grenze nicht erreichen; prinzipiell werden in der Literatur 10 Jahre Überlebensraten zwischen 67 und 94% angegeben. Viele Studien erreichen jedoch die 10-Jahres-Grenze gar nicht (■ [Tab. 9.5](#)).

■ **Tab. 9.5** Ergebnisse nach Frakturendoarthrose am Kniegelenk

Autoren (Jahr)	Anzahl der Kniegelenke	Implantattypen	Mittleres Patientenalter (Range)	Mittleres Follow-up in Monaten	Überlebensrate
Barrack et al. (2000)	16	S-ROM (DePuy Orthopaedics, Warsaw, IN)	69	51	94 %
Westrich et al. (2000)	24	Finn (Biomet, Warsaw, IN)	63	33	92 %
Springer et al. (2001)	69	Kinematic (Stryker Orthopaedics, Mahwah, NJ)	72	75	67 %
Springer et al. (2004)	26	Kinematic (Stryker Orthopaedics)	72	59	73 %
Berend und Lombardi (2009)	39	Orthopaedic Salvage System (OSS) (Biomet)	76	46	87 %

9.12.2 Operative Besonderheiten

Gerade bei ossärem Verlust des distalen Femur oder der proximalen Tibia ist es wichtig, die Gelenklinie entsprechend zu rekonstruieren, häufig fehlen übliche Landmarken wie die Epikondylen am Femur, an denen man sich orientieren kann. Prinzipiell sollte man bei fehlenden Landmarken die Gelenklinie in etwa so einstellen, dass der Patellaunterrand etwa 1 cm oberhalb der Gelenklinie positioniert ist.

Häufig handelt es sich auch um vielfach erkrankte Patienten und Multimorbide, bei denen die Therapie der Begleiterkrankung häufig im Vordergrund steht. Wichtig ist, dass die Patienten frühzeitig mobilisiert werden und dass hier ein multidisziplinäres Patientenmanagement durchgeführt wird.

9.13 Simultane bilaterale Knieendoprothese

Es gibt verschiedene Behandlungsstrategien bei Patienten mit beidseitig erheblichen degenerativen Veränderungen im Bereich beider Kniegelenke. Die knieendoprothetische Versorgung kann hier nacheinander oder simultan erfolgen. Die bilaterale Versorgung in zwei Operationschritten erfordert naturgemäß einen erneuten Krankenhausaufenthalt, eine zusätzliche Narkose und ein entsprechendes Intervall zwischen der ersten und der zweiten endoprothetischen Versorgung, welche in der Regel doch einige Wochen beträgt. Die simultane Versorgung kann in einem Team oder mit zwei Teams durchgeführt werden. Eine saubere wissenschaftliche Evaluation beider Strategien ist häufig erschwert, da es unterschiedliche

Anästhesietechniken, verschiedene Implantate, unterschiedliche Patientengruppen und verschiedene postoperative Behandlungsregimes in die Studien eingeschlossen wurden.

In der Literatur findet sich prinzipiell ein Trend bei Patienten, die aufgrund ihrer invalidisierenden Kniegelenksprobleme überhaupt nicht mehr gehfähig sind, eine simultane Operation durchzuführen (■ Abb. 9.28). Dies gilt insbesondere bei Patienten mit gleichzeitigen erheblichen Achsfehlstellungen, da bei einer einseitigen Versorgung eine Mobilisation häufig kaum möglich ist. Manchmal kann die indikatorische Situation schwierig sein, wenn ein Patient auf einer Seite objektiv eine erheblich fortgeschrittene Gelenkdestruktion hat, wohingegen die andere Seite subjektiv mehr schmerzhaft ist. Hier sollte der Patient doch dahingehend beraten werden, dass die biomechanisch stärker destruierte Seite primär operiert wird, obwohl die andere Seite schmerzhafter ist, oder aber es sollte eine simultane Operation durchgeführt werden. Seltener wird sich die Situation ergeben, dass der Patient selber aufgrund beruflich erhöhter Ausfallzeiten bei einer zweizeitigen Operation ein einzeitiges Verfahren wünscht. Auch bei älteren Patienten, die bei einem zweizeitigen Verfahren Zuhause keine Unterstützung und Zuwendung finden, kann es sinnvoll sein, einzeitig vorzugehen, um hier die Umfeldproblematik besser beherrschen zu können.

Kontraindikationen bestehen im Prinzip bei Allgemeinerkrankungen, welche die Belastung einer Simultanoperation nicht erlauben. Hierbei sind somit insbesondere Komorbiditäten auf kardiopulmonalem Bereich zu beachten und mit den anästhesiologischen Kollegen im Vorfeld zu besprechen.



■ Abb. 9.28 Simultane Versorgung bei Patientin mit bilateraler Fehlstellung im Kniegelenk

■ **Tab. 9.6** Ergebnisse nach simultaner bilateraler Knieendoprothese

Autoren (Jahr)	Anzahl bilateraler Totalkniearthroplastiken	Mittleres Patientenalter in Jahren (Range)	Mittleres Follow-up in Jahren (Range)	Ergebnisse
Alemparte et al. (2002)	604 SBTKA	70 (30–92)	NR	Morbidität/Mortalität: 5,1%/0,7%
Ritter et al. (2003)	2,050 SBTKAs 152 „stage bilateral“, TKA	69,9	4,3 (4 Monate bis 17,8 Jahre)	Morbidität/Mortalität 0,5%/0,6%
Pavone et al. (2004)	501 SBTKAs	66 (18–88)	NR	Morbidität/Mortalität 21,8%/0%
Sliva et al. (2005)	241 „staggered bilateral“ TKA 26 SBTKA 65 „staged bilateral“ TKA	65 (35–90)	NR	Morbidität/Mortalität für SBTKA: 0%

9.13.1 Ergebnisse

Wie oben bereits dargestellt, ist die Studienlage sehr differenziert, da insbesondere keine homogenen Patientengruppen zur Verfügung standen (■ Tab. 9.6).

Lonner et al. (2007) berichteten in einem Zeitraum von 2000–2008, in welchem insgesamt nahezu 11.000 Knieendoprothetische Versorgungen durchgeführt wurden, über eine große Gruppe von simultan bilateral durchgeführten Knieendoprothesen (3646). Insgesamt wurden in der gesamten Population 6 Todesfälle beobachtet: 3 litten an einem Ogilvie-Syndrom, in einem Fall kam es zu einem Leberversagen 3 Monate nach dem Eingriff, ein weiterer Patient erlitt ein Herzinfarkt, eine Patientin ein Multiorganversagen. Die Gesamtmortalität betrug in der Untersuchungsgruppe 0,02%.

Im Rahmen des perioperativen Managements kommt es bei den Simultanoperationen ganz besonders auf eine adäquate Schmerztherapie an, da trotz bilateraler Operation die Patienten natürlich beide Knie potenziell belasten müssen, um mobilisiert zu werden. Hier können ganz besonders, wie aber auch bei allen anderen Knieendoprothetischen Versorgungen, LIA-Konzepte (lokale intraartikuläre Anästhesie) greifen.

9.14 Gefäßverletzungen

Verletzungen der femoralen und poplitealen Gefäße im Rahmen einer Knieendoprothetischen Operation sind selten. Die Inzidenz einer arteriellen Läsion lag an der Mayo-Klinik bei 9022 Eingriffen zwischen 1971 und 1986 bei nur 0,3% (Rand et al. 1987; Rand 1993). Hierbei kam es in einem Fall zur Obstruktion der A. poplitea nach Korrektur einer lange bestehenden Flexionskontraktur (Rand 1993). Ein direktes Trauma der A. femoralis superficialis durch einen Stauschlauch könne zu einer Embolisation

atheromatöser Plaques führen (Rand et al. 1987; Rand 1993).

Prädisponierende Faktoren für eine arterielle Embolie sind

- kalzifizierte atheromatöse Plaques in einem arteriosklerotisch veränderten Gefäß sowie
- ein Hyperkoagulationsstatus.

Die A. poplitea kann direkt verletzt werden durch eine unüberlegte Präparation im posterioren Bereich des Kniegelenkes. Ein falsches traumatisches Aneurysma mit arteriovenöser Fistelbildung kann bei den poplitealen Gefäßen, der medial inferioren oder aber der lateral inferioren Kniearterie auftreten.

Diagnose und Behandlung arterieller Komplikationen hängen ab vom Zeitraum zwischen ihrem Auftreten und ihrer endgültigen Erfassung. Eine frühe Diagnose ist wesentlich für ein zufriedenstellendes Behandlungsergebnis und schließlich die Rettung des Beines. Solange die Symptome des Patienten durch Sedierung und Anästhesie maskiert sind, muss sofort nach dem Eingriff sorgfältig die adäquate arterielle Zirkulation des Beines überprüft werden. Postoperative Schmerzen, die ausgeprägter als erwartet sind, müssen durch sofortiges Entfernen des Verbandes und Inspektion des Beines bewertet werden. Nach rechtzeitiger Diagnose einer arteriellen Insuffizienz muss zur Rettung des Beines eine Embolektomie oder gar eine Gefäßtransplantation vorgenommen werden.

Patienten mit präoperativ bekannter vaskulärer Insuffizienz sollten durch Laboruntersuchungen abgeklärt werden. Liegt eine verminderte arterielle Zirkulation vor, sollte vor dem Wahleingriff evtl. ein Gefäßchirurg konsultiert werden. Bei auf den präoperativen Röntgenaufnahmen sichtbaren erheblich kalzifizierten Gefäßen, die mit einer verminderten arteriellen Durchblutungssituation einhergehen, sollte möglichst auf eine intraoperative Blutsperre verzichtet werden.

Der alloplastische Ersatz des Kniegelenkes kann auch ohne Einsatz einer Blutsperrre ohne größeren Blutverlust durchgeführt werden. Die Inflation des Stauschlauches sollte auf nicht mehr als 100–150 mmHg systolischen Blutdruck begrenzt werden; dabei sollte die Stauung maximal 2 Stunden belassen werden. Arteriovenöse Fistelbildungen der medialen und lateralen inferioren Kniearterien können durch sorgfältige Hämostase vor Abschluss des Eingriffes vermieden werden. Verletzungen der A. poplitea und der Knievenen werden intraoperativ meist leicht erkannt, wenn der Stauschlauch vor Wundverschluss geöffnet wird. Unterbleibt diese Maßnahme, können signifikante Gefäßverletzungen evtl. unerkant bleiben. Rand (1993) bevorzugt das Öffnen der Blutleere und Erreichung der Hämostase vor dem Wundverschluss, anschließend müsse eine sorgfältige Inspektion der lateralen superioren und inferioren sowie der medialen inferioren Kniearterien vorgenommen werden. Bei den heutigen Prothesentypen mit tibialen Polyethylenauflagen sollte die abschließende Einpassung des Kunststoffinlays vorzugsweise erst dann erfolgen, wenn im hinteren Kniegelenkbereich keine blutenden Gefäße mehr sichtbar sind.

Literatur

- Alemparte J, Johnson GV, Worland RL, Jessup DE, Keenan J (2002) Results of simultaneous bilateral total knee replacement: A study of 1208 knees in 604 patients. *J South Orthop Assoc* 11(3):153–156
- Altchek D, Sculco TP, Rawling B (1989) Autogenous bone grafting for severe angular deformity in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 4:151–156
- Amendola A et al (1989) Total knee arthroplasty following high tibial osteotomy for osteoarthritis. *J Arthroplasty* 4(4):S11–S17
- Amin AK, Clayton RA, Patton JT, Gaston M, Cook RE, Brenkel IJ (2006) Total knee replacement in morbidly obese patients: Results of a prospective, matched study. *J Bone Joint Surg Br* 88(10):1321–1326
- Appleton P, Moran M, Houshian S, Robinson CM (2006) Distal femoral fractures treated by hinged total knee replacement in elderly patients. *J Bone Joint Surg Br* 88(8):1065–1070
- Attfield SP, Wilton TJ, Pratt DJ, Sambatakakis A (1996) Soft-tissue balance and recovery of proprioception after total knee replacement. *J Bone Joint Surg* 78-B:540–545
- Barrack RL (2001) Evolution of the rotating hinge for complex total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 3092:292–299
- Barrack RL, Lyons TR, Ingraham RQ, Johnson JC (2000) The use of a modular rotating hinge component in salvage revision total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 15(7):858–866
- Bartel DL, Burstein AH, Santavilla EA (1982) Performance of the tibial component in total knee replacement. Conventional and revision designs. *J Bone Joint Surg* 64:1026–1033
- Baumann D, Küsswetter W, Witt AN (1978) Komplikationen nach Kniegelenkstotalendoprothesen vom Scharniertyp. *Unfallheilk* 81:145
- Bayne O, Cameron HU (1984) Total knee arthroplasty following patellectomy. *Clin Orthop Relat Res* (186):112–114
- Berend KR, Lombardi AV Jr (2009) Distal femoral replacement in non-tumor cases with severe bone loss and instability. *Clin Orthop Relat Res* 467(2):485–492
- Bezwarda HP, Nazarian DG, Booth RE Jr (2003) Simultaneous revision and contralateral primary total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 85(10):1993–1998
- Blauth W, Donner K (1979) Zur Geschichte der Arthroplastik. *Z Orthop* 117:997
- Bolognesi MP, Marchant MH Jr, Viens NA, Cook C, Pietrobon R, Vail TP (2008) The impact of diabetes on perioperative patient outcomes after total hip and total knee arthroplasty in the United States. *J Arthroplasty* 23(6):92–98
- Brand MG, Daley RJ, Ewald FC, Scott RD (1989) Tibial tray augmentation with modular wedges for tibial bone stock deficiency. *Clin Orthop* 248:71–79
- Buechel EE (1990) Primary exchange revision arthroplasty using antibiotic-impregnated cement for infected total knee replacement. *Orthop Rev* 19:83–87
- Bullock DP, Sporer SM, Shirreffs TG Jr (2003) Comparison of simultaneous bilateral with unilateral total knee arthroplasty in terms of perioperative complications. *J Bone Joint Surg Am* 85(10):1981–1986
- Cameron HU, Hu C, Vyamont D (1996) Posterior stabilized knee prosthesis for total knee replacement in patients with prior patellectomy. *Can J Surg* 39(6):469–473
- Changulani M, Kalairajah Y, Peel T, Field RE (2008) The relationship between obesity and the age at which hip and knee replacement is undertaken. *J Bone Joint Surg Br* 90(3):360–363
- Clark CR (2006) Perioperative medical management. In: Barrack R, Booth RE Jr, Lonner JH, McCarthy JC, Mont MA, Rubash HE (Hrsg) *Orthopaedic Knowledge Update: Hip and Knee Reconstruction 3*. Rosemont, IL, American Academy of Orthopaedic Surgeons., S 205–216
- Clayton ML, Thirupathi R (1982) Patellar complications after total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 170:152–155
- Coonse K, Adams JD (1943) A new operative approach to the knee joint. *Surg Gynecol Obstet* 77:344–347
- Dederich R, Wolf L (1982) Knieendoprothesen - Nachuntersuchungsergebnisse. *Unfallheilkunde* 85:359–368
- Della Valle CJ, Idjadi J, Hiebert RN, Jaffe WL (2003) The impact of Medicare reimbursement policies on simultaneous bilateral total hip and knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 18(1):29–34
- Dennis DA (2004) Debate: Bilateral simultaneous total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 428:82–83
- Dorr LD (1989) Bone grafts for bone loss with total knee replacement. *Orthop Clin North Am* 20:179–187
- Dorr LD, Ranawat CS (1984) Bone grafts for tibial deficits in total knee arthroplasty. In: Dorr LD (Hrsg) *Revision of total hip and knee*. University Park Press, Baltimore, S 143
- Dorr LD, Conaty JP, Schreiber R (1986a) Technical factors that influence mechanical loosening of total knee arthroplasty. In: Dorr LD (Hrsg) *The Knee: Papers of the first scientific meeting of the Knee Society*. University Park Press, Baltimore, S 121
- Dorr LD, Ranawat CS, Sculco TP (1986b) Bone graft for tibial defect in total knee arthroplasty. *Clin Orthop* (205):153–165
- Dowsey MM, Choong PF (2009) Obese diabetic patients are at substantial risk for deep infection after primary TKA. *Clin Orthop Relat Res* 467(6):1577–1581
- Eknoyan G (2006) A history of obesity, or how what was good became ugly and then bad. *Adv Chronic Kidney Dis* 13(4):421–427
- Fischer-Brandies E, Dieler E (1986) Knochenersatzwerkstoff Hydroxylapatit. *Coli med dent* 30(10):567–583
- Freeman MAR (1980) *Arthritis of the knee*. Springer, Berlin
- Gill GS, Mills D, Joshi AB (2003) Mortality following primary total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 85(3):432–435
- Grob D (1986) Probleme an der Entnahmestelle bei autologer Knochen transplantation. *Unfallchirurg* 89:339–345

- Haddad FS, Bentley G (2000) Total knee arthroplasty after high tibial osteotomy: A medium-term review. *J Arthroplasty* 15(5):597–603
- Harrison RJ Jr, Thacker MM, Pitcher JD, Temple HT, Scully SP (2006) Distal femur replacement is useful in complex total knee arthroplasty revisions. *Clin Orthop Relat Res* 446:113–120
- Haslam P et al (2007) Total knee arthroplasty after failed high tibial osteotomy: Long-term follow-up of matched groups. *J Arthroplasty* 22(2):245–250
- Heimel R (1980) Klinische Erfahrungen mit der totalen Kniegelenksrotationsprothese Typ. Orthoplast Unfallheilk 83:472
- Heisel J (1988) Intra- und postoperative Frakturen bei alloplastischem Kniegelenkersatz. *Akt Traumatol* 18:76–83
- Hofmann GO (1992) Allogene Knochen transplantation. In: *Jahrbuch der Chirurgie 1992*. Biermann, Zülpich, S 131–142
- Hossain F, Patel S, Haddad FS (2010) Midterm assessment of causes and results of revision total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 468(5):1221–1228
- Howard JL, Kudera J, Levallen DG, Hanssen AD (2011) Early Results of the Use of Tantalum Femoral Cones for Revision Total Knee Arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 93:478–484
- Hungerford DS, Krackow KA, Kenna RY (1983) Total knee arthroplasty: A comprehensive approach. Williams and Wilkins, New York
- Insall JN (1984) Surgical approaches to the knee. In: Insall JN (Hrsg) *Surgery of the knee*. Churchill Livingstone, New York, S 41–54
- Insall JN, Aglietti P, Tria AJ Jr (1983) Patellar pain and incongruence. II: Clinical application. *Clin Orthop Relat Res* 176:225–232
- Jakubek H (1976) Seltene Komplikationen bei Kniegelenktotalendoprothesen. *Orthop Praxis* 12:759
- Jerosch J, Katthagen B-D, Pruß A (2012) Knochen transplantation. *Deutscher Ärzteverlag, Köln*
- Jones RE, Barrack RL, Skedros J (2001) Modular, mobile-bearing hinge total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 392:306–314
- Jones RE, Skedros JG, Chan AJ, Beauchamp DH, Harkins PC (2001) Total knee arthroplasty using the S-ROM mobile-bearing hinge prosthesis. *J Arthroplasty* 16(3):279–287
- Katz MM et al (1987) Results of total knee arthroplasty after failed proximal tibial osteotomy for osteoarthritis. *J Bone Joint Surg Am* 69(2):225–233
- Keblish PA (1995) Valgus Deformity in total knee replacement – the lateral approach. *Orthop Trans* 9:9–28
- Kim YH, Kim JS (2002) Incidence and natural history of deep-vein thrombosis after total knee arthroplasty: A prospective, randomised study. *J Bone Joint Surg Br* 84(4):566–570
- Kim YH, Choi YW, Kim JS (2009) Simultaneous bilateral sequential total knee replacement is as safe as unilateral total knee replacement. *J Bone Joint Surg Br* 91(1):64–68
- Krackow KA (1990) The technique of total knee arthroplasty. St. Louis, Baltimore
- Küsswetter H, Baumann D (1980) Langzeiterfahrungen mit dem Walldius-Knie. *Orthop Praxis* 16:970
- Larson KR, Cracchiolo AIII, Dorey FJ, Finerman GA (1991) Total knee arthroplasty in patients after patellectomy. *Clin Orthop Relat Res* 264:243–254
- Laskin RS (1991a) Soft tissue techniques in total knee replacement. In: Laskin RS (Hrsg) *Total knee replacement*. Springer, Berlin Heidelberg New York, S 41–54
- Laskin RS (1991b) Bone resection techniques in total knee replacement. In: Laskin RS (Hrsg) *Total knee replacement*. Springer, Berlin Heidelberg New York, S 55–76
- Laskin RS, Reiger MA (1989) The surgical technique for performing a total knee arthroplasty. *Orthop Clin N Am* 20(1):31–48
- Laskin RS, Turtel A (1989) The use of an intramedullary tibial resection guide in total knee replacement. *Am J Knee Surg* 2:123–130
- Lecher W (1980) Zur endoprothetischen Versorgung des Kniegelenkes. *Unfallheilk* 83:68
- Lennox DW, Hungerford DS, Krackow KA (1987) Total knee arthroplasty following patellectomy. *Clin Orthop Relat Res* 223:220–224
- Leonard L, Williamson DM, Ivory JP, Jennison C (2003) An evaluation of the safety and efficacy of simultaneous bilateral total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 18(8):972–978
- Lombardi AV, Mallory TH, Fada RA et al (2001) Simultaneous bilateral total knee arthroplasties: Who decides? *Clin Orthop Relat Res* 392:319–329
- Lonner JH, Jasko JG, Bezwada HP, Booth RE Jr. (2007) Morbidity of sequential bilateral revision TKA performed under a single anesthetic. *Clin Orthop Relat Res*. 464:151–6
- Lotke PA, Wong R, Ecker ML (1985) The management of large tibial defects in primary total knee replacement A scientific presentation at the 52 nd annual meeting of the American Academy of Orthopedic Surgeons, Las Vegas Nevada.
- Martin SD, Haas SB, Insall JN (1995) Primary total knee arthroplasty after patellectomy. *J Bone Joint Surg Am* 77(9):1323–1330
- Meding JB et al (2000) Total knee arthroplasty after high tibial osteotomy: A comparison study in patients who had bilateral total knee replacement. *J Bone Joint Surg Am* 82(9):1252–1259
- Messier SP, Gutekunst DJ, Davis C, DeVita P (2005) Weight loss reduces knee-joint loads in overweight and obese older adults with knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum* 52(7):2026–2032
- Mittelman H, Katthagen BD, Mittelman W (1987) Knochenheilung und Osteoplastik bei Knochenregeneration mit aufbereitetem semisynthetischem und nativem Ersatzmaterial. *Hefte zur Unfallheilkunde* 179:227–243
- Mont MA et al (1994) Total knee arthroplasty after failed high tibial osteotomy: A comparison with a matched group. *Clin Orthop Relat Res* 299:125–130
- Morrey BF, Adams RA, Ilstrup DM, Bryan RS (1987) Complications and mortality associated with bilateral or unilateral total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 69(4):484–8
- Morrey BE (1991) Management of bone deficiency in total knee arthroplasty. In: Goldberg VM (Hrsg) *Controversies of total knee arthroplasty*. Raven Press, New York, S 209–220
- Moseley JB, O'Malley K, Petersen NJ et al (2002) A controlled trial of arthroscopic surgery for osteoarthritis of the knee. *N Engl J Med* 347(2):81–88
- Namba RS, Paxton L, Fithian DC, Stone ML (2005) Obesity and perioperative morbidity in total hip and total knee arthroplasty patients. *J Arthroplasty* 20(7 Suppl 3):46–50
- Nazarian DG, Booth RE Jr (1999) Extensor mechanism allografts in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 367:123–129
- Nelson CL, Saleh KJ, Kassim RA et al (2003) Total knee arthroplasty after varus osteotomy of the distal part of the femur. *J Bone Joint Surg Am* 85(6):1062–1065
- Nizard RS, Cardinne L, Bizot P, Witvoet J (1998) Total knee replacement after failed tibial osteotomy: Results of a matched-pair study. *J Arthroplasty* 13:847–853
- Oakes DA, Hanssen AD (2004) Bilateral total knee replacement using the same anesthetic is not justified by assessment of the risks. *Clin Orthop Relat Res* 428:87–91
- Osborn JE (1985) *Implantatwerkstoff Hydroxylapatitkeramik - Grundlagen und klinische Anwendung*. Quintessenzverlag, Berlin
- Paletta GA Jr, Laskin RS (1995) Total knee arthroplasty after previous patellectomy. *J Bone Joint Surg Am* 77(11):1708–1712
- Papagelopoulos PJ, Idusuyi OB, Wallrichs SL, Morrey BP (1996) Long term outcome and survivorship analysis of primary total knee arthroplasty in patients with diabetes mellitus. *Clin Orthop* 330:124–132

- Parvizi J, Trousdale RT, Sarr MG (2000) Total joint arthroplasty in patients surgically treated for morbid obesity. *J Arthroplasty* 15(8):1003–1008
- Parvizi J, Sullivan TA, Trousdale RT, Lewallen DG (2001) Thirty-day mortality after total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 83(8):1157–1161
- Parvizi J, Hanssen AD, Spangehl MJ (2004) Total knee arthroplasty following proximal tibial osteotomy: Risk factors for failure. *J Bone Joint Surg Am* 86(3):474–479
- Pavone V, Johnson T, Saulog PS, Sculco TP, Bottner F (2004) Perioperative morbidity in bilateral one-stage total knee replacements. *Clin Orthop Relat Res* 421:155–161
- Petrou G, Petrou H, Tilkeridis C et al (2004) Medium-term results with a primary cemented rotating-hinge total knee replacement: A7- to 15-year follow-up. *J Bone Joint Surg Br* 86(6):813–817
- Railton GT, Levack B, Freeman MA (1990) Unconstrained knee arthroplasty after patellectomy. *J Arthroplasty* 5(3):255–257
- Rajgopal V, Bourne RB, Chesworth BM, MacDonald SJ, McCalden RW, Rorabeck CH (2008) The impact of morbid obesity on patient outcomes after total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 23(6):795–800
- Ranawat CS (1985a) How to compensate for bone loss. In: Ranawat CS (Hrsg) Total condylar knee arthroplasty. Springer, Berlin Heidelberg New York
- Ranawat CS (1985b) Total-condylar knee arthroplasty for valgus and combined valgus flexion deformity of the knee. In: Ranawat CS (Hrsg) Total-condylar knee arthroplasty. Springer, Berlin Heidelberg New York
- Rand JA (1993) Neurovascular complications of total knee arthroplasty. In: Rand JA (Hrsg) Total knee arthroplasty. Raven, New York, S 417–422
- Rand JA (1994) The patellofemoral joint in total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 76(4):612–620
- Rand JA, Bryan RS, Chao EYS (1987) Arthrodesis of the knee for salvage of the failed total knee arthroplasty using Ace Fisher apparatus. *J Bone Joint Surg* 69:39–45
- Rao BM, Kamal TT, Vafaye J, Moss M (2013) Tantalum cones for major osteolysis in revision knee replacement. *Bone Joint J* 95-B:1069–74
- Restrepo C, Parvizi J, Dietrich T, Einhorn TA (2007) Safety of simultaneous bilateral total knee arthroplasty: A meta-analysis. *J Bone Joint Surg Am* 89(6):1220–1226
- Ries MD, Rauscher LA, Hoskins S, Lott D, Richman JA, Lynch F Jr (1998) Intramedullary pressure and pulmonary function during total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 356:154–160
- Ritter MA (1986) Screw and cement fixation of large defects in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 1:125–130
- Ritter MA, Berend ME, Meding JB, Keating EM, Faris PM, Crites BM (2001) Long-term follow-up of anatomic graduated components posterior cruciate-retaining total knee replacement. *Clin Orthop Relat Res* 388:51–57
- Ritter MA, Harty LD, Davis KE, Meding JB, Berend M (2003) Simultaneous bilateral, staged bilateral, and unilateral total knee arthroplasty: A survival analysis. *J Bone Joint Surg Am* 85(8):1532–1537
- Rose HA, Hood RW, Otis JC, Ranawat CS, Insall JN (1982) Peroneal nerve palsy following total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 64 A:347–351
- Rosenberg AG (1993) Surgical technique of posterior cruciate sacrificing and preserving total knee arthroplasty. In: Rand JA (Hrsg) Total knee arthroplasty. Raven Press, New York, S 115–154
- Scott RD, Siliski JM (1985) The use of a modified V-Y quadricepsplasty during total knee replacement to gain exposure and improve flexion in the ankylosed knee. *Orthopedics* 8(1):45–48
- Sculco TP (1991) The painful total knee replacement. In: Laskin RS (Hrsg) Total knee replacement. Springer, Berlin Heidelberg New York, S 195–198
- Sculco TP, Springorum HW, De Nicola U, Lowe WJ, Laskin RS (1991) The management of bone loss in total knee replacement. In: Laskin RS (Hrsg) Total knee replacement. Springer, Berlin Heidelberg New York, S 225–240
- Sledge CB, Ewald FC (1979) Total knee arthroplasty experience at the Robert Breck Brigham Hospital. *Clin Orthop Relat Res* 145:78–84
- Sliva CD, Callaghan JJ, Goetz DD, Taylor SG (2005) Staggered bilateral total knee arthroplasty performed four to seven days apart during a single hospitalization. *J Bone Joint Surg Am* 87(3):508–513
- Springer BD, Hanssen AD, Sim FH, Lewallen DG (2001) The kinematic rotating hinge prosthesis for complex knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 392:283–291
- Springer BD, Sim FH, Hanssen AD, Lewallen DG (2004) The modular segmental kinematic rotating hinge for nonneoplastic limb salvage. *Clin Orthop Relat Res* 421:181–187
- Staehele JW, Cass JR, Morrey BF (1987) Condylar total knee arthroplasty after failed proximal tibial osteotomy. *J Bone Joint Surg Am* 69(1):28–31
- Stefansdottir A, Lidgren L, Robertsson O (2008) Higher early mortality with simultaneous rather than stage bilateral TKAs: Results from the Swedish Knee Arthroplasty Register. *Clin Orthop Relat Res* 466(12):3066–3070
- Stühler H, Horch R (1981) Erfahrungen mit der Knieschlitzenprothese St. Georg. *Orthop Praxis* 17:729
- Szalapski EW, Siliski J, King TV, Ritter MA (1994) Total knee replacement in the patellectomized knee. *Am J Knee Surg* 7(2):73–76
- Tishler M, Smorodin T, Vazina-Amit M, Ramot Y, Koffler M, Fishel B (2003) Fibromyalgia in diabetes mellitus. *Rheumatol Int* 23(4):171–173
- Villanueva-Martínez M, De la Torre-Escudero B, Rojo-Manaute JM, Ríos-Luna A, Chana-Rodríguez F (2013) Tantalum Cones in Revision Total Knee Arthroplasty. A Promising Short-Term Result with 29 cones in 21 Patients. *J Arthroplasty* 28(6):988–93
- Wasielowski RC, Weed H, Prezioso C, Nicholson C, Puri RD (1998) Patient comorbidity: Relationship to outcomes of total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 356:85–92
- Weiss JW, König G, Maronna U, Kriptitz W (1978) Frühergebnisse des totalen Gelenkersatzes an 98 Kniegelenken bei der chronischen Polyarthrit. *Akt Rheumatol* 38(3):211
- Westrich GH, Mollano AV, Sculco TP, Buly RL, Laskin RS, Windsor R (2000) Rotating hinge total knee arthroplasty in severely affected knee. *Clin Orthop Relat Res* 379:195–208
- Whiteside LA, Ohl MD (1990) Tibial tubercle osteotomy for exposure of the difficult total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 260:6–9
- Windsor RE, Insall JN, Sculco TP (1986) Bone grafting of tibial defects in primary and revision total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 205:153–165
- Windsor RE, Insall JN, Vince KG (1988) Technical considerations of total knee arthroplasty after proximal tibial osteotomy. *J Bone Joint Surg Am* 70(4):547–555
- Winiarsky R, Barth P, Lotke P (1998) Total knee arthroplasty in morbidly obese patients. *J Bone Joint Surg Am* 80(12):1770–1774
- Wirth CJ (1986) Autologe Knochentransplantation. In: Mittelmeier H (Hrsg) Osteoplastiken und artifizielle Knochenregeneration bei der Osteosynthese. Demeter, Gräfelting, S 19–22
- Wolff R (1986) Homologe und heterologe Knochentransplantationen. In: Mittelmeier H (Hrsg) Osteoplastiken und artifizielle Knochenregeneration bei der Osteosynthese. Demeter, Gräfelting, S 23–28
- York DA, Rössner S, Caterson I et al (2004) Prevention Conference VII: Obesity, a worldwide epidemic related to heart disease and stroke. Group I: Worldwide demographics of obesity. *Circulation* 110(18):e463–e470
- Yoshino N et al (2004) Total knee arthroplasty with long stem for treatment of nonunion after high tibial osteotomy. *J Arthroplasty* 19(4):528–531

Postoperative Probleme

J. Jerosch

- 10.1 Wunddrainage, Blutverlust und Hämarthrosbildung – 270**
- 10.2 Blutverlust nach Durchführung einer Kniealloarthroplastik – 271**
- 10.3 Intraoperative Blutsperre und Blutverlust – 271**
- 10.4 Postoperative Wunddrainage und Blutverlust – 272**
- 10.5 Bluttransfusion in der Knie totalalloarthroplastik – 272**
 - 10.5.1 Risiken homologer Bluttransfusionen – 273
 - 10.5.2 Autotransfusion – 273
- 10.6 Wundversorgung – 274**
- 10.7 Postoperative Schmerzzustände – 275**
 - 10.7.1 Periduralanästhesie – 275
 - 10.7.2 Lokale Infiltrationsanästhesie – 275
- 10.8 Mobilisierungsprobleme – 277**
- 10.9 Extensions- und Flexionskontrakturen – 278**
 - 10.9.1 Intraartikuläre Ursachen – 278
 - 10.9.2 Extraartikuläre Ursachen – 279
 - 10.9.3 Behandlung – 279
- 10.10 Prä- und postoperative Beweglichkeit – 280**
- 10.11 Passive Mobilisation unter Narkose – 280**
- 10.12 Implantat- und Zementallergie – 281**
 - 10.12.1 Knochenzement und Allergie – 282
- Literatur – 282**

Die Operation zum Totalersatz eines Kniegelenkes stellt erst den Anfang in der Behandlung der zugrunde liegenden Kniegelenkerkrankung dar. Zur dauerhaften Sicherstellung des Erfolgs muss der Patient das mögliche Ergebnis maximieren, während gefährdende Komplikationen vermieden werden müssen. Die richtige Behandlung des Patienten auch nach erfolgtem totalen Kniegelenkersatz ist für die Erzielung eines optimalen Resultates von grundlegender Bedeutung. Adäquate Wundversorgung, postoperative Analgesie, Verhütung einer tiefen Venenthrombose, postoperative Transfusionen und die Sicherung eines ausreichenden Bewegungsumfanges sind wichtige Fragen der Betreuung.

Dieses Kapitel behandelt die Prävention von Komplikationen in der postoperativen Phase nach einem kniealloarthroplastischen Eingriff und die Probleme der postoperativen Schmerzkontrolle, des Blutverlustes und der Wundversorgung sowie Mobilisierungsprobleme. Auf die Infektionsprophylaxe wird in ► Kap. 10 näher eingegangen.

Allgemeines Ziel der postoperativen Behandlung eines Endoprothesenträgers ist es, Komplikationen weitgehend zu vermeiden und eine Rückkehr des Patienten zu einer allgemeinen Gesundheit mit der frühest- und bestmöglichen Funktion des ersetzten Kniegelenkes zu erreichen.

Problematik des Blutverlustes Nach zementfreien Kniealloarthroplastiken wird im Vergleich zu zementierten Kunstgelenken ein höherer Gesamtblutverlust angegeben. Dieser ist bei gekoppelten Prothesen größer als bei Oberflächenersatzprothesen. Dabei erfolgt der größte Blutverlust jeweils postoperativ. Alter, Diagnose, Operationsdauer sowie Dauer der intraoperativen Blutsperrung korrelieren nicht mit dem Blutverlust. Postoperative Schmerzen, die Inzidenz oberflächlicher Wundinfektionen und tiefer Venenthrombosen sind bei den Patienten ohne intraoperative Blutsperrung geringer.

Postoperative Wunddrainagen sind in der primären Endoprothetik nicht zu fordern.

Bei jüngeren, gesunden Patienten sollte mit einem Hb-Wert von 8–10 g/dl nicht transfundiert werden. Nach den Richtlinien des National Institute of Health (NIH) sei ein Hb-Wert von 7,0 g/dl eben noch vertretbar, sollte bei Patienten mit kardiozirkulatorischen oder pulmonalen Störungen jedoch höher veranschlagt werden. Zum Ausgleich des Blutverlustes kommen grundsätzlich Fremd- und Eigenbluteinsatz in Betracht. An Autotransfusionsmöglichkeiten kommen prinzipiell die Eigenblutspende, die präoperative Hämodilution, die intra- und postoperative maschinelle Autotransfusion sowie die Vollblutretrotransfusion zur Anwendung. Der Einsatz von Tranexamsäure kann die Transfusionsbedürftigkeit deutlich senken.

Beweglichkeit des operierten Kniegelenkes Die chirurgische Technik, das Prothesendesign, die Patientenmotivation, das Rehabilitationsprogramm und der Einsatz kontinuierlicher passiver Bewegung beeinflussen die schließlich erreichbare Beweglichkeit des Kniegelenkes nach alloplastischem Totalersatz entscheidend. Eine ausgedehnte postoperative Immobilisation ist unnötig und verzögert die Rehabilitation; die frühe Einleitung einer funktionellen Nachbehandlung des Kniegelenkes beeinflusst die Wundheilung nicht nachteilig. Postoperative Extensionskontrakturen können sowohl intraartikuläre (zu lange Ruhigstellung in Extension, akute oder chronische Infektionen, Frakturen der Patella oder des Tibiakopfes) als auch extraartikuläre (Schrumpfung von Haut und Subkutis, Narbenbildung nach Verbrennungen) Ursachen haben. Ein Beugedefizit kann behandelt werden durch Intensivierung der Krankengymnastik, Punktieren eines vorhandenen Ergusses, Analgesie, Anästhesie sowie Mobilisierung in Narkose, sofern bis zum 14. postoperativen Tag die Flexion weniger als 80–90° beträgt.

Postoperative Flexionskontrakturen können verursacht sein durch zu lange Ruhigstellung in Beugung, schmerzbedingte Schonhaltung, eine ungenügend behandelte präoperative Beugekontraktur, eine in Flexionsstellung implantierte Femurkomponente, eine Fehlstellung nach Fraktur des distalen Femur, akute oder chronische Entzündungen, Schrumpfungen der (Sub-)Kutis, Narbenbildungen sowie dorsale Kapselschrumpfungen. Als postoperative konservative Behandlungsstrategien eines Streckdefizits bis 20° nach 14 Tagen kommen Lagerung in Extension (Streckschiene), kontinuierliche passive Mobilisation, manuelle Therapie unter intermittierender Traktion, forciertes Quadrizepstraining, Muskelstimulation und Hydrotherapie nach Abschluss der Wundheilung in Betracht. Falls konservative Maßnahmen keinen Erfolg versprechen, kann eine arthroskopische Lösung der Verklebungen erfolgen. Liegt das Streckdefizit 14 Tage postoperativ über 20°, so kommt nur ein invasiver Eingriff (Release des hinteren Kreuzbandes und der hinteren Kapsel, Inlaywechsel) in Betracht.

10.1 Wunddrainage, Blutverlust und Hämarthrosbildung

Wunddrainage, Blutverlust und Hämatom- bzw. Hämarthrosbildung können die funktionelle Therapie verlangsamen und ein Risiko für aufkommende Infektionen darstellen. Werden homologe Bluttransfusionen notwendig, kommen die Risiken einer Transfusionsreaktion sowie einer Virusübertragung hinzu. Aus diesen Gründen muss eine postoperative Blutung weitgehend vermieden werden, was die Bedeutung einer guten intraoperativen Hämostase

Tab. 10.1 Blutverlust nach Kniealloarthroplastik (Cushner und Friedmann 1991)

Mittlerer Blutverlust	Männer	Frauen	Zementierte Implantate	Zementfreie Implantate
Intraoperativ	247 ml	192 ml	223 ml	236 ml
Saugdrainage	697 ml	450 ml	582 ml	740 ml
Insgesamt	944 ml	642 ml	805 ml	976 ml

unterstreicht. Die intraartikuläre Drainage der Wunde kann eine Hämatom- bzw. Hämarthrosbildung begrenzen, der Blutverlust kann sich dadurch jedoch erhöhen. In prospektiven Studien zeigte es sich, dass die Verwendung eines Saugdrainagensystems keine Vorteile ergibt (Parker et al. 2004).

10.2 Blutverlust nach Durchführung einer Kniealloarthroplastik

Nach kniealloarthroplastischen Operationen ermittelten Cushner und Friedman (1991) einen mittleren Gesamtblutverlust von 794 ml, wobei hier während des Eingriffes selbst durchschnittlich 222 ml gemessen wurden. In ihrer statistischen Analyse konnten sie belegen, dass Männer mit insgesamt 944 ml einen höheren Gesamtblutverlust erleiden als Frauen mit insgesamt nur 642 ml (Tab. 10.1). Mögliche Ursachen für dieses Phänomen seien einerseits das umfangreichere Kniearteriensystem bei Männern sowie die im Vergleich zu Frauen größeren Femur- und Tibiaknochen bei Männern. Auch war in dieser Untersuchung wie schon in anderen Studien der Blutverlust bei zementfreien Knieendoprothesen höher als bei zementierten (Cushner und Friedman 1991; Veikolin et al. 1995).

Berman et al. (1988) stellten einen durchschnittlichen Verbrauch von 2,2 Erythrozytenkonzentraten (EK) nach totaler Kniegelenkarthroplastik fest; der intraoperative Blutverlust war bei gekoppelten Prothesen größer als bei Oberflächenersatzprothesen. Der größte Blutverlust wurde jeweils postoperativ verzeichnet (Berman et al. 1988; Cushner und Friedman 1991).

Jerosch et al. (1994a) gaben für primäre Knie totalalloarthroplastiken einen mittleren Gesamtbedarf von 1,58 ($\pm 1,54$) EK und von 0,24 ($\pm 0,79$) Plasmaeinheiten (PE) an. Intraoperativ lag der Durchschnittsverbrauch bei 0,39 EK und 0,24 PE ($\pm 0,79$), postoperativ bei 1,18 EK und 0 PE. Als durchschnittlicher Gesamtbedarf bei Revisionen von Knieendoprothesen wurden 1,19 ($\pm 1,47$) EK und 0,94 ($\pm 1,53$) PE ermittelt; davon entfielen auf die intraoperative Phase 0,13 EK und 0,75 PE, auf die postoperative Phase 1,06 EK und 0,19 ($\pm 0,54$) PE. Bei Frauen wurde ein signifikant höherer Verbrauch an EK festgestellt als bei Männern;

bezüglich des Plasmabedarfs konnte kein signifikanter Unterschied verzeichnet werden.

Zum Ausgleich des Blutverlustes kommen grundsätzlich Fremd- und Eigenbluteinsatz in Betracht (Abschn. 10.5). Die Autotransfusion oder die Eigenblutspende spielen bei den modernen Operationstechniken kaum noch eine Rolle. Die Verwendung der Tranexamsäure scheint die Transfusionsnotwendigkeit noch einmal erheblich zu reduzieren. Durch letztere Maßnahmen sollte in der elektiven Chirurgie langfristig fast völlig auf Fremdblut verzichtet werden können.

10.3 Intraoperative Blutsperre und Blutverlust

Bei zementfrei implantierten Kunstgelenken sollte der Blutverlust möglichst gering gehalten werden, weshalb eine intraoperative Öffnung des Tourniquet vor der Prothesenplatzierung und die sorgfältige Stillung aller Blutungsstellen mit dem Elektrokauter empfohlen wird (Rosenberg 1993). Eine Öffnung der Blutleere noch vor dem Wundschluss ist in jedem Fall auch bei zementierten Prothesen sinnvoll.

Page et al. (1984) untersuchten die Auswirkungen einer intraoperativen Lösung der Blutsperre auf den Blutverlust nach dem Eingriff. Sie kamen zu dem Schluss, dass durch eine intraoperative Blutsperre mögliche Blutungsstellen der Kniearterien verborgen bleiben, die nach intermittierendem Lösen der Sperre entdeckt und koaguliert werden können, was die postoperative Gefahr einer Wundhämatombildung vermeiden helfe. In dieser Studie konnte ein geringerer Blutverlust bei all den Patienten erzielt werden, bei denen intraoperativ die Blutsperre gelöst und noch blutenden Gefäßen gestillt wurden.

In einer Studie an 112 Patienten mit Totalersatz des Kniegelenkes wurde nach intraoperativer Öffnung der Blutsperre und postoperativer Saugdrainage sowie sofortigem postoperativem passivem Durchbewegen des Kniegelenkes keine Korrelation von Alter, Diagnose, Operationsdauer sowie Dauer der intraoperativen Blutsperre mit dem Blutverlust ermittelt (Cushner und Friedman 1991).

In einer randomisierten, prospektiv angelegten Studie wurden 4 unterschiedlich behandelte Patientengruppen miteinander verglichen (Lotke et al. 1991):

- In Gruppe I wurde die Öffnung der Blutsperre erst nach Anlegen des postoperativen Verbandes vorgenommen und das Kniegelenk für 3 Tage immobilisiert.
- In Gruppe II erfolgten die Öffnung der Blutsperre nach Wundverschluss sowie eine frühe primäre Mobilisierung des Gelenkes auf einer Bewegungsschiene.
- In Gruppe III wurde der Stauschlauch intraoperativ gelöst, dann das betroffene Kniegelenk nach dem Eingriff für 3 Tage immobilisiert.
- In Gruppe IV wurde das operierte Kniegelenk nach intraoperativer Lösung des Stauschlauches früh passiv auf einer Bewegungsschiene mobilisiert.

Wesentliches Ergebnis dieser Studie war, dass nur in der Gruppe IV der postoperative Blutverlust signifikant höher war als in den anderen Gruppen. Unterschiede bezüglich der Wundheilung konnten zwischen den Gruppen nicht festgestellt werden (Lotke et al. 1991).

Zwischen Patienten, bei denen im Rahmen einer Kniealloarthroplastik überhaupt keine Blutsperre vorgenommen wurde, konnten im Vergleich zu Operierten mit intraoperativer Blutsperre keine signifikanten Unterschiede bezüglich Operationsdauer und Gesamtblutverlust ermittelt werden (Abdelsalam und Eyres 1995). Allerdings wurden bei den Patienten ohne intraoperative Blutsperre geringere postoperative Schmerzbilder verzeichnet; zudem war in diesen Fällen die postoperative Kniebeweglichkeit besser, auch kam es zu weniger oberflächlichen Wundinfektionen und tiefen Venenthrombosen.

10.4 Postoperative Wunddrainage und Blutverlust

Obwohl postoperativ von vielen Autoren mehrheitlich Saugdrainagen verwendet werden, existieren Untersuchungen, die zu dem Ergebnis kamen, dass Wunddrainagen nicht nötig seien (Hadden und McFarlane 1990; Beer et al. 1991). Ein retrospektiver Vergleich von 170 Knieoperationen mit postoperativer Saugdrainage mit 129 Knieeingriffen ohne eine derartige Maßnahme ergab, dass bei Patienten mit Saugdrainage postoperativ länger Bluttransfusionen verabreicht werden mussten als bei der Vergleichsgruppe ohne Drainage (Reilly et al. 1986). Auch waren häufiger Wundprobleme bei Kniegelenken mit Saugdrainage anzutreffen.

Im Rahmen einer prospektiven Studie bei 38 Patienten mit bilateralem Kniegelenkersatz, bei denen ein Knie drainiert, das andere aber jedoch nicht drainiert wurde, konnte festgestellt werden, dass eine Drainage offensichtlich zu keinen signifikanten Differenzen in Bezug auf postoperatives Schmerzbild, Bewegungsumfang oder Wundheilung führte (Beer et al. 1991). Wurde eine postoperative

Saugdrainage verwendet, so erfolgte der größte Blutverlust (84 %) innerhalb der ersten 24 Stunden nach dem Eingriff (Willemsen et al. 1991).

Die Drainage sollte entfernt werden, wenn der Ausfluss unter 50 ml/8 h sinkt, was üblicherweise bereits am 1. postoperativen Tag der Fall ist. Ein anderes potenzielles Problem bei Verwendung einer Drainage stellt der mögliche Einschluss des Schlauches während der Wundheilung zwischen den Implantaten dar (Marmor 1990).

Durch eine geschlossene Saugdrainage wird die postoperative Hämatombildung zwar reduziert, gleichzeitig jedoch eine Eintrittspforte für Bakterien geschaffen, was das Infektionsrisiko ansteigen lässt (Drinkwater und Neil 1995). In einer prospektiven klinischen Untersuchung wurden die Risiken und Vorteile der Wunddrainage nach Knie- und Hüftalloarthroplastik untersucht. Aufgezeichnet wurden der Zeitpunkt der Drainageentfernung sowie die Drainagemenge; Abstriche der Drainagegestelle wurden bakteriologisch untersucht. Die Ergebnisse zeigten, dass die Wahrscheinlichkeit einer bakteriellen Besiedlung schrittweise ansteigt, während das Ausmaß der Wunddrainage mit zunehmender Liegedauer abnimmt. Die Autoren kamen zu dem Schluss, dass der optimale Zeitpunkt für die Entfernung der Drains 24 Stunden nach dem Eingriff sei.

10.5 Bluttransfusion in der Kniealloarthroplastik

Jüngere, gesunde Patienten sollten mit einem Hämoglobin-gehalt von 8–10 g/dl nicht transfundiert werden (Glück und Kubanek 1989). Nach den Richtlinien des National Institute of Health (NIH) sei auch ein Hb-Wert von 7,0 g/dl noch vertretbar, sollte bei Patienten mit kardiozirkulatorischen oder pulmonalen Störungen jedoch höher veranschlagt werden (NIH 1988). In diesem Fall kann der HKT zur Vermeidung von Sauerstoffmangel und akuter Herzinsuffizienz über 0,35 liegen (Behr et al. 1991; Behr und Doukas 1991). Cushner und Friedman (1991) stellten fest, dass trotz eines höheren Gesamtblutverlustes nur bei 30 % der Männer eine Transfusion durchgeführt werden musste, jedoch bei 48 % der Frauen. Erklärt wurde dies mit dem niedrigeren Hämatokritwert bei Frauen (39 %) im Vergleich zu dem bei Männern (41,7 %). Außerdem veränderte sich die Transfusionsrate mit der Diagnose: Während nur 32 % der Patienten mit Gonarthrose eine Bluttransfusion benötigten, waren es 69 % der Patienten mit einer rheumatoiden Arthritis. Auch diese erhöhte Transfusionsrate sei auf einen niedrigeren präoperativen Hämatokritwert der Patienten mit rheumatoider Arthritis (37,3 %) im Vergleich zu den Patienten mit einer essenziellen Gonarthrose (41,7 %) zurückzuführen. Bei zementierten und zementfreien Prothesen wurden keine signifikanten Unterschiede in der Transfusionsrate verzeichnet.

10.5.1 Risiken homologer Bluttransfusionen

Das transfusionsassoziierte Mortalitätsrisiko durch Virus-erkrankungen bei Gabe homologer Blutkonserven liegt bei 1:260.000 (Sibrowski et al. 1993). Weitere, in derselben Größenordnung liegende Risiken sind (Heiss et al. 1993):

- Akuthämolytische Transfusionsreaktionen durch erythrozytäre Blutgruppenantikörper
- Durch Leukozyten- oder Thrombozytenantikörper (HLA-Antikörper) ausgelöste febrile Reaktionen
- Begünstigung von Wundinfektionen durch immunsuppressive Wirkung

Trotz des relativ geringen Risikos transfusionsassoziiierter Virusübertragungen erscheint die Eigenblutgabe die risikoärmste Transfusionsform.

10.5.2 Autotransfusion

An Autotransfusionsmöglichkeiten kommen prinzipiell die Eigenblutspende, die präoperative Hämodilution sowie die intra- und postoperative Autotransfusion durch maschinelle Aufbereitung sowie die Vollblutretrotransfusion zur Anwendung (Jerosch et al. 1994a).

Eigenblutspende

Das Frischplasma ist nach einer Eigenblutspende mindestens ein Jahr, die Erythrozytenkonzentrate mindestens einen Monat haltbar. Das Risiko der Eigenblutspende sei mit 1,3% aufscheinenden Komplikationen bei 7540 Spenden als gering einzustufen (Singelbart und Schleinzner 1991). Als Ausschlusskriterien für eine Eigenblutspende werden genannt:

- Vorliegen einer septischen Erkrankung
- Schwangerschaft
- Hb-Wert unter 12,5 g/dl (Männer) bzw. 11,5 g/dl (Frauen)
- Gesamteiweiß < 60 g/dl
- Schlechter Allgemeinzustand des Patienten
- Zeichen einer Hypovolämie
- Verwirrheitszustand
- Auftreten einer akuten Infektion < 48 Stunden präoperativ innerhalb von 48 Stunden nach Kontrastmittelgabe
- Weitere invasive Maßnahmen am Tage der EBS
- Epilepsie in der Anamnese
- Vorliegen einer hämatologischen Erkrankung
- Manifeste Herzinsuffizienz
- Herzinfarkt innerhalb der letzten 3 Monate
- Aortenstenose
- Instabile Angina pectoris

- Schwere Herzrhythmusstörungen
- Bradyarrhythmien

Hämodilution

Bei der am Tage der Operation während der Narkoseeinleitung durchgeführten Hämodilution werden in Abhängigkeit vom Ausgangshämatokrit des Patienten mehrere Vollkonserven zu je 500 ml Blut entnommen und durch Plasmaexpander ersetzt, wobei das entnommene Blut bei Bedarf intra- oder unmittelbar postoperativ wieder retransfundiert wird. Die Hämodilution zeitigt einen blutsparenden Effekt sowie einen günstigen Einfluss auf Hämodynamik und rheologische Bluteigenschaften (Messmer 1979, 1988). Klinisch konnten eine verminderte postoperative Thromboembolierate, eine verminderte Infektionsquote sowie eine verbesserte Wundheilung festgestellt werden (Schleinzner et al. 1988; Hönig et al. 1991). Kontraindikationen für eine Hämodilution sind:

- Schwere respiratorische Einschränkung
- Anämie
- Koronarinsuffizienz
- Herzinsuffizienz
- Herzinfarkt innerhalb der letzten 3 Monate
- Herzklappenfehler
- Sepsis
- Blutgerinnungsstörungen
- Hypovolämie

Intra- und postoperative Autotransfusion

Die Verfahren der intra- und postoperativen Autotransfusion haben gegenüber der präoperativen Eigenblutspende organisatorische Vorteile. Bei der relativ teuren maschinellen Autotransfusion wird das Patientenblut während des Eingriffes aufgesaugt, hinter der Saugerspitze antikoaguliert und dann weiterverarbeitet. Bei Verwendung einer postoperativen Drainage besteht weiterhin die Möglichkeit, das über sie abgeflossene Blut wieder zu sammeln und zu reinfundieren. Seit Entwicklung adäquater Systeme zur Blutsammlung und -filtration wurde gezeigt, dass durch intraoperative Reinfusion von Blut der postoperative Bedarf an Bluttransfusionen sinkt (Gannon et al. 1991; Gargaro und Walls 1991; Woollen und Watt et al.). Diese Technologie wird allgemein v. a. im Rahmen von Hüftgelenkoperationen, vereinzelt jedoch auch beim Totalersatz des Kniegelenkes verwendet. Die postoperative Blutsammlung und Reinfusion erwies sich ebenso als effektiv bei der Reduzierung der Gabe von Blutkonserven (Semkiw et al. 1989; Veikkolin et al. 1995).

In einer Untersuchung Veikkolins et al. (1995) wurde bei Kniegelenken mit Osteoarthritis und erfolgter zementierter und zementfreier Knie-Totalalloarthroplastik die Menge des drainierten Blutes der ersten 6 postoperativen Stunden mit durchschnittlich 979 ml bei zementierten und

mit 1360 ml bei zementfreien Implantaten bestimmt. 60 % dieses Blutes wurden jeweils reinfundiert. Bei einigen Patienten mit zementierten Implantaten trat während der Autotransfusion vorübergehend Fieber auf, es kam jedoch zu keinen weiteren Komplikationen. Die Autotransfusion filtrierten Blutes scheint nach Auffassung der Autoren sicher und nützlich zu sein, v. a. in Hinblick auf die deutliche Senkung der Häufigkeit von Fremdbluttransfusionen.

Zur Ermittlung der Qualität des während einer Kniealloarthroplastik verlorenen Blutes, der Sicherheit der Autotransfusion und zur Minimierung homologer Transfusionen wurde das „Autovac-System“ zur Reinfusion des gesamten Blutes nach Knie-totalalloarthroplastik überprüft (Berman et al. 1996). Dieses wurde bei 50 Patienten verwendet, denen eine mittlere Blutmenge von 420 ml reinfundiert wurde. Bei einer Patientengruppe wurde kalziumbindendes Harz, bei einer zweiten 40 cm³ Zitratdextrose als Antikoagulanzen in den Sammelbehälter gegeben. Es wurden während 5 Phasen jeweils 15 Blutparameter gemessen. Beide Kollektive wurden mit einer Gruppe verglichen, bei der lediglich eine Standarddrainage vorgenommen wurde. Die Autoren berichteten, dass die klinische Sicherheit der Autotransfusion mit Zitratdextrose bewiesen werden konnte. Bei dem mit kalziumbindendem Harz gesammelten Blut waren der Hämoglobinwert, der Anteil hämoglobinfreien Plasmas und auch die Fibrinolyseprodukte statistisch signifikant höher.

In den letzten Jahren bietet der Einsatz von Tranexamsäure gerade in der Knieendoprothetik neue Ansätze. Es handelt sich hierbei um eine Substanz, die zur Hemmung des Fibrinolyse-Systems verwendet wird. Der Wirkungsmechanismus beruht dabei auf einer Komplexbildung mit Plasminogen, wodurch dessen Bindung an die Fibrinoberfläche gehemmt wird. Damit resultiert letztendlich eine Hemmung der Gerinnselauflösung (Fibrinolyse).

Verschiedene Autoren haben gezeigt, dass Tranexamsäure in der systemischen und in der topischen Form den Blutverbrauch deutlich senken kann (Alshryda et al. 2011; Patel et al. 2014; George et al. 2014)

10.6 Wundversorgung

Der Wundschluss nach Totalersatz eines Kniegelenkes sollte zu einer primären Wundheilung führen. Lokale Wundheilungsstörungen, v. a. aber ein langstreckiges Scheitern der Wundheilung machen das Kniegelenk anfällig für Infektionen, die potenziell sogar zum Verlust der Prothese führen können. Deshalb muss eine optimale Wundheilung das wichtigste Ziel sein, das als vorrangig im Verhältnis zu anderen Problemen der postoperativen Versorgung, wie z. B. der Bewegungsumfang, angesehen werden muss. Die Wahl einer adäquaten Inzision sowie

intraoperative Vorsicht bei der Behandlung der Weichteile können zur Verhütung von Hautnekrosen beitragen.

Die Art der Arthrotomie bei der Operation beeinflusst die postoperative Behandlung. Nach einem anteromedialen Standardzugang zwischen dem M. vastus medialis und der Sehne des M. rectus femoris mit Eversion der Patella kann postoperativ sofort mit aktiven und passiven Bewegungen begonnen werden.

Ein teilentlastendes Gehen an Unterarmgehstützen ist für 6 bis 8 Wochen empfehlenswert, um eine Heilung der Arthrotomiewunde und die Wiedererlangung der vollen Kraft des M. quadriceps femoris zu erleichtern.

Der Subvastuszugang wird befürwortet, weil der M. quadriceps femoris hier nicht verletzt und somit seine Integrität nicht zerstört wird, wodurch eine im Vergleich zum Standardzugang schnellere Rehabilitation ermöglicht werden soll (Hofmann et al. 1991a). Die Quadrizepsbehinderung und auch postoperative Schmerzen sind bei diesem Vorgehen minimal. Trotz der schnelleren Erholung bei Verwendung dieses Zugangsweges ist ebenfalls ein 3- bis 6-wöchiger Einsatz von Gehstützen empfehlenswert, um eine optimale Weichteilheilung zu erlauben (Robins et al. 1993).

Bei Patienten mit eingeschränkter präoperativer Beweglichkeit kann eine Osteotomie der Tuberositas tibiae oder eine V-Y-Plastik des Quadrizepsmuskels bzw. seiner Sehne notwendig werden (Robins et al. 1993). Während der Rehabilitationsphase dieser Patienten müssen die einander widersprechenden Ziele eines möglichst frühen Bewegungstrainings einerseits und der Heilung des Extensormechanismus andererseits berücksichtigt werden. Nach einer Osteotomie der Tuberositas tibiae wird eine frühe Mobilisierung sowie die volle axiale Belastung innerhalb einer Woche empfohlen (Whiteside und Ohl); im Zuge dieser Behandlung wurden keine Heilungsprobleme des Streckapparates festgestellt.

Nach einer V-Y-Quadrizepsplastik sollte die postoperative Flexion vorübergehend einen Sicherheitsbereich nicht überschreiten, dessen Ausmaß intraoperativ bei Kapselverschluss ermittelt wurde (Scott und Siliski 1985). Robins et al. (1993) empfehlen hier für 6 Wochen die Verwendung einer Orthese, die die aktive und passive Flexion, nicht jedoch eine aktive Extension erlaubt (Robins et al. 1993). Die Scharniere des Stützapparates sollten beim Gehen blockiert sein, nicht jedoch bei passiver Bewegung. Nur ein Patient von 7 hatte nach einer V-Y-Plastik des M. quadriceps femoris Probleme mit einer verzögerten Wundheilung (Scott und Siliski 1985).

Postoperative Schwellungen im Bereich des Knies können die Wundheilung ebenfalls beeinträchtigen, da die erhöhte Spannung der Wundränder zu einer erniedrigten Durchblutung der Haut Anlass geben kann. Deshalb ist es um so wichtiger, derartige Schwellneigungen im Bereich des

operierten Kniegelenkes möglichst zu vermeiden. Zu diesem Zweck werden i.Allg. die Verwendung eines kompressionelastischen Strumpfes und eine kontinuierliche passive Bewegung des Kniegelenkes empfohlen (Coutts et al. 1984; von Schroder et al. 1991; Robins et al. 1993), außerdem der regelmäßige Einsatz einer effizienten Kryotherapie.

10.7 Postoperative Schmerzzustände

Nach Kniegelenktotalalloarthroplastik ist mit signifikanten und verlängerten postoperativen Schmerzzuständen zu rechnen, die oft langandauernder sind als nach hüftendoprothetischem Ersatz. Hier gibt es verschiedene Möglichkeiten der Schmerzbehandlung, z.B. die anfänglich intramuskuläre Verabreichung von Analgetika und Antiphlogistika (NSAR); etwa 48 Stunden nach dem Eingriff kann dann eine ausschließlich orale Medikation erfolgen. Kommt es hier zu Problemen, wird die Konsultation eines in der Schmerzbehandlung vertrauten Anästhesisten empfohlen.

10.7.1 Periduralanästhesie

Nach Ulrich und Rogge (1992) hat sich zur Analgesie in der frühen postoperativen Phase der Einsatz der Periduralkatheteranästhesie sehr bewährt. Für die postoperative Schmerzbekämpfung benötigten die meisten Autoren lediglich Lokalanästhetika, die sie mit Hilfe eines individuell einstellbaren Perfusors über den Periduralkatheter verabreichen; in der Regel wurde auf eine zusätzliche Gabe von Analgetika gänzlich verzichtet.

Durch den analgetischen Effekt der Periduralanästhesie kann bereits am ersten postoperativen Tage mit isometrischen Spannungsübungen der Streckmuskulatur begonnen werden. So konnte gezeigt werden, dass mit einer Periduralanästhesie weitaus weniger operierte Kniegelenke in Narkose mobilisiert werden mussten (< 10 %) als ohne diese Maßnahme (30 %).

Walker et al. (1991) berichteten, dass bei postoperativer passiver Mobilisierung weniger Analgetika verabreicht werden mussten. Eine zusätzliche kontinuierliche Kühlung mit einer Kompresse mit etwa 20 °C verringerte die Schmerzen nochmals.

10.7.2 Lokale Infiltrationsanästhesie

Zurzeit gelten als optimale Form der postoperativen Schmerztherapie nach wie vor die Epiduralanästhesie oder die kontinuierliche Peripher-Regionalanästhesie über mehrere Tage. Verschiedenen Studien und auch die klini-

sche Erfahrung zeigen jedoch, dass diese Verfahren technisch anspruchsvoll sind und zum Teil erhebliche Risiken bergen. In diesem Umfeld hat sich die lokale Infiltrationsanästhesie (LIA) insbesondere im Bereich des Kniegelenkes einen Namen gemacht. Sie ist sicher, preisgünstig und erfordert deutlich geringeren technischen Aufwand und Fertigkeiten als die oben genannten Verfahren.

Diese kann z. B. wie folgt gehandhabt werden:

- Ziele:
 - Schmerzfreiheit
 - Möglichst wenig Nebenwirkungen
 - Früh-Mobilisation bei erhaltener Motorik
 - Frühe Entlassung in die Reha-Maßnahme
- Verantwortlich
 - Verantwortlicher Operateur der Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie
 - Verantwortlicher Anästhesist der Klinik für Anästhesie und Intensivmedizin
 - OP-Pflegekräfte (instrumentierende und Springer)
 - AN-Pflegekräfte (OP, AWR und „pain nurse“)
 - Stationspflegekräfte
 - Zuständige Physiotherapeuten
- Am Vortag
 - Aufklärung über Operation und AN
 - zusätzlich über postoperative Mobilisation
 - zusätzlich über mögliche Schmerzzunahme am 3./4. Tag
 - Keine Abführmaßnahmen
- Am Operationstag
 - Präoperativ
 - Trinken: Tee oder Wasser bis 2 h präoperativ
 - Milde Prämedikation: Midazolam (Dormicum) 3,75 mg (½ Tbl.) p. o.; Etorixocib (Arcoxia) 90 mg p. o.
 - Blase entleeren
 - Intraoperativ
 - Anästhesieverfahren: vorzugsweise Spinalanästhesie; wenig Sedierung, bevorzugt mit Disoprivan (Propofol)
 - Kein Dauerkatheter, kein ZVK (Ausnahmen), kein N.-femoralis-Block
 - Keine Blutleere, keine Drainage (Ausnahmen)
 - Vor Wundverschluss: LIA (lokale Infiltrationsanästhesie)
 - Durch Operateur mit Infiltration aller berührter Gewebe
 - Anlage eines Mehrloch-Periduralkatheters intraartikulär
- Material
 - Steril auf den Operationstisch
 - 1 Polybag à 200 ml Ropivacain (Naropin) 2 mg/ml
 - 3 Perfusorspritzen à 50 ml mit Aufziehkanüle

- 1 PDA-Katheter-Set (enthält u. a. 1 Aufziehkanüle 18 G (rot) und 1 Spritze à 2 ml)
- 1 Spritze à 1 ml („Insulinspritze“)
- 3 Kanülen 20 G lang (gelb)
- 1 steriler Markierstift
- 1 Cutiplast steril 7,2 × 5 cm („Briefmarke“)
- Unsteril beim Springer
 - 1 Durchstechflasche Parecoxib (Dynastat) à 40 mg + Lösungsmittel in Amp. à 2 ml
 - 1 Amp. Adrenalin 1 mg à 1 ml (1:1000)
 - 1 Amp. NaCl 10 ml
- Verfahren
 - Die 3 Perfusorspritzen werden mit je 50 ml Ropivacain (Naropin) 2 mg/ml aus dem Polybag gefüllt und mit den Ziffern 1, 2 und 3 markiert.
 - Das Lösungsmittel des Parecoxib (Dynastat) wird steril in einer Spritze à 2 ml aufgezogen, in die Durchstechflasche injiziert und nach Auflösung erneut aufgezogen. Davon wird je 1 ml in die Perfusorspritzen 1 und 2 gespritzt
 - Mit der Spritze à 1 ml („Insulinspritze“) wird das Adrenalin 1:1000 aufgezogen. Davon wird genau je 0,25 ml ebenfalls in die Perfusorspritzen 1 und 2 injiziert.
 - Die Perfusorspritze 3 bleibt ohne Zusatz !!!
 - Die Perfusorspritzen 1 und 2 werden mit jeweils einer Injektionsnadel 20 G lang (gelb) bestückt.
 - Spritze 1 enthält
 - 50 ml Ropivacain (Naropin) 2 mg/ml
 - Adrenalin 0,25 ml à 1 mg/ml
 - Parecoxib (Dynastat) 1 ml à 20 mg
 - Diese Spritze wird dem Operateur vor Einbringen der Prothese zur intraartikulären Injektion angereicht.
 - Spritze 2 enthält ebenfalls
 - 50 ml Ropivacain (Naropin) 2 mg/ml
 - Adrenalin 0,25 ml à 1 mg/ml
 - Parecoxib (Dynastat) 1 ml à 20 mg
 - Diese Spritze wird dem Operateur nach Einbringen der Prothese zur intraartikulären Injektion angereicht.
 - Spritze 3 enthält
 - 50 ml Ropivacain (Naropin) 2 mg/ml ohne Zusatz
 - Diese Spritze wird dem Operateur vor dem Wundverschluss zur subkutanen Injektion des Wundbetts angereicht.
 - Der PDA-Katheter wird ebenfalls am Ende der Operation (statt einer Redon-Drainage) eingeführt. Die Tuohy-Nadel wird dabei von außen nach innen geführt, der Katheter von innen nach außen durch die Tuohy-Hohlnadel ausgeleitet. Die Tuohy-Nadel wird ausgefädelt, dann der Katheter mit dem Konnektor und dem Filter verbunden, mit einigen ml NaCl-Lösung durchgespült und mit gelbem Stopfen versehen. Die Austrittsstelle des Katheters wird nach Wundverschluss mit einem sterilen Cutiplast versorgt.
- Postoperativ
 - Im Operationssaal
 - Kompressionsverband ganzes Bein mit Kühlelementen!! (Coolpacks oder Eisbeutel werden auf Anforderung bei der Physiotherapie zur Operationsschleuse gebracht)
 - Im Aufwachraum
 - Überwachung für ca. 3 h
 - Keine Sedierung
 - Ggf. zusätzliche Analgesie nach Standard 2 A (Dipidolor 3,75–7,5 mg als Kontraindikation)
 - Bei Übelkeit: Ondansetron (Zofran) 4 mg i. v.
 - Auf Station
 - Mobilisation nach ca. 4 h (Physiotherapie; Info durch Pflegekraft auf Station)
 - Wechsel von Kühlelementen und Kompressionsverband alle 2 h über 24 h
 - Viggo abstöpseln
 - Toilettengang
 - Kleine Mahlzeit am Tisch
 - Keine Schiene, Vollbelastung
 - Patient soll Vertrauen in die Belastbarkeit und Schmerzfreiheit haben
 - Zusätzliche Analgesie, falls erforderlich (opioidsparend): nach Standard über 6 Tage Etorixocib (Arcoxia) 1 × 90 mg oder Metamizol 4 × 500 mg p. o.; nur falls erforderlich: Targin 2 × 10 mg (evtl. 5 mg) p. o.
 - Erster postoperativer Tag
 - Anziehen, möglichst wenig im Bett, Essen am Tisch
 - Schmerztagebuch
 - Komplettes Labor, nach ärztlicher Kontrolle der Blutwerte Viggo entfernen
 - L.I. A.-Katheter: 20 ml Ropivacain (Naropin) 0,75 % unter Zurückziehen und Entfernen des Katheters
 - Ansonsten Analgesie nach Standard über 6 Tage (opioidsparend) s. o.; Schmerzvisite durch Anästhesisten bzw. „pain nurse“ 2 × täglich bis zum 2. postoperativen Tag
- Ausschlusskriterien LIA (nach Andersen, Husted, Kehlet)
 - Opioid- oder Kortisondauertherapie
 - Rheumatoide Arthritis oder andere immunologische Erkrankung
 - Schlaganfallanamnese

- Eine neurologische oder psychiatrische Erkrankung, die die Schmerzwahrnehmung beeinflusst (z. B. Depression, diabetische Neuropathie)
- Allergie oder Unverträglichkeit gegenüber verwendeten Medikamenten
- BMI > 40
- Dosisanpassung bei:
 - Niereninsuffizienz
 - Schwerer Herzinsuffizienz
 - Lebererkrankung
- Merke: Ropivacain-HCl wird in der Leber metabolisiert und durch die Niere eliminiert!
- Absolute Kontraindikation: Porphyrie, auch bei Erkrankung in der Familie

Die ersten klinischen Studien hierzu zeigen sehr vielversprechende Ergebnisse (Reily et al. 2005; Vendittoli et al. 2006; Busch et al. 2006). Die lokale Infiltrationsanästhesie erfolgt durch den Operateur selber. Dieser infiltriert sukzessive verschiedene Bereiche (dorsale Kapsel, Seitenbänder, Ligamentum patellae und das Subkutangewebe) in drei verschiedenen Portionen. Ein Katheter wird intraartikulär positioniert, der am Abend und am nächsten Tag mit einer weiteren Dosis bestückt wird. Nach der morgendlichen Gabe wird der Katheter wieder entfernt, ein Kompressionsverband mit großflächiger Kühlung mit Kühlelementen für 4–6 Stunden verlängert die Analgesiedauer.

Ziel ist es, den Patienten früh zu mobilisieren. Nicht immer gelingt dieses, wie in der Literatur dargestellt, schon nach 3–5 h. Generell zeigt jedoch auch unsere eigene Erfahrung, dass die Mobilisation viel zügiger erfolgen kann als mit anderen Formen der Anästhesie. Die Motorik ist nicht beeinträchtigt, so dass der Patient auch rasch das Knie aktiv belasten kann.

In anderen Ländern erfolgt dann auch eine sehr frühzeitige Entlassung, teilweise schon am 2. postoperativen Tag (Rösthund und Kehlet 2007). Dieses ist für das deutsche Versorgungssystem so eigentlich nicht umsetzbar.

Für die Knieendoprothetik liegt bereits eine umfangreiche Studienlage vor. Es finden sich prospektive epidemiologische Erhebungen (Peters et al. 2006; Kerr und Kohan 2008; Andersen et al. 2009). Daneben sind auch verschiedene randomisierte kontrollierte Studien publiziert. Hierzu zählen 5 Veröffentlichungen im Vergleich zu einer Kontrollgruppe mit systemischer Analgesie (Vendittoli et al. 2006; Busch et al. 2006; Andersen et al. 2008; Essving et al. 2009, 2010), 3 Studienvergleiche zu einer Nervus femoralis Blockade (Parvataneni et al. 2007; Toftdahl et al. 2007; Carli et al. 2010) sowie 2 Studienvergleiche zu einer Epiduralanalgesie (Andersen et al. 2010; Spreng et al. 2010).

Die LIA zeigte in allen Studien eine signifikant verbesserte Analgesiequalität, welche sich in einer höheren Patientenzufriedenheit und insbesondere in einer besseren

Funktionalität des Gelenks auswirken. Dieser Effekt ist in den ersten Tagen bis hin zu etwa 3 Monaten nachweisbar. Nach 6 Monaten findet sich jedoch kein Unterschied mehr zwischen den Gruppen. In den Studien, in denen die Liegedauer ein besonderes Qualitätsmerkmal darstellt, scheint es auch so zu sein, dass die LIA die Liegedauer verkürzt. Wundheilungsstörungen oder systemische Toxizität, bzw. potenziell toxische Plasmakonzentrationen bedingt durch eine hohe Dosis an Lokalanästhetika wurden in keinem Fall beobachtet.

Die Studien, die LIA versus Femoralisblockade verglichen zeigten, dass die LIA sowohl die Schmerzen als auch die Rescue-Medikation und die Funktionalität in den ersten Tagen deutlich verbessert (Parvataneni et al. 2007; Toftdahl et al. 2007). Beim Vergleich von LIA und Epiduralanästhesie (Andersen et al. 2010; Spreng et al. 2010) zeigten sich bessere Schmerzscores, Rescue-Medikation und Krankenhausliegedauer in der LIA-Gruppe.

10.8 Mobilisierungsprobleme

Ein adäquater Funktionsumfang bei den Aktivitäten des täglichen Lebens (ADL) ist für zufriedenstellende Resultate nach totalem Kniegelenkersatz von grundlegender Bedeutung (Kettlekamp et al. 1970). Folgende Faktoren beeinflussen die schließlich erreichbare Beweglichkeit des Kniegelenkes nach einem alloplastischem Totalersatz:

- Operationstechnische Fehler
- Prothesendesign
- Patientenmotivation
- Art des Rehabilitationsprogrammes
- Einsatz einer kontinuierlichen passiven Mobilisation (CPM)

Eines der wichtigsten Ziele unmittelbar nach dem Eingriff ist eine zufriedenstellende Zunahme der Beweglichkeit des operierten Gelenkes, zunächst innerhalb des Zeitraumes während des Krankenhausaufenthaltes, dann während der folgenden Wochen und Monate nach der Entlassung aus der stationären Betreuung. In der ersten unmittelbar postoperativen Phase nach Verschluss der Gelenkkapsel ist der erreichte passive Bewegungsumfang der wichtigste Aspekt zur Beurteilung der Funktion des operierten Kniegelenkes. Weiterhin sollten das Punctum maximum der Extension, der durch die Schwerkraft allein erreichbare Flexionsgrad sowie der Grad der maximalen Flexion mit zusätzlichem leichten Druck auf das Sprunggelenk nach posterior ermittelt werden (Krackow 1990). Nach der Operation sollte eine frühzeitige Mobilisation des Kniegelenkes angestrebt werden; dieses Vorgehen beeinflusst die Wundheilung nicht negativ, wenngleich mitgeteilt wurde, dass bei einer Kniebeugung von 40° während der ersten 3

Tab. 10.2 Spannungszustand des Flexions-Extensions-Spalt und therapeutische Schritte

Beugung		Straff	Normal
	Straff	Höhe der tibialen Komponente verkleinern	Tibialer Sägeschnitt ausreichend dorsal inkliniert? Femorale Komponente zu weit dorsal → Distales Femur augmentieren und Höhe der tibialen Komponente verkleinern
	Normal	Dorsales Kapsel-Release Distalen Femurschnitt nachresezieren → „joint line“ kranialer	
Streckung			

postoperativen Tage die Sauerstoffversorgung der Wunde vermindert sei (Johnson 1990). Eine ausgedehnte postoperative Immobilisation ist demnach unnötig und verzögert nur unnötig die Rehabilitation.

Bei einer Untersuchung von 550 Total-condylar-Prothesen wurde festgestellt, dass die maximale Flexion bei 57 % der betroffenen Kniegelenke ein Jahr, bei 71 % 2 Jahre und bei 80 % erst 3 Jahre nach dem Eingriff erreicht werden konnte (Ritter und Campbell 1987a). Kniegelenke mit geringer Flexion hatten geringere Scores bezüglich Treppensteigen und Gehen. Auch das Ausmaß der Extension beeinflusst die Gesamtfunktion deutlich (Robins et al. 1993).

10.9 Extensions- und Flexionskontrakturen

Die Hauptursache für postoperative Strecksteifen liegt in einer zu langen Ruhigstellung des Kniegelenkes in Extension, z. B. im Falle einer Wundheilungsstörung oder einer intraoperativen Ruptur des Lig. patellae mit nachfolgender Patellasehennaht oder Überbrückungsplastik. Auch intraoperativ oder postoperativ entstandene Frakturen im Bereich der Patella, des distalen Femur oder des Tibiakopfes schränken gelegentlich eine frühfunktionelle Nachbehandlung des Kniegelenkes ein, was einer postoperativen Strecksteife Vorschub leisten kann.

Bei Verwendung von Gleitflächenersatzprothesen können Strecksteifen auch dadurch begünstigt werden, dass der intraoperativ gewählte Flexionsspalt im Vergleich zum Extensionsspalt zu klein ist. **Tab. 10.2** zeigt eine Gegenüberstellung des Spannungszustandes des Flexions- bzw. Extensionsspalt und gibt die therapeutischen Schritte an, die notwendig sind, um ein Gleichgewicht wiederherzustellen.

Darüber hinaus müssen auch seltener vorkommende extraartikuläre Ursachen wie ventraleitige Schrumpfung von Haut oder Subkutis sowie Narbenbildungen, z. B. nach Verbrennungen oder Weichteilverletzungen, genannt werden. Alle diese Ursachen führen in der Pathogenese der

Strecksteife zu den gleichen Folgen: Es kommt zu Verklebungen des Recessus suprapatellaris, der Fossa intercondylaris und der Seitenbandtaschen. Weiterhin resultieren Fibrosierungen der Retinakula und der Ligg. femoropatellaria sowie eine Atrophie und Vernarbung des M. rectus femoris und des M. vastus intermedius.

Postoperative Extensionskontrakturen (Strecksteifen) können somit sowohl intra- als auch extraartikuläre Ursachen haben. Zu den intraartikulären Ursachen zählen:

- Zu lange Ruhigstellung in Extension
- Auftreten akuter oder chronischer Infektionen
- Frakturen der Patella oder des Tibiakopfes

Zu den extraartikulären Ursachen zählen:

- Schrumpfung von Haut und Subkutis
- Narbenbildungen nach Verbrennungen

Ähnlich den Ursachen der Strecksteife können auch die Ursachen für eine Beugekontraktur in intra- und extraartikuläre sowie Nachbehandlungsprobleme unterteilt werden.

10.9.1 Intraartikuläre Ursachen

Zu den intraartikulären Ursachen zählt eine vorbestehende präoperative Beugekontraktur, die intraoperativ nur ungenügend korrigiert wurde. Bei diesen Patienten besteht in erster Linie eine dorsale Kapselschrumpfung. Ohne ausreichendes Release kann in diesen Fällen die notwendige Streckspalterweiterung nicht erreicht werden.

Bei Beugekontrakturen bis zu 15° können noch Knieprothesendesigns genutzt werden, die das hintere Kreuzband erhalten. Bei diesen relativ leichten Flexionskontrakturen beschränkt sich das dorsale Release auf die Entfernung der posterioren Osteophyten femoral und tibial, die Erweiterung des dorsalen Kapselansatzes und die Diszision des hinteren Kreuzbandes durch die Anhebung der distalen Ansatzstelle bzw. ggf. durch die fraktionierte interligamentäre Einkerbung.

Bei Beugekontrakturen zwischen 15 und 30° lässt sich das hintere Kreuzband nicht mehr erhalten, hier muss ein

entsprechend formschlüssigeres Design mit funktionellem ligamentären Ersatz gewählt werden. Die distale Femurresektionsebene sollte in diesen Fällen mindestens 2 mm kranialisiert werden. Falls dies trotz dorsalen Kapselreleases nicht ausreicht, muss zusätzlich die dorsale Kapseldurchtrennung und ggf. sogar die Ablösung der Kopfansätze des M. gastrocnemius erwogen werden.

Bei hochgradigen Beugekontrakturen über 30° kann eine weitere Kranialisierung der distalen Femurresektionsebene notwendig werden. Hier ist aber in aller Regel bereits die Indikation für eine noch formschlüssigere Prothese, z. B. im Sinne eines Rotationsscharniergelenkes, gegeben.

Eine weitere intraartikuläre Ursache für eine Beugekontraktur kann in einer in Flexionsstellung eingesetzten Femurkomponente liegen.

10.9.2 Extraartikuläre Ursachen

An extraartikulären Ursachen sind postoperative Frakturen des distalen Femur (z. B. eine suprakondyläre Fraktur mit nicht achsgerechter Osteosynthese) oder aber eine dorsale Narbenbildung nach Verbrennungen und Weichteilverletzungen zu nennen. Nachbehandlungsfehler liegen in einer zu langen Ruhigstellung in Flexion, z. B. wegen schmerzbedingter Schonhaltung oder unzureichender intraoperativer Korrektur einer präoperativ vorbestehenden Beugekontraktur.

Postoperative Flexionskontrakturen können somit verursacht sein durch:

- Zu lange Ruhigstellung in Flexion
- Schmerzbedingte Schonhaltung
- Präoperative Beugekontraktur, die unzureichend intraoperativ korrigiert oder postoperativ ungenügend nachbehandelt wurde
- Eine in Flexionsstellung implantierte Femurkomponente
- Fehlstellung nach Fraktur des distalen Femur
- Akute oder chronische Entzündungen
- Schrumpfung der (Sub-)Kutis auf der dorsalen Seite
- Narbenbildungen
- Dorsale Kapselschrumpfung

Alle Ursachen führen zu Verklebungen

- des Recessus suprapatellaris,
- in der Fossa intercondylaris sowie
- der Seitenbandtaschen

mit konsekutiven Vernarbungen des M. rectus femoris und des M. vastus medialis bzw. Fibrosierung der Retinakula und der Ligg. femoropatellaria.

10.9.3 Behandlung

Die Behandlungsstrategie einer Kniebeugekontraktur beinhaltet die Anlage einer Streckschiene, die zumindest für die Nacht, besser aber für die gesamte Zeit, in der das Kniegelenk nicht auf der CPM-Motorschiene funktionell behandelt wird, getragen werden sollte. Diese funktionelle Maßnahme sollte mindestens 4-mal täglich über 90 min genutzt werden.

Daneben sollte eine manualtherapeutische Mobilisation unter Traktion angestrebt werden. Bei Patienten mit Beugekontrakturen über 20° hat sich hier der Einsatz einer Periduralanästhesie mit Belassen des periduralen Katheters für mindestens 7 postoperative Tage bewährt.

Die konsequente physiotherapeutische Nachbehandlung postoperativer Beuge- und Strecksteifen ist mindestens ebenso wichtig wie die Operation selbst. Hierdurch sind postoperative Narkosemobilisationen zunehmend überflüssig geworden. Falls nach 7 Tagen die Beugefähigkeit noch unter 80° liegt oder das Streckdefizit größer als 15° ist, sollte die Indikationsstellung für eine Narkosemobilisation in Periduralanästhesie überlegt werden.

Entsteht die Beugekontraktur hingegen erst im Laufe mehrerer Wochen bis Monate nach dem operativen Eingriff, sollte zunächst eine Arthroskopie in Arthrotomiebereitschaft vorgenommen werden, um evtl. vorliegende mechanische Hindernisse zu beseitigen. Mit Hilfe motorgetriebener Shaversysteme lassen sich hierbei Verwachsungen und Verklebungen im Recessus suprapatellaris, in der Fossa intercondylaris und in den Seitenbandtaschen lösen. Diese Maßnahmen können ggf. zusätzlich noch durch eine arthroskopische Retinakulumspaltung ergänzt werden.

Von einer forcierten Narkosemobilisation ohne vorherige Lösung der Verklebungen muss abgeraten werden, da hierbei ein Riss in der Quadrizepssehne mit nachfolgender Patella-baja-Stellung provoziert werden kann.

Führt ein stufenweiser Mobilisationsversuch trotz arthroskopischer Intervention nicht zum gewünschten Erfolg, sollte eine Revisionsoperation mit Arthrotomie erfolgen. Hierbei kommt es darauf an, neben den mechanischen Hindernissen wie Verwachsungen und Verklebungen auch die Voraussetzung für eine Balance zwischen dem Beuge- und Streckspalt zu überprüfen und ggf. wiederherzustellen (■ Tab. 10.2).

Nach Beseitigung aller intraartikulären Ursachen muss bei einer Strecksteife, z. B. nach suprakondylärer Fraktur oder nach mehrfachen Revisionseingriffen mit Vernarbungen und Verkürzungen im Bereich der Quadrizepsmuskulatur, eine extraartikuläre Ursachenbeseitigung erfolgen. Hier ist häufig aufgrund der geschädigten Gewebestruktur der Quadrizepsmuskulatur eine Desinsertion dieses Muskels und evtl. zusätzlich eine V-förmige oder frontale Verlängerung der Sehne des M. rectus femoris notwendig.

Im Falle einer Beugekontraktur sollte zunächst erwogen werden, Prothesenkomponenten so zu wechseln, dass damit der beeinträchtigte Streckspalt erweitert werden kann. Eventuell müssen das bei der Erstoperation unzureichend durchgeführte dorsale Kapselrelease erweitert, die Kapsel dorsalseitig durchtrennt und evtl. sogar die Gastrocnemiusköpfe abgelöst werden.

Ein Beugedefizit kann somit behandelt werden durch:

- Ausreichende Analgesie
- Anästhesie
- Abpunktion eines Gelenkergusses
- Intensivierung der Krankengymnastik
- Bei Nichterreichen einer 90° Beugung am 14. postoperativen Tag danach: Mobilisierung in Narkose

Als postoperative konservative Behandlungsstrategie eines Streckdefizites bis zu 20° nach 14 Tagen kommen in Betracht:

- Lagerung in Extension (auf einer Streckschiene)
- Einsatz einer Motorschiene mindestens 4-mal täglich über eine Stunde
- Manuelle Therapie unter intermittierender Traktion
- Forciertes Quadrizepstraining
- Elektrische Muskelstimulation
- Hydrotherapie nach Abschluss der Wundheilung

Falls konservative Maßnahmen hier keinen ausreichenden Erfolg versprechen, kann eine arthroskopische Lösung der Verklebungen überlegt werden. Liegt das Streckdefizit nach 14 Tagen über 20°, so kommt eigentlich nur ein invasiver Eingriff in Betracht. Hierzu zählen

- Release des hinteren Kreuzbandes
- Release der hinteren Kapsel
- Inlaywechsel

Als Behandlungsalternative können bei postoperativ gegebenem Streckdefizit in den ersten Tagen nach dem Eingriff die Lagerung des Beines in Streckung mit weicher Unterpolsterung der Ferse, später intensive krankengymnastische Übungen und u. U. auch der Einsatz von Negativab-sätzen erfolgen.

Schurman et al. (1985b) stellten fest, dass sich anfängliche Flexionskontrakturen von 15° postoperativ noch bis auf 3° nach 4 Jahren verbesserten.

10.10 Prä- und postoperative Beweglichkeit

In der Literatur gehen die Auffassungen auseinander, inwiefern die präoperativ bestehenden Bewegungseinschränkungen die postoperative Beweglichkeit beeinflussen. Kniegelenke mit einem Bewegungsumfang von mehr als

100° vor dem alloplastischen Gelenkersatz büßten postoperativ an Beweglichkeit kaum ein, während ein geringerer präoperativer Bewegungsumfang sich postoperativ noch weiter verschlechterte (Schurmann et al. 1985a,b). Dabei beeinflusste die Implantatposition den Bewegungsumfang nicht. In anderen Studien wurde beobachtet, dass eine gute präoperative Beweglichkeit postoperativ sich häufig verschlechterte und umgekehrt (Tew et al. 1989; Parsley et al. 1992). Andere Autoren sind jedoch der Auffassung, dass das Ausmaß der präoperativen Kniebeweglichkeit eine wichtige Determinante für den postoperativen Funktionszustand sei (Ritter und Stringer 1979; Parsley et al. 1992).

Das Ausmaß der Beweglichkeit ein Jahr postoperativ korrelierte mit dem Funktionsausmaß bei Entlassung aus der Klinik (Maloney et al. 1990). Nach einem Jahr sei eine Veränderung der Beweglichkeit unwahrscheinlich (Schurmann et al. 1985a,b; Maloney et al. 1990; Parsley et al. 1992), eher sogar sei mit einer Verschlechterung zu rechnen (Hoffmann und Heisel 1997a,b).

Auch das Prothesendesign und die Operationstechnik können die postoperativ erreichbare Beweglichkeit beeinflussen. Dabei erlaubt ein flaches Tibiaplateau einen größeren Bewegungsumfang als eine konforme Tibiakomponente (Walker und Garg 1991). Ein anteriores Verschieben oder gar ein anteriores Kippen der Tibiakomponente bedingen ebenso wie eine zu weit posterior gelegene Platzierung der Femurkomponente ein funktionelles Defizit (Walker und Garg 1991).

10.11 Passive Mobilisation unter Narkose

Gelingt es nicht, nach 2 Wochen passiver Mobilisation auf einer motorbetriebenen Bewegungsschiene eine Kniegelenkbeugung von 80–90° zu erzielen, so sollte das Knie auf evtl. vorhandene Wundheilungsstörungen, Entzündungssymptome und andere auffällige Symptome hin klinisch untersucht werden. Können keine signifikanten Probleme festgestellt werden, kann u. U. die Analgetikadosis vor der physiotherapeutischen Einzelbehandlung erhöht werden. Allgemeine Versuche der Patientenmotivation können hier unterstützend wirken. Führen auch diese Maßnahmen zu keinem Erfolg, wird meist die passive Mobilisierung des Gelenkes in Narkose empfohlen, um den maximalen Bewegungsumfang der Prothese zu erreichen. Theoretisch ist dieses Vorgehen dazu konzipiert, unausgereifte, früh gebildete Adhäsionen zu lösen, nicht jedoch zur forcierten Behandlung fester Adhäsionen, was zu Band- oder Sehnenrupturen oder sogar Frakturen Anlass geben kann. Manipulationen mit hoher Kraft können zu einem unerwünschten Gewebetrauma führen; der Einsatz nur geringer bis mittlerer Kräfte bleibt nach mehr als 3 Wochen postoperativ oftmals erfolglos. Dies bedeutet schließlich,

dass Adhäsionen nicht ohne sehr hohe Krafteinwirkung oder Gewebetrauma gelöst werden können. Deshalb sind v. a. Patienten zwischen dem 11. und 20. postoperativen Tag Kandidaten für eine Mobilisation unter Narkose.

In einer Studie an Patienten mit 81 Kniegelenken, die mit einer derartigen forcierten Manipulation behandelt wurden, konnte nach einem Jahr ein Bewegungszuwachs von 13° ermittelt werden. Eine Kontrollgruppe war jedoch nicht verfügbar (Fox und Poss 1981). Eine später durchgeführte Studie bei 2 Patientengruppen, von denen eine manipuliert wurde, die andere jedoch nicht, ergab, dass die Flexion bei beiden Gruppen nach einem Jahr dem Ausmaß der präoperativ vorbestehenden Flexion entsprach (Poss et al. 1983). Erst bei einem Flexionsverlust von 50° zwischen präoperativer Phase und 2 Wochen postoperativ erwies sich die Manipulation als geeignet, die Funktionalität bleibend zu verbessern.

10.12 Implantat- und Zementallergie

In der westeuropäischen Bevölkerung zeigt sich eine zunehmende Sensibilisierung gegen verschiedene Metalle. So beträgt die Prävalenz einer Nickelsensibilisierung etwa 12 %, die einer Kobalt- bzw. Chromsensibilisierung etwa 5 %. Glücklicherweise ist die Häufigkeit von Implantatunverträglichkeiten deutlich geringer, ganz genaue Zahlen liegen hierzu jedoch nicht vor.

Die typischen Zeichen einer Hypersensibilität nach Einsatz von Endoprothesen sind Exzeme, Wundheilungsstörungen, sterile Osteomyelitiden und aseptische Implantatlockerungen (Thomas 2003). Rostocker et al. (1987) beschrieben beispielsweise eine Dermatitis als Ausdruck einer Metallallergie, welche zwei Monate nach Entfernen des Metalles eher rückläufig war.

Die Sensibilisierung des Immunsystems oder eine bereits vorbestehende Allergie ist grundlegende Voraussetzung für die Entstehung einer Prothesenunverträglichkeit. Generell geht man davon aus, dass ganz unterschiedliche Faktoren einen Einfluss auf das Immunsystem haben; hierzu zählt die Immunkompetenz, eine voraussichtliche Exposition mit den entsprechenden Substanzen sowie die quantitative Menge an freigesetzten Implantatpartikeln. Generell geht man davon aus, dass es sich bei der Implantatallergie um eine Hypersensibilitätsreaktion des Types IV handelt (Thomas 2003).

Epikutantest Eine häufig verwendete Nachweismethode zur Prüfung einer Metallallergie ist der sog. Epikutantest. Hier ist jedoch zu konstatieren, dass die Aussagekraft bei einer Hypersensibilitätsreaktion von tiefen Gewebestrukturen erheblich eingeschränkt ist. Weiterhin führt der Epikutantest nur zu einer relativ kurzen Kontaktzeit von

üblicherweise 48–96 Stunden. Im Vergleich hierzu besteht bei der endoprothetischen Versorgung eine deutlich längere Kontaktzeit über Monate bis Jahre. Es gibt gleichfalls Hinweise darauf, dass eine Prothesenüberempfindlichkeitsreaktion auch bei negativem Epikutantest auftreten kann (Baur et al. 2005). Auch gewisse vereinzelte Hinweise darüber, dass bei vorliegender Metallallergie die Implantation einer Endoprothese nach der Operation eine Metalltoleranz im Sinne einer Hyposensibilisierung aufgrund der Metallionenfreisetzungen auftritt (Rooker und Wilkinson 1980).

Ätiopathogenese Hinsichtlich der Entstehung einer Metallallergie bei Patienten mit einliegendem Kunstgelenk werden grundsätzlich zwei Mechanismen diskutiert. Hierzu zählt zum Einen die Aktivierung des Immunsystems durch die Freisetzung von Metallionen aus Abriebpartikeln; zum Anderen gibt es Hinweise auf Prothesenlockerungen oder Implantatinfektionen aufgrund der steigenden Metallionenkonzentrationen.

Youn-Soo et al. (2005) konnten zeigen, dass bei Patienten mit periprothetischen Osteolysen eine Metallallergie signifikant häufiger auftritt als in der Vergleichsgruppe. Hallab et al. (2001) dokumentierten eine Metallallergierate bei guter Implantatfunktion von bis zu 25 %; bei schlechter Implantatfunktion stieg diese bis auf 60 %. Brown et al. (1977) zeigten hingegen keinen Zusammenhang zwischen Auftreten einer Metallallergie und der Gelenkfunktion.

Hinsichtlich der Metallallergie zeigt sich auch eine alters- und geschlechtsspezifische Beeinflussung. Bei jungen weiblichen Patientinnen ist die Metallunverträglichkeitsrate deutlich höher als im höheren Lebensalter, daneben findet sich eine deutlich geringere Metallunverträglichkeitsreaktion bei männlichen Patienten. Man kann also sagen, dass die Rate der Metallallergie bei Frauen deutlich höher ist als bei Männern und dass die Häufigkeit einer Metallallergie bei älteren Patienten niedriger ist als bei jüngeren. Klinisch wird ein Zusammenhang zwischen Metallallergie und postoperativen Komplikationen beschrieben. Elves et al. (1975) konnten aufzeigen, dass bei 23 Patienten mit Prothesenlockerungen in 15 Fällen eine Metallallergie nachzuweisen war. Vergleichbare Ergebnisse berichten auch Borelli et al. (1984) sowie Düngemann (1984). Es gibt jedoch Literaturstellen, die keinen Zusammenhang zwischen Implantversagen und Metallallergie nachweisen konnten (Cancilleri et al. 1992; Granchi et al. 1995; Milavec-Puretic et al. 1998).

Klinische Relevanz Bei durchaus hoher Metallallergierate in der Bevölkerung kommt es nur selten zu metallallergieinduzierten postoperativen Problemen. Dennoch sind derartige Zusammenhänge aufgezeigt; daher sollte man dieses, auch aus medikolegialen Aspekten, ernst nehmen.

Wenn bei einer Patientin oder einem Patienten eine Metallallergie bekannt ist, so sollten Implantate gewählt werden, bei denen das Allergiepotezial reduziert ist. Hierbei gilt es jedoch auch, dem Patienten gleichzeitig darüber aufzuklären, dass es bei diesen Alloplastiken nicht um Standardimplantate sondern in der Regel um Spezialimplantate handelt, für die es in der Literatur weniger Daten bezüglich der Überlebensrate gibt.

10.12.1 Knochenzement und Allergie

Neben den Metallallergien können aber auch acrylatbasierte Materialien und darin enthaltene Additiva zu hohen Allergien führen (Thomas et al. 2008). Allergische Reaktionen auf derartige Substanzen können im privaten Bereich, aber auch im Beruf auftreten. Typische Beispiele sind hier: Zahntechniker, Zahnärzte und Patientin mit acrylatbasierten Zahnmaterialien, aber auch Personen, die mit entsprechenden Klebern umgehen. Bei Zahntechniker mit dentalmaterialassoziierten Beschwerden finden am häufigsten allergische Reaktionen gegen Benzol, Peroxid und Methylmetacrylat (Gebhart und Geier et al. 1996) Haddad et al. (1995) hatten schon früh auf die Möglichkeit aseptischer Endoprothesenlockerungen aufgrund von Allergien hingewiesen und publizierten mehrere Patienten mit einer Kontaktallergie gegen das Additivum N,N-Dimethyl-p-Toluidin.

In der Folgezeit gab es immer wieder vereinzelte Mitteilungen über Patienten mit vermuteten Knochenzementallergien, z. B. bei zwei Patienten mit bereits bekannter Kontaktdermatitis auf acrylbasierte künstliche Fingernägel (Haughton und Belsito 2008).

Thomas et al. (2013) konnten auch zeigen, dass neben dem Knochenzement auch das beigemischte Antibiotikum Gentamycin häufiger zu Hautreaktionen bei Patienten führt. In ihrem Kollektiv waren es insgesamt sogar 7,4% der Patienten. Durchaus kontrovers wird die Rolle des Benzoylperoxids diskutiert, da hier zum einen eine mögliche protrahierte Freisetzung aus dem Knochenzement unklar ist und man oft auch unspezifisch-irritative Reaktionen im Hauttest findet und so eine Evaluierung der Testergebnisse bzgl. der klinischen Relevanz schwierig ist.

Es scheint aber durchaus einzelne Fälle mit einer relevanten Benzoylperoxid-Sensibilisierung zu geben (Bircher et al. 2012).

Literatur

- Abdelsalam A, Eyres KS (1995) Effects of tourniquet during total knee arthroplasty: a prospective randomised study. *J Bone Joint Surg* 77 B:250–253
- Alshryda S, Sarda P, Sukeik M, Nargol A, Blenkinsopp J, Mason JM (2011) Tranexamic acid in total knee replacement: a systematic review and meta-analysis. *J Bone Joint Surg Br* 93(12):1577–1585
- Andersen KV, Pfeiffer-Jensen M, Haraldsted V, Soballe K (2007) Reduced hospital stay and consumption, and improved mobilization with local and intraarticular infiltration after hip arthroplasty. A randomized clinical trial of an intraarticular technique versus epidural infusions in 80 patients. *Acta Orthopaedica* 78(2):180–186
- Andersen KV, Bak M, Christensen BV et al (2010) A randomized, controlled trial comparing local infiltration analgesia with epidural infusion for total knee arthroplasty. *Acta Orthopaedica* 81:606–610
- Andersen LO, Husted H, Otte KS et al (2008) High-volume infiltration analgesia in total knee arthroplasty: a randomized, double-blind, placebo-controlled trial. *Acta Anaesthesiol Scand* 52:1331–1335
- Andersen LO, Gaarn-Larsen L, Kristensen BB et al (2009) Subacute pain and function after fast-track hip and knee arthroplasty. *Anaesthesia* 64:508–513
- Baur W, Hönle W, Willert HG, Schuh A (2005) Pathologische Veränderungen im umgebenden Gewebe von revidierten Metall-Metall-Gleitpaarungen. *Orthopäde* 34:225–233
- Beer KJ, Lombardi AV, Mallory IH, Vaughn BK (1991) The efficacy of suction drains after routine total joint arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 73 A(584):587
- Behr WH, Doukas K (1991) Besteht bei präoperativen Eigenblutspenden vor allem bei herzchirurgischen Patienten ein erhöhtes Risiko für Nebenwirkungen und Komplikationen? Abstraktband zur 3. Informationstagung über Eigenbluttransfusion, 1990. Demeter, München, Mempel, Heim, S 13–15
- Behr WH, Lang H, Plahl M (1991) Präoperative Eigenblutspenden mit Flüssiglagerung von Erythrozytenkonzentraten mittels additiver Lösungen bei herzchirurgischen Patienten. Abstraktband zur 2. Informationstagung über Eigenbluttransfusion, 1989. Demeter, München, Mempel, Heim, S 8–12
- Berman AT, Geissele AE, Bosacco SJ (1988) Blood loss with total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 234:137–138
- Berman AT, Parmet JL, Harding SP, Israelite CL, Chandrasekaran K, Howwow JC, Singer R, Rosenberg H (1988) Emboli observed with the use of transesophageal echo cardiography immediately after tourniquet release during total knee arthroplasty with cement. *J Bone Joint Surg* 80-A:389–396
- Berman AT, Levenberg RJ, Tropiano MT, Parks B, Bosacco SJ (1996) Postoperative autotransfusion after total knee arthroplasty. *Orthopedics* 19(1):15–22
- Bircher A, Friederich NF, Seelig W, Scherer K (2012) Allergic complications from orthopaedic joint implants: the role of delayed hypersensitivity to benzoylperoxide in bone cement. *Contact Dermatitis* 66(1):20–6
- Borelli S, Citronenbaum C, Dügemann H et al (1984) Metallallergien in der Chirurgie. *Hefte Unfallheilkd* 164:479–486
- Brown SA, Farnsworth LJ, Merritt K, Crowe TD (1977) Considerations of allergy and mechanics in the selection of orthopaedic implant materials. *Bull Hosp Joint Dis* 38:67–68
- Busch CA, Shore BJ, Bhandari R et al (2006) Efficacy of periarticular multimodal drug injection in total knee arthroplasty. A randomized trial. *J Bone Joint Surg* 88:959–963
- Cancilleri F, De Giorgis P, Verdoia C et al (1992) Allergy to components of total hip arthroplasty before and after surgery. *Ital J Orthop Traumatol* 18:407–410

- Carli F, Clemente A, Asenjo JF et al (2010) Analgesia and functional outcome after total knee arthroplasty: periarticular infiltration vs. continuous femoral nerve block. *Br J Anaesth* 105:185–195
- Coutts RD, Toth C, Kaita JN (1984) The role of continuous passive motion in the rehabilitation of the total knee patient. In: Hungerford DS, Krackow KA, Kenna RV (Hrsg) *Total knee arthroplasty: a comprehensive approach*. Williams & Wilkins, Baltimore, S 128–132
- Cushner ED, Friedman RJ (1991) Blood loss in total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 269:98–101
- Drinkwater CJ, Neil MJ (1995) Optimal timing of wound drain removal following total joint arthroplasty. *J Arthroplasty* 10(2):185–189
- Düngemann H (1984) Allergiker als Problempatienten bei Operationen. *Hefte Unfallchir* 164:451–458
- Elves MW, Wilson JN, Scales JT, Kemp HB (1975) Incidence of metal sensitivity in patients with total joint replacements. *Br Med J* 15:376–378
- Erpenbach J, Hofmeister E (2008) Hypersensitivity to polymethylmethacrylate following shoulder hemiarthroplasty. *Orthopedics* 31(7):708
- Essving P, Axelsson K, Kjellberg J et al (2009) Reduced hospital stay, morphine consumption, and pain intensity with local infiltration analgesia after unicompartmental knee arthroplasty. A randomized double-blind study of 40 patients. *Acta Orthopaedica* 80:213–219
- Essving P, Axelsson K, Kjellberg J et al (2010) Reduced morphine consumption and pain intensity with local infiltration analgesia (LIA) following total knee arthroplasty. A randomized double-blind study involving 48 patients. *Acta Orthopaedica* 3(81):354–360
- Fox JL, Poss R (1981) The role of manipulation following total knee replacement. *J Bone Joint Surg* 63 A:357–432
- Gannon DM, Lombardi AB, Mallory TH, Vaughn BK, Finney CR, Niemcryn S (1991) An evaluation of the efficiency of post-operative blood salvage after total joint arthroplasty: a prospective randomized trial. *J Arthroplasty* 6(2):109–114
- Gargaro JM, Walls CE (1991) Efficiency of intraoperative autotransfusion in primary total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 6(2):157–162
- Gebhart M, Geier J (1996) Evaluation of patch test results with denture material series. *Contact Dermatitis* 34(3):191–195
- George DA, Sarraf KM, Nwaboku H (2014) Single perioperative dose of tranexamic acid in primary hip and knee arthroplasty. *Eur J Orthop Surg Traumatol* 23:
- Glück D, Kubanek B (1989) *Transfusionsmedizin*. Gustav Fischer, Jena
- Granchi D, Ciapetti G, Stea S et al (1995) Evaluation of several immunological parameters in patients with aseptic loosening of hip arthroplasty. *Chir Organi Mov* 80:399–408
- Haddad FS, Level NJ, Dowd PM, Cobb AG, Bentley G (1995) Cement hypersensitivity: a cause of aseptic loosening? *The Journal of bone and joint surgery British volume* 77(2):329–330
- Hadden WA, McFarlane AG (1990) A comparative study of closed-wound suction drainage vs. no drainage in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 5:521–524
- Hallab N, Merritt K, Jakobs JJ (2001) Metal sensitivity in patients with orthopaedic implants. *J Bone Joint Surg Am* 83:428–436
- Haughton AM, Belsito DV (2008) Acrylate allergy induced by acrylic nails resulting in prosthesis failure. *J AM Acad Dermatol* 59(5):123–124
- Heiss MM, Mempel W, Delanoff CH, Mempel M, Jauch KW, Schildberg EW (1993) Multizentrische Studienplanung zur Immunmodulation bei Tumorpatienten durch die Bluttransfusion. In: Mempel W, Mempel M, Heim MU, Schwarzfischer G (Hrsg) *Eigenbluttransfusion – eine aktuelle Übersicht*. Sympomed. Sympomed-Verlag, München, S 119–125
- Hoffmann J, Heisel J (1997aa) Effizienz einer stationären Anschlußheilbehandlung nach primärem endoprothetischen Kniegelenkersatz. *Orthop Praxis* 33:173–178
- Hoffmann J, Heisel J (1997bb) Rehabilitationsergebnisse nach primärem endoprothetischen Kniegelenkersatz unter Einbeziehung poststationärer Ergebnisse ein Jahr nach Beendigung der AHB. *Orthop Praxis* 33:764–768
- Hofmann AA, Plaster RL, Murdock LE (1991aa) Subvastus (Southern) approach for primary total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 269:70–77
- Hofmann AA, Murdock LE, Wyatt RWB, Alpert JP (1991bb) Total knee arthroplasty. Two- to four-year experience using an asymmetric tibial tray and a deep trochlear-grooved femoral component. *Orthop Clin* 269:78–88
- Höing JE, Merten HA, Engelke D, Luhr HG (1991) Die isovolämische Hämodilution als Alternative zur Eigenblutspende bei der operativen Behandlung von Bißanomalien. *Abstraktband zur 2. Informationsveranstaltung über Eigenbluttransfusion*, 1989. Demeter, München, Mempel Heim, S 26–30
- Jerosch J, Penner M, Castro WHM, Schmidt M (1994a) Fremdblutverbrauch und Möglichkeiten der autologen Hämotherapie am Beispiel der Hüft- und Knieendoprothetik. *Z Orthop* 132:459–465
- Jerosch J, Schroder M, Steinbeck J, Halm H (1994bb) Arthroskopische Therapie der bakteriellen Arthritis. *Arthroskopie* 7:115–122
- Johnson DP (1990) The effect of continuous passive motion on wound-healing and joint mobility after knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 72 A:421–426
- Kerr DR, Kohan L (2008) Local infiltration analgesia: a technique for the control of acute postoperative pain following knee and hip surgery. A case study of 325 patients. *Acta Orthopaedica* 79:174–183
- Kettlekamp DB, Johnson RJ, Schmith GL, Chao EYS, Walker M (1970) An electrogoniometric study of knee motion in normal gait. *J Bone Joint Surg* 52 A:775–790
- Krackow KA (1990) *The technique of total knee arthroplasty*. St. Louis, Baltimore
- Lotke PA, Faralli VJ, Orenstein EM, Ecker ML (1991) Blood loss after total knee replacement. *J Bone Joint Surg* 73 A:1037–1040
- Maloney WJ, Schurmann DJ, Hangen D, Goodman SB, Edworthy S, Bloch DA (1990) The influence of continuous passive motion on outcome in total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 256:162–168
- Marmor L (1990) Surgical technique of unicompartmental replacement. *Tech Orthop* 5:3–7
- Messmer K (1979) Haemodilution. *Surg Clin North Am* 55:659
- Messmer K (1988) Haemodilution-possibilities and safety aspects. *Acta Anaesthesiol Scand* 32(89):49–53
- Milavec-Puretic V, Orlic D, Marusic A (1998) Sensitivity to metals in 40 patients with failed hip endoprosthesis. *Arch Orthop Trauma Surg* 117:383–386
- Morin A, Wulf H (2011) Lokale Infiltrationsanästhesie für Hüft und Kniegelenksprothesen. *Anästhesiol Intensivmed Notfallmed Schmerzther* 46:84–86
- NIH (1988) Consensus Conference: Perioperative red cell transfusion. *JAMA* 260:2700–2703
- Page MH, Shepherd BD, Harrison JM (1984) Reduction of blood loss in knee arthroplasty. *Aust NZJ Surg* 54:141
- Parker et al (2004) Closed Suction Drainage for Hip and Knee Arthroplasty: A META-ANALYSIS. 86(6):1146–52 (Level 2 study)
- Parsley BS, Engh GA, Dwyer KA (1992) Preoperative flexion, does it influence postoperative flexion after posterior-cruciate retaining total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 275:204–210
- Parvataneni HK, Shah VP, Howard H et al (2007) Controlling pain after total hip and knee arthroplasty using a multimodal protocol with local periarticular injections. A prospective randomized study. *J Arthroplasty* 22(2):33–38
- Patel JN, Spanyer JM, Smith LS, Huang J, Yakkanti MR, Malkani AL (2014) Comparison of Intravenous versus Topical Tranexamic Acid in Total

- Knee Arthroplasty. A Prospective Randomized Study. *J Arthroplasty* 50883-5403(14):00168-5 doi:10.1016/j.arth.2014.03.011
- Peters CL, Shirley B, Erickson J (2006) The effect of a new multimodal perioperative anesthetic regimen on postoperative pain, side effects, rehabilitation and length of hospital stay after total joint arthroplasty. *J Arthroplasty* 21(2):132-138
- Poss R, Creasman CM, Pierson S, Kelly K, Batte N (1983) Comparison of ultimate flexion in manipulated and non-manipulated knee following total knee replacement. *Orthop Trans* 7:535
- Reilly TJ, Gradisar LA, Pakan W, Reilly M (1986) The use of post-operative suction drainage in total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 208:238
- Reily KA, Beard DJ, Barker KL et al (2005) Efficacy of an accelerated recovery protocol for Oxford unicompartmental knee arthroplasty – a randomised controlled trial. *Knee* 12:351-357
- Ritter MA, Campbell ED (1987a) Effect of range of motion on the success of a total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 2(2):95-98
- Ritter MA, Campbell ED (1987b) Postoperative patellar complications with or without lateral release during total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 219:163-168
- Ritter MA, Stringer EA (1979) Predictive range of motion after total knee replacement. *Clin Orthop* 143:115-119
- Robins AJ, Kerina JM, Coutts RD (1993) Postoperative management and rehabilitation following total knee arthroplasty. In: Rand JA (Hrsg) *Total knee arthroplasty*. Raven Press, New York, S 423-434
- Rooker GD, Wilkinson JD (1980) Metal sensitivity in patients undergoing hip replacement. A prospective study. *J Bone Joint Surg Br* 62:502-505
- Rosenberg AG (1993) Surgical technique of posterior cruciate sacrificing and preserving total knee arthroplasty. In: Rand JA (Hrsg) *Total knee arthroplasty*. Raven Press, New York, S 115-154
- Röstlund T, Kehlet H (2007) High-dose local infiltration analgesia after hip and knee replacement – what is it, why does it work, and what are the future challenges? Guest editorial. *Acta Orthopaedica* 78:159-161
- Rostocker G, Robin J, Binet O et al (1987) Dermatitis due to orthopaedic implants. A review of the literature and report of three cases. *J Bone Joint Surg Am* 69:1408-1412
- Schleinker H-H, Mehrkens H, Weidler M, Fricke M (1988) Möglichkeiten zur Vermeidung der potentiellen Transfusionsrisiken bei größeren orthopädischen Operationen durch konsequente Nutzung von autologem Blut und Plasmaersatz. *Klin Wochenschr* 66(15):15-22
- von Schroder HP, Coutts RP, Billings E, Mai MT, Aratow M (1991) The changes in intramuscular pressure and femoral vein flow with continuous passive motion, pneumatic compressive stockings and leg manipulation. *Clin Orthop* 266:218-226
- Schurmann DJ, Parker JN, Orstein D (1985aa) Total condylar knee replacement: a study of factors influencing range of motion as late as two years after arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 67 A:1006-1014
- Schurmann DJ, Parker JN, Orstein D (1985bb) Total condylar knee replacement: a study of factors influencing range of motion as late as two years after arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 67 A:1006-1014
- Scott RD, Siliski SM (1985) The use of a modified V-Y quadricepsplasty during total knee replacement to gain exposure and improve flexion in the ankylosed knee. *Orthopedics* 8:445-458
- Scott RD, Joyce MJ, Ewald EC, Thomas WH (1985) McKeever metallic hemiarthroplasty of the knee in unicompartmental degenerative arthritis; long term clinical follow-up and current indications. *J Bone Joint Surg* 67 A:203-205
- Semkiw LB, Schurmann DJ, Goodman SB, Woolson ST (1989) Postoperative blood salvage using the cell saver after total joint arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 71 A:823-827
- Sibrowski W, Penner M, Kuhn P (1993) Transfusionsbedingte Virusinfektion - Wie groß ist das Restrisiko. *Infusionsther* 20, (Suppl.2):4-9
- Singelbarth G, Schleinker W (1991) Das Konzept der autologen Transfusion. *Abstraktband zur 3. Informationstagung über Eigenbluttransfusion*, 1990. Demeter, München, S 120-122
- Spreng UJ, Dahl V, Hjal A et al (2010) High-volume local infiltration analgesia combined with intravenous or local ketorolac+morphine compared with epidural analgesia after total knee arthroplasty. *Br J Anaesth* 105:675-682
- Tew M, Forster JW, Wallace WA (1989) Effect of total knee arthroplasty on maximal flexion. *Clin Orthop* 247:168-174
- Thomas P (2003) Allergien durch Implantatwerkstoffe. *Orthopäde* 32:60-64
- Thomas P, Schuh A, Eben R, Thomsen M (2008) Allergie auf Knochenzementbestandteile. *Orthopäde* 37(2):117-20
- Thomas P, Stauner K, Schraml A, Mahler V, Banke IJ, Gollwitzer H, Burgkart R, Prodinger PM, Schneider S, Pritschet M, Mazoochian F, Shopf C, Steinmann A, Summer B (2013) Charakteristika von 200 Patienten mit Verdacht auf Implantatallergie im Vergleich zu 100 beschwerdefreien Endoprothesenträgern. *Orthopäde* 42(8):607-613
- Toftdahl K, Nikolajsen L, Haraldsted V et al (2007) Comparison of peri- and intraarticular analgesia with femoral nerve block after total knee arthroplasty. A randomized controlled trial. *Acta Orthopaedica* 78:172-179
- Ulrich HW, Rogge MM (1992) Nachbehandlung nach Implantation der Blauth-Knieprothese. In: Hassenpflug J (Hrsg) *Die Blauth-Knieendoprothese*. Grundlagen, gegenwärtiger Stand und Ausblick. Hans Huber, Bern Göttingen Toronto Seattle, S 119-122
- Veikkolint T, Korkala O, Niskanen R, Liesjarvi S (1995) Autotransfusion of drained blood after total knee arthroplasty. *Annales Chirurgiae et Gynaecologiae* 84(3):281-284
- Vendittoli PA, Makinen P, Lavigne M et al (2006) A multimodal analgesia protocol for total knee arthroplasty. A randomized, controlled study. *J Bone Joint Surg* 88:282-289
- Walker PS, Garg A (1991) Range of motion in total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 262:227-235
- Walker RH, Morris BA, Angulo DL, Schneider J, Colwell CW (1991) Postoperative use of continuous passive motion. Transcutaneous electrical nerve stimulation and continuous cooling pad following total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 6(2):151-156
- Whiteside LA, Ohi MD (1990) Tibial tubercle osteotomy for exposure of the difficult total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 260:6-9
- Willemsen D, Paul J, White SH, Crock DVM (1991) Closed suction drainage following knee arthroplasty. *Clin Orthop* 264:232-234
- Woolson ST, Watt M (1991) Use of autologous blood in total hip replacement: a comprehensive program. *J Bone Joint Surg* 73 A:76-80
- Youn-Soo P, Young-Wan M, Seung-Jae L et al (2005) Early osteolysis following second-generation metal-on-metal hip replacement. *J Bone Joint Surg Am* 87:1515-1521

Postoperative Komplikationen

J. Jerosch

- 11.1 Zusammenfassung – 288**
 - 11.1.1 Schmerzen – 288
 - 11.1.2 Infektion der Kniealloarthroplastik – 288
 - 11.1.3 Patellofemorale Komplikationen – 290
 - 11.1.4 Neurovaskuläre Komplikationen – 291
 - 11.1.5 Femurfrakturen – 292
 - 11.1.6 Prothesenspezifische Komplikationen – 292
- 11.2 Schmerzen – 292**
- 11.3 Aseptische Prothesenlockerung – 292**
 - 11.3.1 Inadäquates Prothesenalignment – 293
 - 11.3.2 Instabilität – 293
 - 11.3.3 Inadäquate Zementiertechnik – 294
- 11.4 Extraartikuläre Störungen – 295**
- 11.5 Patellaschmerzen – 296**
- 11.6 Infektion des Kniegelenkes – 297**
 - 11.6.1 Ätiologie – 297
 - 11.6.2 Endogene Infektionsquellen – 298
 - 11.6.3 Exogene Infektionsquellen – 299
 - 11.6.4 Antibiotika und Reinraumtechnik als wichtige Faktoren der Infektionsprophylaxe – 300
 - 11.6.5 Die Diagnose der Infektion – 301
 - 11.6.6 Therapiemöglichkeiten – 306
 - 11.6.7 Antibiotikatherapie – 307
 - 11.6.8 Lokales Débridement – 307
 - 11.6.9 Reimplantation der Knieendoprothese – 308
 - 11.6.10 Arthrodesen – 316
 - 11.6.11 Resektionsarthroplastik – 325
 - 11.6.12 Amputation – 326
- 11.7 Wundheilungskomplikationen – 326**
 - 11.7.1 Prädisponierende Faktoren – 327
 - 11.7.2 Management von Hautproblemen – 327
 - 11.7.3 Präoperative Überlegungen – 327

- 11.8 **Chirurgische Exposition und Wundverschluss – 328**
- 11.9 **Kontinuierliche passive Mobilisation – 329**
- 11.10 **Hautnekrosen – 329**
- 11.11 **Wunddehiszenz – 329**
- 11.12 **Komplikationen des Extensionsapparates – 330**
- 11.13 **Patellainstabilität – 330**
 - 11.13.1 Prothesendesign – 332
 - 11.13.2 Komponentenposition – 333
 - 11.13.3 Inadäquate Weichteilspannung – 333
- 11.14 **Abrieb – 333**
- 11.15 **Osteonekrose und Osteolyse der Patella – 336**
- 11.16 **Patellafraktur – 337**
- 11.17 **Lockerung der Patellakomponente – 339**
- 11.18 **Ruptur der Patellasehne – 340**
 - 11.18.1 Extensormechanismus-Probleme – 342
- 11.19 **Weichteilimpingement – 342**
- 11.20 **Patellektomie – 344**
- 11.21 **Management von neurovaskulären
Komplikationen nach Knieprothetik – 345**
- 11.22 **Thromboembolische Komplikationen – 346**
 - 11.22.1 Tiefe Beinvenenthrombose – 347
 - 11.22.2 Lungenembolie – 349
 - 11.22.3 Thromboseprophylaxe – 350
 - 11.22.4 Behandlung thromboembolischer Komplikationen – 351
- 11.23 **Fettembolie – 352**
 - 11.23.1 Pathogenese – 352
 - 11.23.2 Diagnose – 352
 - 11.23.3 Therapie – 352
 - 11.23.4 Fettembolien nach Kniegelenktotalarthroplastik – 352
- 11.24 **Schädigung des N. peroneus – 353**
 - 11.24.1 Inzidenz – 353
 - 11.24.2 Ätiologie – 353
 - 11.24.3 Risikofaktoren – 354
 - 11.24.4 Diagnosezeitraum – 354

- 11.24.5 Prognose – 354
- 11.24.6 Therapiemanagement – 354
- 11.25 Periprothetische Frakturen – 355**
- 11.26 Heterotope Ossifikationen – 356**
- 11.27 Management der ligamentär instabilen Knieendoprothese – 358**
 - 11.27.1 Operationsindikation – 358
 - 11.27.2 Operative Optionen – 358
 - 11.27.3 Rekurvatum – 358
 - 11.27.4 Anterio-posteriore Instabilität – 360
 - 11.27.5 Varus-valgus-Instabilität – 360
- 11.28 Arthrofibrose – 360**
 - 11.28.1 Inzidenz – 360
 - 11.28.2 Risikofaktoren – 360
 - 11.28.3 Postoperative Maßnahmen – 361
- 11.29 Seltene Probleme – 362**
 - Literatur – 362**

11.1 Zusammenfassung

11.1.1 Schmerzen

Schmerzen können nach Kniealloarthroplastik allgemein infolge einer Infektion, einer Prothesenlockerung, von Weichgewebeproblemen, patellofemorale Dysfunktion oder vom Knie entfernter Quellen (Synalgien, Dystrophie, sympathische Reflexe) auftreten. Die Ursachen für ein mechanisches Versagen bzw. eine Prothesenlockerung sind in der Regel ein schlechtes Alignment des Implantates, eine Instabilität des Kniegelenkes durch mangelhafte Weichgewebespannung, eine inadäquate Zementiertechnik oder eine patellofemorale Instabilität.

Eine der häufigsten Ursachen für ein Scheitern eines unikompartimentalen Ersatzes des Kniegelenkes sind Patellaschmerzen, die durch Kontaktierung des unteren Patellapols mit dem Vorderrand einer insuffizient implantierten Femurkomponente entstehen.

11.1.2 Infektion der Kniealloarthroplastik

Die tiefe Infektion des Kniegelenkes ist eine der gefürchtetsten Komplikationen nach seinem alloplastischen Totalersatz. Während bei Oberflächenersatzprothesen die Infektionsinzidenz zwischen 1 und 5 % liegt, ist diese bei Scharnierprothesen mit 16 % signifikant höher. Man kann zwischen endogenen und exogenen Infektionsquellen differenzieren. Entzündliche Foci in anderen Körperregionen stellen eine zusätzliche Gefahr für eine postoperative Infektion des Kniegelenkes dar. Spätere hämatogene Infektionen des operierten Kniegelenkes können durch offene Hautwunden, Infektionen des Urogenitaltraktes, Pneumonien, Infektionen des Rachenraumes oder Dentalabzesse entstehen. Auch kann bei Krankheitsbildern wie systemischer Lupus erythematodes, psoriatische Arthritis, Diabetes mellitus, Niereninsuffizienz und malignen Erkrankungen sowie Faktoren, die die allgemeine Gesundheit des Patienten beeinträchtigen, die Entwicklung einer Infektion begünstigt sein. In der Literatur gibt es Berichte, nach denen bei Patienten mit rheumatoider Arthritis das Infektionsrisiko bis um das 6-fache erhöht sei. Eine frühere septische Arthritis des Kniegelenkes erhöht ebenso wie vorangegangene Kniegelenkoperationen die Infektionsinzidenz. Zu den exogenen Infektionsquellen zählen Keime, die die Operationswunde kontaminieren, außerdem Abriebpartikel der Prothese.

Prophylaxe Sorgfältige Identifizierung von Risikopatienten, bestmögliche präoperative Planung und adäquate chirurgische Technik unter Gewährleistung absolut steriler Verhältnisse und perioperativer antibiotischer Prophylaxe können

das Infektionsrisiko minimieren. Durch die Kombination von Reinraumtechnik, Raumanzügen und Antibiotikaprophylaxe konnte die Infektionsrate von 3,4 % auf 0,2 % signifikant gesenkt werden. Durch alleinige Antibiotikaprophylaxe konnte diese gefürchtete Komplikation von 3,4 % auf 0,85 % reduziert werden. Kontrovers werden noch die Fragen der optimalen Antibiotika, weiterhin über den Beginn und die Dauer der Antibiotikaprophylaxe diskutiert. Eine systemische Antibiotikaprophylaxe sollte nur perioperativ eingesetzt werden, um Resistenzentwicklungen vorzubeugen. Die Maßnahme sollte intraoperativ mindestens 5–10 min vor Anlegen des Stauschlauches beginnen und bis zu 48 h nach der Operation fortgesetzt werden. Neben einer systemischen Antibiotikaverabreichung ist die gute lokale Wirksamkeit von Gentamycin-Palacos bewiesen worden. Dabei sank bei Verwendung dieses speziellen Knochenzementes die Infektionsrate im Vergleich zu einer reinen systemischen Antibiotikaprophylaxe von 1,9 % auf 0,8 %. Die Antibiotikafreisetzung aus Knochenzement hängt ab von der Art des Präparates, seiner Dosis, dem Zementtyp, der Zementoberfläche sowie der lokalen Durchblutung.

Diagnostik Die Diagnostik der Kniegelenkinfektion umfasst in der frühen Phase die klassischen allgemeinen klinischen Symptome (Dolor, Calor, Rubor, Tumor, Functio laesa). Routinemäßige Blutuntersuchungen sind nicht immer aussagefähig. Eine wichtige diagnostische Laboruntersuchung ist die Analyse der Synovialflüssigkeit. Zu den bildgebenden diagnostischen Verfahren zählen Röntgenaufnahmen, die jedoch oft nur wenig aussagefähig sind, und die Knochen- und Leukozytenszintigraphie. Nach Scheitern aller diagnostischen Methoden zum Nachweis einer Infektion ist eine Biopsie indiziert.

Als Ergebnis einer internationalen Konsensusgruppe zur periprothetischen Gelenkinfektion, die sich am 01. August 2013 in Philadelphia zusammensetzte und im Rahmen dessen 500 Experten aus 60 Ländern 15 Arbeitsgruppen bildeten, die die verschiedenen Aspekte der periprothetischen Gelenkinfektion besprachen (Definition, Prävention, Diagnostik, Irrigation und Debridement, Spacer etc.) zeigte sich, dass eine Mehrheit von 85 % der Operateure eine Implantat assoziierte Infektion dann bestätigten, wenn folgende Kriterien vorliegen:

- Nachweis von Organismen mit identischem Phänotyp in mindestens zwei positiven periprothetischen Kulturen oder
- eine mit dem Gelenk kommunizierende Fistel oder
- Nachweis von mindestens 3 der folgenden Kriterien:
 - erhöhte Erythrozyten Sedimentationsrate (ESR)
 - erhöhter Serumspiegel von C-reaktivem Protein (CRP)
 - erhöhte Leukozytenzahl (WBC) in der Gelenkflüssigkeit

- erhöhte Reaktion auf Leukozytenesterase-Teststreifen
- erhöhter Prozentsatz von neutrophilen Granulozyten in der Gelenkflüssigkeit (PMN-Prozent)
- positiver histologischer Befund des periprothetischen Gewebes
- eine einzelne positive Kultur

In der gleichen Konferenz würden Frühinfektionen innerhalb der ersten drei Wochen nach Implantation der Endoprothese oder nach Auftreten der ersten Symptome definiert.

Alle Infektionen, die sich zu einem späteren Zeitpunkt bemerkbar machen, werden als späte Infektionen eingestuft.

Therapie Sobald eine Infektion auftritt, bieten eine frühe Diagnose und eine aggressive Behandlung die besten Voraussetzungen für die Eliminierung der Entzündung und damit Rettung des Kniegelenkes. Nur bei früher Intervention in den ersten 6 Wochen besteht eine reelle Chance, die Prothese erhalten zu können. Eine Antibiotikabehandlung alleine ist in den meisten Fällen nicht erfolgreich. Fasst man die Ergebnisse aller Studien der Literatur zusammen, so liegt die Infektionssanierungsquote mit alleiniger Antibiotikabehandlung bei nur 27 %. Ein Débridement in Kombination mit einer antibiotischen Therapie ist nur zur Behandlung einer frühen Infektion mit Keimen geringer Virulenz ohne Prothesenlockerung vorteilhaft, besonders bei einer Sepsis hämatogener Ätiologie. Unter Berücksichtigung der Ergebnisse in der Literatur liegt bei einem prothesenerhaltenden operativen Débridement die Infektionssanierungsquote bei durchschnittlich nur 29 %.

Reimplantation Die späte zweizeitige Reimplantation im Falle einer infizierten Kniealloarthroplastik gewährleistet im Vergleich zu einem einzeitigen Vorgehen die besten Resultate, v. a. dann, wenn nach Explantation einer Oberflächenersatzprothese wieder eine solche implantiert wird. Kontroversen existieren bei der zweizeitigen Reimplantation bezüglich der Dauer der parenteralen Antibiotikagabe und der Periode zwischen Explantation der infizierten Implantation der neuen Prothese, des Bewegungsspieles während der Zeitspanne zwischen Entfernung der alten und Einsatz der neuen Prothese, der Wirkung von antibiotikahaltigen Zementspacern oder -kugeln, die sich während der Phase der Resektionsarthroplastik vor der Reimplantation im Kniegelenk befinden, sowie der Wirkung antibiotikahaltigen Zementes.

Verankerung der neuen Alloplastik Einige Autoren empfehlen eine 6-wöchige intravenöse Antibiotikatherapie vor Implantation der Austauschprothese, andere Autoren

berichten von einer kürzeren Dauer der Antibiotikatherapie von 3–4 Wochen bei gleichzeitiger Verwendung von antibiotikahaltigem Knochenzement. Es finden sich in der Literatur nur wenige Studien über die Ergebnisse nach früher Reimplantation innerhalb von nur 2–3 Wochen. Die Infektionssanierungsrate liegt insgesamt nach früher Reimplantation bei etwa 63 %. Kombiniert man die Ergebnisse der Literatur nach später Reimplantation, so kann eine Sanierungsquote von ungefähr 85 % erwartet werden.

Arthrodesese Eine Arthrodesese sollte bei einer unkontrollierbaren Infektion, irreparabel zerstörtem Weichgewebe, starkem Knochenverlust, funktionellen Defiziten oder jungen Patienten mit hohen funktionellen Ansprüchen und unilateraler Erkrankung erwogen werden. Eine Kniearthrodesese mit einem Fixateur externe ist die Methode der Wahl v. a. bei akut infizierten Kniegelenken, während nach nichtvereinigter Arthrodesese oder ruhender Infektion die intramedulläre Technik vorzuziehen ist. Die interne Plattenosteosynthese ist für den Patienten wesentlich angenehmer als das Fixateur-externe-Verfahren. Allgemein wurde nach externer Fixation in 20–65 % der Fälle von Komplikationen berichtet, während nach intramedullärer Fixation Komplikationsquoten von 40–55 % auftraten. Die Fusionsraten nach Arthrodesese liegen nach der Literatur zwischen 19 % bei persistierendem Infekt und 91 % bei Einsatz eines intramedullären Nagels. Die Erfolgsquoten von Arthrodesesen sind in 2 unterschiedlichen Untersuchungen nach Entfernung von Oberflächenersatzprothesen mit 81 % bzw. 71 % im Vergleich zu 56 % bzw. 57 % nach Entfernung gekoppelter Prothesen eindeutig günstiger.

Resektionsarthroplastik Die Resektionsarthroplastik sollte Patienten mit polyartikulärer rheumatoider Arthritis und geringen funktionellen Ansprüchen, wenn Alternativen nicht durchführbar erscheinen, und für die Fälle vorbehalten bleiben, bei denen eine lebensbedrohliche Infektion nicht auf eine andere Art eingedämmt werden kann oder wenn eine vorausgegangene Revision gescheitert ist. Da nach Durchführung einer Resektionsarthroplastik eine funktionelle Instabilität des Kniegelenkes verbleibt, sollte dieser Eingriff weitestgehend immobilisierten Patienten vorbehalten bleiben. Laut Ergebnissen der Literatur liegt die Erfolgsquote von Resektionsarthroplastiken bei 68 %.

Amputation Die Amputation des betreffenden Beines ist indiziert bei lebensbedrohenden lokalen Infektionen, einer mit exzessivem Knochenverlust einhergehenden Infektion sowie Weichgewebedefekten, die zu unlösbaren Komplikationen beim Wundverschluss führen. Die Indikation zur Amputation ist in der Literatur i. Allg. in nur weniger als 10 % der Fälle gegeben.

Wundheilungskomplikationen Wundheilungsstörungen stehen nach Auskunft der Literatur signifikant in Zusammenhang mit einer Adipositas. Einen geringen Einfluss haben Diabetes mellitus und Rauchen, das Lebensalter, eine arterielle Hypertonie, erhöhter Blutverlust und Geschlecht seien ohne Einfluss. Eine Prädisposition für Wundheilungsstörungen im Falle einer rheumatoiden Arthritis ist nicht gesichert: Es wird sowohl von signifikant höheren, leicht erhöhten als auch nicht signifikant erhöhten Infektionsraten gesprochen. Wundheilungskomplikationen können am besten durch eine adäquate chirurgische Technik vermieden werden. Die kontinuierliche passive Mobilisation hat zumindest keinen negativen Einfluss auf die postoperative Wundheilung. Bei Hautnekrosen bieten ein Gastrocnemiusmyokutanlappen oder Myokutan- und Hautfaszienlappen eine höhere Aussicht auf Erfolg zur sekundären Deckung einer offenen Wunde.

11.1.3 Patellofemorale Komplikationen

Komplikationen des Streckapparates sind in einem aseptischen Kniegelenk der häufigste Grund für eine Revision. Die patellofemorale Komplikationsraten lagen in verschiedenen Studien zwischen 1,5 und 12 %. Zu den patellofemorale Problemen zählen Kniescheibeninstabilität, Patellafraktur, Osteonekrose, Materialabrieb, Schäden und Abtrennung sowie Lockerung der Patellakomponente. Die Inzidenz symptomatischer Patellainstabilitäten liegt in größeren Studien zwischen 0,5 und 0,8 %. Mögliche Ätiologien von Instabilitäten sind Fehlpositionierung der Patellakomponente, inadäquate Weichgewebespannung, Trauma und starkes Valgusalignment des Kniegelenkes sowie Innenrotation der Femur- und/oder der Tibiakomponente, eine zu große Femurkomponente und eine zu große Gesamtdicke der Patella mit Rückflächenersatz. Konservative Behandlungsmodalitäten von Patellainstabilitäten sind krankengymnastische Kräftigungsübungen des M. vastus medialis und Patellaführungsbandagen. Liegt keine Fehlpositionierung der Komponente vor, was eine Revision zur Folge hätte, so werden ein proximales Release des lateralen Retinakulums oder ein distales Realignment durch eine Osteotomie der Tuberositas tibiae empfohlen.

„Metal-backed-Patella-Komponenten“ zeigen nach Auskunft der Literatur häufiger schwere Komplikationen durch Abrieb als reine Kunststoffkomponenten durch eine deutlicher ausgeprägte biologische Antwort auf Abriebpartikel. Die Versagensquote von „Metal-backed-Implantaten“ durch klinisch symptomatischen Abrieb reicht von 5–11 % innerhalb von 2 Jahren nach der Operation. „Metal-backed-Patella-Implantate“ mit frei rotierender Polyethylenartikulationsfläche scheinen weitaus weniger als andere Patellaimplantate für Abrieb anfällig zu sein.

Osteonekrose Eine Osteonekrose der Patella tritt sowohl in Verbindung mit Frakturen der Kniescheibe als auch mit Komponentenlockerungen auf. Veränderungen der Knochenstruktur wurden in der Literatur insbesondere auf eine relative Ischämie der Patella, auf Störungen ihrer Kinematik und übermäßige Druckbelastung zurückgeführt. Es ist davon auszugehen, dass beim medialen und lateralen operativen Zugang eine ausreichende Blutversorgung durch die jeweils verbleibenden anastomosierenden Blutgefäße der Patella gewährleistet bleibt.

Patellafraktur Die Inzidenz von Brüchen der Kniescheibe reicht in der Literatur von 0,1–8,5 %. Eine Patellafraktur kann auf ein Trauma, Ermüdung oder Überbelastung, Avaskularität, Fehlstellung der Komponente, übermäßige Knochenresektion oder auf den Gebrauch großer zentraler Verankerungsstifte zurückzuführen sein. Bei Frakturen ohne Dislokation wird eine konservative, nichtoperative Behandlung empfohlen. Eine operative Therapie ist bei Frakturen indiziert, die mit einer Unterbrechung des Extensionsapparates, einer Lockerung des Patellaimplantates oder einer Dislokation verbunden sind.

Lockerung des Patellaimplantates Von einer Lockerung des Patellaimplantates, die durch dünne zentrale Verankerungsstifte, seine Fehlpositionierung oder ein Trauma verursacht worden war, wird in 0,6–1,3 % der Fälle berichtet. Die Komplikationsraten nach Revision des Patellaimplantates liegen in der Literatur zwischen 24 und 34 %. Nach Meinung verschiedener Autoren ist bei Revisionen eine Neuimplantation des Patellarückflächenersatzes in der Regel nicht sinnvoll, so dass dem Resektionszustand der Kniescheibe oft der Vorzug gegeben werden sollte.

Ruptur des Lig. patellae Die Inzidenz wird in der Literatur mit 0,22–0,55 % angegeben. Ätiologische Faktoren sind übermäßiges Abtrennen des Lig. patellae während der Operation, eine Osteotomie der Tuberositas tibiae, Manipulationen des Kniegelenkes unter Narkose oder ein Trauma. Ein Risiko besteht v. a. bei Kniegelenken mit eingeschränkter präoperativer Beweglichkeit. Beste Ergebnisse sind mit einer Sehnenplastik des M. semitendinosus und verlängerter Immobilisierung in einem Gipsverband zu erzielen.

Weichgewebsprobleme Verschiedene Weichgewebeirritationen können nach einer Knie totalalloarthroplastik auftreten. Das „Patella-clunk-Syndrom“, ein fibröser Pannus mit intraartikulären Adhäsionen und fibrösen Bändern können durch eine operative Exzision behandelt werden. Eine Hypertrophie des Fettgewebepolsters mit Entwicklung einer Patella infera wird durch die Exzision des hypertrophen Fettgewebes mit Befreiung der Patellasehne von Narbengewebe operativ angegangen.

11.1.4 Neurovaskuläre Komplikationen

Neurovaskuläre Erkrankungen nach kniealloarthroplastischen Operationen wie tiefe Venenthrombosen und Lungenembolien, Fettembolien, arterielle Insuffizienzen oder Paralysen des N. peroneus können ernsthafte Probleme für Patient und Chirurg darstellen.

Prädisponierende Faktoren für ein erhöhtes Risiko einer tiefen Venenthrombose sind v. a. Übergewicht, eine verlängerte postoperative Immobilisierung, eine frühere Venenerkrankungen sowie eine Hyperlipämie; geringe Relevanz haben ein hohes Lebensalter, die Art der orthopädischen Erkrankung, die Verwendung ein- oder zweiphasiger bilateraler Kniealloarthroplastiken, anatomische Variationen der Venen, die Anzahl der Venenklappen, eine arterielle Hypertonie, die Dauer der Blutsperre, ein zementierter oder zementfreier Gelenkersatz, Schwere und Dauer der Operation, die Höhe des Blutverlustes und erfolgte Bluttransfusionen. Tiefe Venenthrombosen entstehen schon während der Operation eher durch den thrombogenen Effekt der Blutsperre als durch die Knochenmarkmanipulation bei kniealloarthroplastischen Operationen. Die heutige Standardmethode zur Diagnostik einer tiefen Venenthrombose ist das Venogramm. Die B-Scan-Ultraschalldiagnostik ist ein immer häufiger angewendetes Verfahren zum Nachweis einer tiefen Venenthrombose. Auf der Grundlage von Daten aus Venographien liegt in der Literatur die Inzidenz zwischen 50 und 70 %. Eine tiefe Venenthrombose zählt zu den normalen postoperativen Ereignissen, mit der Größe eines Blutgerinnsels steigt das Risiko für den Patienten. Einige Autoren meinen, dass das Auftreten eines Thrombus im Unterschenkel postoperativ nach alloplastischem Ersatz des Kniegelenkes kein erhöhtes Risiko für die Entwicklung einer Lungenembolie darstellt, während andere jedes Blutgerinnsel in den unteren Extremitäten als ein erhöhtes Risiko für den Patienten betrachten. Die kritische Größe und Lokalisation eines Blutgerinnsels bleiben kontrovers diskutiert.

Lungenembolie Eine Lungenembolie kann als asymptomatische, symptomatische und als eine tödlich verlaufende Form auftreten. Die Inzidenz asymptomatischer Lungenembolien beträgt 10–19 %. Die klinische Bedeutung einer asymptomatischen Lungenembolie muss noch geklärt werden. Im Allgemeinen liegt die Inzidenz einer tödlich verlaufenden Lungenembolie bei 0,2–0,7 %, die der symptomatischen bei 1–1,9 %. Die 3 wichtigsten Methoden zur Diagnose einer Lungenembolie sind die klinische Untersuchung, die Lungenperfusionsszintigraphie und die Pulmonalarteriographie.

Fettembolie Die Verwendung intramedullärer Alignmentsysteme oder Verankerungsschäfte in der Knie-

endoprothetik führt zu einem erhöhten Risiko einer Fettembolie. Ein anhaltender Anstieg des pulmonalen Arteriendruckes und des pulmonalen Gefäßwiderstandes sei als ein Indikator für ein potenzielles ernstes Risiko für ein klinisches Fettemboliesyndrom anzusehen. Die Autoren empfehlen, im Rahmen einer bilateralen Kniealloarthroplastik regelmäßig ein Monitoring des pulmonalen Arteriendruckes und des pulmonalen Gefäßwiderstandes durchzuführen. Hauptkriterien für die Diagnose einer Fettembolie sind axilläre oder subkonjunktivale Petechien, eine Hypoxämie mit Lungenödem sowie eine zur Hypoxämie dysproportionale Depression des Zentralnervensystems; Nebenkriterien sind Tachykardie, Pyrexie, eine Embolie in der Retina, Fett im Urin, eine Thrombozytopenie, eine erhöhte Erythrozytensedimentationsrate und Fettkügelchen im Sputum. Die Diagnose einer Fettembolie erfordert die Erfüllung mindestens eines Haupt- und vierer Nebenkriterien. Die Behandlung einer Fettembolie ist unterstützend, in fortgeschrittenen Fällen kann eine mechanische Ventilation erforderlich sein. Kortikosteroide können die entzündliche Antwort auf die chemischen Effekte der Fettembolie vermindern.

Arterielle Insuffizienz Die Inzidenz einer arteriellen Insuffizienz an der Mayo-Klinik bei 9022 alloplastischen Knieoperationen lag bei nur 0,3 %. Die Ätiologie stand in Beziehung zu der Obstruktion der A. poplitea nach Korrektur einer lange bestehenden Flexionskontraktur. Ein direktes Trauma der A. femoralis superficialis durch einen Stauschlauch kann zu einer Embolisation der atheromatösen Plaques führen. Bei der Behandlung arterieller Komplikationen ist eine frühzeitige Diagnose wesentlich für ein zufriedenstellendes Behandlungsergebnis und Rettung des Beines.

Nervus-peroneus-Paralyse Die Inzidenz einer postoperativen Paralyse des N. peroneus wird in der Literatur mit 0,3–0,9 % angegeben, sie sei nach einer Revisionoperation höher als nach einer Erstoperation. Ätiologische Faktoren sind Korrekturen schwerer Flexions- und Valgusdeformitäten, den Nerven komprimierende postoperative Hämatome sowie Dehnung des umgebenden Weichgewebes und direkter Druck auf das Weichgewebe durch einschnürende Verbände, wodurch die vaskuläre Versorgung des Nerven behindert wird. Eine Paralyse des N. peroneus sollte zunächst konservativ behandelt werden (Rand 1993a,b). Die Entfernung einschnürender Verbände und die Beugung des Kniegelenkes entlasten den Nerven, das Umhergehen kann mit einer Fußgelenkorthese verbessert werden. Ein chirurgisches Vorgehen bei Paralyse des N. peroneus ist in der Regel nicht indiziert, weil ein intraoperatives Trauma des Nerven eher unwahrscheinlich sei.

Tab. 11.1 Implantatspezifische Komplikationen bei Knieendoprothesen

Schlittenprothese	Oberflächenersatz	Scharnierendoprothese
Höchste Lockerungsrate – medial nach durchschnittlich 7 Jahren – lateral nach durchschnittlich 5 Jahren	Mittlere Lockerungsrate nach durchschnittlich 14–20 Jahren	Geringste Lockerungsrate nach durchschnittlich 10 Jahren
Geringste Infektionsrate: 2–8 %	Mittlere Infektionsrate: 2–17 %	Höchste Infektionsrate: 2–23 %
Geringste Patellaproblematik: < 10 %	Mittlere Patellaproblematik: 5–20 %	Häufigste Patellaproblematik: 8–40 % Implantatbruch: < 2 %

11.1.5 Femurfrakturen

Eine seltene Komplikation in der Knieendoprothetik sind suprakondyläre Frakturen des Femur. Mögliche Ursachen sind adäquate oder inadäquate Traumen, eine Osteoporose, eine rheumatoide Arthritis, iatrogene Faktoren und vorbestehende knöcherne Destruktionen aufgrund von Polyethylenabrieb. Frakturen oberhalb einer Knieendoprothese sollten mit einer sofortigen operativen Fixation und einer frühen Mobilisation behandelt werden. Eine nichtoperative Behandlung wird nur bei einer Minderheit im Falle nichtdislozierter Frakturen empfohlen.

11.1.6 Prothesenspezifische Komplikationen

Hauptproblem der Scharnierprothesen ist die erhöhte Infektionsrate und damit wiederum die Gefahr eines großen sekundären Knochenverlustes. Auch die Anzahl der Patellaprobleme ist beträchtlich. Die Komplikationen der unikondylären Schlitten bestehen im wesentlichen in der aseptischen Lockerung, wobei laterale Implantate deutlich ungünstiger sind als mediale. Patellaprobleme, aber auch andere oft uncharakteristische Beschwerden treten in den meisten Fällen erst nach Jahren oder aber bei primär zu weit gefasster Indikationsstellung auf. Die Oberflächenprothesen zeigen im Vergleich zu den unikondylären Alloplastiken erst später ein aseptisches Versagen, die Infektionsgefahr ist etwas höher; weiterhin finden sich nicht selten Kniescheibenprobleme (Tab. 11.1).

11.2 Schmerzen

Wesentliches Ziel einer Kniealloarthroplastik ist es, ein schmerzfrees, funktionsfähiges Kniegelenk wiederherzustellen, das möglichst frei beweglich ist und eine normale Gangabwicklung erlaubt. Verbesserungen der operativen Technik, der Instrumente und der Implantate trugen insgesamt zu heutzutage durchaus guten Langzeitergebnissen in der Knieendoprothetik bei. Trotz dieser Erfolge bleiben persistierende Schmerzen bei Patienten nach alloplastischem Ersatz eines Kniegelenkes ein häufiges Problem und stellen eine diagnostische und therapeutische Herausforderung dar. Die Schmerzursache kann offensichtlich und therapierbar sein, sie kann aber auch versteckt und trotz großen Aufwandes nicht eindeutig zu klären und dann zu behandeln sein.

Hauptursachen für Frührevisionen nach der Implantation von Knieendoprothesen sind nach Cuckler (1996) Lockerung, Infektion, Design- und operationstechnische Fehler. Herzog und Morscher zeigten bereits 1991, dass 28 % der Fehlschläge bei Knieendoprothesen direkt auf chirurgische Defizite zurückzuführen waren.

Die allgemeinen Symptome subjektiv beeinträchtigender Beschwerden nach alloplastischem Ersatz eines Kniegelenkes können vielfältige Ursachen haben. Die Schmerzätiologien können hier in unterschiedliche Kategorien unterteilt werden, wie z. B.

- Schleichende oder akute Infektion
- Aseptische Implantatlockerung
- Weichgewebeprobleme
- Patellofemorale Dysfunktion
- Extraartikuläre knieferne Störungen

Die tiefe Infektion des alloplastischen Kniegelenkes und auch die patellofemorale Komplikationen werden gesondert in späteren Abschnitten dieses Kapitels ausführlich besprochen. An dieser Stelle soll v. a. auf das mechanische Versagen und die damit zusammenhängenden Weichgewebeprobleme sowie auf extraartikuläre Schmerzursachen eingegangen werden.

11.3 Aseptische Prothesenlockerung

Ist eine Infektion des Kniegelenkes ausgeschlossen, so sind meist mechanische Probleme für persistierende Schmerzbilder des Patienten verantwortlich. Ursachen für ein mechanisches Versagen bzw. eine nicht-entzündliche Implantatlockerung sind meist technische Fehler während der Operation selbst, wie z. B.:

- Schlechtes Alignment der Prothese
- Instabilität des Kniegelenkes durch mangelhafte Weichgewebespannung

- Inadäquate Zementiertechnik
- Patellofemorale Instabilität

11.3.1 Inadäquates Prothesenalignment

Eine allgemeine Ursache für das Versagen eines Implantates kann die mangelhafte Wiederherstellung der mechanischen Beinachse beim Einbau einer Kniealloarthroplastik sein. Dieses führt, zusammen mit einer Implantation der Komponenten auf einer geneigten Oberfläche, zu einer asymmetrischen Belastung der gelenkbildenden Anteile und damit zur Begünstigung einer Prothesenlockerung. Zugkräfte treten typischerweise auf der weniger belasteten Implantatseite auf und provozieren hier ein Abheben des Implantates. Auf der belasteten Seite sind die Kompressionskräfte übersteigert, was zu Knochenverlust mit nachfolgendem Absinken der Prothese Anlass geben kann. Ein schlechtes Alignment der Alloarthroplastik kann auf Röntgenaufnahmen meist sicher beurteilt werden.

11.3.2 Instabilität

Eine postoperative Kniegelenkinstabilität nach Alloarthroplastik resultiert fast immer aus einer schlechten intraoperativen Weichgewebelbalancierung. Komplizierend kann eine inkorrekt durchgeführte Knochenresektion hinzukommen. Instabilitäten können klinisch manuell durch Valgus- und Varusstress in 30° Beugung sowie in Streckung des betroffenen Kniegelenkes überprüft werden. Objektivierbar sind diese Befunde durch Anfertigung gehaltener Röntgenaufnahmen. Erhebliche subjektive Beschwerdebilder können v. a. in den Fällen auftreten, in denen die Instabilität so groß ist, dass es zu Subluxations- oder gar Luxationsphänomenen (■ Abb. 11.1) der Prothesenkomponenten kommt.

Eine a.-p.-Instabilität bei Flexion kann auf eine übermäßige Knochenresektion an der proximalen Tibia oder an den posterioren Femurkondylen zurückzuführen sein. Patienten mit diesem Instabilitätstypus klagen häufig über eine Blockierung des Kniegelenkes bei der Beugung mit starken Schmerzen im anterioren und posterioren Gelenkbereich. Die Implantation von Prothesenkomponenten mit zu geringer Höhe führt unter axialer Belastung zu einem Genu recurvatum mit Schmerzen im Bereich des M. popliteus.

Ungekoppelte Oberflächenprothesen benötigen für ihre korrekte Funktion einen intakten bzw. wiederhergestellten Kapsel-Band-Apparat. Wird dies vom Operateur nicht ausreichend beachtet, resultiert nach kurzer Zeit ein instabiles Gelenk. Im schwedischen Knieendoprothetikere-



■ **Abb. 11.1** Knieinstabilität (ventrale femorale Luxation) nach Implantation einer gekoppelten Prothese

gister wird die Instabilität als eine wesentliche Revisionsursache genannt (Knutson et al. 1994).

Klassifikation Insall (1984) klassifizierte die Instabilitäten bei Knieendoprothese in 5 Typen:

- Instabilität in Extension
- Instabilität in Flexion
- Instabilität im Rotationssinne
- a.-p.-Translation
- Sonderform: Genu recurvatum

Ursachen Die Ursachen für alle diese Instabilitäten werden zum größten Teil intraoperativ, also bei der Erstimplantation angelegt, weniger häufig präoperativ und nur selten postoperativ (■ Tab. 11.2).

Posttraumatische Bandrupturen mit adäquatem Trauma sind sehr selten, häufiger sind allerdings postoperativ auftretende Insuffizienzen bei meist bereits intraoperativ vorgeschädigten Ligamenten. Selbstverständlich kann sich hinter einer neu auftretenden Instabilität auch eine Lageveränderung des Implantates durch Lockerung oder Polyethylenabrieb verbergen. Diese Ur-

Tab. 11.2 Ursachen für eine Instabilität nach Knieendoprothese

Präoperative Ursachen	Hochgradige mediolaterale Instabilität	Echte Seitenbandinsuffizienz/-ruptur Knöcherner Deformitäten
	Hochgradige a.-p.-Instabilität	Kreuzbandruptur/-insuffizienz Beugekontraktur
Intraoperative Ursachen	Ungenügende Korrektur präoperativer Deformitäten	Insuffizientes Weichteilrelease Insuffiziente Knochendefektauf-füllung
	Fehlpositionierung der Komponenten	Ungleicher Beuge- und Streckspalt Femorale Fehlrotation
	Wahl des falschen Prothesentyps	
Postoperative Ursachen	Kapsel-Band-Rupturen	Echte posttraumatische Rupturen Bandinsuffizienz nach Bagateltrauma
	Lageveränderungen des Implantates	Lockerung Polyethylenabrieb

sachen sind ebenfalls selten, müssen jedoch ausgeschlossen werden.

Meist zeigen endoprothetisch versorgte instabile Gelenke das gleiche Instabilitätsmuster, das bereits vor Einbau des künstlichen Kniegelenkes vorgelegen hat. Viele lateral aufklappbare Gelenke hatten zuvor eine hochgradige Varusgonarthrose, a.-p. instabile Gelenke waren oftmals präoperativ bereits kreuzbandinsuffizient. Zumeist sind diese jedoch keine echten präoperativen Ursachen, da hier oftmals intraoperativ der Kapsel-Band-Apparat nicht exakt ausbalanciert bzw. der falsche Prothesentyp verwendet wurde.

Diese Problematik leitet über zum Komplex der intraoperativen Ursachen. Selbstverständlich muss ein ungenügendes Release der Konkavseite der Deformität bei Verwendung einer ungekoppelten Prothese zur Aufklappbarkeit der Konvexseite führen. Wird ein unilateraler Knochendefekt insuffizient aufgefüllt oder kommt es zum medialen oder lateralen Nachsintern des knöchernen Prothesenlagers, so wird das Gelenk instabil.

Oftmals weniger deutlich erkennbar ist eine Fehlpositionierung der Komponenten, die dann ebenfalls zur Instabilität führt. Die Nichtbeachtung der notwendigen Kongruenz zwischen Beuge- und Streckspalt hat entweder eine Bewegungseinschränkung oder eine Instabilität

zur Folge. Bei zu starker posteriorer femoraler Resektion ist das Knie in Streckung stabil, in Beugung aber instabil; meist kommt es dabei zur anterioren Subluxation. Eine fehlerhafte Rotationsausrichtung der Femurkomponente äußert sich klinisch in einem in 90° Flexion varisch oder valgisch instabilen, in Streckung jedoch stabilen Gelenk.

Eine weitere Hauptursache ist die Wahl des falschen Prothesentyps. Schwere Varus- bzw. Valgusgonarthrosen sind selbst bei bester Weichteilbehandlung in den meisten Fällen durch eine ungekoppelte Oberflächenprothese nicht ausreichend stabil zu versorgen.

Diagnostik Präoperativ ist die klinische Untersuchung eines prothetisch versorgten instabilen Gelenkes von entscheidender Bedeutung. Varus- und Valgusstresstests sowie a.-p.-Schubladentests sollten immer sowohl in Streckung als auch in 30° und 90° Beugung geprüft werden. Eine femorale Fehlrotation ist klinisch oftmals nur klinisch durch einseitige Aufklappbarkeit in Flexion zu diagnostizieren.

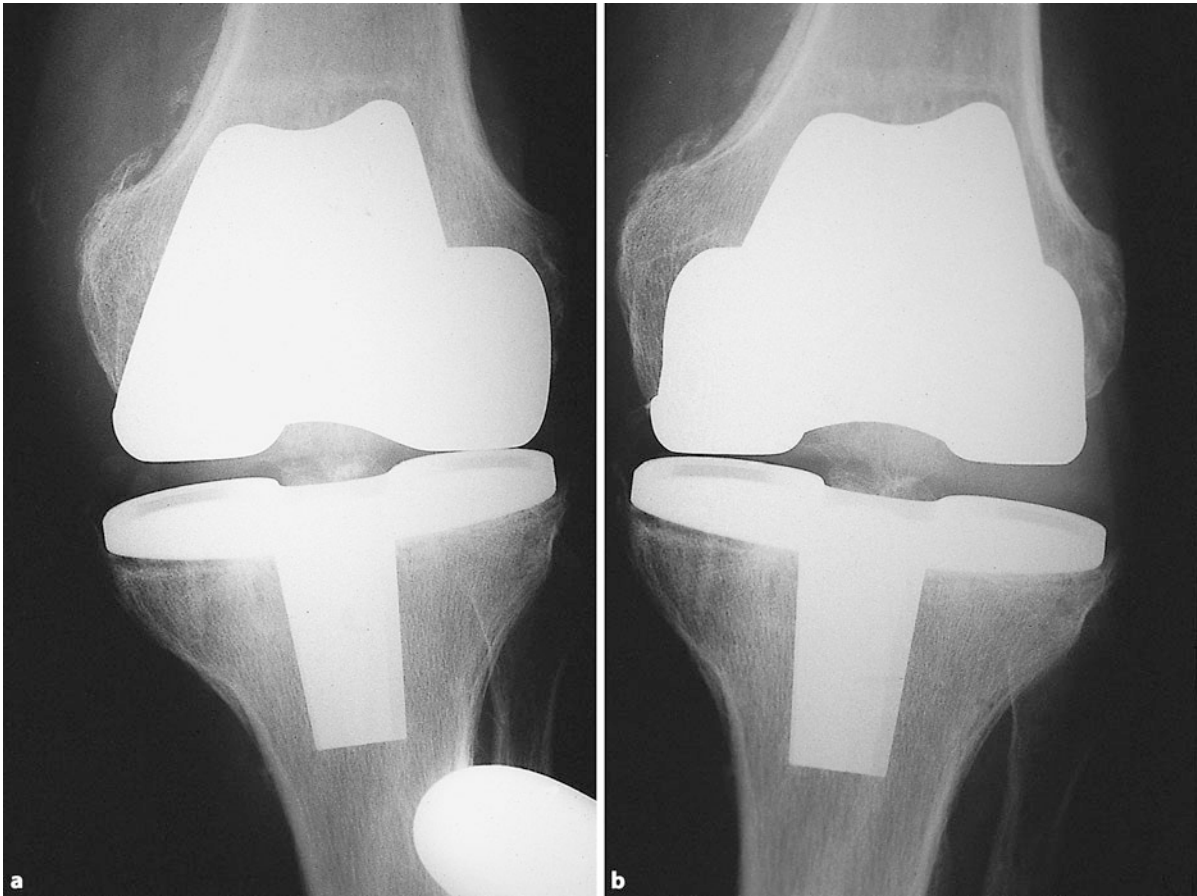
Bei der radiologischen Diagnostik sollte – wann immer möglich – ein Vergleich mit den Aufnahmen vor Prothesenimplantation durchgeführt werden. Dies und auch der Vergleich mit der nicht oder der korrekt versorgten Gegenseite erlaubt Rückschlüsse zur Lage der Gelenklinie, zum Beuge- und Streckspalt sowie zur präoperativen Instabilität. In klinisch unklaren Fällen führen wir Röntgenaufnahmen unter Varus- bzw. Valgusstress durch, Belastungsaufnahmen im Stand sind Standard (Abb. 11.2). Ein sonst oft hilfreiches Haltegerät bei der Überprüfungen von Bandinstabilitäten ohne einliegender Knieendoprothese ist beim Vorliegen einer Alloplastik oft nicht hilfreich. Häufig muss man als Behandler manuell gehaltene Aufnahmen unter Bildwandlerkontrolle selber durchführen.

11.3.3 Inadäquate Zementiertechnik

Zusätzlich zum mechanischen Versagen durch technische Fehler, aus denen ein schlechtes Alignment und eine Instabilität des Kniegelenkes resultieren, kann eine schlechte Zementiertechnik zu einer mangelhaften Prothesenfixation und damit meist zu belastungsabhängigen Schmerzen führen. Zu einer guten Zementiertechnik zählen:

- Korrekte Knochenpräparation
- Homogenes Einpressen des Zementes in den trabekulären Knochen
- Vermeidung von Bereichen nichtabgestützten Poly-methylmethacrylats

Resezierte Knochenoberflächen müssen intraoperativ sorgfältig gespült werden, um Knochen- und Gewebetrümmer bestmöglichst zu entfernen. Sklerotischer Knochen muss



■ **Abb. 11.2a,b** Röntgenologischer Nachweis einer Aufklappbarkeit sowohl bei Varus- (a) als auch bei Valgusstress (b)

angebohrt oder gefenstert werden, um das Eindringen des Zementes in die Zwischenräume der subchondralen Bezirke zu ermöglichen. Ein röntgenologisch sichtbares Fortschreiten von Aufhellungen im Falle eines schmerzhaften Kniegelenkes kann ein bevorstehendes Implantatversagen ankündigen; Malalignment und Instabilität können das Problem verstärken.

11.4 Extraartikuläre Störungen

Nicht selten werden vom Patienten Schmerzen nach alloplastischem Ersatz des Kniegelenkes angegeben, bei denen sich keine Ursachen für die Schmerzsymptomatik unmittelbar im Bereich des Kniegelenkes selbst finden lassen. In diesen Fällen müssen eine Reihe möglicher Ätiologien erwogen werden wie:

- Synalgien
- Hüftgelenkerkrankungen
- CRPS (chronisch regionales Schmerzsyndrom)
- Arterielle Insuffizienz
- Psychische Faktoren

Zunächst sollte eine Arthrose anderer Körperregionen mit zum Kniegelenk weitergeleiteten Beschwerden – d. h. eine sog. Synalgie – in Betracht gezogen werden. Eine der häufigeren Ursachen solcher synalgischen Kniegelenkschmerzen ist eine degenerativ veränderte Wirbelsäule mit radikulären Symptomen, die dann meist von einer verschlissenen Bandscheibe oder einem eingeklemmten Spinalnerven ausgehen. Obwohl diese Schmerzen vom Patienten in aller Regel mehr in dem posterioren Bereich des Kniegelenkes lokalisiert werden, können diese durchaus auch einmal im anterioren Kniegelenkbereich auftreten. Eine sorgfältige Erhebung der Anamnese sowie eine detaillierte klinische Untersuchung und Röntgendiagnostik helfen oft, die Ursache dieser Beschwerdebilder zu eruieren. Letztendlich kann eine epidurale Injektion von Kortikosteroiden bei der Überprüfung helfen, ob Kniegelenkschmerzen spinalen Ursprungs sind oder nicht.

Ferner können persistierende Kniebeschwerden in Verbindung mit einer homolateralen Hüftgelenkstörung auftreten, weswegen grundsätzlich eine eingehende Untersuchung auch der Hüftgelenke durchgeführt werden sollte. Besteht der Verdacht, dass das Hüftgelenk eine Rolle für

diese Schmerzsymptomatik des Patienten spielt, sollte eine diesbezügliche röntgenologische Abklärung erfolgen. In Einzelfällen kann auch eine intraartikuläre totale Applikation eines Lokalanästhetikums vorgenommen werden, um zu überprüfen, ob und wie sich dadurch Schmerzen im Kniegelenk verringern lassen.

Kniegelenksbeschwerden können weiterhin durch ein CRPS bedingt sein, wobei die Patienten dann meist eine muskuläre Schwellung und den Anschein einer Weichgewebeatrophie im Bereich des Kniegelenkes zeigen. Subjektiv werden häufig sowohl Tag- als auch Nachtschmerzen angegeben. Auf Röntgenaufnahmen zeigt sich typischerweise eine periprothetische Osteopenie. Ein sympathischer Block kann sich in solchen Fällen als durchaus hilfreich erweisen. Für die zugrundeliegende Dystrophie gibt es jedoch keine eindeutige Erklärung. Physikalische Therapie, entzündungshemmende Medikamente und nichtnarkotische Analgetika sind weitere Behandlungsalternativen.

Vom Kniegelenk bis zum Unterschenkel sich erstreckende Schmerzbilder können ferner auch durch eine arterielle Insuffizienz bedingt sein. Diese Diagnose wird durch die Symptomatik, die Verringerung oder das Fehlen des peripheren Pulses und schließlich durch die Verbesserung der Schmerzsymptomatik nach Durchführung einer Gefäßbehandlung bestätigt.

Letztendlich gibt es nach Ausschluss dieser oben genannten Ursachen Patienten, bei denen fortbestehende Schmerzbilder psychischen Ursprungs sein können.

11.5 Patellaschmerzen

Eine der häufigsten Ursachen für ein Scheitern eines unikompartimentalen Ersatzes des Kniegelenkes sind fortbestehende oder neu auftretende Patellaschmerzen. Zur Reduktion dieser Beschwerden ist eine viel geübte Praxis die peripatellare Denervierung

Van Jonbergen et al. (2014) verglichen in einer prospektiv randomisierten Untersuchung den Effekt der peripatellaren Elektrokoagulation im Rahmen der Knieendoprothetik ohne Patella-Resurfacing. Der mittlere Nachuntersuchungszeitraum lag bei 3,7 Jahren. Die Gesamtinzidenz des vorderen Knieschmerzes betrug nach einem Jahr 26 %, nach 3,7 Jahren 32 %. Die Anzahl des sekundären Patellaoberflächenersatzes war im ersten Jahr höher als in der Kontrollgruppe. Es fand sich jedoch kein signifikanter Unterschied. Neben dieser Arbeit finden sich auch andere Studien, die den Effekt der peripatellaren Elektrokoagulation in der primären Knieendoprothetik evaluierten. Hier gibt es zum Einen Arbeiten, welche ein besseres klinisches Ergebnis nach Elektrokoagulation demonstrieren konnten (Altay et al. 2012; Pulavarti et al.

2013). Daneben existieren jedoch auch Studien, die keinen Unterschied aufzeigen konnten (Baliga et al. 2012; Yim et al. 2012).

Ursachen Eine Schmerzursache kann auch durch den Kontakt des unteren Patellapols mit dem Vorderrand der Femurkomponente ausgelöst werden (■ Abb. 11.3). Marmor (1993) gibt 3 Hauptursachen für ein Patellaimpingement durch den Vorderrand der Femurkomponente an:

- Eine Diskrepanz zwischen Einbauinstrumenten und implantierter Femurkomponente. Dieses Problem kann durch eine mangelhafte Qualitätskontrolle des Herstellers bedingt sein, es entsteht durch fabrikatorische Toleranzen zwischen Schablonen, Probe- und endgültigen Komponenten. Grundsätzlich sollten keine Implantate einer Firma mit Einbauinstrumenten eines anderen Herstellers eingesetzt werden.
- Ein zu dicker anteriorer Rand der Femurkomponente, der nicht zur Probekomponente passt.
- Ein Fehler beim Einbau des anterioren Randes der Femurkomponente in Relation zur Gelenkoberfläche, so dass die Vorderkante der Femurkomponente sich nicht oberhalb des Niveaus der Artikulationsfläche des Patellofemoralgelenkes befindet.

Diagnostik Intraoperativ ist die Überprüfung einer Irritation im Bereich der Kniescheibe mit Hilfe der Probekomponente vor Einsatz der endgültigen Prothese von Bedeutung. Dabei sollte darauf geachtet werden, dass die Vorderkante der Femurkomponente bündig mit der Artikulationsebene abschließt oder sich etwas unterhalb dieser befindet. Die Kniescheibe sollte dahingehend palpirt werden, ob sie bei Kniebeugung über den Vorderrand schleift oder hängenbleibt; auch sollte beobachtet werden, ob sie ruhig und gleichmäßig über die Femurkomponente hinweg gleitet. Vor Zementierung der endgültigen Femurkomponente muss diese mit dem Probeimplantat verglichen werden um sicherzustellen, dass beide tatsächlich die gleiche Größe aufweisen. Nach Zementierung der Prothese sollte der funktionelle Test wiederholt werden. Typische postoperative Anzeichen und Symptome für eine Patellairritation durch die Femurkomponente sind:

- Auftreten von Schmerzen bei einer Knieflexion von 30–60°, wenn die Kniescheibe den anterioren Rand der Femurkomponente berührt. Ist die Beeinflussung nicht schwerwiegend, so verringert sich der Schmerz bei einem Beugewinkel über 60°, wenn der untere Patellapol über den prominenten Rand der Femurkomponente hinweggeglitten ist.
- Durch Palpation der Patella kann ihr Hängenbleiben oder Reiben am Vorderrand der Femurkomponente festgestellt werden.

- Persistenz einer Empfindlichkeit im Bereich des prominenten Randes der Femurkomponente mit der Möglichkeit, diese Prominenz zu palpieren.
- Bei schwerer Beeinträchtigung kann die Kniebeugung auf 40–60° beschränkt bleiben.

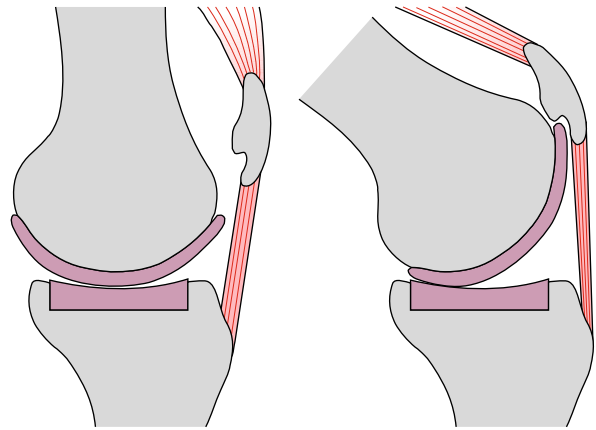
Therapie Sind die Symptome des Patienten schwerwiegend, können diese eine Reoperation notwendig machen, bei der entweder die Patellakomponente entfernt und durch ein adäquat eingebautes Implantat ersetzt oder aber der Bereich der Patellafacette derart reseziert wird, so dass eine weitere Beeinträchtigung vermieden werden kann. Die Ergebnisse derartiger Patellarevisionseingriffe sind jedoch oft für Patienten und Therapeuten oft ernüchternd. Eine Patellektomie sollte nicht durchgeführt werden, da das Problem dadurch nicht gelöst und das Lig. patellae durch die Reibung auf der prominenten Femurkomponente weiterhin Schmerzen bereiten würde (Insall und Walker 1976; Marmor 1993).

11.6 Infektion des Kniegelenkes

Fehlschläge eines knieendoprothetischen Ersatzes gingen noch in den 1970er Jahren in rund 75 % zu Lasten tiefer Infektionen (Insall et al. 1983), deren Inzidenz in der Literatur zwischen 1 % (Insall et al. 1983; Poss et al. 1984; Grogan et al. 1986; Insall 1986;) und über 20 % (Jones et al. 1979) angegeben wurde. Eine tiefe Infektion nach Implantation einer Knieendoprothese führte bei 46 % von 140 Patienten zu einer dauerhaften Explantation der Alloplastik, während bei nur 35 % der Fälle das künstliche Gelenk erhalten werden konnte; bei 8 % erfolgte eine Reimplantation; bei 5 % eine Oberschenkelamputation; 6 % verstarben bei der Behandlung (Insall 1983b).

Die Infektion einer Knieendoprothese ist die meist gefürchtete Komplikation. Glücklicherweise ist die Quote nach der primären Endoprothetik mit 1–2 % als sehr gering zu betrachten. Bei einer Revisionsoperation steigt dieser Anteil jedoch erheblich. Obwohl die Inzidenz zu gering ist, ist jedoch die Bedeutung für Patienten und Therapeuten beim Eintreten der Infektion erheblich. Prinzipiell sollte bei jedem Patienten mit Beschwerden nach Knieendoprothetik potenziell an eine Infektion gedacht werden. Die andere Probleme nach Knieendoprothetik sind glücklicherweise in Ihren Auswirkungen als weniger dramatisch für den Patienten einzustufen, hierzu zählt der polyethylenbedingte Abrieb mit der Osteolyse, die aseptische Lockerung, eine Instabilität, Extension-Mechanismus-Probleme, eine Arthrofibrose oder periprotetische Frakturen.

Infektionszahlen nach Knieendoprothesen bedürfen einer differenzierenden Interpretation. Das Gesamtergebnis ist von individuellen patientenspezifischen Faktoren, aber auch dem verwendeten Prothesendesign abhängig.



■ **Abb. 11.3** Patellaimpingement durch Kontakt der Knie Scheibe mit dem Vorderrand der Femurkomponente bei Knieflexion

Während bei Oberflächenersatzprothesen die aktuelle Infektionshäufigkeit zwischen 1 und 5 % liegt (Insall 1986; Rand et al. 1986b), wird sie für Scharniergelenke mit 16 % signifikant höher angegeben (Rand et al. 1987a,b).

Eine tiefe Infektion ist die gefürchtete Komplikation nach Totalersatz des Kniegelenkes überhaupt. Deshalb ist ihre Prävention durch geeignete Patientenselektion, korrekte chirurgische operative Technik und schließlich die peinliche Kontrolle des Operationssaales wichtig. Kommt es zu einer tiefen Infektion, sollte diese so früh wie möglich behandelt werden.

Faktoren, die wahrscheinlich zur Reduktion der Infektionshäufigkeit nach Totalersatz des Kniegelenkes beigetragen haben, sind:

- Bessere Patientenselektion
- Designveränderungen der Prothesen
- Verbesserte Operationstechnik
- Kürzere Operationszeiten
- Einsatz einer systemischen perioperativen Antibiotikaprophylaxe
- Bessere postoperative Behandlung

11.6.1 Ätiologie

Die Entwicklung einer tiefen Infektion wird beeinflusst von:

- dem Allgemeinzustand des Patienten,
- der Ausstattung des Operationssaales,
- der Operationstechnik,
- der Art der perioperativen antibiotischen Prophylaxe sowie
- der Implantatwahl.

Mikroorganismen exogener oder endogener Quellen können die Wunde kontaminieren (Nelson et al. 1980). Exo-

Tab. 11.3 Einflussfaktoren für die Entstehung einer tiefen Infektion nach Totalersatz des Kniegelenkes

Exogene Faktoren		Endogene Faktoren
Operationsraum	Operation	Patient
Intensität der Luftumwälzung Anzahl des Operationspersonals Qualität der Hautdesinfektion	Operationsdauer Größe und Typ des Implantates Nahtdehiszenz Postoperative Hämatombildung Nekrotische Beläge Hautnekrose Lange Wunddrainage Polymethylmethacrylat Kunststoffabriebpartikel (?) Metallpartikel (?)	Rheumatoide Arthritis Frühere septische Arthritis Frühere Operationen Schlechte Ernährung Diabetes mellitus Hohes Operationsalter Übergewicht Verlängerter Krankenhausaufenthalt Entzündliche Foci

gene Bakterien erreichen die Wunde entweder durch direkten Kontakt oder aber über die Luft. Auch eine endogene Bakterienbesiedlung des Patienten kommt durchaus häufig vor. In **Tab. 11.3** sind die ätiologischen Faktoren, die das Entstehen einer Infektion beeinflussen können, aufgelistet.

Die Behandlung des infizierten Kniegelenkes nach Alloarthroplastik muss auf einer sorgfältigen und kritischen Einschätzung verschiedener Faktoren basieren. Zur Erstellung eines Behandlungsplanes müssen folgende Gesichtspunkte berücksichtigt werden:

- Zeitraum des Bestehens der Infektion
- Mikrobiologische Bestimmung der Infektionserreger mit Resistogramm
- Röntgenologische Erscheinung der Knochen-Zement- bzw. Knochen-Prothesen-Grenze
- Zugrundeliegende Krankheit des Patienten sowie dessen Immunkompetenz
- Der Allgemeinzustand von Haut und Weichgewebe der Kniegelenkregion
- Verwendete Prothesentyp
- Klinische Symptome des Patienten und dessen physischer Zustand
- Alter und das funktionelle Niveau des Patienten sowie seine Ansprüche an die Zukunft

11.6.2 Endogene Infektionsquellen

Haut und Gastrointestinaltrakt sind physiologischerweise mit Mikroorganismen besiedelt, die bei veränderten Umweltbedingungen pathogenetische Bedeutung erlangen können. Ein verlängerter präoperativer Krankenhausaufenthalt ist zur Verhütung der Kolonisation der Haut mit resistenten Mikroorganismen (Hospitalismus) zu vermeiden. Vorbestehende entzündliche Foci in anderen Körperregionen stellen eine zusätzliche Gefahr für die Entstehung einer postoperativen Infektion des Kniegelenkes dar. Spätere hämatogen gestreute Infektionen des operierten

Kniegelenkes können durch offene Hautwunden, Infektionen des Urogenitaltraktes, Pneumonien oder auch Dentalabzesse entstehen (Stinchfield et al. 1980; Thomas et al. 1983; Wilde et al. 1988). Solche möglichen entzündlichen Streuherde sollten daher präoperativ saniert werden und zum Zeitpunkt des alloplastischen Wahleingriffes völlig ausgeheilt sein. Weiterhin kann bei Krankheitsbildern wie einem systemischen Lupus erythematodes, einer psoriatischen Arthritis, einem Diabetes mellitus, einer Niereninsuffizienz oder aber bei malignen Erkrankungen die Entwicklung einer Infektion begünstigt werden. Prinzipiell stellt jede Krankheit, die das Immunsystem des Patienten schwächt, ein erhöhtes Infektionsrisiko dar. Ferner führen Faktoren, die die allgemeine Gesundheit des Patienten beeinträchtigen, wie etwa ein chronischer Alkoholismus, Mangelernährung, extrem hohes Alter oder auch eine längere systemische Steroideinnahme zu einem Anstieg des postoperativen Infektionsrisikos (Habermann 1991).

Rheumatoide Arthritis und septische Arthritis

Verschiedenen Autoren konnten belegen, dass das Infektionsrisiko bei Patienten mit rheumatoider Arthritis im Vergleich zu Patienten mit einer degenerativen Gelenkschädigung bis auf das 6-fache erhöht ist (Poss et al. 1984; Johnson und Bannister 1986; Wilde et al. 1988; Bengston et al. 1989). Andererseits konnte in einer retrospektiven Untersuchung der Mayo-Klinik nach insgesamt 1242 Operationen mit alloplastischem Totalersatz des Kniegelenkes mit nur 36 Fällen einer postoperativen Infektion kein signifikanter Unterschied zwischen Patienten mit rheumatoider Arthritis und anderen präoperativen Diagnosen ausgemacht werden (Rand und Fitzgerald 1989). Andere Studien kamen zu dem gleichen Ergebnis (Grogan et al. 1986; Cobb et al. 1990; Rand und Ilstrup 1991; Ranawat et al. 1993; Elke et al. 1995). Die Diskrepanz zwischen den Ergebnissen der einzelnen Studien erklärt sich möglicherweise mit der unterschiedlichen Ausprägung, Aktualität

und auch Schwere der Erkrankung der betroffenen Patienten.

Patienten mit rheumatoider Arthritis weisen weiterhin eine hohe Prädisposition für spätere hämatogen verbreitete Infektionen auf, sie sind empfänglicher für Bakteriämien und Weichgewebeinfektionen (Wilson et al. 1990; Habermann 1991), was entweder auf den immunsuppressiven Status oder aber eine medikamentös beeinträchtigte leukozytäre Phagozytose zurückgeführt werden kann. Rheumapatienten besitzen häufig eine sehr dünne Haut, bisweilen liegt eine Vaskulitis der kleinen Hautkapillaren und des subkutanen Gewebes vor. Diese Faktoren können ein Eindringen von Mikroorganismen in das Gelenk begünstigen.

Ein weiterer Umstand, der für eine Entwicklung einer tiefen Infektion nach Kniealloarthroplastik prädisponiert, ist eine septische Arthritis in der Anamnese (Jerry et al. 1988). Das Risiko einer tiefen Infektion für Patienten mit vorangegangenen Knieempyem wird hier mit 4%, für Patienten mit früherer Osteomyelitis des distalen Femur oder der proximalen Tibia mit 15% angegeben (Jerry et al. 1988).

Frühere Operationen

Auch eine frühere Operation am betroffenen Kniegelenk erhöht das Risiko einer späteren entzündlichen Komplikation im Falle einer Kniealloarthroplastik. In einem Rückblick auf 21 Fälle tiefer Infektionen nach künstlichem Kniegelenkersatz wurde festgestellt, dass 65% dieser Patienten am entsprechenden Kniegelenk voroperiert waren (Petty et al. 1975). Rand und Fitzgerald (1989) stellten in ihrer retrospektiven Studie ebenfalls ein signifikant höheres Infektionsaufkommen (4,4%) bei voroperiertem Zustand im Vergleich zu chirurgisch unberührten Gelenken (2,2%) fest. Zu ähnlichen Ergebnissen kamen auch Wilson et al. (1990). Das erhöhte Risiko einer Infektion nach vorheriger Operation kann in Bezug zu alten Narbenbildungen sowie einer verminderten Blutversorgung des Kniegelenkes gesehen werden. Das erhöhte Infektionsrisiko nach einem Revisions Eingriff oder gar einem Wechsel einer Totalprothese hat hier die gleichen Gründe, wobei häufig jedoch nicht eindeutig ausgesagt werden kann, ob der entzündliche Prozess nicht schon vor dem Zweiteingriff unbemerkt vorbestand oder ob er sich erst im Verlauf der Nachoperation entwickelte.

11.6.3 Exogene Infektionsquellen

Exogene Bakterien stammen aus dem Milieu des umgebenden Operationssaales. Dieses Areal sollte durch strikte Personen- und Ausstattungskontrollen sowie Reinraumtechnik das Aufkommen postoperativer Infektionen reduzieren helfen. Insgesamt ist die Keimzahl zu verringern durch eine kurze Operationszeit, möglichst wenig umherstehendes

Operationspersonal, Vermeidung unnötiger Bewegungen im Operationssaal, sterile Kleidung des Personals, das konsequente Tragen eines Mundschutzes sowie der Einsatz spezieller Filteranlagen zur Belüftung des Operationssaales (Reinraumtechnik).

Wundkomplikationen

Die operative chirurgische Technik beeinflusst die Inzidenz tiefer Infektionen insofern ganz erheblich, als mit einer längeren Dauer des Eingriffes das Risiko einer bakteriellen Kontamination der Wunde und damit einer postoperativen Infektion ansteigt (Rand 1993c). Das Scheitern der primären Wundheilung erhöht das Infektionsrisiko in der postoperativen Phase ebenso wie marginale Hautnekrosen, eine zu lange einliegende Wunddrainage sowie Reoperationen zur Entfernung eines aufgetretenen Hämatoms.

Nach jedem alloplastischen Totalersatz des Kniegelenkes kommt es zu einem Hämarthros, das mit geeigneten Drainagesystemen über 24–48 h minimal gehalten werden kann. Jeder verbleibende blutige Gelenkerguss und jede persistierende Blutung in das Knie bedeutet einen potenziellen Nährboden für ein bakterielles Wachstum. Bei exzessiven Blutungen ist weiterhin das Risiko von Kapsel- und Hautdehiszenzen erhöht.

Auch können unüberlegte Hautschnittführungen bei bereits vorhandenen Inzisionsnarben zu Wundheilungsstörungen und nachfolgender Infektion führen. Die Wundheilung beeinflussende Faktoren sind:

- Lokale Blutversorgung
- Ernährungszustand des Patienten
- Raucheranamnese
- Hämorrhagische Diathesen

Eine Wundnekrose ist eine sehr gefürchtete Komplikation nach einer Kniearthroplastik. Ist sie oberflächlich, kann sie durch sekundäre Epithelisierung und Kontraktion geschlossen werden. In einigen Fällen kann die ischämische Zone so klein sein, dass eine Wundtoilette in Verbindung mit einem sekundären Verschluss erfolgen kann.

Ein größeres Problem entsteht, wenn größere Hautareale ischämisch werden und es absehbar ist, dass ein großer Gewebeerlust eintreten wird. In diesem Falle muss möglichst früh entschieden werden, ob eine chirurgische Exzision mit nachfolgender Deckung durch einen Haut-, Haut-Muskel- oder Muskel-Lappen erfolgen soll. Wird die Wundrevision zu spät vorgenommen, kann eine tiefe Gelenkinfektion mit allen Begleitkomplikationen eintreten, was dann erst eine deutliche Beeinträchtigung des Bewegungsumfanges des Kniegelenkes zur Folge haben kann.

Wunddebris bietet ein gutes Milieu für die Proliferation von Mikroorganismen. Eine vorsichtige Behandlung des Wundgewebes während der Operation hilft, große nekrotische Gewebeanteile in der Wunde zu vermeiden.

Prothesenwerkstoffe als potenzielle Infektionsquelle

Deutmann et al. (1977) untersuchten die Effekte der Prothesenwerkstoffe auf die Abwehrmechanismen sowie die Rolle dieser Stoffe bei der Entwicklung einer Infektion. Anhand verschiedener Hauttests mit in der Knieendoprothetik verwendeten Materialien wurden positive Hautreaktionen auf fast alle Materialien festgestellt. Die einzige Ausnahme stellte Methylmethacrylat dar. Während einige Untersuchungen zeigten, dass positive Hauttests und lokale Gewebereaktionen korrelierten, konnte dieses in anderen Untersuchungen nicht bestätigt werden (Uchida et al. 1980). Es konnte gezeigt werden, dass Gewebereaktionen im Bereich statischer Implantate geringer ausgeprägt sind als in der Nähe artikulierender Prothesen. In der letzten Gruppe kam es zu geringeren Gewebereaktionen, wenn Metall auf Kunststoff artikuliert, als wenn Metall mit Metall verbunden war (Habermann 1991). Je weniger Abriebpartikel vorhanden waren, um so geringer war die Gewebereaktion.

Bei einer Studie an Kaninchen, denen ein Scharniergelenk implantiert worden war, wurde festgestellt, dass nach Injektion von *Staphylococcus aureus* oder anaerober Mikroorganismen sich in 50–70 % der Fälle eine Infektion des Kniegelenkes entwickelte (Blomgren und Lindgren 1980; Blomgren et al. 1981). Diese Befunde deuten auf eine verringerte Immunkompetenz in der Umgebung des Implantates hin. Bei einer In-vitro-Studie der potenziellen Gewebetoxizität verschiedener Metalle auf Makrophagen wurden höhere Konzentrationen gewebezstörender Enzyme in der Umgebung von Kobalt, Nickel und Chrom-Kobalt-Legierungen festgestellt, jedoch nicht in der Umgebung von Titan, Chrom oder Molybdän (Rae 1975). Eine verminderte Glukose-6-phosphat-Dehydrogenaseaktivität der Makrophagen führte zu ihrer verringerten phagozytotischen Kapazität.

Untersuchungen von Polymethylmethacrylat (PMMA) zeigten, dass dieser Werkstoff die Phagozytose von *Candida albicans* hemmt (Green 1975). Niedrige Konzentrationen von PMMA im Bereich von 0,156 % in vitro verringerten die Fähigkeiten der Leukozyten zur Phagozytose und Abtötung von *Staphylococcus epidermidis*, *Staphylococcus aureus* und *Escherichia coli* (Petty 1978). Ebenso beeinflusste PMMA die Chemotaxis der polymorphkernigen Granulozyten ungünstig, dies z. B. durch die Hemmung der Bildung chemotaktischer Faktoren oder durch Unterdrückung der Migrationsfähigkeit der Leukozyten (Petty 1978).

Obwohl sich aus diesen Mitteilungen schließen lässt, dass zementfreie Implantate ein geringeres Infektionsrisiko als zementierte aufweisen, hat sich dieses in klinischen Untersuchungen bisher nicht bestätigt. In einer Studie von Wilsons et al. (1990) wurden keine signifi-

kanten Unterschiede der Infektionsinzidenz zementierter, nicht zementierter und bei Hybridimplantaten festgestellt.

Die Keimbesiedlung von Biomaterialien ist als wichtiger Faktor für eine bakterielle Proliferation erkannt worden. Bei einer Untersuchung von 25 Infektionen, die nach Implantation von Endoprothesen auftraten, konnte in 76 % der Fälle ein Glykokalixfilm auf den Prothesenoberflächen nachgewiesen werden (Gristina und Costerton 1985). Dieser erlaubt Aerobiern und Anaerobiern eine symbiotische Koexistenz in einem geschützten Verbund. Durch die Fähigkeit zur Produktion eines Glykokalixfilms werden die Mikroorganismen befähigt, an Biomaterialien anzuhafte und Angriffen der Makrophagen und einer Antibiotikapenetration zu widerstehen (Gristina und Kolkin 1983).

11.6.4 Antibiotika und Reinraumtechnik als wichtige Faktoren der Infektionsprophylaxe

Die Prävention einer Infektion hängt ab von der Einhaltung steriler intraoperativer Verhältnisse und der Anwendung einer adäquaten Operationstechnik zur Gewährleistung einer primären Wundheilung. Die Antibiotikaprophylaxe ist ein weiterer wichtiger Pfeiler der Infektionsverhütung. In den letzten 20 Jahren standen vorwiegend 2 Möglichkeiten der Infektionsprophylaxe im Vordergrund der Diskussion: die systemische perioperative Antibiotikaprophylaxe und die Reinraumtechnik.

Antibiotikaprophylaxe

Die lange Jahre geführte Diskussion über die Wirksamkeit der Antibiotikaprophylaxe gilt seit den 70er Jahren als entschieden (Nelson et al. 1975; Carlsson et al. 1977; Woods et al. 1983). Lidwell et al. (1982) konnten nachweisen, dass durch eine systematische perioperative Antibiotikaprophylaxe die Infektionsrate um $\frac{3}{4}$ gesenkt werden konnte, hier von 3,4 % auf 0,85 %.

Kontrovers werden noch die Fragen der optimalen Antibiotika sowie über den Beginn und die Zeitdauer ihres prophylaktischen Einsatzes diskutiert. Gegen die häufig aufscheinenden grampositiven Kokken wie *Staphylococcus aureus* und *Staphylococcus epidermidis* finden v. a. penicillinasefeste β -Lactam-Antibiotika und gut knochengängige Cephalosporine Anwendung (Rand 1993c). Im Falle einer Allergie gegen Cephalosporine stellt die Verabreichung von Vancomycin eine Alternative dar (Rand 1993c). Seitdem gramnegative Mikroorganismen vermehrt bei Infektionen gefunden werden, können Aminoglykoside oder Cephalosporine der 3. Generation zur zusätzlichen Prophylaxe eingesetzt werden.

Eine systemische Antibiotikaprohylaxe sollte nur perioperativ eingesetzt werden, um Resistenzentwicklungen vorzubeugen. Wichtig ist, einen hohen Wirkstoffspiegel zum Zeitpunkt der wahrscheinlichen Keimbeseidlung zu erreichen, der eher am Ende einer Operation liegt, da ein eindeutiger Zusammenhang zwischen Operationsdauer und Infektionshäufigkeit besteht. Wegen der Halbwertszeit vieler Antibiotika von nur etwa 30 min scheint weniger eine präoperative Verabreichung der Antibiotika sinnvoll zu sein als eine intraoperativ einsetzende Kurzzeitprohylaxe für dann insgesamt 2 Tage. Die Antibiotika sollten mindestens 5–10 min vor Anlegen des Stauschlauches i. v. verabreicht werden, um eine ausreichende Gewebekonzentration der Substanz zu gewährleisten (Bannister et al. 1988; Rand 1993c). Rand empfiehlt, eine Stunde vor der Operation sowie zusätzlich 15 min vor der Blutsperrung ein Cephalosporin der 1. Generation zu applizieren (Rand 1993c). Die Antibiotikagabe sollte dann bis 48 h nach dem Eingriff fortgesetzt werden.

Neben einer systemischen Antibiotikaverabreichung ist die gute Wirksamkeit eines lokalen Einsatzes z. B. mit Gentamycin-Palacos bewiesen worden (Törholm et al. 1983). Im Bereich der Hüftendoprothetik erwies sich die lokale Antibiotikaprohylaxe mit diesem Knochenzement dem systemischen Einsatz sogar als überlegen (Josefsson et al. 1981, 1990). In einer prospektiven Studie konnte nachgewiesen werden, dass die Infektionsrate im Vergleich zu einer systemischen Antibiotikaprohylaxe von 1,9 % auf 0,8 % mit gentamycinhaltigem Knochenzement sank, ohne dass es vermehrt zu aseptischen Prothesenlockerungen kam (Josefsson et al. 1990). Experimentell konnte an Hunden nachgewiesen werden, dass antibiotikahaltiger Knochenzement effektiver ist als eine systemische Antibiotikagabe oder eine Gelenkspülung mit antimikrobiellen Lösungen (Petty et al. 1988). Durch die Beimischung von Antibiotika zum Knochenzement können sich die mechanischen Eigenschaften des Zementes potenziell verschlechtern. Schurman et al. (1978) zeigten in einer Studie, dass das Hinzufügen von 1 g Gentamycin die mechanischen Eigenschaften des Knochenzementes jedoch nicht verschlechterte. Die Antibiotikafreisetzung aus Knochenzement hängt ab von folgenden Faktoren (Trippel 1986):


- Antibiotikumtyp
- Antibiotikumdosis
- Zementtyp
- Zementoberfläche
- Lokale Durchblutung
- Zu den Antibiotika, die aus Knochenzement freigesetzt werden, zählen (Wilde und Ruth 1988)
- Gentamycin
- Penicillin
- Clindamycin
- Vancomycin
- Einige Cephalosporine.

Zu den potenziellen Problembereichen antibiotikahaltigen Zementes zählen:

- die Resistenzentwicklung,
- allergische Reaktionen und
- Langzeitwirkungen auf die mechanischen Eigenschaften des Zementes.

Rand (1993c) empfiehlt die lokale Antibiotikaprohylaxe nicht bei routinemäßiger primärer Kniealloarthroplastik, sondern eher bei Revisionsoperationen oder Reimplantationen nach früherer Infektion. Im deutschen Sprachraum hat sich jedoch der routinemäßige Einsatz von Refobacin-Palacos durchaus bewährt und durchgesetzt.

Reinraumtechnik

Durch das Verfahren des Clean-air-Environment konnte der Partikelgehalt der Raumluft im Operationssaal und damit die Infektionsquote drastisch gesenkt werden. Wegen der mit dieser Technik verbundenen hohen Kosten konnte sich diese jedoch nicht auf breiter Ebene durchsetzen. Während durch die Reinlufttechnik im Bereich der Hüftendoprothetik die Infektionshäufigkeit auf die Hälfte gesenkt werden konnte (Härle 1987a,b), zeigte die Studie von Salvatis et al. (1982), dass im Bereich der Knieendoprothetik sich bei Reinlufttechnik mit horizontalem Air-flow die Infektionsquote sogar mehr als verdoppelte, weil die reine Luft zuerst das Operationspersonal passierte, bevor sie auf den Wundbereich traf. Bei einem vertikalen Luftstrom würde die Luft zunächst den Kopfbereich der Operateure passieren und genauso mit Keimen beladen werden können. Eine Lösung dieses Problems stellen Raumanzüge mit Luftabsaugung dar, die gleichzeitig auch das Operationspersonal vor Aerosolen schützen (Lidwell 1986). Die  Abbildung 12.4 zeigt, wie die einzelnen Maßnahmen zur Infektionsprohylaxe synergistisch wirken und miteinander kombiniert werden können. Durch den Einsatz von Reinlufttechnik, Antibiotikaprohylaxe und Raumanzügen ergibt sich nach Lidwell (1986) eine Verringerung der Infektionshäufigkeit auf 1/17, von 3,4 % auf 0,2 %. Unter Zugrundelegung der Josefsson-Studie über die lokalantibiotische Prohylaxe mit Gentamycin-Palacos wäre sogar eine Reduzierung auf 1/30 möglich.

11.6.5 Die Diagnose der Infektion

Klassifikation von Protheseninfektionen

Die unterschiedlichen Klassifikationsvorschläge für Infektionen von Endoprothesen unterscheiden sich bezüglich ihrer Orientierung entweder

- am Zeitpunkt der Infektionsmanifestation,
- an der pathogenetischen Entwicklung oder
- an den betroffenen Geweben.

■ **Tab. 11.4** Klassifikationen der Protheseninfektionen

Kriterium	Autoren	Einteilung
Pathogenese		Intraoperative Kontamination Hämatogen
Beteiligte Gewebeschichten		Oberflächlich Tief
Zeit	Fitzgerald und Kelly (1979)	Früh perioperativ (1–2 Monate) Intermediär (2–24 Monate) Spät (mehr als 2 Jahre)
	Gristina und Kolkin (1983), Habermann (1991)	Akut (1–3 Monate) Subakut (4–12 Monate) Spät (ab 12 Monate)
	Insall und Thompson (1986)	Früh (1–3 Monate) Spät (nach 3 Monaten)
	Härle (1989)	Früh (bis 6 Wochen) Spät (nach 6 Wochen)
	Drobny und Munzinger (1991)	Früh-akut (1–3 Monate) Früh-low-grade (1–12 Monate) (Erregernachweis) Früh-okkult (1–12 Monate, ohne Erregernachweis) Spät-akut (nach dem 3. Monat mit Erregernachweis) Spät-low-grade (nach dem 12. postoperativen Monat, Erregernachweis zumindest einmal positiv) Spät-okkult (nach dem 12. Monat, ohne Erregernachweis)

So unterscheiden einige Autoren zwischen Infektionen, die intraoperativ durch Kontamination der Wunde mit Keimen verursacht wurden, von hämatogen gestreuten Infektionen. Daneben gibt es eine Differenzierung in oberflächliche und tiefe Infektionen. Die Infektionsklassifikation von Habermann (1991) unterscheidet akute Infektionen, die 1–3 Monate nach der Operation auftreten, subakute Infektionen, die sich 4–12 Monate postoperativ manifestieren, und schließlich späte Infektionen, die erst nach mehr als 12 Monaten klinisch in Erscheinung treten. Akute Infektionen sind aller Wahrscheinlichkeit durch Kontamination während der Operation entstanden (Habermann 1991). Subakute Infektionen können durch intraoperative Kontamination mit Keimen geringer Virulenz oder aber durch hämatogene Streuung eines entfernten Fokus verursacht sein. Die späte Infektion ist immer hämatogen bedingt.

Auch Fitzgerald und Kelly (1979) unterteilten die Infektionen in frühe, in der perioperativen Phase auftretende,

intermediäre, innerhalb von 2–24 Monaten nach der Operation und später, nach mehr als 2 Jahren sich manifestierende Entzündungen. Akute Infektionen in der unmittelbaren postoperativen Phase sind selten und meist verbunden mit einem infizierten Wundhämatom oder Störungen der primären Wundheilung (Rand 1993c). Diese Infektionen sind in der Regel sanierbar durch Wundtoilette oder gezielte Antibiotikabehandlung, sofern sie früh vor der Ausbreitung zur Knochen-Zement-Grenze behandelt werden. Intermediäre Infektionen manifestieren sich zwischen dem 2. und 24. postoperativen Monat; sie sind in erster Linie in der perioperativen Phase entstanden. Diese Infektionen erstrecken sich in der Regel bis zur Knochen-Zement- bzw. Knochen-Prothesen-Grenze und erfordern i. Allg. einen Prothesenwechsel. Späte Infektionen 2 oder mehr Jahre postoperativ sind meist mit hämatogener Streuung einer Infektion zum Implantat verbunden. Sie treten sehr häufig bei Patienten mit rheumatoider Arthritis auf (Poss et al. 1984; Wilson et al. 1990). Werden diese Infektionen früh und aggressiv angegangen, so besteht durchaus eine Heilungschance ohne Implantatentfernung. Wird die Behandlung vernachlässigt, schreitet der Prozess bis zur Knochen-Zement- bzw. Knochen-Prothesen-Grenze fort und erfordert schließlich doch einen Prothesenwechsel.

Andere Autoren unterscheiden lediglich frühe und späte Infektionen, wobei sich frühe Infektionen nach 1–3 Monaten, späte Infektionen nach mehr als 3 Monaten manifestieren.

Drobny und Munzinger (1991) teilen Früh- und Spätinfekte differenzierter ein:

- Früh-akut: Infektionszeichen treten akut im Verlauf der ersten 3 postoperativen Monate mit positivem Erregernachweis auf.
- Früh-low-grade: Irritationen und Entzündungszeichen treten im Verlauf der ersten 12 postoperativen Monate schleichend auf, wobei zumindest einmal ein positiver Erregernachweis erfolgte.
- Früh-okkult: Hier gelten die gleichen Kriterien wie für die frühe Low-grade-Infektion, jedoch ohne Erregernachweis.
- Spät-akut: Infektionszeichen treten akut nach dem 3. postoperativen Monat mit positivem Erregernachweis bei bis dahin komplikationslosen Verlauf auf.
- Spät-low-grade: Irritations- und Infektionszeichen treten nach dem 12. postoperativen Monat auf, wobei der Erregernachweis zumindest einmal positiv und der Verlauf bis dahin komplikationslos war.
- Spät-okkult: Hier gelten die gleichen Kriterien wie für die späte Low-grade-Infektion, jedoch ohne Erregernachweis (■ Tab. 11.4).

Am 01. August 2013 setzte sich in Philadelphia eine internationale Konsensusgruppe zur periprotetischen Gelenk-

infektion zusammen, in deren Rahmen 500 Experten aus 60 Ländern 15 Arbeitsgruppen bildeten, die die verschiedenen Aspekte der periprothetischen Gelenkinfektion besprachen. Eine Mehrheit der Experten definierte eine Frühinfektion innerhalb der ersten drei Wochen nach Implantation der Endoprothese oder nach Auftreten der ersten Symptome. Alle Infektionen, die sich zu einem späteren Zeitpunkt bemerkbar machen, wurden als späte Infektionen eingestuft.

Allgemeine Symptome

Lokale klinische Zeichen einer Frühinfektion in der postoperativen Phase sind:

- Schwellung und Wundrötung
- Anhaltende Schmerzen im Wundgebiet
- Abnormes Temperaturverhalten ab dem 4. postoperativen Tag
- Wundsekretion
- Wundheilungsstörung

Die Symptome im Falle einer infizierten Kniearthroplastik können variieren von persistierenden Schmerzen bis hin zur lebensbedrohlichen Sepsis. Die fulminante Infektion mit Rötung und Schwellung des Knies sowie allgemeinem Fieber ist leicht zu diagnostizieren werden (Habermann 1991; Rand 1993c). Bei vielen Patienten ist die Diagnose jedoch schwierig. Im Falle persistierender Schmerzen und einer Schwellung kommen als Differenzialdiagnosen in Frage:

- Infektion
- Mechanische Ursachen
- Sympathische Reflexdystrophie
- Arthrofibrose
- Intermediäres Schmerzsyndrom.

Chronische Schmerzen und eine Infektion ohne Vorliegen einer mechanischen Ätiologie weisen stark auf eine tiefe Sepsis hin ebenso wie chronisches niedriges Fieber ohne offensichtliche Ätiologie (Habermann 1991; Rand 1993c) oder eine Komponentenlockerung in Verbindung mit einer Fibrosierung der perikapsulären Gewebe (Habermann 1991). Geringgradige Infektionen mit Staphylococcus epidermidis oder Anaerobiern zeigen sich normalerweise nur in Form chronischer Schmerzen sowie geringem oder teilweise sogar ohne lokalen Befund. Ferner bedeutet die Anamnese einer verlängerten Wunddrainage, einer Reoperation oder einer Störung der primären Wundheilung ein erhöhtes Risiko für eine tiefe Infektion.

Laboruntersuchungen

In Verdachtsfällen müssen infektionsverdächtige Bezirke punktiert und der Keimnachweis geführt sowie die Leukozytenzahl bestimmt werden. Eine Frühinfektion zeigt

■ Tab. 11.5 Diagnostik der Frühinfektion

Ultraschall	Nachweis und Lokalisation von Flüssigkeitsansammlungen
Labor	Anhaltende CRP-Erhöhung als Frühindikator Anhaltende BSG-Erhöhung als Bestätigungsfaktor Erhöhte Leukozytenzahl im Blut Erhöhte Leukozytenzahl im Wundsekret
Punktion	Infektionsverdächtige Bezirke
Bakteriologie	Punktat

sich durch anhaltende CRP- (= Frühindikator) und BSG- (= Bestätigungsfaktor) Erhöhung sowie eine erhöhte Leukozytenzahl im Blut und Wundsekret. Bei einer Leukozytenzahl von über 20.000/ml besteht Infektionsverdacht, über 30.000/ml gelten als Infektionsbeweis.

Routinemäßige Blutuntersuchungen sind häufig nicht sehr aussagefähig in der Infektionsdiagnostik. Eine Leukozytenzahl von mehr als 11.000/ml konnte nur bei 28 % von 73 infizierten Kniegelenken nach Totalersatz ermittelt werden (Morrey et al. 1989). In einer anderen Untersuchungsreihe betrug die Höhe der Leukozytenzahl sogar nur 8.300/ml (Windsor et al. 1990; Rand 1993c).

Nachweisreaktionen der akut-entzündlichen Phase wie die Blutsenkungsgeschwindigkeit (BSG) sind üblicherweise bei Patienten mit einer infizierten Kniearthroplastik erhöht. Die BSG kann jedoch über einen gewissen postoperativen Zeitraum nach Implantation einer Kniearthroplastik auch ohne Vorliegen einer Infektion erhöht sein. Deshalb kann die Bestimmung der BSG nur helfen, eine Infektion auszuschließen, wenn sie einen Normalwert aufweist.

Die wichtigste diagnostische Laboruntersuchung ist die Analyse der Synovialflüssigkeit. Diese umfasst u. a. Zellzahl, Zelldifferenzierung, Gramfärbung, Glukose- und Proteinbestimmung (Habermann 1991). Eine Erhöhung der Leukozytenzahl auf 25.000/ml mit einem Anteil polymorphkerniger Zellen von über 75 %, ein hoher Proteinanteil und eine verminderte Glukosekonzentration weisen auf das Vorliegen einer Sepsis hin (■ Tab. 11.5).

Es erfolgt eine separate Synovialanalyse. Bei einer Leukozytenzahl von mindestens $0,5 \times 10^9/l$ und einem hohen Anteil neutrophiler Granulozyten (>65 %) muss sehr wahrscheinlich von einer infizierten Prothese ausgegangen werden (Schinsky et al. 2008).

Bakteriologie

Bei Infektverdacht ist eine Gelenkpunktion obligat. Es sollte darauf geachtet werden, dass ein eventuell vorbereitend genommenes Antibiotikum 2 Wochen vor der Punktion abgesetzt wurde. Die Punktion erfolgt dann in der Regel unter streng sterilen Bedingungen ohne Loka-

■ **Tab. 11.6** Synovialflüssigkeitsanalyse in der Evaluation der schmerzhaften Knieendoprothetik

Autoren (Jahr)	Indikator	Sensibilität (%)	Spezifität (%)	Positiver Vorhersagewert (%)	Negativer Vorhersagewert (%)
Trampuz et al. (2004)	Leukozytenzahl > 1,700/ μ l Neutrophile > 65 %	94 97	88 98	73 94	98 99
Parvizi et al. (2006a,b)	Leukozytenzahl > 1,769/ μ l Neutrophile > 73 %	90 93	99 95	99 96	88 91
Ghanem et al. (2008)	Leukozytenzahl > 1,100/ μ l Neutrophile > 64 %	91 95	88 95	87 92	92 97



■ **Abb. 11.4** Deutliche radiologische Lockerung einer einliegenden achsgeführten Knieprothese. **a** a.p. **b** seitlich

lanästhesie (bakteriostatischer Effekt). Das Aspirat muss über 14 Tage bebrütet werden, um beispielsweise Propriion-Bakterien auch nachweisen zu können.

Im Falle einer Sepsis nach Totalersatz des Kniegelenkes können verschiedene Arten pathogener Mikroorganismen beteiligt sein. In einer Studie Rands (Rand 1993c) wurden grampositive Bakterien wie Staphylococcus epidermidis oder Staphylococcus aureus in durchschnittlich 57 % der Fälle nachgewiesen. Gramnegative Keime (~ 13 %), Anaerobier (~ 4 %), Streptokokken (~ 8 %) und andere Bakterien kamen deutlich seltener vor. Bei Patienten mit Immunschwäche können jedoch speziell auch mykobakterielle und fungiforme Infektionen auftreten.

Bezüglich des Keimspektrums bei infizierten Knieendoprothesen besteht in der Literatur kein Konsens. Härle (1987a,b) ist der Auffassung, dass die von den einzelnen

Autoren angegebenen Unterschiede in den variablen Entnahmetechniken begründet sein können. Staphylokokken seien als dominierende Erreger anzusehen. Daneben scheinen Anaerobier auch eine Rolle zu spielen. Ganz sicher sind auch Propriion-Bakterien im Vormarsch. Nicht zuletzt aus diesem Grunde ist es notwendig, dass der Mikrobiologe eine Anzucht der Keime für zumindestens 2 Wochen durchführt, da ansonsten viele pathogene Keime nicht erfasst werden.

Synovialanalyse

Die Analyse der Synovialflüssigkeit gibt ganz entscheidende Hinweise bei Verdacht auf einen Knieinfekt. Die Flüssigkeit sollte eingeschickt werden für Aerobier- und Anaerobier-Untersuchung. Bei Verdacht ist auch die Analyse auf eine Pilzinfektion sinnvoll. Verschiedene Stu-



▣ **Abb. 11.5** Radiologische Lyse an der Implantat-Knochen-Grenze unterhalb des medialen Tibiaplateauanteiles im Falle einer septischen Lockerung

dien haben die Wertigkeit der Synovialzellzahl sowie die Analyse der neutrophilen Granulozyten vorgenommen (▣ Tab. 11.6).

Bildgebende Verfahren

Zur Diagnose einer tiefen Infektion sind Röntgenaufnahmen nicht immer hilfreich. Zeigt sich auf einem Röntgenbild eine Prothesenlockerung, ohne dass eine mechanische Ätiologie wie ein schlechtes Alignment des Implantats besteht, liegt in der Regel eine Infektion vor. Es ist jedoch oft sehr schwer, röntgenologisch sicher zwischen aseptischer und septischer Prothesenlockerung zu differenzieren. Ein periostaler Knochenzuwachs ist ein Indiz für eine Infektion, kommt jedoch nur selten vor (Habermann 1991; Rand 1993c). Periprothetische Osteolysen stellen den häufigsten röntgenologischen Befund im Falle einer infizierten Kniearthroplastik dar (▣ Abb. 11.4). Derartige auffällige Knochenveränderungen sind jedoch erst nach Monaten sichtbar; sind sie jedoch nachweisbar, liegt eine Infektion vor, die eher chronischer als akuter Natur ist. Fluoroskopische Röntgenaufnahmen sind zur Darstellung röntgenologischer Aufhellungen im Bereich der Knochen-Zement- bzw. Knochen-Prothesen-Grenze aussagekräftiger (Lotke et al. 1984) (▣ Abb. 11.5).

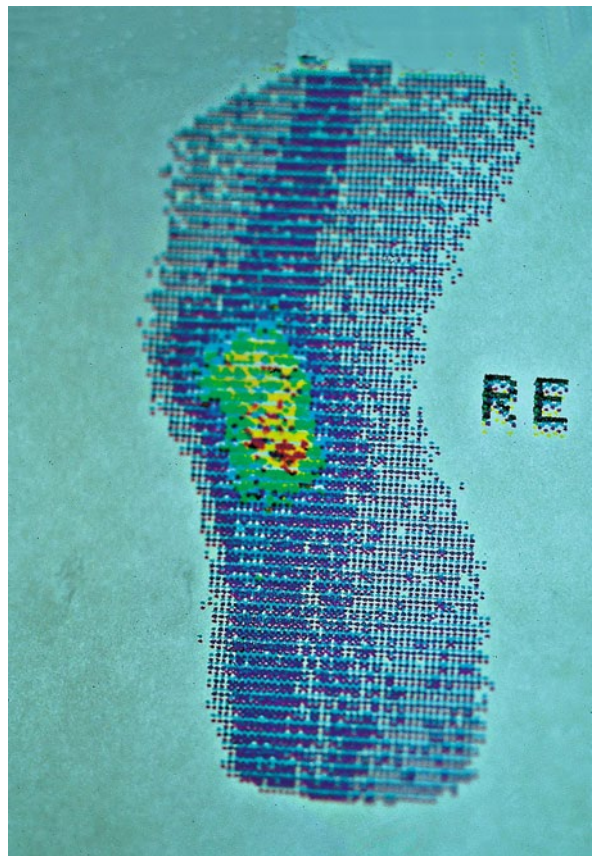
Die Arthrographie hat sich zur Diagnose einer Infektion nach Kniealloarthroplastik nicht als brauchbar erwiesen (Habermann 1991; Rand 1993c).

Weitere diagnostische Mittel stellen die Knochenszintigraphie mit Gallium, Technetium-99 oder Indium-111 sowie die Leukozytenszintigraphie dar (Rand und Bryan 1983; Rand 1993c) (▣ Abb. 11.6 und ▣ Abb. 11.7).

Eine retrospektive Studie über unterschiedliche Technetium-99- und Indium-111-Knochenszintigraphien,



▣ **Abb. 11.6** Deutliche Anreicherung aller periprothetischen ossären Anteile im Knochenszintigramm im Seitenvergleich



▣ **Abb. 11.7** Leichte szintigraphische Mehranreicherung im tibialen Lager

Tab. 11.7 Histologische Einteilung der periprothetischen Membran nach Krenn (Morawietz et al. 2006)

Typ I	Abriebinduzierter Typ (Markophagen, Riesenzellen)
Typ II	Infektiöser Typ (entzündliches Infiltrat, Granulozyten)
Typ III	Mischtyp (Kombination aus Typ I und Typ II)
Typ IV	Indifferenztyp (nicht infektiös, nicht abriebinduziert, kollagenfaserreich, zellarmes Bindegewebe)

die bei Verdacht auf Infektion nach endoprothetischem Totalersatz durchgeführt worden waren, ergab, dass Indium-111-Szintigramme eine Genauigkeit von 84 %, eine Spezifität von 85 % sowie eine Empfindlichkeit von 83 % aufwiesen (Rand und Brown 1990; Rand 1993c). Ferner kann die Knochenszintigraphie bei septischer oder aseptischer Prothesenlockerung positiv sein (Habermann 1991).

In diesem Zusammenhang muss jedoch festgehalten werden, dass eine Anreicherung in der Szintigraphie innerhalb der ersten beiden postoperativen Jahre durchaus noch als normal zu bezeichnen ist.

Offene Biopsie

Bei Patienten mit wahrscheinlich entzündlichem Kniegelenk, jedoch einer mit den üblichen diagnostischen Verfahren nicht nachweisbaren Infektion, ist eine offene Biopsie des Kniegelenkes indiziert. Da der entzündliche Prozess oft im Bereich der Knochen-Zement- bzw. Knochen-Prothesen-Grenze beginnt, sollte v. a. das fibröse Gewebe in diesem Bereich untersucht werden. Die Histopathologie des periprothetischen Gewebes zeigt häufig eine akut-entzündliche Antwort mit polymorphkernigen Granulozyten. Eine akute Entzündung kann jedoch auch ohne eine Infektion vorliegen, so z. B. im Falle einer rheumatoiden Arthritis. In einem infizierten Kniegelenk können chronisch entzündliche Störungen vorkommen, die nur schwer von Veränderungen zu unterscheiden sind, die durch Abriebpartikel der Prothese verursacht sind.

Die Entnahme von Gewebeproben hat im deutschen Sprachraum einen festen Bestandteil im Rahmen der Infektdiagnostik erhalten. Dieses ist in Nordamerika nicht so der Fall. Es sollen in offener Technik oder als Trockenbiopsie mindestens 5 Proben aus der Gelenkschleimhaut entnommen werden, die dann histologisch und mikrobiologisch untersucht werden. Diese Technik ist der reinen Punktion deutlich überlegen (Meermans und Haddad 2010).

Das bioptisch gewonnene Gewebe erlaubt zum einen die mikrobiologische Untersuchung, zum anderen die feingewebliche histologische Aufarbeitung mit der Abklärung des Gewebetypes nach Krenn (Tab. 11.7). Auch bei der differenzialdiagnostischen Betrachtung, ob ein Infekt oder

eine Abriebkrankung vorliegen, ist die histologische Untersuchung ganz entscheidend.

Sonikation

Beim Ausbau der Prothesenteile ist die Sonikation eine wichtige ergänzende Maßnahme, um im Rahmen eines zweizeitigen Wechsels die Infektionslage, und das Keimspektrum nochmals zu verifizieren. Dieses kann beim weiteren Infektionsmanagement hilfreich sein.

Am 01. August 2013 setzte sich in Philadelphia zusammen eine internationale Konsensusgruppe zur periprothetischen Gelenkinfektion, in deren Rahmen 500 Experten aus 60 Ländern 15 Arbeitsgruppen bildeten, die die verschiedenen Aspekte der periprothetischen Gelenkinfektion besprachen (Definition, Prävention, Diagnostik, Irrigation und Debridement, Spacer etc.). Es zeigte sich, dass eine Mehrheit von 85 % der Experten eine Implantat-assoziierte Infektion dann bestätigten, wenn folgende Kriterien vorliegen:

- Nachweis von Organismen mit identischem Phänotyp in mindestens zwei positiven periprothetischen Kulturen oder
- eine mit dem Gelenk kommunizierende Fistel oder
- Nachweis von mindestens 3 der folgenden Kriterien:
 - erhöhte Erythrozyten Sedimentationsrate (ESR)
 - erhöhter Serumspiegel von C-reaktivem Protein (CRP)
 - erhöhte Leukozytenzahl (WBC) in der Gelenkflüssigkeit
 - erhöhte Reaktion auf Leukozytenesterase-Teststreifen
 - erhöhter Prozentsatz von neutrophilen Granulozyten
 - in der Gelenkflüssigkeit (PMN-Prozent)
 - positiver histologischer Befund des periprothetischen Gewebes
 - eine einzelne positive Kultur

11.6.6 Therapiemöglichkeiten

Die Therapie einer infizierten Knie totalalloarthroplastik muss auf sorgfältiger Einschätzung verschiedener Faktoren beruhen. Der Zeitraum, der zwischen ursprünglicher Operation und dem Auftreten der Entzündungssituation liegt, ist besonders wichtig. Hierdurch wird in erster Linie die Behandlungsmethode bestimmt wird. Faktoren, die berücksichtigt werden müssen, sind:

- Zeitraum zwischen Diagnose und Behandlung der Infektion
- Infektionsverursachende pathogene Keime
- Allgemeinzustand des Patienten
- Weichteile

- Prothesentyp
- Bedürfnisse und Erwartungen des Patienten

Kaum ist die Diagnose eines periprothetischen Knieersatzes gestellt, so bleibt sinnvollerweise nur noch die operative Intervention. Kontraindikationen bestehen natürlich dann, wenn der Patient nicht narkosefähig ist oder – sicherlich eher begrenzt –, wenn bei einem stabilen Implantat die Keimlage derart ist, dass eine antibiotische Suppression möglich ist. Es muss dem Patienten oder Therapeuten jedoch klar sein, dass eine Heilung hierdurch nicht möglich ist, sondern wirklich nur eine Unterdrückung der Infektsituation. In der Regel ist der zweizeitige Wechsel als Standardverfahren anzusehen. Im Rahmen der Rekonstruktionen sind natürlich die individuellen Gegebenheiten hinsichtlich des Knochenverlustes, der Bandsituation und einer Pathologie des Extensionsapparates mit einzubeziehen.

Das primäre Ziel der Behandlung ist die Reduktion der Schmerzen, der Erhalt der Funktion sowie die Eradikation der Infektion. Prinzipiell gibt es 5 Optionen:

- Débridement mit Erhalt der Komponenten
- Resektionsarthroplastik
- Arthrodesis
- Amputation
- Wechseloperationen

Unabhängig von der gewählten Behandlungsmöglichkeit stehen folgende Ziele der Maßnahmen im Vordergrund:

- Beseitigung der Infektion
- Erhaltung des Beines
- Erhaltung einer funktionsfähigen Gelenksituation

Dabei genießt die Beseitigung der Infektion die absolute Priorität, weil eine infizierte Prothese zu einer allgemeinen Sepsis mit infaustem Ausgang führen kann.

11.6.7 Antibiotikatherapie

Die Antibiotikatherapie ohne begleitenden chirurgischen Eingriff stellt die große Ausnahme im Falle einer infizierten Kniegelenktotalendoprothese dar, weil durch den alleinigen medikamentösen Einsatz eine Sanierung der Entzündung unwahrscheinlich ist (Habermann 1991; Osmon et al. 1993; Rand 1993c). Deshalb kann diese Maßnahme lediglich als supprimierendes Vorgehen bei einer etablierten Infektion angesehen werden.

Ein Patient, der für eine Antibiotikabehandlung in Frage kommt, sollte 5 Kriterien erfüllen (Osmon et al. 1993; Rand 1993c):

- Ein Prothesenwechsel ist nicht durchführbar, weil z. B. aufgrund anderer medizinischer Probleme eine Anästhesie und Operation kontraindiziert sind.

- Die Mikroorganismen sind gering virulent (wie z. B. koagulase-negative Staphylokokken, *Streptococcus viridans*).
- Das Bakterium ist bekannt und sehr empfindlich gegen oral verabreichte Antibiotika.
- Der Patient kann die Antibiotika ohne toxische Nebenwirkungen einnehmen.
- Die Prothese ist im Knochen fest verankert.

Selten wird ein Patient alle 5 Kriterien erfüllen. Fasst man alle Studien der Literatur zusammen, so beträgt bei einer Gesamtfallzahl von 308 die Infektionssanierungsquote durch alleinige Antibiose 27 % (Woods et al. 1983; Grogan et al. 1986; Insall und Thompson 1986; Johnson und Bannister 1986; Bengston et al. 1989; Wilson et al. 1990; Bengston und Knutson 1991).

11.6.8 Lokales Débridement

Durch ein frühes offenes oder arthroskopisches Débridement kann gelegentlich der Austausch der Prothese im Falle einer akuten tiefen Kniegelenkinfektion vermieden werden (Habermann 1991; Rand 1993c). Ein Débridement bei chronischen Infektionen hat sich in den meisten Fällen jedoch nicht als erfolgreich erwiesen (Habermann 1991; Osmon et al. 1993; Rand 1993c). Bei chronischen Verläufen ist der Entzündungsprozess häufig bis zur Knochen-Zement- bzw. Knochen-Prothesen-Grenze fortgeschritten, so dass das Implantat in diesem Falle zum sicheren Erreichen des Infektionsortes entfernt werden muss und ein alleiniges Débridement zwecklos ist. Dies ist daher nur bei akuten Infektionen mit Keimen geringerer Virulenz (wie z. B. koagulase-negative Staphylokokken) im Bereich einer sicher fixierten Prothese mit guter Funktion indiziert, wobei das diagnostische Vorgehen mit einer geeigneten bakteriziden Antibiotikabehandlung und sorgfältiger Beobachtung des Serumniveaus kombiniert werden sollte (Habermann 1991; Osmon et al. 1993; Rand 1993c). Nach Jerosch (1995a,b) ist dieses Verfahren nur bei akuten hämatogenen Frühinfektionen ohne Prothesenlockerung indiziert. Rand (1993c) empfiehlt eine intravenöse Antibiotikagabe über einen Zeitraum von 4 Wochen. Von einer geschlossenen Spül-Saug-Drainage raten Rand (1993c) und Habermann (1991) wegen des hohen Risikos einer Sekundärinfektion ab.

Unter Berücksichtigung der Ergebnisse in der Literatur liegt bei einem prothesenerhaltenden operativen Débridement die Infektionssanierungsquote bei durchschnittlich nur 29 % bei insgesamt 377 untersuchten Fällen (Petty et al. 1975; Burton und Schurman 1977; Woods et al. 1982; Walker und Schurman 1984; Bliss und McBride 1985; Freeman et al. 1985; Rand et al. 1986b; Johnson und Bannister 1986; Grogan et al. 1986; Insall

1986; Borden und Gearen 1987; Bengston et al. 1989; Bengston et al. 1989; Jacobs et al. 1989; Morrey et al. 1989; Schoifet und Morrey 1990; Teeny et al. 1990; Wilson et al. 1990; Bengston und Knutson 1991). Dabei streuen in den einzelnen Untersuchungen die Erfolgsquoten jedoch beträchtlich zwischen 7 % und 100 %. Es ist zu beachten, dass der Vergleich der Ergebnisse von Débridements bei infizierten Kniegelenken in unterschiedlichen Untersuchungen schwierig ist, weil die beteiligten Mikroorganismen, die Zeit zwischen Infektionsbeginn und Behandlungsbeginn, die Dauer der Antibiotikabehandlung, der Nachuntersuchungszeitraum, die Befestigungsmethode der Implantate und schließlich die Kriterien für eine erfolgreiche Behandlung teilweise erheblich variierten.

Auch wenn primär naturgemäß eine Wechseloperation anzustreben ist, müssen die anderen Optionen auch sorgfältig bedacht und evtl. mit dem Patienten in der individuellen Situation gesprochen werden. Das reine Débridement ist allenfalls sinnvoll bei Patienten mit einem akuten Infekt innerhalb der frühen postoperativen Phase oder für Patienten mit einem akuten hämatogenen Infekt, bei dem dieser auch eindeutig als hämatogen identifiziert werden kann. Hierbei gilt jedoch zu beachten, dass das Implantat auch noch eine gute Funktion erlaubt und stabil fixiert ist. Das Zeitintervall für den akuten Infekt wird in der Literatur immer weiter reduziert, momentan geht man davon aus, dass ein Infekt, der länger als zwei Wochen anhält, eher bereits als chronisch zu bezeichnen ist. In der Regel wird bei einer gelenkerhaltenden Revision empfohlen, die Polyethylenkomponenten zu wechseln. Dieses ist aus zwei Gründen sinnvoll: Zum einen ist der dorsale Bereich des Kniegelenkes so besser zu erreichen, zum anderen ist das Polyethylen der Teil der Prothese, an dem es als Erstes zu Adhäsionen der Bakterien kommt. Beim Gelenkerhalt spielt häufig eine Kombinationstherapie mit Refampicin eine Rolle, um hierdurch die biofilmbildenden Bakterien besser erreichen zu können.

Bei der überwiegenden Mehrzahl der infizierten Kniealloarthroplastiken ist der vorübergehende oder dauerhafte Prothesenausbau unabdingbare Voraussetzung für eine Infektsanierung. Nach der Implantatentfernung stehen dann mehrere Behandlungsalternativen zur Verfügung.

11.6.9 Reimplantation der Knieendoprothese

Der direkte Prothesenwechsel nach Infektion des Kniegelenkes wird in der Literatur kontrovers diskutiert. Lindberg (1988) verzichtete gänzlich auf Reimplantationen, nachdem nur in 40 % der Fälle Erfolge zu verzeichnen

waren, und sprach sich im Falle einer infizierten Knieendoprothese für die generelle Durchführung einer Arthrorese aus.

Die Behandlung einer infizierten Knieendoprothese mit Entfernung des infizierten Implantates, Débridement, parenteraler Antibiotikagabe und erneutem Einbau eines anderen Kunstgelenkes ist zwischenzeitlich zu einer anerkannten Behandlungsmethode geworden, wobei dem zweizeitigen Wechsel eindeutig der Vorzug gegenüber einem einzeitigen Vorgehen gegeben wird (Rand und Bryan 1983; Insall et al. 1983a,b; Walker und Schurman 1984; Salvati et al. 1986; Borden und Gearen 1987; Rosenberg et al. 1988; Wilde und Ruth 1988; Bengston et al. 1989; Booth und Lotke 1989; Jacobs et al. 1989; Windsor et al. 1990; Jerosch 1995). Der Vorteil des zweizeitigen Vorgehens liegt auch darin, dass nach dem infektsanierenden Eingriff Zeit für die Entscheidung im Hinblick auf das weitere Vorgehen bleibt. Dabei bestehen prinzipiell folgende Optionen:

- Arthrorese
- Reimplantation
- Resektionsarthroplastik

Moderne standardisierte Behandlungsprotokolle lassen die Reimplantation gegenwärtig als die Methode der Wahl erscheinen, wenn wieder eine Oberflächenersatzprothese verwendet werden kann (Insall et al. 1983b; Walker und Schurman 1984; Bengston et al. 1989). Diese Auffassung ist jedoch in der Literatur nicht unumstritten (Rand und Bryan 1983; Knutson et al. 1984b; Lindberg 1988;), die meisten Autoren geben immer noch der Arthrorese den Vorzug.

Bei der Technik der Reimplantation hat die Beseitigung der Infektion absolute Priorität. Bei der Entscheidung für einen Prothesenwechsel müssen die Möglichkeit einer Reinfektion und die Notwendigkeit einer 2. alternativen Behandlungstechnik in Betracht gezogen werden.

Patientenselektion Die Patientenselektion für einen Prothesenwechsel muss verschiedene Punkte berücksichtigen:

- Die Immunabwehr des Patienten darf nicht durch Krankheit oder iatrogen durch Medikamente geschwächt sein.
- Die für die Infektion verantwortlichen Bakterien müssen für ein Antibiotikum empfindlich sein, das in adäquaten, nicht toxischen Dosen zur Infektionsbekämpfung verabreicht wird.
- Die Weichteile (Haut, Extensionsapparat, Kollateralländer) sollten in einem Zustand sein, der einen Prothesenaustausch ermöglicht.

Tab. 11.8 Klassifikation der infizierten Knieendoprothese

Typ	Timing	Definition	Behandlung
1	Positive intraoperative Kultur	≥ 2 positive tiefe Kulturen intraoperativ erhalten	Antibiotika
2	Akute postoperative Infektion	Infektion ≤ 2 Wochen postoperativ	Débridement mit Komponentenerhalt und Antibiotika
3	Akute Infektion	Infektion in einer vorher gut funktionierende Knieendoprothetik im Anschluss an Bakteriämie	Débridement mit Komponentenerhalt und Antibiotika vs. Komponente Entfernung
4	Chronische Infektion	Infektion > 2 Wochen postoperativ	Komponentenentfernung

- Die Knochenqualität und -quantität müssen einen Prothesenaustausch erlauben.
- Der Patient muss im Falle einer Reinfektion nach dem Prothesenwechsel gewillt sein, sich einer zusätzlichen Behandlung zu unterziehen.

Kontraindikationen Als Kontraindikationen für Reimplantation einer Prothese gelten (Hanssen et al. 1994; Jerosch et al. 1995a,b):

- Persistierende Infektion
- Ruptur des Streckapparates
- Schlechte Weichgewebeabdeckung im Bereich des Kniegelenkes
- Ein medizinischer Allgemeinzustand, der die vielfältigen Wiederherstellungsverfahren ausschließt

Klassifikation Für die Klassifikation der Infektion, auch für das konkrete Vorgehen bei einer Infektion, ist es nicht notwendig, die entzündliche Situation an sich, zu bestätigen, sondern auch zusätzlich eine gewisse Klassifizierung der Infektion durchzuführen. Im Rahmen der Diagnostik spielen die klinischen Zeichen (Dolor, Calor, Rubor, Functio laesa) eine entscheidende Rolle, daneben natürlich die klassischen Blutparameter sowie das CRP, dann aber auch die Punktion und evtl. auch die histopathologische Untersuchung. Primär wird die Infektion klassifiziert hinsichtlich der auftretenden Symptome und der Dauer der Infektionszeichen (■ Tab. 11.8).

Prinzipiell ist sowohl eine einzeitige Reimplantation als auch ein zweizeitiges Vorgehen möglich. Bei der zweizeitigen Reimplantation gilt es ferner zu differenzieren zwischen einer frühen und einer verzögerten Realloarthroplastik.

Einzeitiger Endoprothesenwechsel

Bei dem Verfahren der einzeitigen Reimplantation ist es v. a. ein Vorteil, dass nur eine einzige Operation und ein kürzerer sich anschließender Krankenhausaufenthalt erforderlich werden. Diese Technik ist jedoch nur sehr selten indiziert. Sie kann möglicherweise bei immunkompetenten Patienten angewendet werden, die schwer krank sind, sich nicht mehreren Eingriffen unterziehen können und bei denen die infektionsverursachenden Bakterien eine niedrige Virulenz besitzen; außerdem sollten keine Knochen- oder Weichteilveränderungen vorliegen. Die Zahl der Patienten, die alle diese Kriterien erfüllen, ist sehr gering.

Der Erfolg einer einzeitigen Reimplantation scheint davon abhängig zu sein, ob die Infektion durch grampositive Bakterien verursacht wird, ob antibiotikahaltiger Zement zur Verankerung der Austauschprothese verwendet wurde und ob eine verlängerte Antibiotikaphylaxe nach der Revision durchgeführt wurde (Goksan und Freeman 1992; Hanssen et al. 1994). Andere Studien berichteten von überwiegend schlechten Sanierungsraten bei tiefen Infektionen des Kniegelenkes nach einzeitigem Prothesenwechsel (Bengston et al. 1986, 1989; Johnson und Bannister 1986; Scott et al. 1993).

Foerster et al. (1991) teilten nach einzeitiger Reimplantation von 118 infizierten Knieendoprothesen mit antibiotikahaltigem Zement eine Erfolgsquote von 73 % nach der ersten Austauschoperation mit, 80 % nach der 2. und 81 % nach der 3. Austauschoperation. In einer von Drobny und Munzinger (1991) veröffentlichten Studie über die Ergebnisse einzeitiger Reimplantationen wird von einer Infektionsanierungsquote von 60 % berichtet.

Die Autoren beurteilten die zweizeitige Austauschoperation zurückhaltend wegen (Foerster et al. 1991):

- der Belastung des Patienten durch 2 große Eingriffe,

Tab. 11.9 Übersicht über die einzeitige Austauschoperation bei infizierter Kniealloarthroplastik (Foerster et al. 1991)

Diagnostik	Klassische klinische Infektionszeichen Körpertemperatur (Dolor, Calor, Rubor, Tumor, Functio laesa) Laborparameter (BSG, CRP, Blutbild) Röntgendiagnostik (Übersichtsaufnahmen in 2 Ebenen, Fistelfüllungen) Bakterielle Diagnostik (Punktion, Fistelabradat)
Operationsplanung	Keim- und Resistenzbestimmung Auswahl der topischen und systemischen Antibiotika Implantatauswahl
Operation	Radikale Exzision von infiziertem Weichgewebe, Fisteln und Abzessen Prothesen- und ggf. Zemententfernung Resektion von nicht regenerationsfähigem Knochen Kürettage und Druckspülung des Restknochens Reimplantation der adäquaten Endoprothese mit antibiotikahaltigem Zement Beginn einer adjuvanten systemischen antimikrobiellen Therapie Primärer Wundverschluss
Nachsorge	Ruhigstellung bis zur Wundabheilung Fortsetzung der systemischen Antibiotikatherapie bis zu einer Woche Entfernung der Wunddrainage am 3. oder 4. postoperativen Tag Bakteriologische Untersuchung der Drainagespitzen Postoperative Verlaufskontrolle einzelner Laborparameter (BSG, CRP, Blutbild) und der Körpertemperatur Kontrollpunktion nach einigen Wochen (fakultativ)

- der nach Schrumpfung und Vernarbung zu erwartenden operationstechnischen Schwierigkeiten bei der Reimplantation und
- der durch die Vernarbung zu erwartenden postoperativen Funktionsminderung (Tab. 11.9).

Zweizeitiger Endoprothesenwechsel

Die zweizeitige Reimplantation eines künstlichen Kniegelenkes mit Belassen einer temporären Defektsituation stellt heutzutage die am meisten durchgeführte und erfolgreichste Behandlungsform bei Vorliegen einer infizierten Totalendoprothese dar. Ein fremdkörperfreier Zustand mit längerer systemischer Antibiotikatherapie scheint bessere Möglichkeiten zur dauerhaften Infektionssanierung und zum Funktionserhalt zu bieten als der einzeitige Direkttausch oder die frühe zweizeitige Reimplantation einer anderen Endoprothese innerhalb nur weniger Wochen (Rand und Bryan 1983; Bengston et al. 1989; Scott et al. 1993).

Der zweizeitige Wechsel bietet folgende Möglichkeiten:

- Eindeutige Bestimmung der die Infektion verursachenden Mikroorganismen mit Erstellung eines Resistogramms
- Gezielte antibiotische Therapie
- Möglichkeit der klinischen Verlaufskontrolle nach Infektionssanierung
- Durchführung eines zweiten Débridements.

Als nachteilig sind anzusehen:

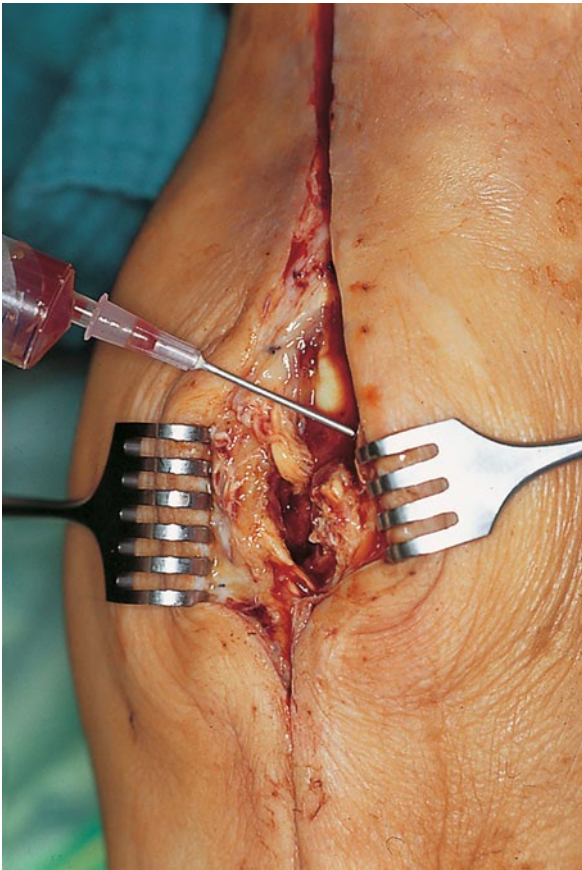
- Ausgedehnte Vernarbung der Weichteile, was eine Prothesenreimplantation erschwert
- Erhöhte Morbidität der Patienten

- Im Verhältnis zum einzeitigen Austausch erhöhten Kosten

Folgende Punkte werden in diesem Zusammenhang kontrovers diskutiert (Rand 1993c; Hanssen et al. 1994):

- die Dauer der systemischen parenteralen Antibiotikagabe,
- die Dauer der Zeitspanne zwischen Explantation der infizierten und Einbau der neuen Endoprothese,
- das Ausmaß des Bewegungsspieles während des Zeitraumes zwischen Entfernung der alten und Implantation des neuen Kunstgelenkes,
- die Wirkung von antibiotikahaltigen Zementspacern oder -kugeln, die sich während der Phase der Resektionsarthroplastik vor der Reimplantation der Endoprothese im Kniegelenk befinden und
- die Effizienz von antibiotikahaltigem Knochenzement zur Verankerung der neuen Prothese.

In vielen Publikationen wurde mit durchaus hohen Erfolgsraten strikt an einer 6-wöchigen intravenösen Antibiotikagabe vor dem Einsatz einer neuen Prothese festgehalten, obwohl hier die optimale Dauer dieser Therapie in größeren klinischen Studien noch nicht sicher ermittelt wurde (Insall et al. 1983b; Rosenberg et al. 1988; Jacobs et al. 1989; Booth und Lotke 1989; Windsor et al. 1990). Habermann (1991) betonte, dass eine konservative Zeiteinteilung für die Reimplantation eines Kunstgelenkes besser sei, da die Behandlung einer reinfizierten reimplantierten Prothese oft katastrophale Folgen haben könne. Andere Autoren berichteten von einer kürzeren Dauer der Anti-



■ **Abb. 11.8** Gewinnung von Gewebe für die mikrobiologische Untersuchung

biotikatherapie von nur 3–4 Wochen bei gleichzeitiger Verwendung antibiotikahaltigen Knochenzementes (Borden und Gearen 1987; Wilde und Ruth 1988). Mit wachsender Zeitspanne zwischen Prothesenausbau und Reimplantation wird eine chirurgische Wiederherstellung einer guten Gelenkfunktion durch Auftreten von Vernarbungen und einer Gelenkversteifung zunehmend schwieriger (Hanssen et al. 1994). Weil aber gerade die funktionelle Rekonstruktion des Gelenkes eine Behandlungsmaxime darstellt, besteht für den behandelnden Arzt meist die Notwendigkeit, einen möglichst kurzen Zeitraum zwischen Resektionsarthroplastik und Reimplantation zu schaffen.

Vorgehen beim zweizeitigen Endoprothesenwechsel Die zweizeitige Reimplantation, wie sie von Insall et al. (1983b) beschrieben wurde, hat sich als sehr effiziente Behandlungsmethode im Falle einer tiefen Wundinfektion bei einliegender Knieendoprothese erwiesen. Das Vorgehen wurde von uns leicht modifiziert, es besteht aus mehreren Phasen:

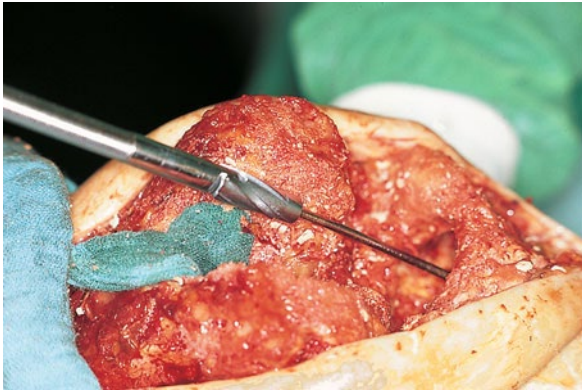
- Zum Zeitpunkt des Infektverdachtes wird das betroffene Kniegelenk punktiert und das gewonnene



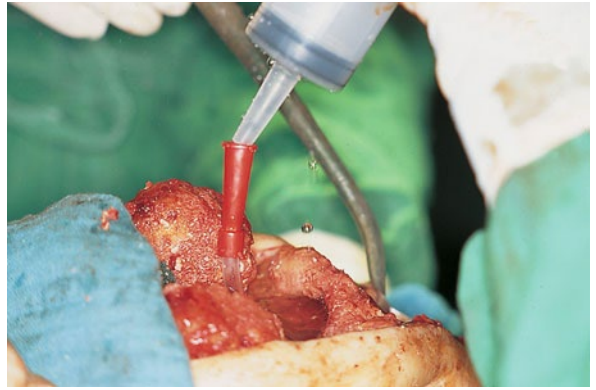
■ **Abb. 11.9** Makroskopische Infektzeichen an der Implantatrückfläche (Tibiaplateau)

Material zur mikrobiologischen Untersuchung eingeschickt. Gleichfalls erfolgt eine Zählung der weißen Blutkörperchen im Punktat. Erst nach Identifizierung des Keimes und Eingang des Resistogramms erfolgt die Explantation der Prothese.

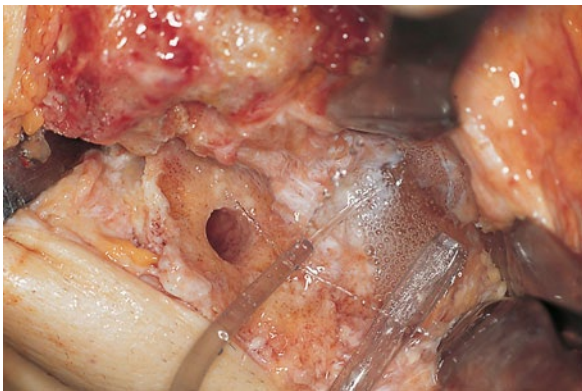
- In der zweiten Phase werden die infizierten Prothesenkomponenten sowie der evtl. vorhandene Knochenzement vollständig entfernt. Von diesem Material werden wiederum Proben zur mikrobiologischen und evtl. histopathologischen Untersuchung asserviert. Hierbei ist darauf Wert zu legen, dass keinesfalls nur Watteabstriche, sondern unbedingt Gewebe und Flüssigkeit in ausreichendem Maße zur mikrobiologischen Untersuchung eingeschickt werden (■ Abb. 11.8).
- Häufig zeigen sich makroskopisch erst an der Implantatrückfläche deutliche Infektzeichen (■ Abb. 11.9). Idealerweise wird die explantierte Prothese zu Sonikation eingeschickt. Es erfolgen ein ausgedehntes Weichteildébridement sowie eine Synovektomie, auch alle verdächtigen Knochenanteile müssen sorgfältig abgetragen werden. Bei Befall der Markraumhöhle wird nach den Regeln der



▣ Abb. 11.10 Aufbohrung der Markraumhöhle



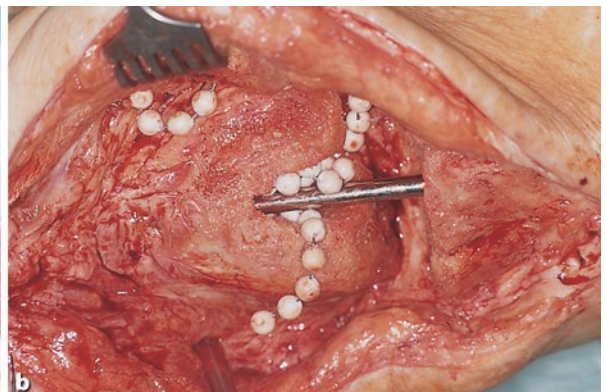
▣ Abb. 11.12 Retrograde Spülung



▣ Abb. 11.11 Mechanische Spülung im Rahmen der Infektsanierung



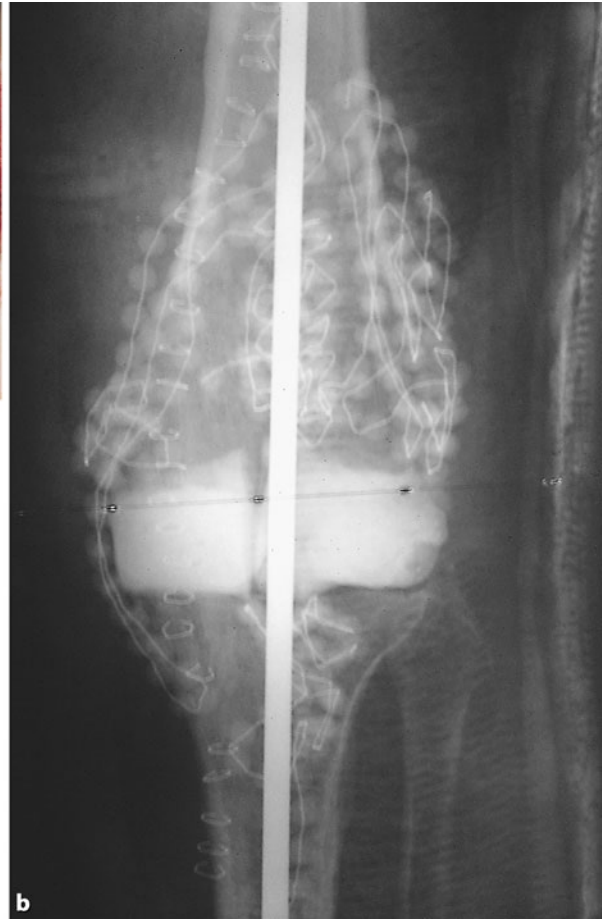
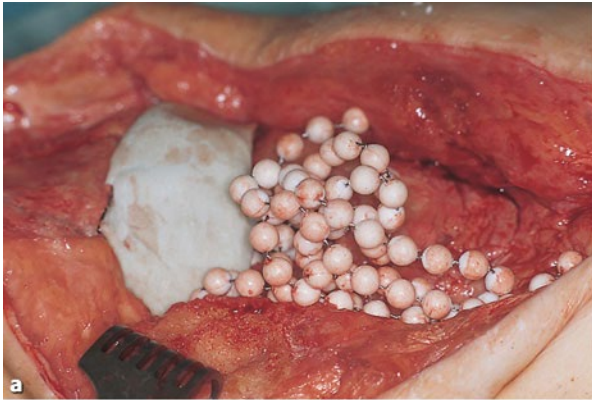
▣ Abb. 11.13 Mechanische Gewebereinigung mit einer sterilen Handwaschbürste



▣ Abb. 11.14a,b Zentraler Stab mit Septopalketten vor (a) und nach (b) dem Einbringen in die femoralen und tibialen Markhöhlen

septischen Chirurgie der gesamte auffällige Bereich aufgebohrt (▣ Abb. 11.10). Anschließend wird das Operationsgebiet sorgfältig gespült, wobei auch eine Jet-Lavage Anwendung finden kann; alternativ kann hier eine Arthroskopiepumpe eingesetzt werden (▣ Abb. 11.11). Bei der retrograden Spülung der Markhöhlen wird die jeweils andere Knochenhöhle abgestopft, so dass hier kein Infektgewebe hinein-

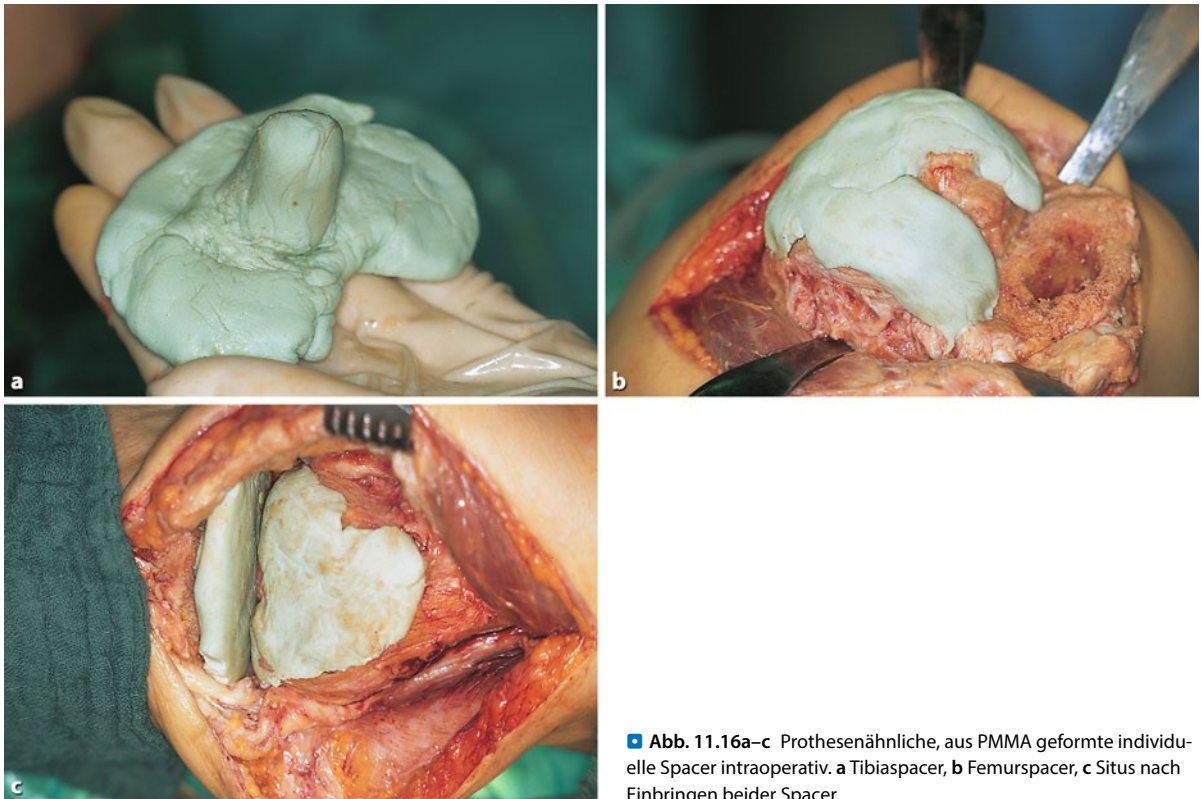
gespült werden kann (▣ Abb. 11.12). Zur mechanischen Reinigung hat sich auch der Einsatz einer sterilen Handwaschbürste bewährt (▣ Abb. 11.13). Beide Knochenkanäle (tibial und femoral) werden retrograd ausgiebig gesäubert. Die Stabilität des Beines wird mit einem zentralen Stab sichergestellt, welcher mit Septopalketten umwickelt wird (▣ Abb. 11.14), auch die Resthöhlen des distalen



■ **Abb. 11.15a,b** U-förmiger Knochenzementplatzhalter.
a PMMA-Kugeln intraoperativ. **b** Postoperatives Röntgenbild mit intramedullarem Stab und PMMA-Kugeln

Femur und der proximalen Tibia werden ebenfalls mit Antibiotikaketten aufgefüllt. Um die klinische Beinlänge zu erhalten, wird aus Knochenzement ein U-förmiger Platzhalter (Spacer) geformt, der nach Aushärtung zwischen Tibia und Femur eingelegt wird (■ Abb. 11.15). Alternativ hierzu kann auch ein prothesenähnlicher individueller Spacer geformt werden, der in der postoperativen Phase eine gewisse krankengymnastische Beugung erlaubt (■ Abb. 11.16 und ■ Abb. 11.17). Dieses mehr funktionelle Vorgehen lässt ein besseres Bewegungsausmaß nach späterer Reimplantation der Endoprothese erhoffen. Bei schlechter Weichteildeckung können Teile der Femurkondylen sowie auch das Fibulaköpfchen reseziert werden, um den kritischen Gewebereich zu verschmälern. Ergibt die präoperative Testung einen gentamycinresistenten Keim, so kann individuell ein gesondertes Antibiotikum (z. B. Vancomycin) dem Knochenzement beigemischt werden. Das Kniegelenk wird dann nach Anlegen einer geschlossenen Saugdrainage sorgfältig verschlossen und in einer Flexionsstellung von nicht mehr als 5–10° immobilisiert.

- Das postoperative Management nach Implantation eines Spacers für einen zweizeitigen Wechsel ist wie folgt: Fortführen der Antibiose, je nach Resistogramm des getesteten Keimes in Rücksprache mit dem klinischen Mikrobiologen bis zur stabilen Wundheilung und Normalisierung der CRP-Werte.
- Nochmalige Punktion zwei Wochen nach Absetzen des Antibiotikums. Eine weitere Punktion zur mikrobiologischen Kontrolle erfolgt nach einer Woche; nach der dritten Woche erfolgt die Trockenbiopsie, arthroskopisch oder röntgengesteuert, wobei die Hälfte des Gewebes zum Mikrobiologen, die andere Hälfte zum Pathologen geschickt wird. Erst wenn auch die beiden Proben keine Auffälligkeiten zeigen, erfolgt der Wechsel des Spacers auf das definitive Implantat. Hierbei wird wieder, je nach Weichteil-, Knochen- und Streckmechanismus-Situation, sehr individuell adaptiert vorgegangen.
- In der vierten Phase 7–14 Tage nach Absetzung der Antibiotika wird das Kniegelenk erneut eröffnet. Zeigt die feingewebliche Untersuchung keinerlei Infektionszeichen mehr, erfolgt die Reimplantation der Alloplastik mit antibiotisch versetztem Knochenze-



■ **Abb. 11.16a–c** Prothesenähnliche, aus PMMA geformte individuelle Spacer intraoperativ. **a** Tibiaspacer, **b** Femurspacer, **c** Situs nach Einbringen beider Spacer

ment. Anschließend wird eine systemische Antibiose durchgeführt; die Präparate werden erst dann abgesetzt, wenn die Operationskulturen postoperativ nach 3–8 Tagen negativ sind.

Mit dieser Methode erzielten Windsor et al. (1990) nach 4 Jahren eine Sanierungsrate von 89,5 %.

Bei größeren Knochendefekten ist die Anwendung allo- oder autogener Knochentransplantate ohne negative Auswirkungen auf die Infektionsrate möglich. Ebenso können Spezialimplantate eingesetzt werden, die in der Zeit zwischen Prothesenentfernung und Reimplantation individuell (nach Röntgenbild) angefertigt werden.

Die größten Probleme bei der Durchführung einer verzögerten Reimplantation einer Endoprothese stellt das ausgedehnte Narbengewebe dar, das sich postinfektiös im Knie immer bildet und die erneute Exposition erschwert. Diese Fibrosierungen wirken sich v. a. nachteilig auf das postoperative Bewegungsspiel des Kniegelenkes aus. Zur Erhaltung der Weichteilräume und Mobilität während der Phase der Resektionsarthroplastik vor der Reimplantation sind 2 Methoden üblich:

Die frühe passive Mobilisation auf einer motorbetriebenen Bewegungsschiene ermöglicht den Erhalt der Weichteilbeweglichkeit. Bislang ist keine prospektive Studie durchgeführt worden, die die Auswirkung einer frühen Mobilisierung mit den Ergebnissen nach postoperativer

Immobilisation mit verzögerter Reimplantation nach Infektion vergleicht. Die andere Technik zur Gewährleistung des Gelenkraumes besteht darin, vorübergehend einen Zementplatzhalter, der mit einem Antibiotikum versetzt ist, im Gelenk zu platzieren (Rand 1993c).

Antibiotikahaltiger Spacer Durch lokale Antibiotikagabe mit speziellen Knochenzementpacern oder -ketten werden die Möglichkeiten der Infektionssanierung entscheidend verbessert (Salvati et al. 1986; Borden und Gearen 1987; Cohen et al. 1988; Wilde und Ruth 1988; Booth und Lotke 1989). Die Verwendung antibiotikahaltiger Platzhalter in Ketten-, Block- oder sogar Prothesenform während des Zustandes der Resektionsarthroplastik vor dem Wiedereinbau eines Kunstgelenkes hat verschiedene Vorteile. Einerseits wird der Gelenkraum dadurch erhalten, dass die Spacerblöcke die Länge der Kollateralländer gewährleisten und außerdem dazu beitragen, Weichteilkontrakturen zu vermeiden, was eine spätere Reimplantationsoperation erheblich erleichtert; andererseits kommt es durch die aus den Platzhaltern gelösten Antibiotika zu einer hohen lokalen Gewebekonzentration direkt am Ort der Infektion. Nachteil eines Spacers ist die Tatsache, dass sich nach der Prothesenentfernung weiterhin ein Fremdkörper im Bereich der Infektionsstelle befindet. Prospektive vergleichende Untersuchungen zu dieser Methode liegen noch nicht vor; in der Literatur wird jedoch auf



■ **Abb. 11.17a,b** Prothesenähnlicher individueller Spacer im postoperativen Röntgenbild. **a** a.-p., **b** seitlich

die Reduzierung der Dauer der parenteralen Antibiotikagabe bei Einsatz dieser Methoden hingewiesen (Nelson et al. 1993).

Die Verwendung gering dosierter Antibiotikabeimischungen im Standardzement sollte durch zusätzliche Antibiotikabeigabe erhöht werden. Üblicherweise werden 3–4 g Vancomycin und 3,6–4,8 g Aminoglykosid-Antibiotikum (Gentamycin oder Tobramycin) pro 40 g Portion Zement zugegeben. Bei einer Pilzinfektion werden beigemischt 100–150 g Amphotericin B pro 40 g Zement. Die zusätzliche Beimengung von Methylenblau macht es vor der späteren Revision einfacher, Zement von Knochen zu differenzieren, um so nicht zusätzlich gesunden Knochen zu entfernen.

Es besteht generell kein Konsens hinsichtlich der Frage, ob ein mobiler oder ein statischer Spacer eingebaut werden soll. Vom mobilen Spacer verspricht man sich eine bessere Beweglichkeit in der späteren Phase nach der Reimplantation der Prothese. Dementsprechend werden auch kommerziell von verschiedenen Firmen derartige Implantate angeboten. Es findet sich jedoch diesbezüglich keine prospektiv analysierenden Studien, die hier eine definitive Aussage erlauben.

Antibiotikahaltiger Knochenzement Antibiotikahaltiger Knochenzement zur Verankerung einer Revisionsalloplastik wird zur Reduzierung des Infektionsrezidivrisikos seit Jahren verwendet und sollte den goldenen Standard darstellen (Freeman et al. 1985; Trippel 1986; Borden und Gearen 1987; Cohen et al. 1988; Rosenberg et al. 1988; Wilde und Ruth 1988; Booth und Lotke 1989; Jacobs et al. 1989; Buechel 1990; Goksan und Freeman 1992; Scott et al. 1993). Wilson et al. (1990) berichteten von einer niedrigeren Erfolgsquote bei Verwendung antibiotikahaltigen im Vergleich zu antibiotikafreien Zementen. Hanssen et al. (1994) kritisierten hier jedoch, dass die Antibiotikadosis des Knochenzementes in der vorgestellten Studie zu gering gewesen sei. An einem größeren Patientenkollektiv konnten sie nachweisen, dass das Auftreten von Infektionsrezidiven einzig mit der Verwendung von antibiotikahaltigem Zement korrelierte und unabhängig war von der Zeit zwischen Resektionsarthroplastik und Reimplantation. Als optimale Antibiotikadosis wurden 1 g Antibiotikum auf 40 g Knochenzement ermittelt.

Ergebnisse In der Literatur finden sich nur wenige Studien über die Ergebnisse nach früher Reimplantation einer

■ **Tab. 11.10** Ergebnisse der zweizeitigen Wechseloperation

Autoren (Jahr)	Anzahl der Knie	Spacer-Typen	Mittleres Patientenalter in Jahren (Range)	Mittlerer Follow-up (Range)	Ergebnisse
Haleem et al. (2004)	96	Statischer ALBC	69 (37–89)	7, 2 Jahre (2,5–13,2)	Reinfektion: 93,5 % in 5 Jahren; 85 % in 10 Jahren
Hofmann et al. (2005)	50	Artikulierender ALBC	67 (38–92)	73 Monate (24–150)	Eradikationsrate 88 % beim letzten Follow-up Reinfektion bei einem Mittelwert von 35 Monaten (Range, 7–60) nach der Reimplantation
Freeman et al. (2007)	76	Statischer ALBC (n = 28) Artikulierender ALBC (n = 48)	67 (41–87)	71,2 Monate (24–196)	Eradikationsrate nach dem letzten Follow-up: 94,7 % in der Artikulation; 92,1 % in der Statistik

ALBC = „antibiotic-loaded bone cement“

■ **Tab. 11.11** Einfluss des Antibiotika beladenen Zement auf die Erfolgsrate

Art der Vorgehensweise	Prothesenfixation	Erfolgsrate
Einzeitiger Wechsel	Nicht Antibiotika beladenen Zement	58
Einzeitiger Wechsel	Antibiotika beladenen Zement	74
Zweizeitiger Wechsel	Nicht Antibiotika beladenen Zement	88
Zweizeitiger Wechsel	Antibiotika beladenen Zement	92

Alloarthroplastik innerhalb von 2–3 Wochen. Die Infektionssanierungsrate bei diesem Vorgehen wurde mit insgesamt etwa 63 % angegeben (Rand und Bryan 1983; Grogan et al. 1986). Analysiert man die Ergebnisse der Literatur nach späterer Reimplantation einer Endoprothese, so kann eine Infektionssanierungsquote von ungefähr 85 % erwartet werden (Bengston et al. 1986; Drobny und Munzinger 1991, 1995). Drobny et al. (1995) berichtet von Erfolgsraten von 86 %, Hofmann et al. (1995) sogar von 92 %.

Die Erfolgsrate hinsichtlich der Eradikation der Infektion im Bereich des ehemaligen Endoprothesenlagers bei einem modernen zweizeitigen Wechselprotokoll reicht von 85–95 % (■ Tab. 11.10). Auch die deutlichen Vorteile antibiotikahaltiger Knochenzementspacer sind in der Literatur belegt (■ Tab. 11.11).

11.6.10 Arthrodesen

Die operative Versteifung stellte lange Zeit den Standardeingriff zur Behandlung des infolge Arthrose, Infektion oder Instabilität der Bänder schwer geschädigten Kniegelenkes dar. Vor der Ära der Reimplantation galt sie als die einzige Rückzugsmöglichkeit einer infizierten Kniealloarthroplastik. Auch heute noch ist die Gelenkversteifung das meistangewandte Verfahren im Falle eines septischen Fehlschlagens einer Knieendoprothese. Bei stabiler knöcherner Fusion in guter Achsstellung des Beines und nur geringfügiger Verkürzung gewährleistet eine Arthrodesen eine durchaus gute Funktionsfähigkeit des betroffenen Beines. Prinzipiell ergibt die Versteifungsoperation eine schmerzfreie und stabile Situation unter Opferung der Beweglichkeit des Kniegelenkes (Jerosch 1995a,b). Hauptproblem der Kniearthrodesen ist sicherlich die lange Stabilisierungserfordernis.

Unseres Erachtens stellt jedoch der oftmals ausgeprägte Knochensubstanzverlust nach radikalem Débridement ein zumindest ebenso großes Problem dar. Wichtigster Faktor für eine erfolgreiche Arthrodesen ist eine vitale Knochensubstanz. Da nach Entfernung des gesamten Fremdmateriales und jeglichen infizierten Gewebes zur Gewähr einer stabilen Situation möglichst gut vaskularisierter Knochen aufeinandergestellt werden muss, ergeben sich insbesondere nach Explantation großer Scharnierprothesen mit langer intramedullärer Verankerung oft erhebliche Probleme, da bei Infektion eines solchen Implantates in der Regel sehr viel Knochen geopfert werden muss, um eine entzündungsfreie Situation mit guter Knochendurchblutung zu erhalten (Hankin et al. 1981) (■ Abb. 11.18).

Indikationen Da Patienten mit einem im Kniegelenk steifgelegten Bein subjektiv nicht gleichartig zufriedenzustellen sind wie mit einer beweglichen Knieendoprothese, stellt die Arthrodesis in vielen Fällen zunächst eine weniger attraktive Alternative zum Austausch eines künstlichen Gelenkes dar. Als Indikationen zur Durchführung einer Kniearthrodesis nach fehlgeschlagener Knieendoprothese werden genannt (Rand 1993c):

- Nicht beherrschbare Infektsituation nach Knieendoprothese
- Rezidivierende aseptische Lockerungen
- Vorliegen ausgedehnter knöcherner Substanzdefekte nach Endoprothesenausbau
- Chronisch destruierende Gelenkentzündungen
- Neuropathische Gelenkerkrankungen
- Traumatische Gelenkschäden
- Hohe Beanspruchung der betroffenen Extremität
- Erkrankung nur eines einzigen Gelenkes besonders bei jüngeren Patienten
- Ungenügender Kniestreckapparat
- Schlechte, nicht rekonstruierbare Weichgeweabdeckung
- Immungeschwächte klinische Situation
- Hochvirulente Keime, die evtl. einer toxischen antibiotischen Therapie bedürfen

Kontraindikationen An Kontraindikationen werden genannt (Brinkmann 1984; Rand 1993c):

- Bilaterale Knieerkrankung
- Homolaterale Sprunggelenk- oder Hüfterkrankung
- Schwerer segmentaler Knochenverlust
- Kontralaterale Beinamputation
- Schwere Durchblutungsstörungen
- Schlechter Allgemeinzustand

Probleme Folgende Probleme können im Falle der Durchführung einer Arthrodesis nach einem infizierten Totalersatz des Kniegelenkes auftreten (Habermann 1991; Rand 1993c):

- Hoher Knochenverlust
- Beinverkürzung
- Beeinträchtigung des Gangablaufes
- Erhöhter Kraftaufwand im Zuge der Gangabwicklung
- Auswirkungen auf die Nachbargelenke der unteren Extremitäten und die untere Rumpfwirbelsäule
- Fehlende Sanierung der Infektion

Technische Faktoren der Kniegelenkarthrodesis

Wichtigster Faktor für den dauerhaften Erfolg einer Kniearthrodesis ist die Erzielung einer adäquaten knöchernen Apposition, wofür gesunder vaskularisierter Knochen vorhanden sein muss. Ein Vergleich verschiedener Prothesentypen bezüglich ihrer Auswirkungen auf eine spä-



■ **Abb. 11.18** Frontale Defektsituation nach septischem TEP-Ausbau und Infektsanierung

tere knöcherne Adaption wurde von Hankin et al. (1981) durchgeführt. Große, unförmig anmutende Scharnieralloplastiken oder Prothesentypen mit langen intramedullären Schäften erfordern eine ausgedehntere Knochenresektion, hinterlassen somit weniger „bone-stock“ für eine spätere Apposition als Oberflächenersatzprothesen. Deshalb wird bei einem Kniegelenk, das mit einer Scharnierprothese oder bereits mehrfach mit Implantaten versorgt worden ist, die Erfolgchance einer Arthrodesis geringer eingestuft als bei einem Kniegelenk, das erst einmal und evtl. nur mit einer Oberflächenersatzprothese versorgt wurde. Im Falle von Knochendefiziten müssen zusätzliche spongiöse Transplantate zur Erzielung einer besseren Oberfläche bei Aufeinanderstellung der knöchernen Anteile in Betracht gezogen werden. Da die intramedulläre Durchblutung des Knochens durch das frühere Implantat und auch den Zement oft erheblich verschlechtert ist, sollte das Knochentransplantat am Ort der Arthrodesis möglichst peripher platziert werden, um eine Revaskularisierung durch die umgebenden Gewebe zu ermöglichen. Eine Resektion des distalen Femur und der proximalen Tibia um jeweils 1–2 mm stellt intraoperativ meist besser durchbluteten Knochen zur Verfügung, was eine günstigere Einheilung ermöglicht als die Knochenoberflächen, die mit dem Implantat bzw. der Prothese in direktem Kontakt standen.

Die optimale klinische Ausrichtung einer Kniearthrodesis hängt vom Ausmaß der resultierenden Beinverkürzung ab. In Fällen eines nur minimalen Knochenverlustes ist eine Versteifung in 10° Flexion sinnvoll, um dem Fuß beim normalen Gehen das Verlassen des Bodens zu erlauben. Bei starkem Knochenverlust ist andererseits eine volle Extension wünschenswert, um ein möglichst langes Bein zu erhalten. Auf keinen Fall sollte das Knie in mehr als 20° Beugstellung versteift werden.

Auch bei diesem Eingriff ist ein gründliches Débridement der Wunde ganz entscheidend, zurückbleibende Zementfragmente können Ausgangspunkte für eine Reinfektion darstellen. Das gesamte infizierte Granulations- und

Narbgewebe muss radikal exzidiert werden, um für gesundes, vaskularisiertes Weichgewebe im Bereich des Knies zu sorgen. Die Patella kann erhalten bleiben, falls sie ausreichend vaskularisiert ist, und dann als autologes Knochen-Transplantat dienen. Wie auch beim Endoprothesenwechsel ist ein zweizeitiges Vorgehen oft weitaus sicherer, zumal der Nachteil des Bewegungsverlustes durch das mehrmalige Operieren hier durchaus in Kauf genommen werden kann.

Arthrodesetechniken

Die Kniearthrodese ist ein seit Jahren häufig durchgeführtes Operationsverfahren; sie soll erstmals 1878 vorgenommen worden sein (Hersche und Gerber 1984). In der Folgezeit wurden eine Vielzahl von Techniken entwickelt. Heutzutage stellen 2 unterschiedliche Verfahren den goldenen Standard bei entzündlich fehlgeschlagener Knieendoprothese dar:

- Die heute noch gebräuchlichste äußere Kompressionsarthrodese mit einem Fixateur externe wurde im Jahre 1948 von Charnley entwickelt. Neben dem seinerzeit üblichen monoplanen Rahmenfixateur sind heute auch modifizierte, biplane Systeme üblich, um die Stabilität auch in einer 2. Ebene zu erhöhen (Knutson et al. 1984; Rand et al. 1987c).
- Als Alternative gilt die von Chapchal im Jahre 1948 zuerst beschriebene interne Fixation mit einem intramedullären Marknagel. Auch hier wurden im Laufe der Zeit unterschiedliche Modifikationen sowohl hinsichtlich der Operationstechnik als auch des verwendeten Implantates entwickelt (Hersche und Gerber 1984).

Von Fahmy et al. (1984) wurde eine Kombination von externer und interner Fixation zur Behandlung schwieriger Fälle empfohlen. Andere Autoren entwickelten in Anlehnung an die beschriebene zweizeitige Reimplantation auch eine zweiphasige Arthrodesentechnik, wobei die 1. Phase aus der Schaffung einer Resektionsarthroplastik besteht (Kaufer et al. 1983; Knutson et al. 1985). Dieses Vorgehen wird von sehr vielen Operateuren besonders bei hochvirulenten Kniegelenkinfektionen bevorzugt. Ähnlich wie bei der zweiphasigen Reimplantation eines Kunstgelenkes wird die Infektion intern zwischen Resektionsarthroplastik und Reimplantation mit Instillation geeigneter Antibiotika angegangen (Osmon et al. 1993).

Andere Techniken sind (Brinkmann 1984; Rand 1993c):

- Osteosynthese mit einfachen oder doppelten internen Osteosyntheseplatten
- Verriegelung mit einem sog. Küntscher-Nagel als intramedullärem Kraftträger
- Verwendung eines speziellen Kniearthrodesenimplantates
- Äußere Fixation im Beckengips oder im Gipstutor

Alle diese Techniken haben ihre jeweiligen spezifischen Vor- und Nachteile. So werden bei der Doppelplattenosteosynthese Fremdkörper unter der Haut versenkt, was einerseits bei voroperierten Patienten mit schlechten Weichteilverhältnissen am Kniegelenk problematisch sein kann; andererseits ist eine belastungsstabile Verschraubung bei diesen Fällen am osteoporotischen Knochen oft nicht erreichbar. Die Transfixation des Kniegelenkes mit einem Küntscher-Nagel gewährleistet keine Rotationsstabilität, physiologische Achsenkrümmungen von Femur und Tibia können dabei ebenfalls nicht genügend ausgeglichen werden.

Eine Kniearthrodese mit einem Fixateur externe ist vor allem bei akut infizierten Kniegelenken die Methode der Wahl, während nach instabiler Arthrodesese oder im Falle einer ruhenden Infektion die intramedullären Techniken vorzuziehen sind. Das Kniearthrodesenimplantat ermöglicht eine primär belastungsstabile Situation.

Externe Arthrodesese

Die Kompressionsarthrodese mit einem Fixateur externe ist die am meisten angewendete und erfolgversprechendste Operationsmethode im Falle einer Infektion des Kniegelenkes.

Vorteile Die Vorteile der externen Fixation sind (Rand 1993c; Wade und Duhan 1984):

- Leichte Einstellbarkeit
- Leichter Zugang zu den Weichgeweben
- Kein Fremdkörper verbleibt im Bereich des ehemals infizierten Gewebes
- Oft nur kleine zusätzliche Weichteileingriffe erforderlich

Nachteile Nachteile der externen Fixation sind (Brinkmann 1984; Rand 1993c; Jerosch 1995a,b):

- Weniger starre Fixation
- Möglichkeit neurovaskulärer Verletzungen bei der Nagelinsertion
- Erfordernis eines zusätzlichen Eingriffes zur Entfernung des Osteosynthesematerials
- Sperrigkeit des Fixateur externe mit subjektiver Beeinträchtigung des Patienten
- Bei verzögerter knöcherner Durchbauung wächst die Gefahr einer fortgeleiteten Nagelinfektion.
- Nach Entfernung des Fixateurs können Frakturen im Bereich der Nagellöcher auftreten (sog. „Sollbruchstellen“).
- Notwendigkeit der intensiven klinischen Pflege des Fixateurs, wodurch besonders ältere Patienten überfordert sein können.

Technik Die von Rand (1993c) angewandte Technik besteht aus 4 Schritten:

- Primäre Implantatentfernung

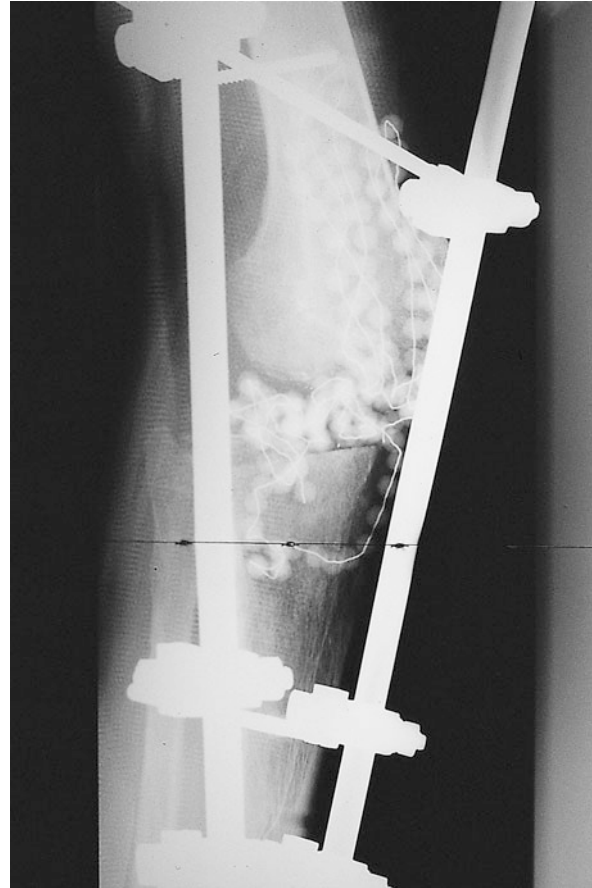


■ **Abb. 11.19** Stabilisierung des ehemaligen Kniegelenkes mit Fixateur externe

- Präparation des Knochenbettes
- Anbringen des externen Fixateurs
- Im Bedarfsfalle zusätzliche Knochentransplantation

Dabei orientiert sich Rand (1993c) bei der Inzision an den früheren Schnittführungen, um Hautnekrosen zwischen neuem und alten Hautschnitt zu vermeiden. Eine chronisch infizierte Prothese ist in der Regel gelockert und leicht zu entfernen. Ein sicher fixiertes Implantat kann durch vorsichtiges Präparieren an der Prothesen-Zement- bzw. Prothesen-Knochen-Grenze extrahiert werden. Grundsätzlich sollte jedoch möglichst viel Knochen erhalten werden. Nach Implantatentfernung müssen die am Knochen befindliche Zementschicht und die Membran aus fibrösem Bindegewebe extirpiert werden. Nach Durchführung einer Synovektomie und Exzision des Narbengewebes, um für eine gesunde, vaskularisierte Weichgewebehülle zu sorgen, werden die Knochenenden mit einer Hochdrucklavage gereinigt und damit verbliebenes fibröses Gewebe oder Zementreste entfernt.

Bei der anschließenden Präparation der knöchernen Enden sollten ausreichend vaskularisierter Knochen



■ **Abb. 11.20** Frustrane Anlage eines Fixateur externe bei zu geringem Knochenkontakt zwischen Femur und Tibia

freigelegt und ein korrektes Alignment des Beines erzielt werden, weiterhin ein möglichst großer Knochenbestand erhalten bleiben. Von der proximalen Tibia werden i. Allg. 1–2 mm Knochen reseziert. Die Schnittebene liegt im Winkel von 90° zur mechanischen Achse in der Frontalebene und fällt in der sagittalen Ebene nach posterior um 0–10° ab. Das Zentrum des Femurkopfes wird durch eine präoperativ angebrachte röntgensichtbare Markierung festgelegt. Das Bein wird dann in die physiologische Valgusstellung gebracht; hierbei sollten die Knochenenden auch in der erwünschten Flexionsposition sicher platzierbar sein.

Bei einer Kniearthrodese muss die mechanische Achse nicht zwingend durch das Zentrum des Kniegelenkes verlaufen. Besteht ein erheblicher Knochenverlust und wird eine intramedulläre Arthrodese erwogen, ist ein tibiofemorales Valguswinkel von 0° anzustreben, um eine spätere Platzierung des Marknagels zu ermöglichen. Nach Einstellen des Alignments und der Knochenapposition wird abschließend der Fixateur externe angebracht (■ Abb. 11.19).

Bei weniger als 50 % Knochenkontakt zwischen Femur und Tibia (■ Abb. 11.20) wird diese Arthrodeseform nicht zum Erfolg führen, es muss eine zusätzliche Knochen-

transplantation in Betracht gezogen werden. Autogenes spongiöses Material, z. B. von der posterioren Crista iliaca gewonnen, wird mit spongiösem Knochen aus der Knochenbank vermischt und dann in einer Knochenmühle zu 0,5 cm großen Stücken gemahlen. Dieser Knochen wird schließlich zirkumferent um den Bereich der Arthroese gelegt, um seine Revaskularisation, ausgehend vom umgebenden Weichgewebe, zu erreichen.

Ein postoperativer Gipsverband ist gewöhnlich nicht nötig. Nach Erreichen einer zufriedenstellenden klinischen Stabilität der Arthroese wird der Fixateur externe evtl. unter intravenöser Sedierung entfernt. Die Stabilität der Arthroese gegenüber manueller Belastung wird in aller Regel nach etwa 10–16 Wochen erreicht. Anschließend wird noch für 4–12 Wochen ein Gipstutor bis zur völligen röntgenologischen Vereinigung beider Knochen angelegt.

Komplikationen Folgende Komplikation in Verbindung mit einem Fixateur externe werden genannt (Behr et al. 1985; Knutson et al. 1985; Figgie et al. 1987; Rand 1993c):

- Pin-track-Infektionen
- Neurovaskuläre Komplikationen
- Frakturen im Bereich der Pin-tracks

Interne Plattenosteosynthese

Die interne Plattenosteosynthese ist für den betroffenen Patienten subjektiv wesentlich angenehmer als ein Fixateur externe. Die knöcherne Fixierung sollte vorzugsweise als Doppelverplattung (mediale und laterale Plattenosteosynthese) durchgeführt werden. Wie bei der externen Stabilisierung wird jedoch auch hier bis zur sicheren knöchernen Durchbauung das Tragen eines Gipstutors empfohlen.

Bei Verwendung herkömmlicher Osteosyntheseplatten besteht jedoch ein nicht unbeträchtliches Infektionsrisiko, weswegen in einem ersten Eingriff neben der Infektionssanierung mit Hilfe von Septopalketten als weitere unabdingbare Voraussetzung für eine spätere interne Osteosynthese auch die Schaffung eines stabilen Weichteilmantels anzustreben ist. Liegt ein entzündungsfreier Zustand vor, so wird im Rahmen eines 2. Eingriffes etwa 3 Wochen später die Arthroese mit Osteosyntheseplatten vorgenommen. Hierfür wurden von verschiedenen Autoren Spezialplatten empfohlen, die in entsprechenden Aufnahmeräumen auf ihrer Oberfläche Gentamycin-PMMA-Partikel enthalten können. Der dadurch erzeugte antibiotische Wirkstoffspiegel im Gewebe liegt weit über der Wirksamkeitsgrenze von Gentamycin (Härle et al. 1990).

Intramedulläre Arthroese

Die Verwendung eines intramedullären Marknagels mit Ausdehnung von der Hüfte bis zum Sprunggelenk sorgt für eine ausgezeichnete primäre Stabilität im Bereich des versteiften ehemaligen Kniegelenkes. Unbedingte Voraus-

setzung für die Anwendung dieser Operationstechnik ist aufgrund der Gefahr der Keimverschleppung in die intramedullären Kanäle von Femur und Tibia die radikale Infektionssanierung (Brinkmann 1984; Rand 1993c).

Indikationen Die intramedulläre Arthroese ist indiziert bei (Brinkmann 1984; Rand 1993c):

- Rezidivierenden aseptische Implantatlockerungen
- Persistierender Pseudarthrose nach Arthroeseversuch nach Sanierung der Infektion
- Ausgedehnten knöchernen Substanzdefekten nach Endoprothesenausbau
- Chronisch destruierenden Gelenkentzündungen
- Neuropathischen Gelenkerkrankungen
- Traumatischen Gelenkschäden

Kontraindikationen Kontraindiziert ist die Verwendung des intramedullären Marknagels neben den allgemeinen Gegenanzeigen für eine Arthroese v. a. bei akuten Infektionssituationen (Brinkmann 1984).

Komplikationen: In der Literatur werden genannt (Knutson et al. 1985; Rand 1993c):

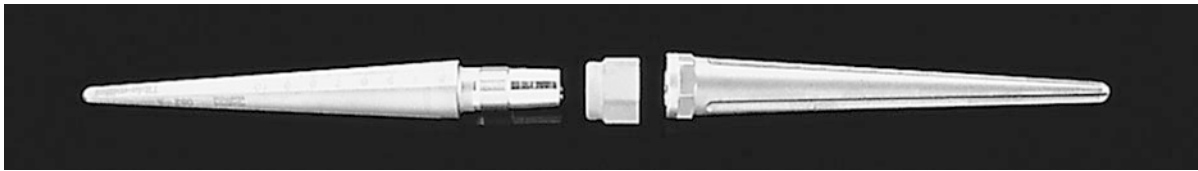
- Nagelbruch
- Nagelwanderung
- Knöcherner Fraktur

Operationstechnik zur intramedullären Kniearthroese nach Rand

Der Durchmesser des langen intramedullären Marknagels, der vom Trochanter major bis zur distalen Tibia reichen sollte, muss dem des intramedullären Tibiakanals entsprechen. Bei der präoperativen Planung sollten eine a.-p.-Beinaufnahme im Stehen sowie laterale Röntgenaufnahmen von Femur und Tibia gefertigt werden. Röntgensichtbare Marker helfen bei der Bestimmung des Ausmaßes der Vergrößerung durch die Röntgenaufnahmen.

Das Kniegelenk wird durch Inzision im Bereich der alten Operationsnarbe eröffnet. In Höhe der Arthroese werden – wie bereits bei der externen Fixation beschrieben – das Narbengewebe entfernt, dann 1–2 mm des distalen Femurs und der proximalen Tibia reseziert. Übergeordnetes Ziel zur Ermöglichung der Einführung des intramedullären Marknagels ist das Erreichen eines tibiofemorale Winkel von 0°.

Die Tibia wird nach Bohrung eines Loches entsprechender Größe durch Fräsen des intramedullären Kanals bearbeitet, bis bei Einführung eines Probemarknagels mit dem gewählten Durchmesser ein fester Kontakt zum intramedullären Kanal erreicht ist. Anschließend wird auch das Femur von retrograd aufgebohrt bzw. -gefräst, bis dieser Kanal den gleichen Durchmesser aufweist wie der der Tibia. Die a.-p.-Krümmung des Femur ermöglicht dabei eine 3-Punkt-Fixation des Marknagels.



■ **Abb. 11.21** Modulares Kniearthrodesenimplantat (KAI)

Vor Einbringen des intramedullären Marknagels sollte die Qualität der Knochenoberflächen und der Kontaktbereiche überprüft werden. Sind zu wenig knöcherne Kontaktfläche vorhanden oder der vorhandene Knochen nur schlecht vaskularisiert, sollte eine zusätzliche Spongiosaplastik überlegt werden. Wie schon oben bei der Technik der Fixateur externe-Arthrodesese beschrieben, sollte auch hier ein kombiniertes Transplantat aus allogenen und autogenem Knochen gewählt werden. Der intramedulläre Marknagel wird zunächst retrograd in das Femur eingeführt, er verlässt das Femur durch eine kleine Inzision proximal des großen Rollhügels nur so weit, bis das distale Implantatende in den Tibiamarkkanal eingeführt werden kann, es dort schließlich an dessen distales Ende stößt und es sich proximal unterhalb des großen Trochanters befindet. Für 6–8 postoperative Wochen ist zusätzlich zur Sicherung der Osteosynthese ein Gipstutor indiziert.

Operationstechnik zur intramedullären Kniearthrodesese nach Brinkmann Im Unterschied zu Rand verwendet Brinkmann (1984) einen selbsttragenden Interpositionsarthrodesestab. Dieses Implantat ist dreiteilig und besteht aus einer Femur- und einer Tibiakomponente sowie einem Kopplungsteil in Form eines Doppelkonus, der in seiner Länge und Ausrichtung variabel ist. Mit Hilfe dieses Stabes kann die Beinachse in a.-p.-Richtung sowie in Antekurvatur gut eingestellt werden. Präoperativ werden lange Röntgenaufnahmen (lateral, a.-p.) mit anliegendem Maßstab angefertigt, nach denen das Implantat dann individuell angefertigt werden kann.

Der operative Zugang erfolgt über einen in der Medianlinie verlaufenden Längsschnitt oder aber richtet sich nach den vorgegebenen Narbenverläufen. Nach Eröffnung der Gelenkkapsel über einen medioparapatellaren Längsschnitt wird die Quadrizepssehne längs gespalten. Anschließend wird eine radikale Synovektomie mit sorgfältigem Débridement der Gelenkhöhle und Entfernung nekrotischen Gewebes durchgeführt. Nach Ausbau der einliegenden Endoprothese müssen alle Zementreste mit Spezialinstrumenten gründlich extirpiert werden. Distales Femur und proximale Tibia werden schonend, jedoch im sicher infektfreien Bereich reseziert, wobei die Tibiaosteomie nach posterior in einem Winkel von 5–10° leicht abfallen sollte. Nekrotischer Knochen muss hierbei konsequent

bis in den Bereich guter Durchblutung abgetragen werden. Die Markräume werden mit Spezialraspeln aufgeweitet, die Patellarrückfläche wird angefrischt.

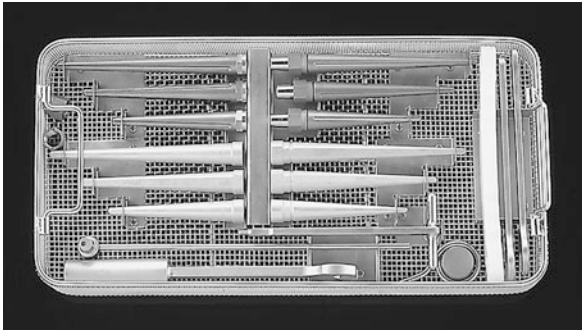
Schließlich werden die individuell angefertigten Implantatkomponenten bis zu ihrer formschlüssigen Verkeilung in die Markkanäle eingetrieben. Dabei müssen die Stabenden bis auf wenige Millimeter unter die Resektionsgrenzen des Knochens versenkt werden; hierbei werden die beiden Teile des Arthrodesestabes über eine Konussteckverbindung gekoppelt. Die Beinachse wird vor dem Einschlagen der Kopplungsstange durch manuelle Implantatrotation festgelegt, der Stab anschließend durch kräftige Stauchung des Beines in seiner Längsachse verriegelt. Knochendefekte werden mit Eigenspongiosa vom Beckenkamm aufgefüllt, bei großen Defekten wird diese mit allogenen Material vermischt. Danach werden die Blutsperrung geöffnet, eine sorgfältige Blutstillung durchgeführt, die angefrischte Patella in ein vorgefertigtes Knochenbett eingebracht und mit einer Spongiosaschraube fixiert. Nach Einlage tiefer und oberflächlicher Redon-Drainagen wird die Wunde verschlossen.

Postoperativ wird das Bein in einer Schaumstoffschiene gelagert; bereits am ersten Tag nach der Operation erfolgt die Mobilisation des Patienten, wobei eine Teilbelastung des operierten Beines bis 20 Kp erlaubt wird. In aller Regel wird eine Teilbelastung mit dem 0,5-fachen des Körpergewichtes für 3 Wochen eingehalten. In Abhängigkeit von der Röntgenkontrolle 3 Wochen nach dem Eingriff kann die Belastung dann bis zum vollen Körpergewicht gesteigert werden. Dabei ist der Einsatz von Unterarmgehstützen bis zur Schmerzfreiheit zu empfehlen.

KAI-Arthrodesese (Jerosch 1995a,b)

Wir selbst haben mit einem speziellen Kniearthrodesenimplantat (KAI) für die operative Gelenkversteifung nach septischem Knieendoprothesenausbau gute Erfahrungen gemacht.

Implantat Der modulare Bausatz des Kniearthrodesenimplantates (KAI) wurde von Polster und Brinkmann Anfang der 1980er Jahre speziell für Defektzustände nach Tumorsektion im Bereich des Kniegelenkes entwickelt (1992). Er besteht aus konischen Schäften, die in Femur und Tibia mit Knochenzement verankert werden (■ **Abb. 11.21**). Diese Schäfte sind in Längen von 140, 170

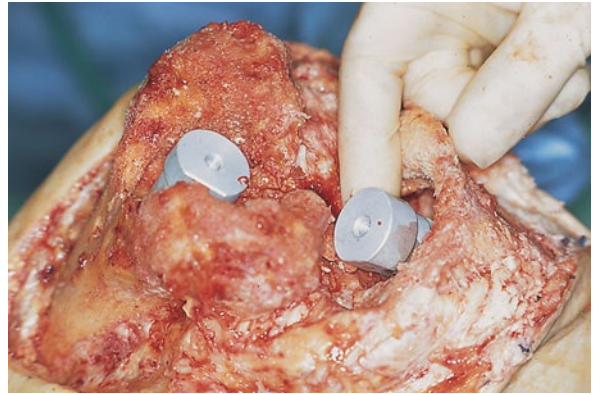


■ **Abb. 11.22** Operationssieb mit unterschiedlichen Größen des Kniearthrodesenimplantates

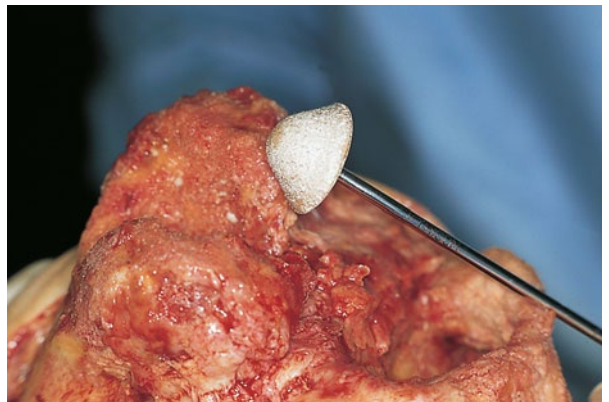


■ **Abb. 11.23** Kniearthrodesenimplantat – Steckkonus zur zusätzlichen Rotationssicherung

und 200 mm verfügbar, so dass das zusammengesteckte Implantat eine Gesamtlänge zwischen 280 und 400 mm aufweisen kann (■ Abb. 11.22). Die implantierten tibialen und femoralen Metallrohre werden über einen Steckkonus miteinander verbunden. Sie haben einen Maximaldurchmesser von 22 mm und verjüngen sich zu ihrem Ende hin bis auf 8 mm am proximalen Femur- bzw. 6 mm am distalen Tibiateil. Die Schäfte sind auf der gesamten Länge einseitig abgeflacht, wodurch intraoperativ ihre Rotationsstellung im Zuge der Implantation kontrolliert werden kann. Desweiteren verhindert diese Abflachung eine Rotation der Schäfte auch im Zementlager. Auf dem abgeflachten Teil befindet sich eine Skala, mit deren Hilfe der Operateur die zuvor durch Probeschäfte ermittelte Tiefe der Implantation in Femur und Tibia überprüfen kann. In den Steckkonus ist ein Stift von 5 mm Durchmesser zur zusätzlichen Rotationssicherung integriert (■ Abb. 11.23). Dieser ist exzentrisch in den Innenkonus eingelassen und greift in eine passende Bohrung im Außenkonus. Der Tibiaschaft trägt eine Mutter, mit deren Hilfe ein im Press fit-Prinzip verankerter Konus auch wieder gelöst werden kann.



■ **Abb. 11.24** Kniearthrodesenimplantat – Einpassung der Probeile

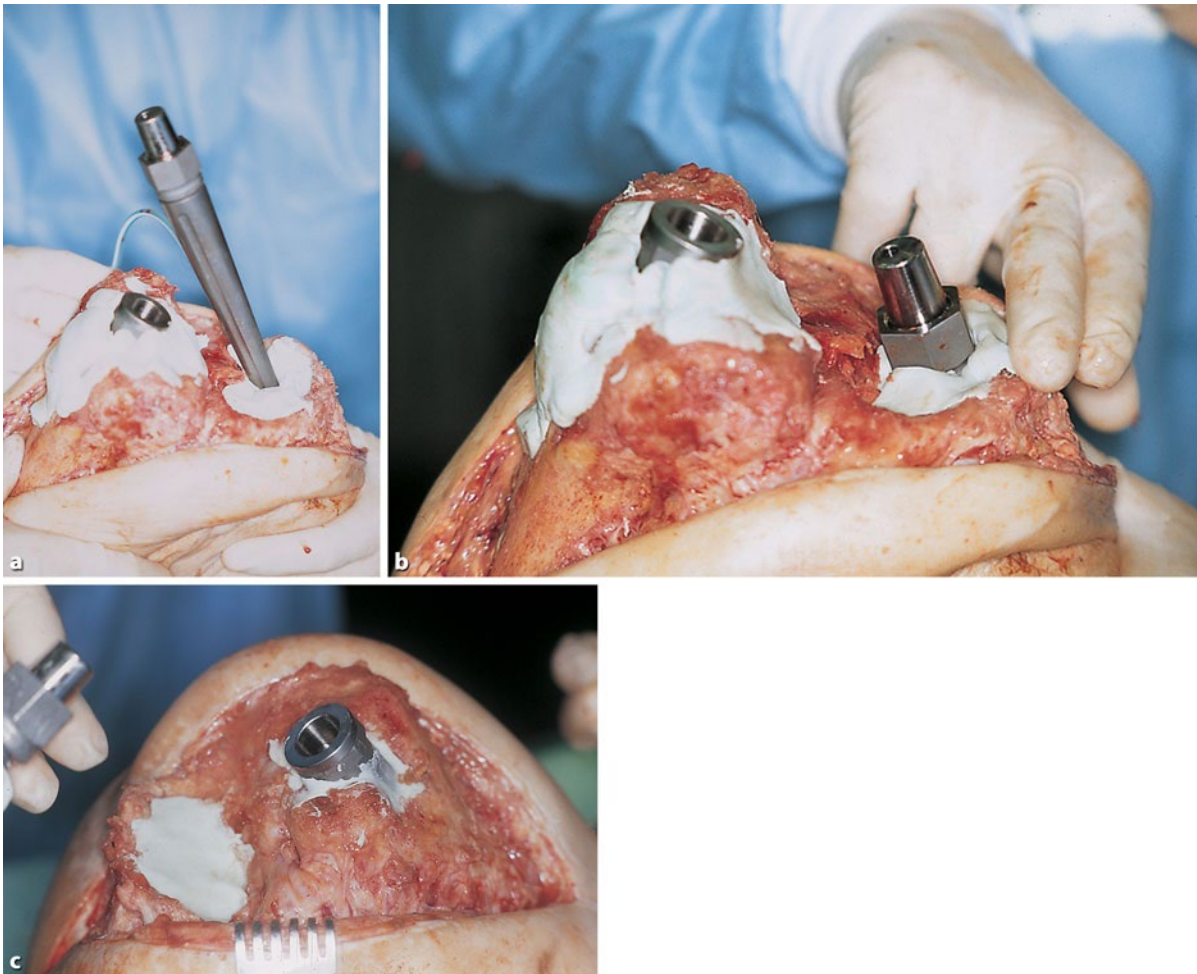


■ **Abb. 11.25** Kniearthrodesenimplantat – Einbringung von intramedullären Zementstoppern

Mit Hilfe dieses Implantates ist eine sofortige volle Belastbarkeit der versorgten Extremität möglich, die Steh- und Gehfähigkeit des Patienten wird somit unmittelbar wiederhergestellt. Auch die ursprüngliche Beinlänge kann rekonstruiert werden.

Vorteile Das KAI-System weist im Vergleich zu anderen Arthrodeseverfahren folgende Vorteile auf:

- Eine gute Fixierung der Implantatschäfte in Femur und Tibia durch Knochenzement. Die resultierende Belastungsstabilität ist allen anderen Verfahren überlegen, so dass der Patient schon am ersten postoperativen Tag mobilisiert werden kann.
- Die Möglichkeit der Wiederherstellung der ursprünglichen Beinlänge des Patienten.
- Durch das modulare System ist eine gewisse intraoperative Anpassung an die individuelle Geometrie des Patienten möglich.
- Ein im Vergleich zu anderen intramedullären Kraftträgern deutlich geringeres operatives Trauma mit erheblich verkürzter Operationszeit
- Ein deutlich geringerer Blutverlust.



■ **Abb. 11.26a–c** Einbringung des KAI. **a** Einführen des tibialen Implantates. **b** Situation nach Zementierung des tibialen Implantates. **c** Situation nach Zementierung beider Knochenimplantate

Operationstechnik Bei Verwendung des KAI zur Revision einer infizierten Kniealloarthroplastik wird i. Allg. immer ein zweizeitiges Vorgehen empfohlen. Beim Primäreingriff wird anhand der individuellen Patientensituation (Allgemeinzustand; Alter, Begleiterkrankungen; Lokalbefund: Knochenverlust, Weichteilsituation) entschieden, ob eine erneute TEP-Implantation oder aber eine Arthrodesse erfolgen sollte. Nach Ausbau der einliegenden Endoprothese wird zunächst ein radikales chirurgisches Débridement durchgeführt.

Nach Rückgang der lokalen und systemischen Entzündungsparameter erfolgt dann im 2. Schritt die Implantation des KAI, die Operationstechnik ist dabei standardisiert: Die Patienten werden in Rückenlage operiert. Die Blutleeremanschette sollte möglichst hoch angebracht werden, bei Patienten mit erhöhtem Thromboserisiko kann hierauf jedoch durchaus auch verzichtet werden. Bei der Abdeckung ist zu bedenken, dass eine intraoperative Beurteilung der Beinachse sowie eine Kontrolle der

Beinlänge im Vergleich zur Gegenseite notwendig wird. Nach üblicher Vorbereitung von Femur- und Tibiamarkraum werden die Probeteile des Implantates eingepasst (■ Abb. 11.24). Hierbei muss auf Beinlänge, Achsstellung sowie Rotationsposition des Unterschenkels geachtet werden. Angestrebt werden eine Verkürzung des arthrodesierten Beines im Vergleich zur Gegenseite um etwa 1,5 cm sowie eine Außenrotationsstellung des Fußes von etwa 10°. Anschließend werden distal und proximal intramedulläre Zementstopper eingebracht (■ Abb. 11.25); bei der definitiven Zementverankerung von Femur- und Tibiaschaft wird die Eintauchtiefe der Implantate exakt so gewählt, wie zuvor mit den Probeteilen ermittelt (■ Abb. 11.26). Nach Aushärtung des Knochenzementes wird der Steckkonus zusammengefügt. Falls es eine schlechte Weichteilsituation notwendig macht, können zur besseren Weichteildeckung ohne weiteres das Fibulaköpfchen oder Teile der Oberschenkelkondylen reseziert werden. Postoperativ ist das Bein sofort belastungsstabil



■ Abb. 11.27a,b Postoperatives Röntgenbild nach Einsetzen des KAI

(■ Abb. 11.27), in Abhängigkeit von der kardiovaskulären Situation und vom Allgemeinzustand kann der Patient bereits ab dem 1. Tag nach dem Eingriff mobilisiert werden (■ Abb. 11.28). Postoperativ wird die systemische Antibiotikatherapie für insgesamt 6 Wochen fortgeführt. Auch nach vielen Jahren und großen Defektstrecken ist es bisher noch nicht zum Versagen dieses Implantates gekommen (■ Abb. 11.29).

Komplikationen nach Arthrodesese

Komplikationen nach Kniearthrodesen im Zuge einer gescheiterten Kniegelenkttotalprothetik können auf die spezielle Operationstechnik, aber auch auf die Gelenkversteifung selbst zurückzuführen sein.

Grundsätzlich sind 3 mögliche Komplikationen eines Arthrodesenversuches nach infizierter Knieendoprothese zu nennen (Rand 1993c; Jerosch 1995a,b):

- Ausbildung einer Pseudarthrose
- Aufscheitern eines Infektionsrezidiv
- Auftreten einer ipsilateralen Fraktur

Die häufigste Komplikation einer Arthrodesese stellt die Ausbildung einer Pseudarthrose dar. Mögliche Ursachen



■ Abb. 11.28 Postoperative Frühmobilisation nach KAI-Einsatz

hierfür sind (Brodersen et al. 1979; Figgie et al. 1987; Rand et al. 1987):

- Ausgeprägter Knochenverlust
- Unvollständige Knochenapposition
- Persistierender Infekt bei inkompletter oder schlechter Vaskularisation des Knochens
- Ungenügende postoperative Immobilisation
- Achsfehlstellungen.

Figgie et al. (1987) berichteten bei 7 von 16 operierten Kniegelenken über Infektionen im Bereich der Nägel. Generell wurden nach externer Fixation in 20–65% der Fälle Komplikationen gesehen (Knutson et al. 1985; Rand 1993c), während nach intramedullärer Stabilisierung die Komplikationsquoten zwischen 40–55% lagen (Knutson et al. 1984b; Wilde und Stearns 1989).

Homolaterale Beinfrakturen traten als Komplikation bei 10–15% der Patienten auf (Rand 1993c). Persistierende Infektionen nach Arthrodesese waren häufig auf nicht entfernte Zementreste im intramedullären Kanal zurückzuführen (Rand et al. 1987), was die Bedeutung eines radikalen chirurgischen Vorgehens unterstreicht (■ Tab. 11.12).



■ **Abb. 11.29** Lange knöcherne Defektüberbrückung mit KAI

Die Resultate gescheiterter Kniearthrodesen sind oft uneinheitlich. Einige Patienten entwickeln eine straffe Pseudarthrose; sie können sich in der Regel mit einer Gehhilfe ausreichend gut fortbewegen. Andere Patienten leiden unter einer persistierenden Schmerzsymptomatik und Instabilität. Im Falle einer gescheiterten Versteifung kann der erneute Versuch einer Arthrodesen unternommen werden. Die Ergebnisse in der Literatur sind unterschiedlich, hier werden Erfolgsquoten von 40–100 % angegeben (Rand 1993c).

Ergebnisse nach Arthrodesen des Kniegelenkes

Der Erfolg einer Arthrodesen nach infizierter Kniealloarthroplastik ist abhängig vom bestehenden Knochenverlust, der lokalen Weichgewebesituation, der Art des verwendeten Implantates sowie schließlich der Operationstechnik (Rand 1993c; Jerosch 1995). Die Dauer bis zu einer stabilen knöchernen Fusion wird in der Literatur mit 2,5 Monaten nach infizierten Oberflächenersatzprothesen, mit bis zu 22 Monaten nach schwersten Defektzuständen bei entzündlicher Lockerung einer Scharnierprothese angegeben (Brodersen et al. 1979; Drinker et al. 1979). Die Erfolgsquote einer Knieversteifung zeigte sich in 2 unterschiedlichen Untersuchungen nach Entfernung einer Oberflächenersatzprothese mit 81 % (Brodersen et al. 1979) bzw. 71 % (Hagemann et al. 1978) im Vergleich zu 56 % bzw. 57 % nach Ausbau gekoppelter Alloplastiken eindeutig günstiger. In der Studie von Knutson et al. (1984b) wurde eine Fusionsrate von 50 % angegeben, die jedoch auch hier eindeutig vom jeweils verwendeten

■ **Tab. 11.12** Komplikationen einer Arthrodesen des Kniegelenkes nach Kniealloarthroplastik

Allgemeine Komplikationen	Technisch bedingte Komplikationen	
	Nach externer Fixation	Nach interner Fixation
Reinfektionen im Bereich der Arthrodesen; Homolaterale Beinfrakturen; Nichtvereinigung der Knochenenden durch: – Knochenverlust – Persistierende Sepsis – Unvollständige Knochenapposition – Inadäquate Immobilisation – Schlechtes Alignment	Neurovaskuläre Verletzungen während der Nageleinsetzung; Infektionen im Bereich der Knochennägel; Frakturen im Nagelbereich; Bruch des intramedullären Marknagels	Bruch des intramedullären Marknagels; Marknagelwanderung; Knochenfrakturen

Prothesentyp abhing. Nach infizierten unikompartimentalen Prothesen wurden Fusionsraten von 86 %, nach entzündlich gelockerten Totalendoprothesen von 59 % (mit Spongiosaplastik) bzw. 48 % (ohne Spongiosaplastik) mitgeteilt. Der Einfluss der Infektsanierung war insofern bedeutend, als bei persistierender Entzündung in nur 19 %, nach Infektsanierung jedoch in 62 % der Fälle ein knöcherner Durchbau erreicht werden konnte. Ein weiterer entscheidender Faktor für eine stabile Fusion war die postoperative Stabilisierung der Arthrodesen bis zur endgültigen knöchernen Durchbauung. Ein bilateraler Fixateur externe führt zu besseren Ergebnissen als ein unilateraler (Rand et al. 1987). Die besten Ausheilungsergebnisse mit 91 % ließen sich mit einem intramedullären Nagel erzielen (Vander 1983; Fahmy et al. 1984; Harris und Froehlich 1985; Knutson et al. 1985; Kaufer und Matthews 1986; Figgie et al. 1987; Bengston et al. 1989; Wilde und Stearns 1989; Puranen et al. 1990).

11.6.11 Resektionsarthroplastik

Die reine Resektionsarthroplastik ohne weitere Intervention hat in der Regel auch eine hohe Rezidivrate und führt zu einer schlechten Funktion des Gelenkes. Letztendlich ist diese Technik eigentlich nur noch indiziert in ganz seltenen Fällen bei polyartikulären rheumatischen Patienten, die dann auch nicht mehr auf eine Kniegelenkfunktion angewiesen sind (Rand 1993c). Dieser Eingriff erlaubt

zwar ein besseres Sitzen, es verbleibt jedoch eine deutlich schlechtere Stabilität und oft auch ein schmerzvolleres Gehen als nach einer Arthrodesen. Eine Resektionsarthroplastik entlässt den Patienten mit einem nur schlecht funktionierenden Bein. Aus diesem Grunde sollte diese Technik allenfalls für die Fälle vorbehalten bleiben, bei denen eine lebensbedrohliche Infektion auf sonst keine andere Art eingedämmt werden kann oder eine vorausgegangene Revision bereits gescheitert ist.

Das Konzept der Resektionsarthroplastik wurde zunächst als 1. Stufe eines zweizeitigen Prothesenwechsels vorgeschlagen (Kaufer und Matthews 1986), die operative Technik beinhaltet folgende Punkte (Kaufer und Matthews 1986; Rand 1993c):

- ein gründliches Débridement des gesamten infizierten Gewebes mit Entfernung aller Fremdmaterialien,
- die Nahtadaptation der Knochenenden zur Erreichung eines guten Alignments und einer gewissen Apposition und
- die verlängerte Immobilisation im Gipstutor über 4–10 Monate.

Eine Belastung des operierten Beines im Gipsverband ist erlaubt. Antibiotika werden zur Behandlung der Infektion systemisch zumindest über 4 Wochen verabreicht. Nach Sanierung der Entzündung kann im Falle eines nicht zufriedenstellenden Ergebnisses immer noch eine intramedulläre Arthrodesen durchgeführt werden. Eine Alternativtechnik besteht darin, die Resektionsarthroplastik mit einer mit Antibiotika durchsetzten Zementplombe zu füllen.

In der Literatur wird die Erfolgsquote einer Resektionsarthroplastik mit etwa 68 % angegeben (Schurman 1982; Grogan et al. 1986; Kaufer und Matthews 1986; Falahee et al. 1987; Bengston et al. 1989; Jones und Wroblewski 1989; Lettin et al. 1990; Bengston und Knutson 1991). Da nach deren Durchführung immer eine funktionelle Instabilität des Kniegelenkes verbleibt, sollte dieses Verfahren weitestgehend immobilisierten Patienten vorbehalten bleiben (Jerosch 1995a,b).

11.6.12 Amputation

Die Amputation des Beines oberhalb des Kniegelenkes oder die seltene Exartikulation im homolateralen Hüftgelenk stellt die ultima ratio in der Behandlung einer Knieinfektion bei vorliegendem endoprothetischen Totalersatz dar, indiziert in erster Linie bei lebensbedrohlichen Infektionen (Rand 1993c), einer mit exzessivem Knochenverlust einhergehenden Infektion sowie Weichgewebefekten, die zu unlösbaren Komplikationen beim Wundverschluss führen (Jerosch 1995a,b; Rand

1993c). Auch bei immungeschwächten Patienten mit von der Kniegelenkinfektion ausgehender allgemeiner Sepsis kann eine Amputation des betroffenen Beines in Erwägung gezogen werden. Gleichfalls gibt es für Patienten nach mehrfachen erfolglosen Revisionen, starkem Knochenverlust sowie persistierenden periprothetischen Entzündungsprozessen kaum Alternativen zum Absetzen des Beines. In diesen Fällen ist eine Arthrodesen aller Voraussicht nach kaum erfolgreich, ein weiterer Prothesentausch erscheint in Anbetracht des Knochenverlustes in der Regel zwecklos.

Selten kann auch eine Keimlage beispielsweise mit einem 4-MRGN-Patienten und Therapeuten dazu zwingen, eine Amputation durchzuführen, um eine Infektionskontrolle zu erreichen.

Die Indikation zur Amputation wird in der Literatur i. Allg. in nur weniger als 10 % der Fälle für gegeben erachtet (Knutson et al. 1984; Bliss und McBride 1985; Bengston et al. 1986, 1989; Grogan et al. 1986; Johnson und Bannister 1986; Rand et al. 1986a,b, 1987).

Das Absetzen des Beines mit einem entzündungsfreien stabilen Stumpf sowie anschließender guter exoprothetischer Versorgung erlaubt bei Risikofällen die schnellstmögliche Rehabilitation und vermeidet die Morbidität eines zusätzlichen chirurgischen Eingriffes.

In Anbetracht der doch bei diesen Patienten individuell sehr schwierigen Gesamtlage, ist die weitere Prognose hinsichtlich der Mobilisationsmöglichkeit erheblich eingeschränkt. Derartige Patienten erreichen kaum wieder eine Mobilisationsfähigkeit mit einer Exoprothese.

11.7 Wundheilungskomplikationen

Nach alloplastischem Totalersatz des Kniegelenkes sind Wundheilungskomplikationen wegen der oft schlechten Weichteildeckung als besonders kritisch anzusehen, die Probleme können von einem verzögerten Wundverschluss bis hin zu ausgedehnten Hautnekrosen reichen (Abb. 11.30). Jede Wundheilungsstörung erhöht signifikant das Risiko einer tiefen Infektion, wie Poss et al. (1984) im Rahmen ihrer katamnästischen Aufarbeitung von 26 perioperativen Infektionen feststellten: 25 der 26 Patienten hatten Störungen der primären Wundheilung.

Die Einflussfaktoren im Hinblick auf eine beeinträchtigte Wundheilung können in 2 Gruppen unterteilt werden (Ecker und Lotke 1993):

- Faktoren, die durch die allgemeine Gesundheit und den Lebensstil des Patienten bestimmt sind, und
- Faktoren, die der Kontrolle des Chirurgen unterliegen.

11.7.1 Prädisponierende Faktoren

Wong et al. (1986) untersuchten im Rahmen einer prospektiven Studie bei 121 Patienten mit alloplastischen Ersatz des Kniegelenkes speziell die Wundheilung und stellten fest, dass Störungen hier signifikant in Zusammenhang mit einer Adipositas standen. Geringen Einfluss hatten eine rheumatoide Arthritis, ein Diabetes mellitus und auch ein Nikotinabusus. Sie konnten keinen Zusammenhang mit Operationsalter, arterieller Hypertonie, erhöhtem Blutverlust und dem Geschlecht belegen. In einer anderen Studie wurde bei Patienten mit vorbestehender rheumatischer Grunderkrankung eine signifikant höhere Infektionsrate von 2% festgestellt als im Falle einer Osteoarthritis, wobei Wundheilungsstörungen als wesentliche Ursache für die Ausbildung einer tiefen Infektion ausgemacht werden konnten (Wilson et al. 1990). Grogan et al. (1986) sowie Rand und Fitzgerald (1989) konnten in diesem Zusammenhang hingegen keine statistisch abgesicherten Unterschiede eruieren.

11.7.2 Management von Hautproblemen

Viele postoperativ auftretende Weichteilprobleme können präoperativ bereits antizipiert werden. Dies gilt insbesondere bei Risikopatienten, bei denen schon vorhergehende Inzisionen im Bereich des Kniegelenkes vorliegen. Ist es einmal zu Problemen gekommen oder liegt ein hohes Risiko vor, ist die enge Zusammenarbeit zwischen plastischen Chirurgen und Orthopäden unabdingbar. Falsches Management in einer solchen Situation kann nicht nur zum Verlust der Prothese und zu tiefen Infektionen führen, sondern bis hin zu lebensbedrohlichen Komplikationen reichen.

11.7.3 Präoperative Überlegungen

Präoperativ ist die individuelle Situation bei den Patienten sorgfältig zu evaluieren. Systemische Risikofaktoren wie Gefäßerkrankungen, Übergewicht, Unterernährung, andauernde Kortikosteroide-Einnahme, Diabetes mellitus, kompromittierter Immunstatus sowie Nikotinabusus stellen Risikofaktoren dar. Die Brücke zwischen einer bereits vorbestehenden und der geplanten Inzision sollte mindestens 4 cm betragen. Prinzipiell ist es sinnvoll, die lateralste der vorbestehenden Inzisionen zu wählen und mit in den Zugangsweg einzuschließen. Die terminalen Äste des peripatellaren Anastomosenringes sind verantwortlich für die Blutversorgung der ventralen Haut und des Subkutangewebes. Hier findet sich ein subdermaler arterieller Plexus. Subkutane Tunnelungen im ventralen Kniegelenkbereich sollten daher so weit wie möglich vermieden werden. Ist



■ **Abb. 11.30** Ausgedehnte Hautnekrose präpatellar nach alloplastischem Kniegelenkersatz

dieses unumgänglich, dann sollten diese so tief wie möglich auf der subkutanen Faszie erfolgen. Prinzipiell ist eine Inzision in der Mittellinie am sinnvollsten. Bereits vorliegende Hautinzisionen, beispielsweise nach vorhergehender Patellafraktur, können relativ sicher in einem 90° Winkel gekreuzt werden. Kurze Schräginzisionen nach offener Meniskuschirurgie können häufig vernachlässigt werden. Vorsicht ist angezeigt, wenn lange Schräginzisionen vorliegen oder wenn diese sogar die Mittellinie überschreiten. Derartige Narben sollten nicht in einem Winkel von weniger als 60° gekreuzt werden.

Als prophylaktische Maßnahmen kann theoretisch eine Sham-Inzision durchgeführt werden. Diese ist jedoch eher als historisch anzusehen und wird in der heutigen Zeit nicht mehr durchgeführt. Die Idee dieser Sham-Inzision ist die, dass nach Anlegen einer Probeinzision die Wundheilung beobachtet wird. Wenn die Probeinzision heilt, kann dann die Knieprothese nach 1–3 Wochen implantiert werden. Im klinischen Alltag hat dieses Vorgehen jedoch keine Relevanz mehr. Eine andere Option wäre die Indikation für einen Weichteilexpander. Fertige Implantate sind dann indiziert, wenn nicht ausreichend

■ **Tab. 11.13** Ergebnisse der Techniken die Weichteilprobleme verwalten

Autoren (Jahr)	Anzahl der Prozeduren	Mittleres Alter in Jahren (Range)	Mittlere Nachbeobachtungszeit (Range)	Beinerhalt (%)	Prothesenerhalt (%)	Ergebnisse/Kommentare
Markovich et al. (1995)	4 prophylaktische Lappenabdeckungen	56 (30–80)	4,1 Jahr (1–8)	100	NA	Prophylaktische Lappen: 1 tiefe Infektion, 3 gute und exzellente Ergebnisse
	7 freie Lappen (3 prophylaktische, 4 Bearbeitung)			100	72	Freie Lappen: 2 Infektionen bei der Behandlungsgruppe
Nahabedian et al. (1999)	27 mediale Gastrocnemius-soleus-komplexe Lappen	65 (36–87)	NA	97	83	Sekundäre Prozeduren: 5 plastische, 4 orthopädische
	5 anterolaterale Oberschenkel-lappen			100	100	1 erforderliche Haupt-Reoperation des Gastrocnemius-soleus-komplexe Lappen
Ries (2002)	2 STSGs	NA	NA	100	100	Behandlung war erfolgreich
Wei et al. (2002)	121 anterolaterale Oberschenkel-lappen	NA	NA	NA	NA	12 Gesamtlappenversagen 17 Teillappenversagen
Ries und Bozic (2006)	12 mediale Gastrocnemius-soleus-komplexe Lappen	61 (39–72)	28 Monate (18–48)	92	92	1 Amputation oberhalb des Knies 3 Haupt-Reoperationen
Scott und Reiffel (2006)	64 Erweiterungen von Weichgewebe	57 (33–89)	35 Monate (24–64)	100	NA	14 kleinere Komplikationen 6 Hauptkomplikationen mit erforderlichen Reoperationen
Galat et al. (2009)	59 I&D and closure	66	5,1 Jahr	98	98	4 Patienten mit entwickelten tiefen Infektionen 3 Patienten mit erforderlichen Haupt-Reoperationen

NA = „not available“; STSG = „split thickness skin graft“; I&D = „irrigation and debridement“

Weichteilgewebe für die Wundheilung vorhanden ist. Eine solche Situation kann eintreten bei multiplen kreuzenden und kombinierten Inzisionen, bereits vorher durchgeführten Hautverpflanzungen oder erheblichen präoperativen Deformitäten. Dieses Verfahren ist aufwendig und benötigt einen Zeitaufwand von 8–10 Wochen. Die Studienlage für das Management von Weichteilproblemen im Rahmen der totalen Knieendoprothetik ist naturgemäß sehr differrent (■ Tab. 11.13).

Im klinischen Alltag hat die größte Relevanz der Gastrocnemiuslappen, der in der Regel kombiniert mit einem Meshgraft durchgeführt wird.

11.8 Chirurgische Exposition und Wundverschluss

Die chirurgische Technik ist von entscheidender Bedeutung für die Erzielung einer primären Wundheilung. Die Weichteile müssen äußerst schonend behandelt werden, Quetschungen und daraus resultierende Nekrosen von Haut und Fettgewebe sind unbedingt zu vermeiden. Von den meisten Operateuren wird die gerade anteriore mediane Längsinzision bevorzugt, weil sie eine gute Freilegung des Situs gestattet, vielseitig ist und gut heilt. Alte Schnittführungen sollten möglichst integriert werden, um Hautnekrosen keinen Vorschub zu leisten. Durch parallele Inzisionen wird ein Lappen mit zwei Basen gebildet, der nicht länger als das 4-fache des Inzisionsabstandes betragen

sollte. Eine stumpfwinklige Kreuzung alter Hautschnitte ist i. Allg. unproblematisch.

Ein subkutanes Hämatom kann die Entstehung einer Infektion begünstigen, da es ein sehr gutes bakterielles Nährmedium darstellt, im Falle einer schlechten Durchblutung zudem von der körpereigenen Immunabwehr und zirkulierenden Antibiotika getrennt ist (Beer et al. 1991). Deshalb ist darauf zu achten, dass Blutergüsse durch sorgfältige Hämostase und adäquaten Wundverschluss weitgehend vermieden werden. Eine separate Fasziennaht ist unerlässlich, die Wundränder sollten außerdem ohne Überlappung oder Faltung exakt einander angenähert werden.

Bei der Verabreichung von Antikoagulanzen zur Thromboembolieprophylaxe sollte die damit verbundene erhöhte Gefahr einer Hämatombildung beachtet werden. Obwohl eine Saugdrainage nach Knie-totalalloarthroplastik weit verbreitet angewendet wird, konnten Beer et al. (1991) in ihrer Studie nicht verifizieren, dass dieses Vorgehen für die Vermeidung von Hämatomen tatsächlich auch nützlich ist.

Tritt ein großer Bluterguss auf, muss zwischen einer subkutanen epifaszialen und einer subfaszialen Ausbreitung differenziert werden. Ein Hämarthros erscheint häufig erst einige Tage postoperativ im Rahmen einer forcierten Physiotherapie. Hier bleibt ein reiner Aspirationsversuch auch mit einer großlumigen Kanüle oftmals wegen ausgeprägter Koagelbildung erfolglos. Falls das Hämarthros ausgedehnt ist, den Bewegungsumfang deutlich einschränkt oder die Gefahr einer Wundöffnung besteht, sollte es operativ angegangen werden. Im Falle eines großen subkutanen Hämatoms muss unter maximal sterilen Bedingungen eine operative Entlastung erfolgen. Die Wunde sollte anschließend mit Retentionsnähten verschlossen werden, um einer erneuten Hämatombildung vorzubeugen. Krankengymnastische Bewegungsübungen sollten in diesen Fällen bis zur endgültigen Wundstabilisierung begrenzt werden.

11.9 Kontinuierliche passive Mobilisation

Die Effekte der Anwendung einer intraoperativen Blutsperrung und einer postoperativen kontinuierlichen passiven Mobilisation („continuous passive motion“ = CPM) auf die Wundheilung sind in der Literatur ausführlich erörtert worden. In verschiedenen Studien konnten bei Patienten mit und ohne postoperative CPM keine signifikanten Unterschiede in Bezug auf Wundheilungskomplikationen festgestellt werden (Romnes und Rand 1988; Ritter et al. 1989; Lotke et al. 1991). Diese Resultate stehen im Gegensatz zu den Ergebnissen Coutts et al. (1983), welche durch den Einsatz dieser Form der Physiotherapie neben anderen Vorteilen auch eine verbesserte Wundheilung mitteilten.

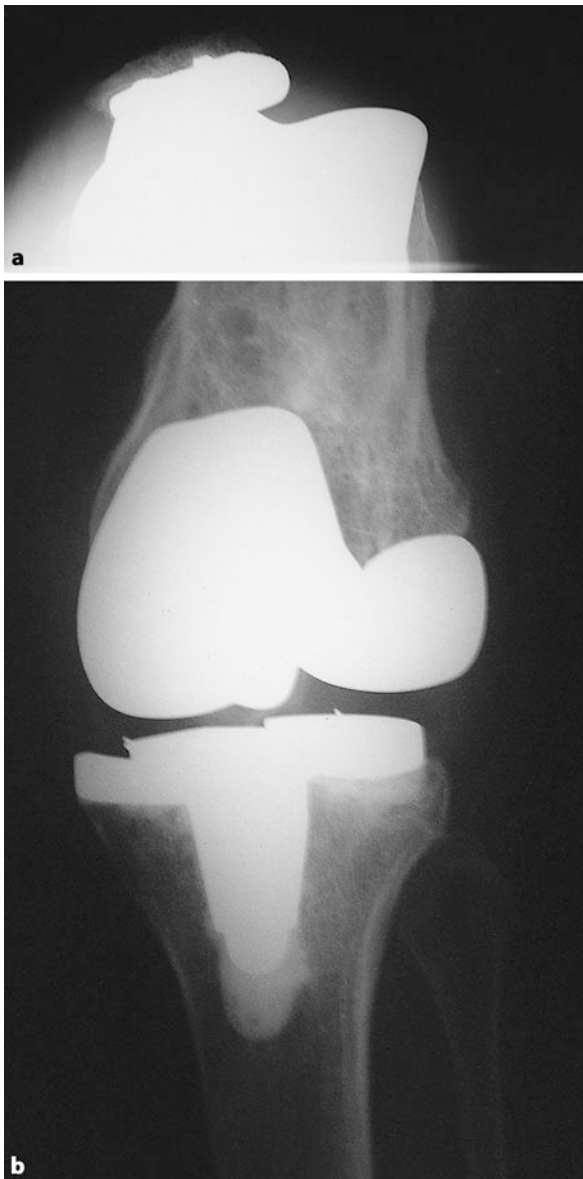
11.10 Hautnekrosen

Sind eine marginale Nekrose einer Inzision mehr als 5 mm breit und 10 mm lang und die gesamte Dermis mit einbezogen, sollte früh und aggressiv – evtl. unter Konsultation eines plastischen Chirurgen – behandelt werden. Wegen der dünnen Weichteildeckung um das endoprothetisch ersetzte Knie kann jede ausgedehnte Wundstörung zu einer Invasion von Mikroorganismen in das Gelenk führen. Besonders gefährdet sind Kniegelenke, bei denen ein laterales Release zur Korrektur einer Patellasubluxation vorgenommen wurde. Eine primäre Exzision des nekrotischen Bereiches mit nachfolgendem direktem Wundverschluss oder Abdeckung mit lokalen Lappen sollte wegen der nur geringen Erfolgsaussichten vermieden werden. Auch Spalthauttransplantate werden hier in der Literatur als wenig erfolgreich beschrieben. Dagegen bieten zur sekundären Deckung einer bereits offenen Wunde ein Gastrocnemiusmyokutanlappen (Sanders und O’Neil 1981; Bengston et al. 1987) oder ein Myokutan- und Hautfaszienlappen eine höhere Aussicht auf Erfolg (Bengston et al. 1987; Lian et al. 1989; Hallock 1990; Ecker und Lotke 1993). Hautfaszienlappen sollten v. a. dann verwendet werden, wenn der Bereich der Wundnekrose noch klein ist und das Implantat nicht freiliegt, während der Gastrocnemiusmyokutanlappen mit gutem Erfolg bei größerer Nekrosenausdehnung und freiliegender Prothese überlegt werden kann (Ecker und Lotke 1993).

11.11 Wunddehiszenz

Eine Wunddehiszenz nach endoprothetischer Versorgung eines Kniegelenkes stellt ein ernsthaftes Problem dar, weil in diesem Falle nur die dünne Kapsel das darunterliegende Implantat vor einer bakteriellen Kontamination schützt. Diese Wundproblematik kann z. B. durch direkten Fall auf das frisch operierte Kniegelenk, durch eine vorzeitige Nahtentfernung v. a. bei großen fettleibigen Patienten oder aber unzureichendem Verschluss des subkutanen Gewebes ausgelöst werden. Ein prädisponierender Faktor ist in diesem Zusammenhang eine schlechte Patellaführung, die bei zunehmender Flexion zur Subluxation oder vollständiger Dislokation tendiert und damit eine höhere Druckbelastung des lateralen Weichgewebes mit sich bringt.

Tritt eine Dehiszenz auf, so muss die Wunde zunächst mit sterilen Verbänden abgedeckt und möglichst zügig operativ durch eine gründliche Spülung revidiert und schließlich überprüft werden, ob die Kniescheibe zur lateralen Subluxation neigt. In diesem Falle kann u. U. ein laterales Release nachgeholt werden. Liegt die ungünstige Patellaführung an einer schlechten Positionierung der Komponenten, sollten die Weichteile verschlossen und das Kniege-



■ **Abb. 11.31a,b** Patellaluxation bei vermehrter Innenrotation der Femurkomponente. **a** Tangentialbild, **b** a.-p.-Bild

lenk mit einer Schiene bis zum Abschluss der Wundheilung ruhiggestellt werden. Erst nach völlig reizfreier Wundheilung kann das Knie dann langsam wieder mobilisiert und evtl. eine operative Revision zur besseren Positionierung der Komponenten in Betracht gezogen werden.

11.12 Komplikationen des Extensionsapparates

Nachdem in der Frühphase der Knieendoprothetik Komponentenlockerungen und Instabilitäten häufige Ursachen für ein Scheitern waren, ist durch Verbesserungen der

Operationsinstrumentarien und auch der operativen Technik ein aseptisches Versagen deutlich seltener geworden. Probleme heutiger Knie-totalalloarthroplastiken resultieren vorwiegend aus tiefen Infektionen, Polyethylenverschleiß oder patellofemorale Störungen.

Komplikationen des Kniestreckapparates stellen in Fällen eines aseptischen Zustandes den häufigsten Grund für eine operative Revision dar (Rand 1994). Die patellofemorale Komplikationsraten lagen hier in verschiedenen Studien zwischen 1,5 % und 12 % (Mochizuki und Schurman 1979; Figgie et al. 1986; Lynch et al. 1987; Brick und Scott 1988; Boyd et al. 1993). Die Inzidenz dieser Komplikationen wird durch Patientenselektion, Operationstechnik und schließlich die Prothesengestaltung wesentlich beeinflusst. Die Kombination einer hohen Belastung, kleiner Kontaktzonen, wechselnder Kontaktpunkte und einer Vielzahl von Weichteilansätzen machen speziell die Kniescheibe anfällig für postoperative Probleme. Eine isolierte Revision der Patellakomponente birgt eine Komplikationsrate von 24–34 % in sich (Berry und Rand 1993; Lynch et al. 1993).

Komplikationen des Kniestreckapparates sollten am besten durch möglichst exakte Operationstechnik vermieden werden. Healy et al. (1995) berichteten, dass Adipositas und Osteoarthritis in der von ihnen durchgeführten Studie mit einem erhöhten Auftreten von Problemen im Kniestreckbereich korrelierten. Weiterhin ermittelten sie ähnliche Störungen bei „metal-backed“ und zementfrei verankerten Kniescheibenkomponenten. Die geringsten patellofemorale Probleme traten bei Verwendung zementierter Polyethylenpatellakomponenten auf.

Zu den patellofemorale Problemen zählen (James und Scott 1993):

- Patellainstabilität
- Patellafrakturen
- Osteonekrosen der Kniescheibe
- Materialabrieb
- Schädigungen und sogar Brüche der Patellakomponente
- Aseptische Auslockerung der Patellakomponente
- Ausbleibende Beschwerdefreiheit bei fehlendem Patellaersatz
- Rupturen der Patellasehne
- Impingementsyndrome der Weichteile
- Persistierende Beschwerdebilder nach Patellektomie.

11.13 Patellainstabilität

Eine Instabilität der Patella nach Implantation einer Knie-totalendoprothese kann mit oder ohne retropatellarem Ersatz auftreten, eine Subluxation ist hier wesentlich häufiger als eine komplette Luxation. Eine symptomatische Patellainstabilität mit der Notwendigkeit einer operativen Revi-

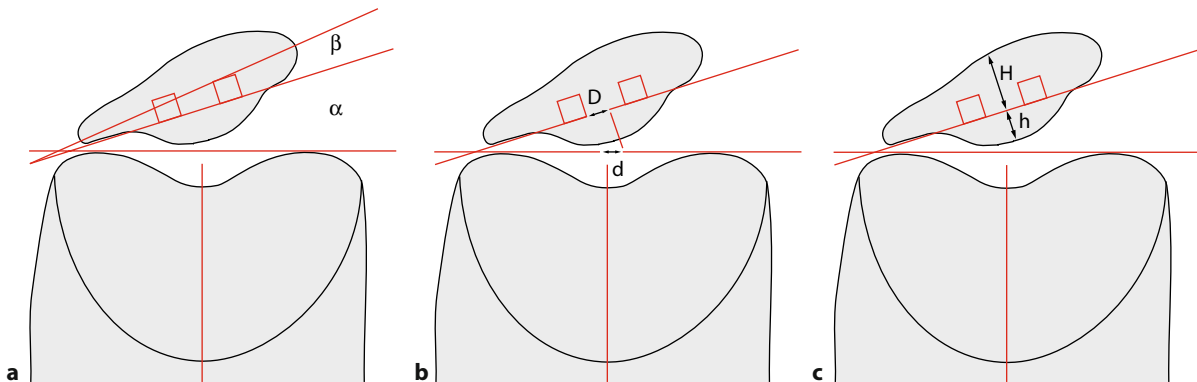


Abb. 11.32a-c Diagnose einer Patellainstabilität. **a** 30°-Tangentialaufnahme der Knie Scheibe: α Patellaersatzneigungswinkel (zur Kondylentangente), β Patellaersatzneigungswinkel (zur mittenzentrierten Frontalachse der Patella). **b** 30°-Tangentialaufnahme der Knie Scheibe: d Dezentrierung im Vergleich zur Mitte der trochlearen Lauffläche, D Dezentrierung im Vergleich zur anatomischen Mitte der knöchernen Patella. **c** 30°-Tangentialaufnahme der Knie Scheibe: h Höhe des künstlichen Patellaersatzes, H Resthöhe der knöchernen Patella über dem Mittelpunkt des Patellaersatzes

sion wird von großen Endoprothesenzentren mit 0,5–0,8 % aller Knie totalendoprothesen angegeben (Brick und Scott 1988; Grace und Rand 1988).

Stulberg et al. (1988) sahen eine verstärkte Patellakippung und -subluxation als wichtige Ursachen für den Abrieb des Kunststoffimplantates an, Patienten mit fehlstehender Knie Scheibe und Polyethylenabrieb klagten häufiger über persistierende Schmerzen (Reithmeier und Plitz 1990).

Zudem begünstigt die Subluxation eine einseitige Belastung, Abrieb und evtl. sogar einen Polyethylenbruch. Eine Verkipfung oder Fehlstellung der Knie Scheibe führt auch zu einer vermehrten Scherspannung. Instabilitäten des Femoropatellargelenkes, bedingt durch eine zu flache Ausformung, begünstigen diese Veränderungen noch weiter (Briard und Hungerford 1989b).

Entscheidend ist die Optimierung der chirurgischen Technik beim Patellaalignment und -tracking. Die sog. „no-thumb-rule“ sollte zur Vermeidung eines mangelhaften Patella trackings mit Verkipfung und Subluxation führen. Begünstigt wird die exzentrische Belastung der domförmigen Knie Scheibe durch Veränderung der Gelenklinie und eine Rotationsfehlstellung.

Prädisponierende Faktoren Wichtig für eine erfolgreiche Behandlung der Patellainstabilität ist immer die exakte Analyse ihrer Ursache. Als prädisponierende Faktoren nach Knie totalalloarthroplastik sind in diesem Zusammenhang anzusehen (Merkow et al. 1985; Grace und Rand 1988; Briard und Hungerford 1989b;):

- Fehlpositionierung der Patellakomponente, wie z. B. eine axiale Fehlstellung
- Rotationsfehlstellung, die zur Vergrößerung des Q-Winkels führt
- Innenrotation

- der Femurkomponente (■ Abb. 11.31)
- der Tibiakomponente
- beider Komponenten
- Zu weit laterale Positionierung der Patellakomponente
- Tibialer Sägeschnitt mit zu großem Valgus (\rightarrow Valgisierung der Tuberositas tibiae)
- Medialisierung der Femurkomponente
- Imbalance der peripatellaren Weichteilstrukturen durch ein verkürztes Retinakulum, zu schwachen Zug des M. vastus medialis oder des inneren Kapselverschlusses
- Trauma
- Starkes Valgusalignment des Kniegelenkes
- Wahl einer zu großen Femurkomponente sowie
- Eine zu dicke Patella (bzw. ein zu dicker Patella-Retropatellaersatz-Verbund).

Diagnose Die Diagnose einer Patellainstabilität stellt sich zum einen während der klinischen Untersuchung, v. a. aber bildgebend mit Hilfe von Tangentialaufnahmen insbesondere bei 30° und 60° Kniebeugung. Gerade die Patellaaxialaufnahme bei 30°, die den Beginn der patellotrochlearen Führungsbahn darstellt, ist hier eine wertvolle Untersuchung. Bei guter Aufnahmequalität kann sowohl die Zentrierung der künstlichen Patella in ihrem Gleitlager, die Dickenmessung der Knie Scheibe, die Neigung der knöchernen Patella sowie der künstlichen Patellakomponente im Vergleich zueinander wie auch zur trochlearen Tangente bestimmt werden (■ Abb. 11.32).

Therapie Die Behandlung einer Patellainstabilität sollte immer kausal angelegt sein. An konservativen Behandlungsmodalitäten sind in diesem Zusammenhang krankengymnastische Kräftigungsübungen des M. vastus me-

dialis, aber auch Patellaführungsbandagen zu nennen. Eine fehlausgerichtete oder -positionierte Patellakomponente muss ausgetauscht werden. Ist dies nicht der Fall, so wird i. Allg. ein proximales Realignment mit Release des lateralen Retinakulums und Advancement des M. vastus medialis empfohlen (Grace und Rand 1988; Merkow et al. 1985). Ein distales Realignment durch eine Osteotomie und Medialisierung der Tuberositas tibiae mit oder ohne proximale Korrektur wird von Briard und Hungerford (1989b) beschrieben, ist jedoch mit dem Risiko einer Ruptur des Lig. patellae verbunden (Grace und Rand 1988). Liegt der Patellainstabilität eine Malposition der Komponente zugrunde, ist eine Revision des fehlorientierten Implantates indiziert.

Eine schlechte Führung der Kniescheibe steht gewöhnlich in Zusammenhang mit einem ungünstigen Prothesendesign, der primären Komponentenpositionierung oder auch der postoperativen Weichgewebespannung.

11.13.1 Prothesendesign

Da die Patellarückseite im Zuge der Kniealloplastik nicht in jedem Falle ersetzt wird, muss die Femurkomponente derart gestaltet sein, dass sie sowohl zu einer natürlichen als auch zu einer prothetischen Rückfläche der Kniescheibe passt. Die Femurkomponente sollte eine breite Gleitrinne zur Aufnahme der Kniescheibe besitzen mit ausreichender proximaler Ausdehnung zur Anpassung einer Patella alta und genügend lateraler Ausdehnung zur frühen Führung der Kniescheibe im Zuge der Flexion. Nach distal sollte sich die Rinne verengen und vertiefen, um im gebeugten Kniezustand eine bessere Kontrolle der Patellaführung zu ermöglichen.

Frühere retropatellare Implantate waren kuppelförmig („dome-shaped“) gestaltet, spätere Formen hatten Ähnlichkeit mit der Form eines mexikanischen Hutes („mexican hat“): in der Mitte konvex mit einer konkaven Randzone, die mit den konvexen Femurkondylen artikuliert. Dadurch werden die hohen patellofemorale Kompressionskräfte besser verteilt, die während der Flexionsbewegung auftreten. Rotationsgelagerte Patellakomponenten mit symmetrisch anatomisch geformten Kontaktflächen („saddle-shaped“) wiesen einen noch größeren Flächenkontakt auf. Dieses Design zeigte allerdings den Nachteil eines zusätzlichen Artikulationspartners. Andererseits sind hier die im patellofemorale Gleitlager auftretenden Spannungsgrößen deutlich geringer.

Bei einer natürlichen Patella ist die laterale Artikulationsfacette größer ausgeformt als die mediale (Briard und Hungerford 1989). Eine Platzierung der Patellakomponente in der Mitte kann diese physiologische Asymmetrie nicht berücksichtigen, wodurch die zentrale Achse um 2–3 mm

nach lateral verlagert wird und damit möglicherweise die Patellaführung verschlechtert. Dieses Phänomen kann zwar mit einer kleineren Komponente verhindert werden, in diesem Falle wird jedoch ein Teil des Patellarandes nicht abgedeckt. Moderne Komponentenformen sind aus diesem Grunde asymmetrisch gestaltet (James und Scott 1993).

Die Resultierende der Lastübertragung trifft in Abhängigkeit von der Stellung in unterschiedlicher Position auf die Patellaoberfläche auf. Die Belastung beim Gehen erfolgt bei 20° Beugung am unteren Patellapol. Bereits beim Gehen wird die normale Belastbarkeit des Polyethylens überschritten, so dass dann immer eine Deformierung des Kunststoffimplantates erfolgt. Treppensteigen und Jogging führen zu vermehrter Belastung der Kniescheibe. Bei normaler Belastung im Gehen wirkt das 1- bis 1,5-fache, hinsichtlich Flexion und Extension das 3-fache und beim Treppensteigen sogar das 7-fache des Körpergewichtes auf das Femoropatellargelenk. Bei zunehmender Beugung verläuft bei gleichzeitiger proportionaler Abnahme der Belastung des Lig. patellae bzw. der Quadrizepssehne, die durch den Höhenminderungseffekt (Reithmeier und Plitz 1990) bedingt ist, die femoropatellare Kontaktfläche von unten nach oben.

Bei zyklischen Beanspruchungen liegt die Ermüdungsfestigkeit von Polyethylen bei 8–10 Mpa. Domförmige Patellae weisen bei 45° Beugstellung 45 Mpa auf, kongruente Patellae demgegenüber nur bis zu 3,5 Mpa (Buechel et al. 1989). Buechel et al. (1989b, 1991) wiesen somit zu Recht auf die Bedeutung der Kongruenz zur Reduzierung der Kontaktbelastung hin. Kongruente Patellae haben im Vergleich zu domförmigen Kniescheiben nur 1/5 der Oberflächenkontaktspannung. Zur Verhinderung einer punktförmigen Belastung bei Flexion sollte ein möglichst großflächiger femoropatellarer Kontakt angestrebt werden. Die Verwendung von „Constrained“-Patellae ist technisch anspruchsvoller und kann bei fehlender Anpassung zu erhöhter Scherspannung und Abrieb führen.

Große und extragroße Komponenten begünstigen ebenfalls einen Polyethylenabrieb, da durch einen größeren Hebelarm vom Rotationszentrum zum Femoropatellargelenk der „Contact“-Stress gesteigert wird (Rosenberg et al. 1988).

Eine Erhöhung der Belastung im Femoropatellargelenk erfolgt auch durch eine dickere Patella, da eine zu geringe Resektion die Quadrizepsspannung erhöht, wodurch ebenfalls die Druckbelastung an der Kniescheibe ansteigt. Die Messung der Patellastärke und ihre exakte Wiederherstellung kann dieses Problem verhindern helfen. Diese beträgt normalerweise 20–25 mm und sollte maximal um 2 mm überschritten werden (Briard und Hungerford 1989; MacCollum und Karpman 1989; Reithmeier und Plitz 1990).

11.13.2 Komponentenposition

Ein wichtiger Faktor mit Einfluss auf die Patellaführung ist der Q-Winkel, eine Abweichung ist oftmals das Ergebnis einer Kombination kleinerer Fehler bei der Orientierung der Komponenten.

Axiale Fehlstellungen können unterschiedliche Ursachen haben. Zum einen kann die Positionierung des Patellaersatzes zu weit lateral erfolgt sein, weiterhin kann der tibiale Sägeschnitt zu viel Valgus aufweisen. Hierdurch kommt es zu einer Valgisierung der Tuberositas tibiae. Eine ungenügende Darstellung des lateralen Tibiaplateaus oder aber Defekte am lateralen Schienbeinkopf können zu einem zu weit medialen Einsetzen der Tibiakomponente Anlass geben. Hierdurch kommt es ebenfalls zu einer Medialisierung der patellofemorale Führungsbahn. Letzteres kann natürlich auch dadurch entstehen, dass die Femurkomponente zu weit medial implantiert wurde. Weist die femorale Osteotomie zu viel Valgus auf, kommt es zu einer proximalen Medialisierung der patellofemorale Führungsbahn.

Rotationsfehlstellungen sind zumeist bedingt durch die Implantation einer Femurkomponente in vermehrter Einwärtsdrehung. Hieraus resultieren eine Medialisierung der patellofemorale Führungsbahn und eine Innenrotationsfehlstellung der Tibiakomponente, wenn letztere über den freien tibiofemorale Probelauf mit Probekomponenten bestimmt wird. Die Innenrotationsfehlstellung der Femur- bzw. Tibiakomponente führt aber in der Folge zu einer Außenrotationsfehlstellung der Tuberositas tibiae.

Diese Form der Fehlstellung tritt besonders häufig bei Defekten des posterolateralen Kondylus (z. B. bei rheumatoider Arthritis) auf, wenn die dorsale Kondylenreferenz für den die Rotation bestimmenden ventralen Sägeschnitt genutzt wird. Um diese Rotationsfehlstellungen zu verhindern, sollte der Mittelpunkt der Tibiakomponente auf Höhe der medialen Hälfte der Tuberositas tibiae zentriert werden. Was die korrekte Einstellung der femoralen Rotation anbetrifft, so sollte man sich möglichst an der trans-epikondylären Linie orientieren. Der Winkel zwischen dieser und der dorsalen Kondylentangente beträgt $4^\circ \pm 2^\circ$. Ein besserer patellofemorale Flächenkontakt kann mit einer Außenrotationsstellung der Femurkomponente von 5° sowie einer Lateralisierung von 5 mm erreicht werden.

Diagnose Diagnostisch sind axiale Fehlstellungen in der Röntgenaufnahme im a.-p.-Strahlengang (belastete Aufnahme) oder aber in der hiermit vergleichbaren Röntgen-a.-p.-CT-Scoutview-Aufnahme erkennbar. Bei einer Revisionsoperation lässt sich die axiale Fehlstellung auch über den Einsatz extramedullärer Führungsschablonen quantifizieren.

Eine Rotationsfehlstellung ist dagegen schon schwieriger zu diagnostizieren. Hinweise finden sich gelegentlich bei tiefgestellten Patellatangentiaufnahmen sowie bei koronaren CT-Schnittbildern, wenn diese nicht in ihrer Beurteilbarkeit durch Metallartefakte zu sehr beeinträchtigt sind.

Therapie Therapeutisch reichen zur Behebung axialer und/oder Rotationsfehlstellungen die zur Korrektur der Imbalance peripatellärer Weichteilstrukturen aufgeführten Operationsmaßnahmen nicht aus. Hier muss zusätzlich die Komponentenfehlstellung verbessert werden.

11.13.3 Inadäquate Weichteilspannung

Eine stabile patellofemorale Führung beruht auf einer adäquaten Weichteilspannung des Extensionsapparates. Ein mögliches postoperatives Ungleichgewicht tritt häufiger nach signifikantem präoperativen Valgus, im Falle einer Patella alta oder einer etablierten schlechten lateralen Führung auf. Der M. vastus medialis obliquus kann geschwächt und atrophiert sein, das laterale Retinakulum ist verkürzt und gespannt, während das mediale schlaff und ebenfalls geschwächt ist. Zur Korrektur dieser Situation ist eine prä- und postoperative physiotherapeutische Behandlung mit dem Ziel der Verbesserung der Funktion des M. vastus medialis obliquus nötig. Intraoperativ sollte ein Release des lateralen Retinakulums durchgeführt werden. Die freigelegte mediale Kapsel können dabei vorverlagert und der gesamte innere Arthrotomieklappen zur Erzielung einer gleichmäßigen medialen Verlagerung der Patella umgeklappt werden. Die Kniescheibe sollte abschließend ungehindert mit ihrer medialen Seite geführt werden, wobei sie den inneren Femurkondylus im gesamten Flexionsbereich berührt.

11.14 Abrieb

Nach Einsetzen einer Knie totalalloarthroplastik liegen in vivo im anterioren Bereich der Patella mit erfolgtem Rückflächenersatz im Vergleich zum normalen, unbehandelten Kniegelenk 3-mal so hohe Spannungen vor. Ziel des Operateurs muss es somit sein, dieses Gelenk möglichst anatomiegerecht zu rekonstruieren. Hierzu gehört auch und v. a. die Rekonstruktion der tibiofemorale Artikulationshöhe. Figgie et al. (1989) zeigten, dass je weniger die Einzelkomponenten der Alloplastik davon abweichen – hierzu gehören:

- dass eine Bandbreite von 8 mm zur anatomischen Artikulationshöhe eingehalten wurde,
- dass die Patellakomponente zwischen 10 und 30 mm kranial der Prothesenartikulationshöhe lag und

■ Tab. 11.14 „Metal-backed“-Patella – Revisionsraten und Implantattypen

Autor (Jahr)	Revisionsrate (%)	Zeit bis Revision (Monate)	Implantate
Bayley und Scott (1988)	25/?	18	Kinematic, Miller Galante I, PCA, Microloc, PFC
Lombardi et al. (1988)	7/131 (5)	16	Synatomic, Miller Galante I, Microloc
Rosenberg et al. (1988)	12/122 (10)	24	Miller Galante
Stulberg et al. (1988)	16/150 (11)	14	Microloc
Laskin (1990)	5/451 (1,1)	?	Tricom M
Peters et al. (1991)	31/?	?	Synatomic, PCA, Microloc, Miller Galante
Levi und Kofoed (1994)	14/151 (9,2)	18	AGC 2000
Rader et al. (1996)	10/39 (33)	72	Microloc
Effenberger und Mechtler (1997)	11/41 (27)	60	Miller Galante I



■ Abb. 11.33 Typische Metallose nach knieendoprothetischem Ersatz

- dass die Tibiakomponente ventrodorsal zentriert oder dorsal versetzt wurde –,

umso geringer die patellofemorale Komplikationsrate war.

Die Höhe auftretender Spannungen ist aber auch vom Patellaimplantat selbst abhängig. Karbonfaserverstärktes Polyethylen führte zu einem zusätzlichen Verschleiß durch die spröden Faseranteile (sog. Drittkörperverschleiß).

Zur Verringerung der Deformierung des Polyethylens durch Belastungsspitzen, den Abrieb und somit zur Vermeidung einer potenziellen Lockerung der Kunststoffkomponenten erfolgte zu Beginn der 1980er Jahre seine Versteifung durch ein „metal backing“ für das Tibiaimplantat. Um einen kompletten zementfreien Kniegelenkersatz zu erhalten, wurde diese Technik später auch für die Patella verwendet. Dabei wurde die Stärke des Polyethylens, besonders am Rand sowie an der Verbindung von Polyethylen mit der Metallplatte wenig beachtet. Das „metal backing“

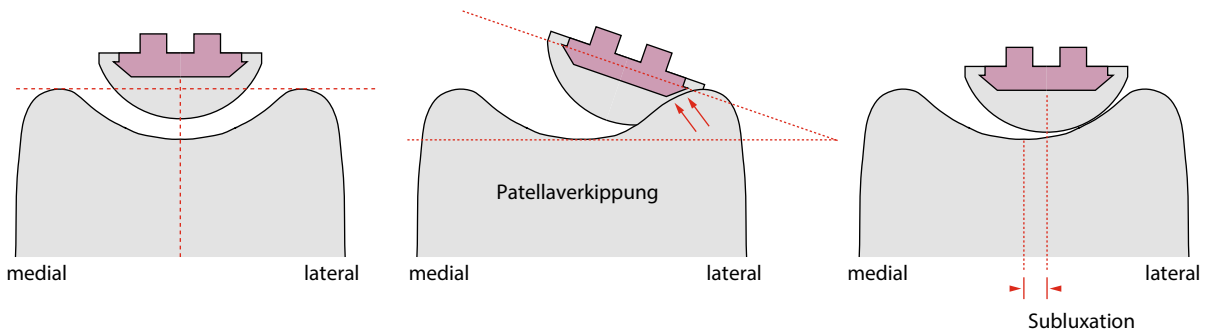
wurde demzufolge mehr als Kopie aus dem Hüftbereich denn als geprüftes Verfahren für die Patella übernommen.

„Metal-backed“-Patellaimplantate verringern theoretisch zwar die Spannungen in der Kniescheibe nach einer Knie totalalloarthroplastik (Goldstein et al. 1986), führten aber in vielen Fällen zu katastrophalen Versagensbildern. Die Versagensquote von „Metal-backed“-Implantaten durch einen klinisch symptomatischen Abrieb reicht von 5–11 % innerhalb von 2 Jahren nach der Operation (Lombardi et al. 1988; Rosenberg et al. 1988; Stulberg et al. 1988) (■ Tab. 11.14).

Probleme mit „Metal-backed“-Patellae sind zwischenzeitlich bei vielen Prothesenmodellen aufgetreten und bedeuten daher kein designspezifisches Problem. Die „Innovation“ des „metal backing“ ist mitverantwortlich dafür, dass heute etwa 50 % der Knie revisionen durch Patella probleme begründet sind (■ Abb. 11.33).

Aus der Materialversteifung resultieren eine Erhöhung der Punkt- und Linearbelastung und somit ein vermehrter Abrieb, da die steifere Materialkomponente der weniger steifen Kunststoffkomponente ihre Eigenschaften aufzwingt. Durch Scherbeanspruchung kommt es zu einem Polyethylenabrieb, zum Bruch der Verankerungszapfen sowie zur Delaminierung von Metallplatte und Polyethylen. Weitere Fehlermechanismen sind eine zu geringe Polyethylenstärke, v. a. am Rand, zu große bzw. zu dicke Komponenten, Veränderungen der Gelenklinie, mangelhaftes Alignment und auch Instabilitäten (Bayley et al. 1988; Rosenberg et al. 1988).

Man hat lernen müssen, dass Polyethylen an sich ein „Forgiving“-Werkstoff ist, der durch eine Veränderung wie das „metal backing“ nicht verbessert, sondern vielmehr negativ beeinflusst wurde. Die domförmige Polyethylen-



■ **Abb. 11.34** „Metal-backed“-Patella

fläche überträgt die exzentrische Belastung in Form von Scherkräften auf die darunter liegende Metallplatte, wodurch es bei fehlendem Einwachsen der Basisplatte auch zur Scherbeanspruchung der Verankerungszapfen kommt. „Metal-backed“-Patellae, die nur unvollständig an der Rückfläche eingewachsen sind, führten zu einer vermehrten Belastung der Verankerungszapfen und schließlich zu deren Fraktur (Rosenberg et al. 1988).

Durch die Materialversteifung wird die Belastung an der Implantat-Zement- bzw. Implantat-Knochen-Grenze erhöht. Auch dies trägt zum Versagen einer Metal-backed“-Patella bei (Stulberg et al. 1988).

Das „Metal-backed“-Design reduziert zudem die Dicke des Kunststoffanteiles. Eine zu geringe Polyethylenstärke am Rande der Patella führt, insbesondere bei exzentrischer Belastung, zum frühzeitigen Abrieb des Kunststoffanteiles und dann zu einem direkten Metall-Metall-Kontakt mit nachfolgender Metallose, Synovialitis und Metalleinlagerung am Tibia-Polyethyleinsatz. Die größte Belastung entsteht am Rand der Kniescheibe bei Beugung über 90°, daher wird auch lateral ein entsprechend dickes Polyethylen gefordert.

Dieses wird um so notwendiger, wenn kein ideales Alignment ohne jegliche Malrotation von femoralem oder tibialen Implantat und ohne Subluxation oder Verkipfung der Kniescheibe vorliegen. Kommt es auch nur zu einem leichten, klinisch noch nicht erfassbaren Dysalignment, resultieren einseitige punktuelle Spitzenbeanspruchungen des Polyethylens. Diese exzentrische Belastung führt nicht nur zu einem Abrieb, sondern ebenfalls zu einem Kaltfluss des Kunststoffes und dadurch zu einer weiteren Ausdünnung. Bei einem Patellarückflächenersatz, der ausschließlich aus Polyethylen gefertigt ist, kann dieser Mechanismus nach einer Anpassungsphase die Auflagefläche des Kniescheibenimplantates vergrößern. Bei einer „Metal-backed-Patella“ hingegen stoßen dieser erste Abrieb und Kaltfluss des UHMWPE durch die ohnehin dünne Polyethylenscheibe auf die Metallkomponente der Patellaprothese (■ Abb. 11.34) (Rosenberg et al. 1988).

„Metal-backed“-Implantate mit frei rotierender Polyethylenartikulationsfläche scheinen dabei weniger anfällig zu sein als andere Alloplastiken zum Kniescheibenrückflächenersatz; Buechel et al. (1989; Buechel 1990) stellten bei 313 Kniegelenken mit derartigen Patellaimplantaten und einem Follow-up von 2–11 Jahren kein verschleißbedingtes Versagen fest. Faktoren für den Abrieb des Kunststofflagers waren der Kongruenzgrad des Patellofemoralgelenkes, durch Fehlführung verursachte Scherkräfte sowie hohe patellofemorale Kräfte (Brick und Scott 1988; Hozack et al. 1988). Bei In-vitro-Versuchen hielten reine Polyethylen-Patellakomponenten einer zyklischen Belastung stand und zeigten keinerlei lokale Deformationen, während „Metal-backed“-Komponenten versagten, da ihre Metallbasis durch Polyethylenabrieb freigelegt wurde (Hozack et al. 1988). Die Notwendigkeit einer Mindestdicke der Metallbasis von 2–3 mm macht es schwierig, mit „Metal-backed“-Implantaten die für eine zur Belastungs- und Abriebvermeidung erforderliche Kunststoffstärke von 6–8 mm Dicke zu gewährleisten, ohne dass das Gesamtimplantat zu voluminös wird (Wright und Bartel 1986). So war bei einigen Komponenten an der Peripherie, der Zone der höchsten Belastung der Kniescheibe bei der Flexion, die Kunststoffschicht nur noch 1–2 mm dünn (Figgie et al. 1988).

Das Versagen einer „Metal-backed“-Patellakomponente kann somit bedingt sein durch (Bayley und Scott 1988; Bayley et al. 1988; Rosenberg et al. 1988; Stulberg et al. 1988):

- Freilegung der Metallbasis durch Polyethylenabrieb
- Polyethylenfraktur mit Abtrennung von der Metallbasis
- Abbrechen der Verankerungsstifte des Implantates von der Metallbasis

Gestaltungsmerkmale des Implantates, die zu einem Versagen führen können, sind (Bayley und Scott 1988; Bayley et al. 1988; Stulberg et al. 1988; Laskin und Bucknell 1990; Milliano et al. 1993):

- Zu dünne Polyethylenschicht im Randbereich der Metallbasis

- Mangel an Haftung des Polyethylens an seiner Metallbasis
- Insgesamt zu dünne Polyethylenschicht
- Verwendung einer Femurkomponente aus Titan

Patienten, die mit einer „Metal-backed“-Patella Probleme haben, zeigen klinisch typischerweise oftmals einen diffusen vorderen Knieschmerz mit Reiben, Krepitation bei aktiver Bewegung, evtl. auch eine intraartikuläre Ergussbildung, manchmal eine akute, schmerzhaftes Synovialitis, die metallinduziert sein kann (Windsor et al. 1989), sowie eine Subluxations- oder Luxationsneigung. Die Symptomatik kann spontan nach vermehrter Belastung wie Treppensteigen oder raschem Gehen oder Aufstehen aus einem Stuhl auftreten und auf eine Fraktur hinweisen. Radiologisch sind das Aufbrechen des Metallgitters („fiber mesh“) und evtl. Metalleinlagerungen am Polyethylen-Tibiaeinsatz erkennbar. Auch das von Weissman et al. (1991) beschriebene „metal line-sign“ ist deutlicher Ausdruck der Metalleinlagerung an der Gelenkkapsel im Bereich des Hoffa-Fettkörpers. Bei Verlaufskontrollen ist die Beurteilung eines Polyethylenabriebs aber nur bei identischen tangentialen Patellaufnahmen möglich. Klinik und Röntgenaufnahmen können oft – bis zu einem Drittel der Fälle – einen falsch negativen Befund ergeben (Bayley et al. 1988; Lombardi et al. 1988).

Zur Abklärung empfohlen Wasilewski und Frankl (1989a,b) sowie Jerosch et al. (1994a,b) eine diagnostische Arthroskopie. Bei klinisch und radiologisch verifiziertem Abrieb ist die Indikation zum Wechsel frühzeitig zu stellen, da ein direkter Metall-Metall-Kontakt mit Schädigung des knöchern integrierten Implantates bzw. des festen Femurteiles droht und dann den Wechsel ohnehin kurzfristig erzwingt und erschwert.

„Metal-backed“-Patellae werden in Zukunft sicherlich zunehmend weniger verwendet, gegenwärtig aber unvermindert angeboten. Die anfängliche Euphorie, dass ein „metal backing“ die Belastung des Polyethylens reduziere und zu längerer Haltbarkeit führe, konnte bisher nicht bestätigt werden. Der Verwendung von „All-poly-Patellae“ ist somit sicherlich der Vorzug zu geben.

Bei Symptomen wie Reiben oder Auftreten eines vorderen Knieschmerzes ist eine eingehende klinische und radiologische Untersuchung erforderlich. Besteht die Indikation zum Prothesenwechsel, sollte dieser möglichst rasch durchgeführt werden. Um weitere Schäden zu verhindern, sollte bis zur Revision keine weitere Belastung mehr erfolgen. Zum Ausschluss eines „Drittkörperabriebs“ ist im Zuge des Revisionseingriffes auch der Polyethylen-Tibiaeinsatz immer mit zu wechseln.

11.15 Osteonekrose und Osteolyse der Patella

Eine Osteonekrose der Patella kann sowohl in Verbindung mit Frakturen der Kniescheibe als auch mit einer Komponentenlockerung auftreten (Roffmann et al. 1980; Brick und Scott 1988, 1989). Veränderungen der Knochenstruktur wurden in der Literatur insbesondere auf eine relative Ischämie der Kniescheibe zurückgeführt (Shereff und Jaffe 1981; Cameron und Fedorkow 1982; Ranawat et al. 1984a,b; Wetzner et al. 1985; Ranawat 1986; Ritter und Campbell 1987a,b; Goldberg et al. 1989; Hassenpflug 1989; Leblanc 1989). Die arterielle Blutversorgung der Patella erfolgt durch eine Ringanastomose, die von verschiedenen Gefäßen unterhalten wird (Scott und Goldstein 1988; Brick und Scott 1989):

- A. genus sup. lat.
- A. genus sup. med.
- A. genus inf. lat.
- A. genus inf. med.
- A. recurrens tibialis anterior
- A. genus descendens

In Zusammenhang mit der Anatomie dieser Gefäßversorgung steht die Frage nach dem schonendsten operativen Zugangsweg durch das Retinaculum patellae (Cameron und Fedorkow 1982; Gschwend und Ivošević-Radovanović 1988; Briard und Hungerford 1989a,b). Beim innenseitigen Zugang wurde empfohlen, einen Abstand von zumindest 1 cm zum medialen Patellarand einzuhalten (Kayler 1988; Leblanc 1989). Durch die routinemäßige mediale Arthrotomie werden die innere superiore, die obere und schließlich die inferior mediale Kniearterie in aller Regel durchtrennt. Die inferior laterale Kniearterie verläuft direkt neben dem lateralen Meniskus und wird unvermeidlich bei der Freilegung des lateralen Schienbeinkopfflateaus und bei der lateralen Menisekteomie verletzt (Scott und Goldstein 1988). Der rückläufige Ast der anterioren Tibiaarterie zieht nach kranial zum inferolateralen Quadranten der die Patella versorgenden kleinen subkutanen Gefäße, die in ihre dorsale Oberfläche eindringen. Die einzige verbleibende Blutversorgung ist die A. genus sup. lat.; diese ist dann allerdings bei einem lateralen Release aber ebenso gefährdet. Ihr Verlauf ist jedoch konstant, normalerweise kann sie erhalten werden, wenn sie freipräpariert und geschützt wird.

Beim lateralen Zugang sollte die A. genus sup. lat. am unteren Rand des M. vastus lateralis durch Einhalten eines Mindestabstandes von 1,5 cm zur Kniescheibe geschont werden (Leblanc 1989). Im Falle einer deutlichen Valgusdeformität wird durch eine laterale parapatellare Arthrotomie die Blutversorgung der Kniescheibe mit geringerer Wahrscheinlichkeit unterbrochen. Dieser Zugang erfordert

jedoch eine anspruchsvolle Technik, die nur erfahrenen Operateuren vorbehalten bleiben sollte. Der laterale Subvastuszugang bedeutet hier eine Alternative zum lateralen parapatellaren Zugang.

Insgesamt kann davon ausgegangen werden, dass beim medialen und lateralen Zugang i. Allg. eine ausreichende Blutversorgung durch die jeweils verbleibenden anastomosierenden Blutgefäße der Patella gewährleistet ist (Hassenpflug 1986; Brick und Scott 1989).

Für ein postoperatives Auftreten von Osteonekrosen und Osteolysen der Kniescheibe wurden auch Störungen von Kinematik und Druckbelastung der Patella verantwortlich gemacht (Ranawat et al. 1984a,b; Siebels et al. 1985; Sneppen et al. 1985; Hassenpflug 1987; Plitz und Reithmeier 1987; Gomes et al. 1988; Leblanc 1989). Als wesentliche Ursachen für ein Abweichen der Patella nach lateral wurden v. a. genannt:

- Achsfehlstellungen (Ranawat 1986; Grace und Rand 1988; Gschwend und Ivosevic-Radovanovic 1988; Briard und Hungerford 1989a,b; Freeman et al. 1989; Goldberg et al. 1989; Leblanc 1989; Smith et al. 1989)
- Rotationsfehlstellungen (Bargren 1980; Cameron und Fedorkow 1982; Hagen und Hoffman 1984; Ranawat 1986; Grace und Rand 1988; Briard und Hungerford 1989a,b; Goldberg et al. 1989; Leblanc 1989; Smith et al. 1989)
- Imbalancen im Bereich des Streckmechanismus des Beines (Mochizuki und Schurman 1979; Clayton und Thirupathi 1982; Grace und Rand 1988; Briard und Hungerford 1989a,b)

Wegen der hohen Zahl lateraler Subluxationen und Luxationen der Kniescheibe wird von verschiedenen Autoren der laterale Zugang bevorzugt (Cameron und Fedorkow 1982; Gschwend und Ivosevic-Radovanovic 1988; Gschwend et al. 1987).

Von vielen Operateuren wird in diesem Zusammenhang ein primäres laterales Release vorgeschlagen (Cameron und Fedorkow 1982; Scott 1982; Eichler und Stallforth 1985; Ranawat 1986; Ritter und Campbell 1987a,b), von anderen jedoch wiederum abgelehnt (Clayton und Thirupathi 1982; Leblanc 1989).

Im Falle eines ausgedehnten primären lateralen Releases sollte, wenn eben möglich, ein gleichzeitiger medialer Zugang unterbleiben, da ansonsten die Kniescheibe nur noch über kleine Arterien am unteren Pol versorgt wird (Scapinelli 1967; Cameron und Fedorkow 1982; Clayton und Thirupathi 1982; Leblanc 1989; Smith et al. 1989).



■ **Abb. 11.35** Patellafraktur im mittleren Anteil mit leichter Dehiscenz der Knochenfragmente nach alloplastischem Kniegelenkersatz

11.16 Patellafraktur

Die Inzidenz von Patellafrakturen (■ **Abb. 11.35**) nach alloplastischem Kniegelenkersatz reicht von 0,1 % bis zu 8,5 % (Clayton und Thirupathi 1982; Insall et al. 1982; Scott et al. 1982; Ritter und Campbell 1987a,b; Brick und Scott 1988; Grace und Sim 1988). Frakturen traten hier sowohl im Falle eines erfolgten Rückflächenersatzes als auch ohne diesen auf. In einer von Grace und Sim (1988) veröffentlichten Studie betrug die Frakturrate der Kniescheibe nach primärer Kniegelenktotalarthroplastik und nicht ersetzter Patellarückfläche 0,05 % im Vergleich zu 0,33 % bei deren Ersatz. Die Frakturhäufigkeit nach Revisionseingriffen war mit 0,61 % signifikant höher als nach Primärarthroplastiken mit 0,12 %.

Ursachen Als ätiologische Faktoren für eine Patellafraktur bei einliegender Knieendoprothese werden genannt (Windsor et al. 1989):

- Direktes oder indirektes Trauma
- Ermüdung infolge von Nekrose nach Minderdurchblutung

- Malalignment
- Exzessive Knochenresektion
- Postoperative Überbelastung
- Zu großes, überwiegend zentrales Verankerungsloch für den Retropatellarersatz

Ermüdungsfrakturen sind in diesem Zusammenhang häufiger als echte traumatische Ursachen. Ätiologisch kommen hier ferner eine Devaskularisierung (Scott et al. 1982; Wetzner et al. 1985; Scuderi et al. 1987; Kayler 1988; McMahon et al. 1990), eine Fehlstellung der Komponente (Figgie et al. 1989), eine übermäßige Knochenresektion (Clayton und Thirupathi 1982, Grace und Sim 1988) oder zu große zentrale Verankerungsstifte in Frage (Clayton und Thirupathi 1982; Scott et al. 1982).

Risikofaktoren Die patellofemorale Kompressionskräfte steigen im Zuge der Kniebeugung erheblich an. Schwere, körperlich aktive Patienten mit großem Flexionsumfang besitzen in diesem Zusammenhang ein erhöhtes Risiko für Patellafrakturen. Eine zu geringe Resektion der Kniescheibe oder auch die Verwendung einer zu dicken Patellakomponente erhöhen gleichfalls die Kompressionskräfte bei gebeugtem Kniegelenk.

Eine steigende Inzidenz peripherer Patellafrakturen ist darüber hinaus auf den belastungssteigernden Effekt zurückzuführen, der am lateralen Rand eines zu kleinen, medial platzierten Implantates entsteht, wobei ein Teil der resezierten Kniescheibenrückfläche dabei unbedeckt geblieben ist.

Ein prothetischer Ersatz der Patellarückseite muss unvermeidlich den Knochen schwächen, wird doch die Dicke der Kniescheibe um etwa 40 % reduziert. Das verbleibende knöcherne Lager wird durch die Befestigungslöcher zusätzlich geschwächt, er neigt durch die Störung der intra- und extraossären Blutversorgung zur partiellen Osteonekrose (Roffman et al. 1980; Brick und Scott 1988, 1989; Windsor et al. 1989).

Die Gefahr einer Patellanekrose ist dann geringer, wenn das laterale Release zumindest 1 cm lateral vom Kniescheibenrand entfernt vorgenommen wird. Bei Kombination eines lateralen Releases mit einer Entfernung des Hoffa-Fettkörpers wurde die höchste Nekrose rate bzw. die ausgeprägteste Durchblutungsminderung gemessen. Ritter et al. (1994) stellten in ihrer Untersuchung fest, dass Patellafrakturen nach Knie totalalloarthoplastik, obwohl multifaktorieller Ätiologie, signifikant häufiger nach Durchführung eines lateralen Retinakulumreleases auftraten. Dennoch kann dies nicht der ausschließliche Grund sein. Ritter und Campbell (1987a,b) beschrieben nämlich eine Inzidenz von 4 % Patellafrakturen bei 471 Knie totalendothrosen ohne und von nur in 1 % bei 84 Knie totalendothrosen bei erfolgtem lateralen Release.

Therapie Eine Dislokation der Frakturfragmente stellt eine weitere wichtige Determinante für die Behandlung und die zu erwartenden Ergebnisse dar.

Bei Frakturen ohne Dislokation wird i. Allg. ein konservatives Vorgehen empfohlen (Scott et al. 1982; Hozack et al. 1988; Windsor et al. 1989). Die Definition einer Dislokation reicht in der Literatur jedoch von mehr als 2 mm (Hozack et al. 1988) bis zu 2 cm (Scott et al. 1982; Windsor et al. 1989).

Auch die Art der Fraktur kann das Ergebnis beeinflussen. Die einzelnen Frakturarten wurden hier von verschiedenen Autoren klassifiziert (Goldberg et al. 1988; Hozack et al. 1988; Windsor et al. 1989). Goldberg et al. (1988) gaben diesbezüglich nach Knie totalalloarthoplastik 5 Typen an:

- Typ-I-Frakturen verlaufen in der Mitte durch den Patellakörper oder durch den oberen Patellapol und beeinflussen weder Implantat, Zementverankerung noch den M. quadriceps femoris.
- Typ-II-Frakturen unterbrechen den Quadrizepsapparat oder die Implantatfixierung.
- Typ-III-A-Frakturen betreffen den unteren Patellapol mit Unterbrechung des Lig. patellae.
- Typ-III-B-Frakturen sind nicht dislozierte Frakturen des unteren Patellapols mit intaktem Lig. patellae.
- Typ-IV-Frakturen beinhalten eine laterale Fragmentdislokation.

Frakturen ohne Implantatlockerung und mit intaktem Streckapparat sprechen gut auf eine konservative Behandlung an (Rand 1994). Eine operative Therapie (Osteosynthese, Fragmententfernung, Patellektomie bei Trümmerfraktur) ist dann indiziert, wenn der Bruch mit einer Unterbrechung des Extensionsapparates, einer Lockerung des Patellaimplantates und einer deutlichen Dislokation verbunden ist (Rand 1994).

James und Scott (1993) teilen die Frakturen in 3 Basistypen ein:

- Gruppe 1: nicht dislozierte periphere Frakturen. In der Regel werden diese nicht symptomatischen knöchernen Verletzungen bei routinemäßigen Nachuntersuchungen eher zufällig entdeckt und können durch kurzzeitige Entlastung (Einsatz von Unterarmgehstützen) und stufenweiser Rückkehr zu normaler Aktivität behandelt werden.
- Gruppe 2: alle vertikalen und nicht dislozierten horizontalen Frakturen des Patellakörpers sowie Frakturen ohne kompletten Abriss des Extensionsapparates. Diese knöchernen Verletzungen können u. U. traumatisch bedingt sein. Die Patellakomponente ist hier noch am größten Fragment fixiert. In diesen Fällen ist eine Immobilisation über 6 Wochen in einem Extensionsgipsverband erforderlich; eine Belastung des Kniegelenkes ist erlaubt, soweit sie der Patient subjektiv toleriert.

- Gruppe 3: transversale Frakturen mit komplettem Abriss des Extensionsapparates. Diese Brüche sind meist die Folge eines Sturzes oder eines direkten Schlages auf die Kniescheibe. Die Knochenbasis ist in der Regel insuffizient und schlecht durchblutet. Scheitern konservative Maßnahmen, kann ein Operationsversuch unternommen werden, die Ergebnisse sind jedoch sehr oft enttäuschend (James und Scott 1993). Meist ist die Patellakomponente gelockert und muss entfernt werden. Die Knochenfragmente sind i. Allg. zu klein und geschwächt, als dass sie stabil fixiert werden könnten. In diesen Fällen erscheint die Patellectomie häufig die einzig sinnvolle Behandlungsmethode zu sein (Hozack et al. 1988).

11.17 Lockerung der Patellakomponente

In der neueren Literatur wird von einer Lockerungsquote des Patellaimplantates in 0,6–1,3% der Fälle berichtet (Brick und Scott 1989; Boyd et al. 1993). Als ätiologische Faktoren, die in Verbindung mit einer Auslockerung zementierter Patellaimplantate stehen, werden genannt (Brick und Scott 1989):

- Dünne zentrale Verankerungsstifte
- Fehlpositionierung des Patellaimplantates
- Direktes oder indirektes Trauma

Lockerungen unzementierter „Metal-backed“-Patellakomponenten kommen dadurch zustande, dass die Osteointegration hier zuverlässiger im Bereich ihrer Verankerungselemente zu erfolgen scheint als an ihrer Metallbasis selbst (Bayley und Scott 1988). Der Widerstand gegen aufkommende Scherkräfte konzentriert sich dabei auf den Bereich der Verbindung der Verankerungselemente mit der Komponente, wodurch hier Ermüdungsbrüche auftreten und sich das Implantat von der Patella oder aber seinen Verankerungselementen ablösen kann (James und Scott 1993).

Primäre patellare Lockerungen wurden bisher kaum beobachtet (Wülker und Böhm 1994), sie entwickelten sich vielmehr aufgrund von Osteolysen, Frakturen oder (Sub-)Luxationen der Kniescheibe (Ranawat et al. 1984a,b; Ranawat 1986; Leblanc 1989).

Die Prothesen-Knochen-Grenze der Kniescheibe ist sowohl Kompressions- als auch Scherkräften ausgesetzt. Die patellofemorale Kompressionskräfte steigen im Zuge der Flexion an und können beim Treppensteigen das 6,5-fache des Körpergewichtes erreichen (Huberti und Hayes 1984). Übermäßige Beugung, schlechte Positionierung des Implantates oder eine schlechte Größenauswahl können die postoperative Belastung erhöhen (Brick und Scott 1988). Zum Schutz der Befestigung sollten die auf das Prothesen-Knochen-Interface einwirkenden Kräfte

minimiert werden, die Knochenoberfläche, auf die die Kräfte einwirken, gleichzeitig möglichst groß sein (James und Scott 1993). Hier stellen die Komponentengröße und auch die Kongruenz des Patellofemoralgelenkes wichtige Faktoren dar. Ein Prothesensystem sollte aus diesem Grunde immer verschiedene Patellakomponenten anbieten, die sich bei gleicher Dicke und Gestalt jeweils in der Größe der zu bedeckenden Oberfläche unterscheiden sollten, um so unterschiedlich großen Kniescheibendurchmessern entsprechen zu können. In diesem Falle kann die Resektionstiefe der Patella dann durchaus standardisiert und eine nur zu ihrem Durchmesser passende Komponente gewählt werden, ohne eine postoperative Veränderung der Spannung des Kniestreckapparates befürchten zu müssen.

Werden weder Topographie der Patellagleitrinne noch Patellakomponente verändert, können die unterschiedlichen Komponentengrößen auch über Kreuz kombiniert werden. Dabei erlauben elliptische Implantate eher eine vollständige Bedeckung der Resektionsfläche der Kniescheibe als runde (James und Scott 1993).

Die Widerstandsfähigkeit gegen eine vorzeitige Lockerung durch Scherkräfte wird durch eine Kombination aus Eindringen des Zementes in die Knochenzwischenräume und die Verankerung durch spezielle Elemente des Implantates geschaffen. Gutes Eindringen des Zementes in den umgebenden Knochen erfordert eine gründliche Präparation, der gesamte Knorpel der Artikulationsfläche muss entfernt und die Knochenzwischenräume mit einer Druckspülung gereinigt werden. Während die meisten früheren Patellakomponenten nur ein einziges zentrales Befestigungselement aufwiesen, was dann zu einer erhöhten Frakturgefahr bzw. bei kleineren zentralen Befestigungselementen zu häufigen Auslockerungen der Komponenten Anlass gab (Roffman et al. 1980; Windsor et al. 1989), weist ein moderner Kniescheibenrückflächenersatz in der Regel 3–4 kleine, peripher gelegene Verankerungsstrukturen auf (James und Scott 1993).

Ein Schaden am Kniescheibenersatz sollte dann vermutet werden, wenn bei schwergewichtigen Patienten nach anfänglich gut funktionierender Kniealloarthroplastik plötzlich Schmerzen, Schwellungen und Krepitationen auftreten. In solchen Fällen sollten zunächst Röntgenaufnahmen angefertigt werden. Existieren Zweifel, können eine Gelenkpunktion (Weissman et al. 1991) und/oder aber eine Arthroskopie diagnostisch weiterhelfen (Wasilewski und Frankl 1989a,b; Jerosch et al. 1993).

Die Revision einer gescheiterten Patellaprothese ist technisch schwierig, die Komplikationsraten liegen hier in der Literatur zwischen 24% und 34% (Berry und Rand 1993; Lynch et al. 1993). Nach Meinung verschiedener Autoren erscheint bei Revisionseingriffen die Neuimplantation eines Patellarückflächenersatzes in der Regel wenig



■ **Abb. 11.36** Chronische Ruptur des Lig. patellae mit deutlichem Patellahochstand bei unzureichend fixiertem Ligament nach intraoperativ aufgetretener Ruptur

sinnvoll, es sei vielmehr dem Resektionszustand der Kniescheibe der Vorzug zu geben (Ranawat 1986; Ranawat et al. 1984a,b; Wülker und Böhm 1994). Bei zu dünner und nicht ausreichend guter Knochensubstanz bleibt ebenfalls nur noch die Patellektomie übrig.

Sollte der patellare Gleitweg der metallischen Femurkomponente des Kniegelenkes bereits arrodiiert sein, so bleibt, sowohl im Falle einer retropatellaren Neuimplantation als auch einer Patellektomie, nur ein gleichzeitiger Wechsel der Femurkomponente, u. U. sogar der gesamten Prothese, übrig. Der Operateur sollte sich hier also auf alle Eventualitäten einstellen.

11.18 Ruptur der Patellarsehne

Inzidenz Die Inzidenz einer Ruptur des Lig. patellae nach endoprothetischem Kniegelenkersatz wird in der Literatur mit 0,17–0,55 % angegeben (Rand et al. 1989; Cadambi und Engh 1992).

Ursachen Ätiologische Faktoren sind hier (Rand et al. 1989):

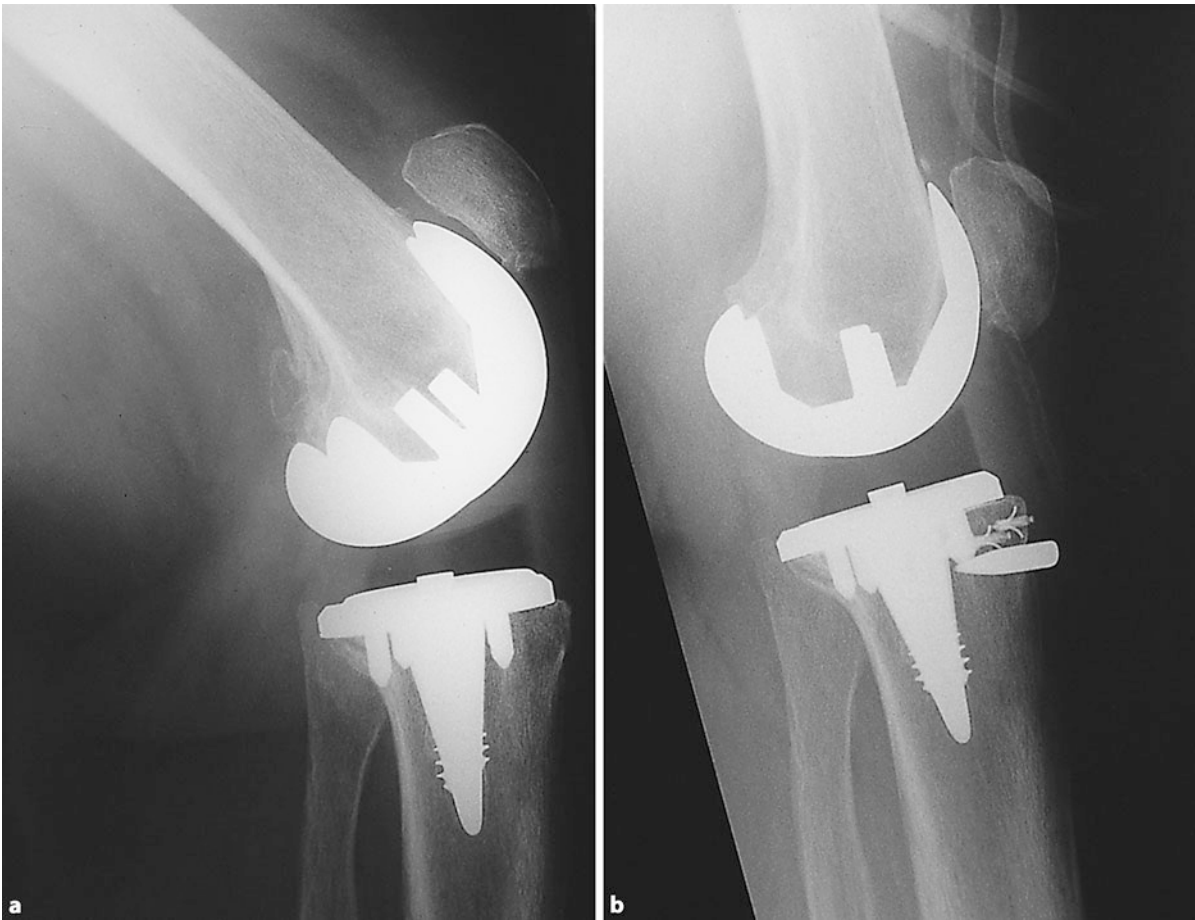
- Exzessive Ablösung der Patellarsehne bei der Primäroperation (■ Abb. 11.36)
- Ungenügende Fixation oder ungenügende Einheilung einer temporär abgelösten Tuberositas tibiae

- Kniegelenkmanipulationen unter Narkose
- Direktes oder indirektes Trauma

Therapie Die Ruptur der Patellarsehne ist eine ungewöhnliche, jedoch sehr ernste Komplikation. Die Sehne kann hierbei unmittelbar am Knochen oder aber in ihrem mittleren Bereich abreißen. Proximale Rupturen sind meistens mit Abrissfrakturen des inferioren Kniescheibenpols verbunden. Ist das Fragment klein und liegt keine wesentliche Störung der Extensionsfunktion vor, so können die Patienten mit einer Schienung des gestreckten Beines über 4–6 Wochen und nachfolgendem, stufenweise gesteigertem Flexionsübungsprogramm konservativ behandelt werden. Größere Fragmente mit Unterbrechung des Extensionsapparates sollten operativ reduziert bzw. refixiert werden.

Rupturen im mittleren Bereich der Patellarsehne sind selten, ihre Behandlung ist schwierig, die Ergebnisse i. Allg. schlecht. Eine direkte Naht erscheint kaum erfolgreich, eine Wiedervereinigung mit Verstärkung durch synthetische Materialien bisweilen nicht zuverlässig (Rand et al. 1989). Komplette allogene Transplantate des Extensionsapparates (Quadrizeps-Patella-Sehne-Tuberkulum) wurden mit zufriedenstellenden Frühergebnissen verwendet (Emerson et al. 1994).

Ein Risiko besteht v. a. bei Kniegelenken mit bereits präoperativ eingeschränkter Beweglichkeit. Akzeptable Ergebnisse sind mit einer Sehnenplastik des M. semiten-



■ **Abb. 11.37a,b** Rekonstruktion einer Patellasehnenruptur mit Hochstand der Kniescheibe (a) durch Semitendinosussehnenplastik und Fixation mit Knochenankern und Metallkrampe (b)

dinosus und verlängerter Immobilisierung in einem Gipsverband zu erzielen (Rand 1994). Wir selbst haben in einzelnen Fällen positive Erfahrungen mit einer Semitendinosus-Augmentation gemacht (■ Abb. 11.37). Eine temporäre Drahtcerclage für 6 Wochen erlaubt in diesen Fällen eine frühfunktionelle Nachbehandlung.

Wegen der schlechten klinischen Resultate sollten Rupturen des Extensionsapparates unbedingt vermieden werden (James und Scott 1993), Patienten mit diesbezüglich höherem Risiko müssen bereits vor Durchführung des Eingriffes erkannt werden. Sie weisen präoperativ in der Regel eine signifikante Varusdeformität und einen reduzierten Flexionsumfang auf. In diesen Fällen sollte ein möglichst schonender Zugang gewählt werden. Die initiale Hautinzision sollte großzügig gewählt werden, um eine hoch proximale Arthrotomie zu ermöglichen. Im Falle einer extremen Varusdeformität kann zur Erleichterung der operativen Gelenkexposition ein modifiziertes Coonse-Adams-Release versucht werden.

Besteht intraoperativ die Gefahr einer iatrogenen Ablösung des Lig. patellae an der Tuberositas tibiae, so kann

prophylaktisch mit einem ventral durch das Ligament in die Tuberositas eingebrachten Steinmann-Nagel die Belastung auf seinen Ansatz reduziert werden.

Sollte es dennoch zu einer Ablösung kommen, so empfehlen Crossett et al. (1998), sowohl bei einer primären Schädigung als auch in der Revisionssituation die Verwendung eines Achillessehnen-Allografts. Die Autoren verwenden hier einen gefriergetrockneten Achillessehnen-Kalkaneus-Allograft und bringen den kastenförmig zugeschnittenen Anteil des Fersenbeinanteiles in eine etwas unterdimensionierte Aussparung an der Tuberositas tibiae ein. Der Knochenblock wird zusätzlich mit 2 Schrauben gesichert. Die Achillessehne des Allografts wird fächerförmig auf den proximal noch vorhandenen Streckmechanismus mit nichtresorbierenden Fäden aufgenäht, wobei auf die richtige Spannung sowie die korrekte Lage der Patella in Relation zum Femurschild geachtet werden muss. Postoperativ werden die Patienten mit einem „brace“ versorgt, welcher im 1. postoperativen Monat in voller Extension blockiert gehalten wird. Im 2. postoperativen Monat wird die Beugung bis 40°, im 3. Monat bis 90° freigegeben.

■ **Tab. 11.15** Ergebnisse nach Rekonstruktion des Extensormechanismus

Autoren (Jahr)	Anzahl der Knie	Mittleres Patientenalter in Jahren (Range)	Mittlerer Follow-up in Monaten (Range)	Ergebnisse/Kommentare
Emerson et al. (1994)	9	69 (36-81)	49 (28-84)	3 Transplantatversagen/Komplikationen 3 Knie mit Streckverzögerung > 30° Haltbarkeit des Wiederaufbaus
Nazarian und Booth (1999)	36	71	43 (24-120)	8 Transplantatversagen/Komplikationen Durchschnittliche Streckverzögerung von 13° bei 15-36 Patienten
Barrack et al. (2003)	14	61	42 (26-40)	1 Transplantatversagen/Komplikation 2 Knie mit Streckverzögerung > 30° Mischung aus 8 Achilles-Fersenbein- und 6 Quadrizeps-Patella-Tuberkel-Allografts
Prada et al. (2003)	3	65 (59-70)	57 (48-72)	Keine Komplikationen Durchschnittliche Bewegung 3-110°
Burnett et al. (2004)	20	68 (51-82)	37 (12-115)	Keine Komplikationen 7 Knie mit Streckverzögerung > 30° Alle erfolgreichen Transplantate, die eng in voller Ausdehnung gespannt wurden

11.18.1 Extensormechanismus-Probleme

Im amerikanischen Sprachraum wird ein Extensormechanismus-Allograft (EMA) bei der Behandlung von Patienten mit chronischen Rupturen der Quadrizeps- oder Patellasehne oder einer Pseudarthrose im Bereich der Patella favorisiert. Ein derartiges Vorgehen ist im deutschen Sprachraum eher die absolute Ausnahme. Die Ergebnisse nach EMA-Rekonstruktionen sind in ■ Tab. 11.15 dargestellt.

11.19 Weichteilimpingement

Nach einer Knie totalalloarthroplastik können verschiedene Weichgewebebeirritationen auftreten. Auf die spezifischen Probleme, die aufgrund intraartikulärer fibröser Septen oder Noduli resultieren, ist in der Literatur bisher nur wenig eingegangen worden (Mochizuki und Schurman 1979; Hozack et al. 1989; Jerosch et al. 1995a,b), die Inzidenz derartiger Probleme wird mit etwa 2 % angegeben (Thorpe et al. 1990). Insall et al. beschrieben bereits 1982 einen Patienten mit einem fibrösen Knoten im suprapatellaren Bereich, dessen Symptome nach Resektion dieses Gewebes völlig beseitigt waren. Über die klinische Problematik zweier weiterer Patienten wurde in der gleichen Mitteilung kurz berichtet, diese wurden jedoch nicht operativ behandelt. 1985 publizierten Insall et al. dann 4 weitere Fälle, bei denen aufgrund eines klinisch symptomatischen anterioren „clickings“ und „catchings“ eine peripatellare Synovektomie durchgeführt wurde. Simison et al. (1986)

stellten 2 Patienten vor mit einem „Hitch-Phänomen“ im Zuge der Kniestreckung.

„Patella-clunk-Syndrom“ Das „Patella-clunk-Syndrom“ tritt v. a. nach Implantation posterior stabilisierter Knieendoprothesen auf (Hozack et al. 1989). Ein prominenter fibröser Knoten, der sich an der Verbindung des proximalen Patellapols mit der Quadrizepssehne entwickelt, gerät im Zuge der Knieflexion in die interkondyläre Kerbe des Femur und kann dort bei erneuter Extension des Kniegelenkes hängen bleiben. Das Syndrom kann durch die operative Resektion des Gewebeknotens erfolgreich behandelt werden.

Hypertrophie des Hoffa-Fettpolsters Eine weitere hartnäckige Schmerzursache nach Durchführung einer Knie totalalloarthroplastik kann eine Hypertrophie des Hoffa-Fettpolsters mit Entwicklung einer Patella infera darstellen (Bryan 1988). In diesem Falle wird die Exzision des hypertrophierten Fettgewebes mit Befreiung der Patellarsehne von Narbengewebe empfohlen (Pettine und Bryan 1986).

Syndrom der „angebundenen“ Patella Intraartikuläre fibröse Bandstrukturen können zum Syndrom der „angebundenen“ Patella („tethered patella syndrome“) Anlass geben (Thorpe et al. 1990); alle subjektiven Patientensymptome verschwinden nach Entfernung dieser fibrösen Gewebestrukturen wieder.

Freigesetzte Synovialstrukturen und Fettgewebe Freigesetzte, proliferierte synoviale Strukturen und Fettgewebe

können eine reibungsarme Funktion des Patellofemoralgelenkes behindern (Aglietti et al. 1988; Hozack et al. 1988). Aus diesem Grunde sollten die supratrochleären und peripatellaren Regionen bei der Primäroperation vor dem Kapselverschluss kontrolliert und überschüssiges Gewebe reduziert werden.

Proliferation von Granulationsgewebe Ein spätes Auftreten einer ungünstigen Patellaführung kann durch Proliferation von Granulationsgewebe oder Entwicklung starker fibröser Verwachsungen im Kniegelenk hervorgerufen werden (James und Scott 1993). Ein fibröser Pannus entsteht bevorzugt im peripatellaren, interkondylären und supratrochleären Bereich; er kann seinen Ursprung nehmen vom blutenden spongiosen Knochen, der nach dem Gelenkersatz um die Komponentenränder herum immer freiliegt oder aber sich durch ein lokales chronisches Trauma entwickeln. Das Gewebe wuchert schließlich über die einliegenden Implantate hinweg, wodurch die Führung der Patella beeinflusst werden kann. Dieser Zustand wird ebenfalls sehr häufig bei posterior stabilisierten Kniegelenken und solchen mit einer scharfen Übergangzone zwischen Patellagleitrinne und interkondylärer Einkerbung beobachtet. Ursächlich hierfür wird ein chronisches Trauma des Lig. patellae vermutet. Die Symptome entwickeln sich allmählich, sie beginnen mit einem klickenden oder einem dumpfen Geräusch und können bis zu einer Beeinträchtigung der Flexion und sogar einer Patellasubluxation fortschreiten. Ähnliche klinische Bilder treten nach Entwicklung dicker fibröser Septen und Adhäsionen innerhalb des Kniegelenkes auf. Diese nehmen ihren Ausgang wahrscheinlich als zunächst leichte Verklebungen in der frühen postoperativen Phase, die sich dann schließlich zu Hypertrophien entwickeln. Adhäsionen werden arthroskopisch i. Allg. gut erkannt, nach Berichten in der Literatur sprechen die Patienten hier gut auf ein arthroskopisches Débridement an (Thorpe et al. 1990; Jerosch et al. 1993).

Eine systematische arthroskopische Klassifikation fibröser Septen nach Kniealloarthroplastik wurde von Jerosch et al. (1994a,b) angegeben, bei welcher die sekundär gebildeten intraartikulären Gewebeanteile in 5 unterschiedliche Typen eingeteilt werden:

- Typ 1: Hierbei handelt es sich um eine querverlaufende Plica oberhalb des Patellaschildes der femoralen Komponente (■ Abb. 11.38a). Die klinische Symptomatik dieser Patienten ist typischerweise durch ein schmerzhaftes Schnappen der Kniescheibe bei aktiver Streckung gekennzeichnet. Intraoperativ zeigt sich, dass die Patellarrückfläche hierbei über das fibröse Band springt. Weiterhin findet sich bei diesen Patienten in Kniestreckstellung eine passiv schmerzhaft-Querfraktion der Kniescheibe (modifiziertes Zohlen-Zeichen).

- Typ 2: Bei diesen Patienten ist das fibröse Band im Sinne einer Plica lateralis zwischen supero-lateraler Begrenzung der Kniescheibe und infrapatellarem Fettkörper ausgespannt (■ Abb. 11.38b). Klinisch besteht meist ein Druckschmerz im Bereich des lateralen Patellarandes, darüber hinaus tritt im Rahmen der funktionellen dynamischen Untersuchung ein Schnappgeräusch im Zuge der Beugung des Kniegelenkes auf. Arthroskopisch zeigt sich, dass dieses durch ein laterales Abgleiten des Bandes während der Flexion sowie das Anschlagen der Patellarrückfläche auf den Femurschild verursacht wird.
- Typ 3: Hierbei handelt es sich um fibröses, teilweise narbig-knotig verändertes Gewebe, welches sich am distalen Pol der Patella gebildet hat (■ Abb. 11.38c). In Kniestreckung verbleibt dieser fibröse Nodus im Bereich der Interkondylarregion des Femur, so dass die Kniescheibe im Zuge der Streckung durch diese Verwachsungen nach distal fixiert gehalten wird.
- Typ 4: Beim Typ 4 kommt es am oberen Patellapol zur Bildung eines fibrösen narbigen Knotens (■ Abb. 11.38d), der sich in Beugung im Bereich der Interkondylarregion unter den Patellaschild schiebt, bei Streckung zunächst einklemmt, um sich dann plötzlich mit einem schnappenden Geräusch vom Patellaschild wieder zu lösen und nach kranial zu rutschen.
- Typ 5: Hier liegt eine meniskoide Plica im Femoro-tibialgelenk vor (■ Abb. 11.38e), die in Form eines Meniskusregenerates von der Kapsel aus zwischen femorale und tibiale Endoprothesenkomponenten einwächst. Sie können teilweise nur als basisständige fibröse Septen auftreten, andererseits aber auch als meniskoide Scheiben das Kompartiment nahezu subtotal ausfüllen und auch degenerative Veränderungen aufweisen. Diese Plicae zeigen klinisch auch Symptome ähnlich einer degenerativen Meniskus-schädigung mit Druckschmerz über dem entsprechenden Gelenkspalt sowie einen Rotationsschmerz unter Belastung.

Diagnose Bei fehlenden Objektivierungsmöglichkeiten durch bildgebende diagnostischen Verfahren wie Röntgenaufnahmen, Sonographie, Szintigraphie, Computer- oder Kernspintomographie bleiben bei den oben beschriebenen Weichteilproblemen alleine anamnestische Angaben sowie klinische Symptomatik richtungsweisend. Bei bestehenden Zweifeln kann mit Hilfe einer Arthroskopie die Verdachtsdiagnose erhärtet und in vielen Fällen gleichzeitig dann auch eine arthroskopisch kontrollierte Sanierung versucht werden. Ganz besonders aufgrund der oftmals schlechten Weichteil- und Durchblutungssituation erscheint ein arthroskopischer Eingriff von

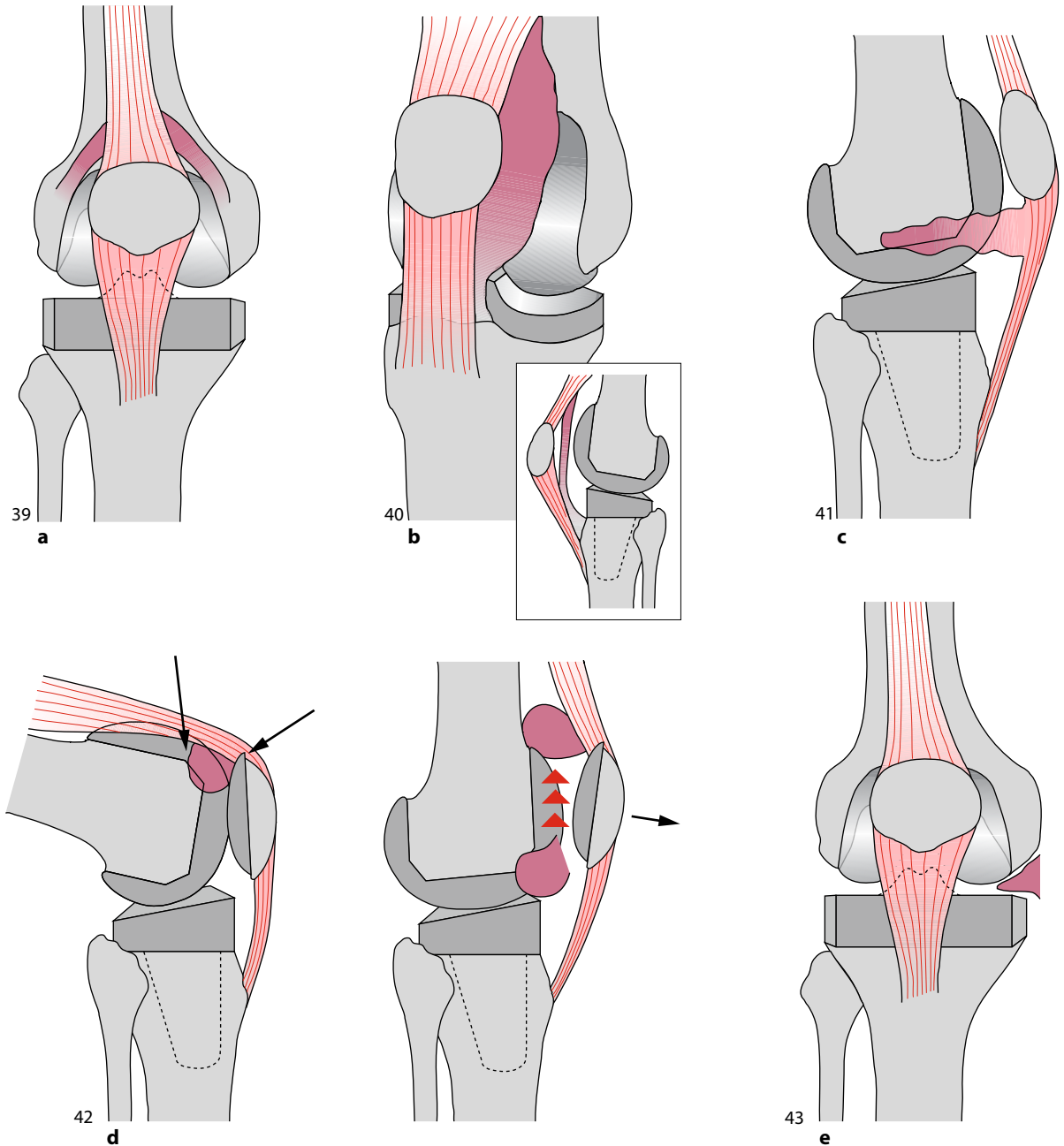


Abb. 11.38a–e Klassifikation der fibrösen Septen nach Kniealloarthroplastik. a Typ I, b Typ II, c Typ III, d Typ IV, e Typ V

erheblichem Vorteil, hier v. a. um das Risiko sekundärer Komplikationen zu reduzieren.

11.20 Patellektomie

Abschließend verbleibt noch der schmerzhafte Zustand und die ungenügende Streckkraft nach einer Entfernung der Kniescheibe zu nennen. Sowohl bei der Primäroperation als auch bei der Revision sollte nach einer Patel-

lektomie bzw. bei Zustand nach länger zurückliegender Patellektomie eine sog. „Posterior-stabilized“-Kniekomponente oder gar ein Scharniergelenk eingesetzt werden; anderenfalls ist keine ausreichende Stabilität in der a. p.-Ebene zu erwarten.

Buechel (1991) hat bei 6 von 7 Patienten gute Ergebnisse mit einem knöchernen Patellaersatz gesehen. Hierbei wird ein Knochenblock, am besten vom Beckenkamm, zugerichtet und in eine subsynoviale Sehnentasche eingenaht. Die Patienten erreichten damit wieder eine aus-

reichende Streckkraft in ihrem endoprothetisch ersetzten Kniegelenk.

11.21 Management von neurovaskulären Komplikationen nach Knieprothetik

Neurovaskuläre Erkrankungen nach alloplastischem Ersatz des Kniegelenkes können ernsthafte Probleme für Patient und Operateur darstellen. Hierzu gehören:

- Arterielle Gefäßkomplikation
- Tiefe Beinvenenthrombose und eine Lungenembolie
- Fettembolie
- Schädigung des N. peroneus

Neben dem Infekt sind neurovaskuläre Komplikationen die meist gefürchtetsten Komplikationen nach Knieendoprothetik. Die Vermeidung derartiger Komplikationen stellt das wichtigste Vorgehen dar. Hierfür ist die exakte Kenntnis neurovaskulärer Strukturen im Bereich des Kniegelenkes absolute Voraussetzung. Die unmittelbare Erkennung von Gefäßverletzungen und insbesondere arteriellen Verletzungen kann weitere unangenehme Folgen für den Patienten deutlich reduzieren. Patienten mit erhöhtem Risiko sollten entsprechend präoperativ aufgeklärt werden.

Arterielle Verletzung Die Prävalenz vaskulärer Verletzungen im Rahmen der Knieendoprothetik wird in der Literatur unterschiedlich angegeben. Die Mayor-Klinik publizierte eine Inzidenz von 0,03 % (3 auf 9022 Knieendoprothesen). Calligaro et al. (1994) geben die Inzidenz mit 0,17 (24 auf 23.199 Knieprothesen) an. Die Prävalenz ist deutlich größer, nach Revisionsoperationen (36 %; 6 auf 1665 Operationen) als nach Primärknieendoprothetik (0,15 %; 18 auf 11.953).

Verletzungstypen Arterielle Verletzungen können imponieren durch akute Blutungen aufgrund einer direkten Gefäßverletzung. Es können jedoch genauso arterielle Läsionen durch Thrombosen oder Embolisierungen, Pseudoaneurysmen oder echte Aneurysmen entstehen.

Die Poplitealarterien sind aufgrund ihrer anatomischen Situation besonders gefährdet. Die häufigste Gefährdung ist die Thrombose, gefolgt von der direkten Gefäßverletzung. Falsche Aneurysmen treten auf in der Poplitealarterie, jedoch ebenso in anderen großen Arterien im Bereich des Kniegelenkes.

Risikofaktoren Ein Hauptrisikofaktor für vaskuläre Verletzungen ist die vorbestehende periphere Gefäßerkrankung. Dementsprechend ist es wichtig, präoperativ auch die Fußpulse zu dokumentieren, gleichfalls evtl. vorliegende dystrophe Hautveränderungen oder auffällige asymmetrische

Haarverluste an einer Extremität. In der Vorgeschichte sind vaskuläre Vorerkrankungen, Carotiden, Herzerkrankungen, abdominelle Aortenaneurysmen, aber auch die intermittierende Claudicatio-Symptomatik, Diabetes mellitus, bekannte Poplitealaneurysmen, Rauchen und konsumierende maligne Erkrankungen als Risikofaktor zu sehen.

Die Differenzierung eines Ischämie-Schmerzes von einem Arthroseschmerz kann beispielsweise durch eine lokale Injektion und nachfolgender Mobilisation des Patienten überprüft werden. Patienten mit vorbestehender Bypass-Situation im Bereich der unteren Extremitäten stellen ein besonderes Risiko dar. Präoperativ sollte hier unbedingt eine sorgfältige gefäßchirurgische Abklärung erfolgen.

Unfallmechanismen Die Poplitealgefäße werden häufig durch eine direkte Sägeverletzung bei fehlendem Hohmannhebelschutz getroffen. Intimaverletzungen können jedoch auch durch die Anlage einer Blutsperre verursacht werden. Rezidivierende Luxationen sind ebenso seltene Ursachen für popliteale Gefäßverletzungen.

Diagnostik Eine weitere Diagnosestellung und die unmittelbare Einleitung therapeutischer Konsequenzen sind essenziell von weitergehenden Schäden zu minimieren. Akute arterielle Blutungen sind ohne Anlage eines Tourniquets in der Regel bei der Kniestreckung zu verifizieren, beim Tourniquet ist spätestens beim Öffnen eine arterielle Blutung identifizierbar. Die laterale inferiore Kniearterie ist Hauptursache für klinisch relevante Blutungen, z. B. für einen Hämarthros. Sie ist in der Regel einfach erkennbar und einfach zu behandeln, in dem man die Arterie koaguliert.

Synoviale Verletzungen sind deutlich durch die erheblich Blutung zu erkennen. Die Diagnose ist schwierig, wenn die Blutsperre erst nach Wundverschluss geöffnet wird und bereits ein Kompressionsverband appliziert wurde. Die klassischen Zeichen der Ischämie mit einem kühlen blassen Fuß ohne Fußpulse sind wegweisend für eine vaskuläre Verletzung. Ein falsches Aneurysma präsentiert sich mit Schmerzen wie lokalem Druckschmerz, einem palpatorisch zugänglichem Tumor und dementsprechenden Geräuschen. Arteriovenöse Fisteln zeigen Schmerzen, Schwellung und folglich auch ein entsprechendes palpables Schwirren und können ebenso im Sinne eines Hämarthros imponieren.

Abgesehen hiervon ist das postoperative Kompartmentsyndrom, welches nach Knieendoprothetik und gleichzeitiger Antikoagulanzen-therapie oder Kniegelenk-luxationen beschrieben wurde. Der Unterschenkel ist geschwollen und zeigt die typischen Zeichen eines Kompartmentsyndroms, daher ist die intramuskuläre Druckmessung ganz entscheidend zur Diagnosestellung. Diese sollte dann auch ganz zeitnah durchgeführt werden. Die

■ **Tab. 11.16** Arterielle Verletzungen im Zusammenhang mit totaler Kniealloplastik

Autoren (Jahr)	Anzahl von Kniegelenken mit Risiken	Anzahl von arteriellen Verletzungen	Häufigkeit (%)	Komplikationen	Outcomes
Rand (1987)	9,022	3	0,03	3 Thrombosen	1 beibehaltene TKA 2 Amputationen
Rush et al. (1987)	NR	12	NR	4 Popliteallazerationen 1 arteriovenöse Fistel 7 Thrombosen	5 beibehaltene TKA 5 Amputationen 1 Toter 1 Unbekannter
Calligaro et al. (1994)	4,097	7	0,17	7 Thrombosen	7 beibehaltene TKA
Kumar et al. (1998)	NR	14	NR	3 Popliteallazerationen 10 Thrombosen	6 beibehaltene TKA 6 Amputationen
Da Silva und Sobel (2003)	NR	19	NR	12 Popliteallazerationen 7 Thrombosen 2 Kompartmentsyndrome	17 beibehaltene TKA 2 Amputationen
Calligaro et al. (2003)	23,199	24	0,17	9 Popliteallazerationen 5 falsche Aneurysmen 18 Thrombosen	24 beibehaltene TKA

TKA = „total knee arthroplasty“, NR = „not reported“

anhaltende Wirkung der postoperativen epiduralen oder Katheteranalgesie kann die Diagnose erheblich erschweren. Unglücklicherweise ist eine Zeitverzögerung der korrekten Diagnose nicht selten gegeben; die Zeitspanne für die Diagnosestellung ist von intraoperativer Zeit bis hin zu 10 Tagen nach der Endoprothese beschrieben. Eine Verzögerung von mehr als 6 Stunden hingegen führt zwangsläufig zu anhaltenden permanenten neurovaskulären Ausfallerscheinungen.

Calligaro et al. zeigten bei 32 Patienten, bei denen eine arterielle Verletzung diagnostiziert wurde, dass nur bei 18 Patienten die Diagnose unmittelbar am Operationstag gestellt wurde, bei 14 Patienten zwischen dem 1. und 5. Tag mit entsprechender Zeitverzögerung. Patienten, die nicht unmittelbar zum Zeitpunkt der Operation am Tag der Operation bei einem arteriellen Verschluss behandelt wurden, hatten ein deutliches Risiko für ein posttraumatisches Kompartmentsyndrom mit der Notwendigkeit der Fasziotomie und dem Risiko von Muskelnekrosen oder permanenten neurovaskulären Einschränkungen.

Therapie Die Therapie einer Gefäßverletzung ergibt sich durch den vorliegenden Schaden und den Zeitpunkt der Diagnose sowie dem Zeitraum zwischen Gefäßverletzung

und Diagnosestellung. Eine Gefäßthrombose kann durchaus erfolgreich durch perkutane Thrombusaspiration oder lokale Thrombolyse mit Urokinase behandelt werden. Eine Thrombektomie ist dabei laut Calligaro et al. in 5 von 18 Fällen erfolgreich. Eine Revaskularisation mit arteriellem Bypass war bei 13 Patienten notwendig. Eine Arthrographie wird empfohlen nach Durchführung eines Bypasses oder einer Thrombektomie, um Arterienverletzungen auszuschließen. Komplette scharfe Arterienverletzungen können durch 1:1 Anastomose behandelt werden. Wenn die direkte Naht nur unter Spannung möglich ist, empfiehlt sich ein Graft.

Die Ergebnisse nach Arterienverletzung im Zusammenhang mit Knieendoprothesen sind in ■ Tab. 11.16 dargestellt. Ein entsprechender Algorithmus für das Management von Gefäßverletzungen nach Knieendoprothetik findet sich in ■ Abb. 11.39.

11.22 Thromboembolische Komplikationen

Thromboembolische Komplikationen stellen nach wie vor oft ein lebensbedrohendes Risiko für Patienten nach al-

Management von Gefäßverletzungen nach TKR

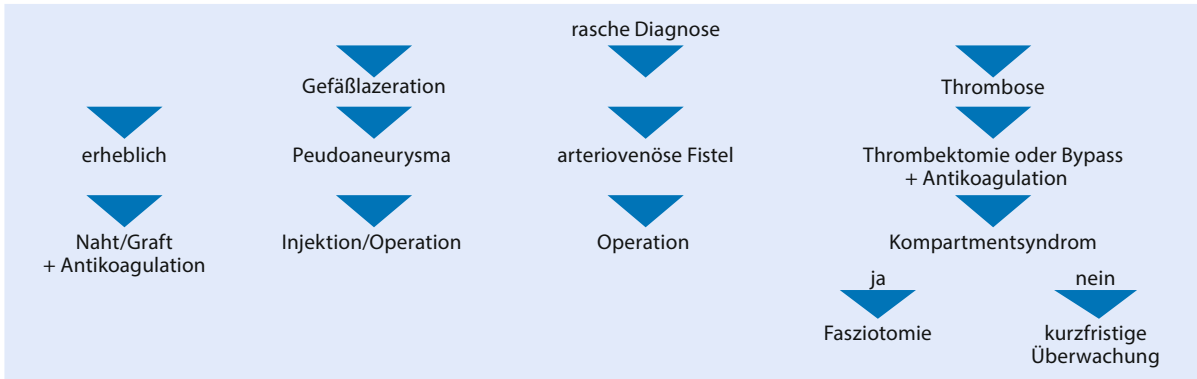


Abb. 11.39 Management von Gefäßverletzungen nach Knieendoprothetik

Tab. 11.17 Thrombosekomplikation: Risikofaktoren und Thrombosehäufigkeit

Thromboembolische Komplikationen	Niedriges Thromboembolierisiko	Mittleres Thromboembolierisiko	Hohes Thromboembolierisiko
Distale Thrombose (Wadenbereich)	2 %	10–40 %	40–80 %
Proximale Thrombose (iliofemoral)	0,4 %	2–8 %	10–20 %
Klinische Lungenembolie	0,2 %	1–8 %	5–10 %
Tödliche Lungenembolie	0,002 %	0,1–0,4 %	1–5 %
Niedriges Risiko	Unkomplizierte Operationen, kein zusätzliches Risiko		
Mittleres Risiko	Operationsalter über 40 Jahre, Operationsdauer mehr als 1 Stunde, mindestens ein zusätzliches Risiko		
Hohes Risiko	Orthopädische Operationen, frühere Thrombose oder LE, ausgedehnte Malignomoperation, mehr als ein zusätzliches Risiko		
Risikofaktoren	Adipositas, höheres Alter, Karzinom, Immobilisation, hormonelle Kontrazeption, Varikosis, Nikotinabusus, Herz-Kreislauf-Erkrankung		

loplastischen Ersatz des Kniegelenkes dar. Ätiologie und Pathogenese sind hier noch nicht mit absoluter Sicherheit geklärt, so dass die idealen Prophylaxemaßnahmen und Behandlungsmethoden kontrovers diskutiert bleiben (Lotke und Ecker 1993). Zu den thromboembolischen Komplikationen gehören sowohl die tiefe Beinvenenthrombose als auch die Lungenembolie.

11.22.1 Tiefe Beinvenenthrombose

Die tiefe Beinvenenthrombose ist definiert als jeder Thrombus, der im tiefen Venensystem der unteren Extremitäten entsteht; hier können Gerinnungspfröpfe unterschiedlicher Größe im distalen und auch im proximalen Venensystem vorliegen. Unter der Berücksichtigung der Tatsache, dass die Risiken einer Thrombose sich in Abhängigkeit von der Lokalisation erheblich unterscheiden, werden die tiefen

Venenthrombosen in solche des Ober- und Unterschenkels differenziert. Zusätzlich muss berücksichtigt werden, dass kleine Thromben im Bereich der Segelklappen im proximalen System nicht so bedrohlich für den Patienten sind wie ein ausgedehnter Thrombus in der gleichen Region. Einige Autoren begannen daher, die Größe der Gerinnsel auch an verschiedenen Orten zu quantifizieren (Sharrock et al. 1995). Vor allem große Thromben des Oberschenkels oder noch weiter proximal gelegene beeinhalteten große Risiken für die Entstehung einer Lungenembolie.

Risikofaktoren

Die Übersicht (s. unten) zeigt die bekannten und klinisch belegbaren Risikofaktoren einer Thrombogenese, die, zusammen mit der Art, Schwere und Zeitdauer der Operation, Patientengruppen mit unterschiedlich hoher Thrombosegefährdung erkennen lassen. Werden die globalen Thromboseinzidenzen (Tab. 11.17) und ihre

Schweregrade (distale und proximale Lokalisation) sowie ihre Komplikationen (klinisch erkennbare und tödliche Lungenembolie) den Patientengruppen mit einem niedrigen, mittleren oder hohen Thromboserisiko zugeordnet, so ergibt sich das in der folgenden Übersicht dargestellte unterschiedliche Gefährdungspotenzial operierter Patienten:

- Operation, Trauma (Art, Schwere)
- Schwangerschaft, post partum, Einnahme von Kontrazeptiva
- Herzerkrankung (Infarkt, Herzfehler)
- Neurologische Erkrankungen
- Karzinom
- Lebensalter
- Fettsucht, Nikotinabusus
- Bestehende Varikosis
- Früher durchgemachte Thromboembolie
- Verlängerte Immobilisationsdauer
- Besondere Blutgruppe
- Ethnische Unterschiede
- Biochemische Besonderheiten
- Polyzythämie, Lupus erythematodes

Faktoren, die bezüglich des Risikos der Entstehung einer tiefen Beinvenenthrombose nur eine geringe Relevanz besitzen, sind (Kim und Kim 1991):

- Hohes Operationsalter
- Art der orthopädischen Erkrankung
- Ein- oder zweizeitige bilaterale Knie totalalloarthroplastik
- Anatomische Variationen der Venen
- Anzahl der Venenklappen
- Vorbestehende arterielle Hypertonie
- Dauer der Blutsperre
- Zementierter oder unzementierter Gelenkersatz
- Schwere und Dauer der Operation
- Höhe des intra- und postoperativen Blutverlustes
- Anzahl der verabreichten Bluttransfusionen

Ätiopathogenese Die Inzidenz tiefer Beinvenenthrombosen bei Verwendung extramedullärer Ausrichtungssysteme unterscheidet sich nicht von der Verwendung intramedullärer Systeme (Parmet et al. 1995). Diese Daten lassen vermuten, dass diese unerwünschten Komplikationen eher durch den thrombogenen Effekt der Blutsperre als durch die Knochenmarkmanipulation entstehen.

Diagnostik

Die B-Scan-Doppler-Ultraschalldiagnostik ist eine Alternative zur Venographie, der heutigen Standardmethode der Wahl zur sicheren Diagnose einer tiefen Beinvenenthrombose. Ältere Tests wie die Plethysmographie, die Fibrinogen-Szintigraphie sowie die alleinige klinische Untersuchung werden in diesem Zusammenhang immer

weniger empfohlen. Diese älteren Tests haben u. a. dazu beigetragen, dass die Definitionen einer tiefen Beinvenenthrombose ungenau und widersprüchlich blieben.

Venographie Die Venographie ist eine röntgenologische Kontrastmitteluntersuchung, mit der Thromben der unteren Extremitäten eindeutig und gut erkannt, lokalisiert und auch quantifiziert werden können. Nichtgefüllte Venen sowie Obstruktionen durch prothetische Implantate können die sonst hohe Genauigkeit der Venographie beeinträchtigen. Blutgerinnsel werden jedoch i. Allg. gut quantifiziert und lokalisiert. Nachteilig sind die Invasivität dieses Verfahrens, eine durch das Kontrastmittel verursachte mögliche Phlebitis sowie die Kontraindikation bei Patienten, die auf intravenöse Jodide allergisch reagieren oder eine schlechte Nierenfunktion haben.

B-Scan-Doppler-Kompressions-Ultraschalldiagnostik Dieses diagnostische Verfahren wird zur Ermittlung einer tiefen Beinvenenthrombose und von Blutgerinnseln immer häufiger angewendet. Der Hauptvorteil dieser Methode liegt in der Tatsache begründet, dass sie nicht invasiv ist und durchaus wiederholte Untersuchungen erlaubt. Ein weiterer Vorteil besteht in der Möglichkeit, Thromben sowohl sicher zu lokalisieren als auch zu quantifizieren. Nachteilig sind die unterschiedliche Empfindlichkeit mit Schwierigkeiten in der Detektion kleiner Blutgerinnsel im proximalen System sowie die immer doch deutliche Lernkurve der Handhabung.

Klinische Untersuchung Ältere Methoden zur Ermittlung einer tiefen Beinvenenthrombose sind die Fibrinogen-Szintigraphie, die Plethysmographie und die allgemeine klinische Untersuchung. Es hat sich deutlich gezeigt, dass die klinische Diagnose des tiefen thrombotischen Geschehens nicht selten ein Zufallsergebnis ist (Lotke et al. 1984; Stulberg et al. 1988). Die klassischen klinischen Befunde der Druckschmerzhaftigkeit oder des Hohmann-Zeichens sind beim postoperativen Patienten meist nicht verlässlich. Das plötzliche Auftreten einer Oberschenkelschwellung 5–7 Tage nach dem Eingriff kann durchaus einen proximalen Thrombus anzeigen und sollte dann mit entsprechenden Untersuchungen konsequent weiterverfolgt werden. Wadenschwellungen treten nach einer Kniegelenkalloplastik jedoch aufgrund der noch eingeschränkten „Muskelpumpe“ durchaus häufig auf und dürfen nicht als zuverlässiges Symptom für eine Thrombose gewertet werden.

Fibrinogen-Szintigraphie Die mit I31-Jodid markierte Fibrinogen-Szintigraphie hat sich ebenfalls als ungenau erwiesen. Hier wird dem Patienten radioaktiv markiertes Fibrinogen verabreicht; dann erfolgen in einer Serie über

3–5 Tage szintigraphische Nachuntersuchungen. Liegt ein Blutgerinnsel im Bereich der unteren Extremitäten vor, kann hier eine erhöhte Konzentration von Radionukliden beobachtet und somit eine tiefe Beinvenenthrombose erkannt werden. Dieser Test ist jedoch durch das operative Trauma im Bereich des Kniegelenkes nur eingeschränkt tauglich, weiterhin abhängig von einem zusätzlichen nuklearmedizinischen Untersucher.

Plethysmographie Die Plethysmographie wird v. a. zur Diagnose proximaler Thromben eingesetzt. Bei dieser Untersuchung wird am proximalen Oberschenkel ein venöser Stauschlauch angelegt, dann nach Lösen des Stauschlauches die Blutflussrate oder die Volumenabnahme im Unterschenkel gemessen. In Abhängigkeit vom Kurvenverlauf wird auf das Vorhandensein oder aber die Abwesenheit einer proximalen Thrombose geschlossen. Große Thromben werden mit diesem Test in der Regel erkannt, können jedoch nicht quantifiziert werden; kleine Thromben im Bereich des Oberschenkels werden dagegen kaum erfasst.

Inzidenz

Die Häufigkeit einer tiefen Beinvenenthrombose bei Patienten nach alloplastischem Totalersatz des Kniegelenkes ist relativ hoch. Auf der Grundlage von Daten aus Venographien wird die Inzidenz in der Literatur zwischen 50 % und 70 % angegeben (Lotke et al. 1984; Stulberg et al. 1988). Am häufigsten treten sie im Unterschenkelbereich auf, bei 2/3 konnte eine Länge von bis zu 3 cm ermittelt werden. Oberschenkelthromben wurden nur bei 5–7 % der Patienten nachgewiesen; die meisten dieser Gerinnungspröpfe waren relativ klein im Durchmesser, einige jedoch auch von großer Ausdehnung. Kontralaterale tiefe Beinvenenthrombosen wurden bei 3–5 % der Patienten beobachtet (Lotke und Ecker 1993).

Die klinische Bedeutung einer tiefen Beinvenenthrombose im distalen Venensystem wird immer noch kontrovers diskutiert. Einige Operateure meinen, dass das Auftreten eines Thrombus im Unterschenkel postoperativ nach alloplastischem Ersatz des Kniegelenkes ein durchaus normales pathophysiologisches Ereignis sei und kein erhöhtes Risiko für die Entwicklung einer Lungenembolie darstelle. Andere Autoren sehen jedes Blutgerinnsel in den unteren Extremitäten als erhöhtes Risiko für den Patienten an. Ein allgemeiner Konsens herrscht darüber, dass eine tiefe Beinvenenthrombose zu den normalen postoperativen Ereignissen zähle und dass mit der Größe eines Blutgerinnsels das Risiko für den Patienten steige. Die kritische Größe und auch die Lokalisation eines Blutgerinnsels bleiben kontrovers diskutiert.

11.22.2 Lungenembolie

Eine Lungenembolie kann als asymptomatische, symptomatische und tödlich verlaufende Form auftreten. Nach erfolgter Hüft- und Kniealloarthroplastik asymptomatisch verlaufende Lungenembolien sind in 2 prospektiv angelegten Studien mit einer Inzidenz von 10–19 % beschrieben worden (Harris und Froehlich 1985); ihre endgültige klinische Relevanz bleibt noch zu klären.

Diagnostik Die 3 wichtigsten Methoden zur sicheren Diagnose einer Lungenembolie sind die klinische Untersuchung, die Lungenperfusionsszintigraphie und die Pulmonalarteriographie.

Klinische Untersuchung Die klassischen klinischen Befunde der postoperativen Phase nach Kniealloarthroplastik – Lethargie des analgesiierten Patienten sowie verminderter Sauerstoffgehalt des Blutes – führen nicht selten zur voreiligen Diagnose einer stattgehabten Lungenembolie. Bei der körperlichen Untersuchung finden sich in der Regel jedoch keine pathologischen Lungenbefunde. Auskultatorisch zeigt sich oft ein gespaltener zweiter Herzton bei akzentuiertem Pulmonalton. Weitere Befunde können eine Stauung der Halsvenen, eine Lebervergrößerung, EKG-Veränderungen im Sinne einer Rechtsherzüberlastung (sog. SI-QIII-Typ) sein. Diese Befunde sind jedoch infolge ihrer Variabilität nicht unbedingt beweisend.

Lungenperfusionsszintigraphie Die Lungenperfusionsszintigraphie ist eines der wichtigsten diagnostischen Hilfsmittel zur sicheren Diagnose einer Lungenembolie.

Pulmonalarteriographie Die Pulmonalarteriographie ist mit einer Sicherheit von 90–100 % die zuverlässigste Methode zur Diagnose einer Lungenembolie. Nachteilig sind die Invasivität und auch die Kosten dieses Verfahrens.

Wird durch die Ergebnisse einer Untersuchung eine spezielle Therapie eingeleitet, so sollte die Sicherheit der Diagnose aufgrund der großen Therapierisiken und der behandlungsinduzierten Blutungsgefahr möglichst hoch sein.

Inzidenz Die Inzidenz einer Lungenembolie wird in der Literatur, teilweise aufgrund mangelnder Genauigkeit in der Diagnostik, uneinheitlich angegeben. Im allgemeinen liegt die Häufigkeit einer tödlich verlaufenden Komplikation bei 0,2–0,7 %, die der symptomatischen bei 1–1,9 %. Die asymptomatische Lungenembolie stellt eine neue Kategorie dar, ihre Inzidenz steigt mit dem Ausmaß einer vorbestehenden tiefen Beinvenenthrombose. Allerdings

treten asymptomatische Lungenembolien auch bei Patienten ohne vorausgegangene Thrombose auf, die Zusammenhänge sind hier noch nicht eindeutig geklärt.

11.22.3 Thromboseprophylaxe

Die Thromboembolieprophylaxe umfasst alle Maßnahmen und auch Präparate, die prä- und postoperativ verabreicht werden, um die Gefahr einer thromboembolischen Komplikationen weitgehend zu mindern. Am geeignetsten sind in diesem Zusammenhang solche Behandlungsschemata mit niedriger Morbidität, die dennoch jegliche Folgeerscheinungen einer Embolie verhindern können. Im allgemeinen handelt es sich hier um aggressivere antikoagulative Behandlungsmethoden, die folglich auch ein höheres Blutungsrisiko beinhalten.

Heutzutage ist allgemein anerkannt, dass nach alloplastischem Ersatz eines Kniegelenkes eine postoperative Thromboseprophylaxe generell durchgeführt werden sollte. Hier existieren jedoch unterschiedliche Behandlungsalternativen, wobei die wirksamste Strategie noch nicht absolut sicher festzustehen scheint.

Prophylaktische Maßnahmen zur Vermeidung venöser Thrombosen und damit auch ihrer akuten Komplikation einer Lungenembolie bei operierten und immobilisierten Patienten umfassen:

- Frühmobilisation
- Physikalische Therapie
- Medikamentöse Prophylaxe, deren Effektivität hinsichtlich ihres antithrombotischen Wirkungsumfanges durch eine Vielzahl klinisch-experimenteller Studien belegt wurde

Frühmobilisation Eine Thromboseprophylaxe durch Frühmobilisation gehört ebenso wie die übliche Palette der physikalischen Therapie zu den selbstverständlichen Basismaßnahmen, die den medikamentösen Thromboseschutz jedoch nicht ersetzen können. Umgekehrt kann natürlich auch letzterer nicht frühfunktionelle Verfahren erübrigen. Beide Behandlungsstrategien gehören unabdingbar zu einer effektiven Thromboseprophylaxe, da sowohl die immobilisationsbedingte Hämostase als auch die Hyperkoagulabilität als ursächliche Faktoren mit in die postoperative Thrombogenese eingehen.

Physikalische Therapie Zahlreiche Studien zum Thema Thrombosestrümpfe belegen, dass diese nur bei sehr sorgfältigem Passsitz (graduierter Anliegedruck) einen effektiven Beitrag zur Thromboseverhütung leisten können.

In diesen Zusammenhang ist auch hervorzuheben, dass schon Anfang der 1970er Jahre Untersuchungen amerikanischer Autoren zeigten, dass die üblichen physikalischen

und frühmobilisatorischen Maßnahmen zur Beeinflussung der Hämostase durch postoperative, rhythmische pneumatische Wadenkompression oder elektrische Stimulation der Wadenmuskulatur wesentlich gesteigert werden können. Da jedoch beide Methoden im Rahmen des klinischen Alltags nur wenig praktikabel sind, haben sie sich allgemein nicht durchsetzen können und werden heutzutage kaum mehr verwendet. Eine andere Methode zur physikalischen Thromboseprophylaxe stellen sog. „Paddels“ dar, die in letzter Zeit auf den Markt gekommen sind. Hierbei handelt es sich um eine motorisierte Bewegungsschiene zur passiven Mobilisation im oberen Sprunggelenk (Dorsalextension/Plantarflexion: 20°–0°–40°). Diese passiven Bewegungen im oberen Sprunggelenk bewirken eine Steigerung der Geschwindigkeit des venösen Rückstromes.

In den letzten Jahren sind vermehrt intermittierend komprimierende Stiefel zur Thromboembolieprophylaxe nach alloplastischem Ersatz des Kniegelenkes eingesetzt worden (Woolsen und Watt 1991), sie können intraoperativ oder kurz nach dem Eingriff appliziert werden. Die Stiefel werden, während der Patient im Bett liegt, intermittierend aufgeblasen, um den venösen Abfluss zu unterstützen, ihr Einsatz erfolgt kombiniert mit anderen thrombosereduzierenden Maßnahmen. Die Langzeiteffektivität dieser mechanischen Methode sowie ihre Effizienz auf die Prävention von Lungenembolien müssen jedoch noch abgeklärt werden.

Vena cava-Filter Lediglich bei Hochrisikopatienten werden zur Prävention einer Lungenembolie Vena cava-Filter angewendet, insbesondere in Fällen, wenn andere Antithrombosemittel kontraindiziert sind (Vaughn et al. 1989). Solche Situationen entstehen nach alloplastischem Ersatz des Kniegelenkes bei Patienten, bei denen in der Anamnese gastrointestinale Blutungen aufgetreten sind. Die Filter werden über die V. femoralis in die V. cava inferior eingeführt. Komplikationen können chronische Ödeme der unteren Extremitäten und Behinderungen des normalen venösen Abflusses sein, die manchmal dann auch größere Kreislaufprobleme verursachen können. Trotz der gelegentlich berichteten Risiken der V. cava-Filter gibt es Autoren, die ihre Anwendung nach Knie totalendoprothetik befürworten.

Eine deutliche Abnahme der Thrombosegefährdung eines Patienten ist auch dann gegeben, wenn vor zeitlich zu planenden Wahleingriffen evtl. existierende Risikofaktoren (z. B. Adipositas, Nikotinabusus, Östrogenmedikation etc.) weitestgehend abgebaut werden.

Medikamentöse Thromboseprophylaxe ► Kap. 12.2.

Thromboseprophylaxe aus juristischer Sicht Die Zahl gerichtsanhängiger Verfahren wegen tiefer Beinvenenthrom-

bosen nach operativen Eingriffen hat in den letzten Jahren in allen Bundesländern sprunghaft zugenommen, wobei es sich hier in über der Hälfte der Fälle um Patienten aus dem ambulanten Bereich handelte. Aus den Unterlagen der Gerichte und den Sachverständigengutachten ist häufig zu entnehmen, dass vielfach zu wenig bzw. überhaupt nicht an die Möglichkeit der Entstehung einer venösen Thrombose gedacht wurde. Oft wurde selbst bei klinisch eindeutigen Hinweisen auf eine derartige Komplikation keine entsprechende apparative Diagnostik oder weitergehende Therapie eingeleitet.

Natürlich beinhaltet die juristische Diktion keine detaillierten Angaben zur Thromboseprophylaxe selbst. Die Rechtsvorschriften legen nur allgemein Voraussetzungen fest, unter denen ein Arzt wegen eines Behandlungsfehlers haftet. Eine Haftung – so die juristischen Vorgaben – tritt erst dann ein, wenn bei der Behandlung die erforderliche ärztliche Sorgfalt verletzt wurde. Diese vom Gesetz verlangte ärztliche Sorgfaltspflicht wird durch den derzeitigen Standard der Behandlung definiert, welcher jeweils über die Gerichte durch medizinische Sachverständige bestimmt wird. Aus juristischer Sicht müssen deshalb zur medikamentösen Thromboseprophylaxe folgende Empfehlungen gegeben werden: Unverzichtbar im stationären und ambulanten Bereich ist ein aufklärendes Gespräch über die Notwendigkeit und mögliche Nebenwirkungen derartiger medizinischer Maßnahmen, was dann auch in der Patientenakte protokolliert werden muss. Ambulante Patienten sind auch über Vor- und Nachteile immobilisierender Verbände unter Berücksichtigung individueller Risikofaktoren aufzuklären; in diesen Fällen sind zusätzliche medikamentöse Maßnahmen zur Thromboseprophylaxe ärztlicherseits unbedingt anzuraten (► Kap. 12.2).

Bei Verdacht auf Vorliegen einer venösen Thrombose muss im Hinblick auf therapeutische Konsequenzen eine Diagnosesicherung mit einem objektiven Verfahren erfolgen.

11.22.4 Behandlung thromboembolischer Komplikationen

Die Standardbehandlungsmethode einer lebensbedrohlichen Thromboembolie ist die sofortige Vollheparinisierung. Nach initialer Dokumentation der Prothrombin- und der partiellen Thromboplastinzeit (PTT) wird eine effiziente Liquiminisierung mit einem Bolus von 5000 E intravenös begonnen, die dann mit 1000 E/h über einen Liquiminperfusor fortgeführt wird. Die PTT wird alle 4–6 h überprüft und in einem therapeutischen Bereich des 1,5- bis 2-fachen des Normwertes gehalten. In der frühen postoperativen Phase muss der Patient sehr sorgfältig hinsichtlich sekundärer Blutungen überwacht werden. An-

■ **Tab. 11.18** Behandlungsschema beim Auftreten thromboembolischer Komplikationen (Lotke und Ecker 1993)

Diagnose	Maßnahme
Unterschenkelthrombus	Fortsetzung der Prophylaxe
Poplitealer Thrombus	Fortsetzung der Prophylaxe
Kleiner Oberschenkelthrombus	Fortsetzung der Prophylaxe
Große Oberschenkelthromben	Therapiebeginn mit PTT-gesteuerter Heparinisierung
Asymptomatische Lungenembolie	Fortsetzung der Prophylaxe
Symptomatische Lungenembolie	Therapiebeginn mit PTT-gesteuerter Heparinisierung

schließend erfolgt nach 5–10 Tagen die Umstellung auf eine orale Antikoagulation mit Dicumarin für insgesamt 6–24 Wochen. Diese Therapie ist mit einem hohen Risikofaktor verbunden und daher in den letzten Jahren modifiziert worden, um die Gaben möglichst geringerer Dosen Heparin über einen kürzeren Zeitraum zu gewährleisten.

Ein signifikant erhöhtes Blutungsrisiko besteht dann, wenn eine Heparin- oder Dicumarintherapie nach Ersatz des Kniegelenkes begonnen wird (Patterson et al. 1989). In unterschiedlichen Untersuchungen wurde dieses Risiko nach therapeutischer Heparindosis mit 10–45 % ermittelt (Lotke und Ecker 1993), die Indikation für die Einleitung einer derartigen Behandlungsmaßnahme muss daher sorgfältig überprüft werden.

Die Angaben über die Notwendigkeit diagnostischer Untersuchungen variieren innerhalb von Institutionen und Kliniken und sind bis heute nicht eindeutig definiert. Lotke und Ecker (1993) empfahlen die Venographie als routinemäßiges Screening einer tiefen Beinvenenthrombose und einer asymptomatischen Lungenembolie nicht bei jedem Patienten mit erfolgter Kniealloarthroplastik. Sie begründen dieses damit, dass im Augenblick noch keine gültigen Empfehlungen vorliegen, wie auf ermittelte Daten zu reagieren sei; außerdem sei ein zuverlässiger, nicht invasiver Test wie die Ultraschalldiagnostik noch in der Entwicklung. Gleichzeitig sind sie der Auffassung, dass die Indikation einer Heparin- oder Dicumarintherapie sorgfältig überprüft werden sollte. Ihr Behandlungsschema beim Auftreten thromboembolischer Komplikationen ist in ■ Tab. 11.18 aufgeführt.

11.23 Fettembolie

11.23.1 Pathogenese

Das Fettemboliesyndrom resultiert aus der Ausschwemmung von Fett im Bereich lokaler Verletzungen, die Fetttropfchen embolisieren in die Lunge und nur zu einem kleinen Anteil ins Gehirn, in die Nieren, ins Herz und auch in andere Organe. Die anfänglichen Auswirkungen einer pulmonaren Mikroembolie sind mechanisch mit erhöhtem Perfusionsdruck, Stauung der Lungengefäße und sekundärer Überlastung des rechten Herzens; bei einem hypovolämischen Schock kann der Patient durch akutes Rechtsherzversagen sterben. Die verzögerten Effekte einer Fettembolie erscheinen nach 48–72 h durch die chemischen Wirkungen des Fettes. Das Lungengewebe sondert Lipasen ab, die Fett in freie Fettsäuren und Glycerol hydrolysieren. Die entstehenden freien Fettsäuren lassen die kapilläre Permeabilität ansteigen, verursachen eine Zerstörung der Alveolararchitektur und schädigen die Surfactant-Schicht der Alveolen. Der Effekt mechanischer und chemischer Komponenten des Fettemboliesyndroms ist schließlich eine Hypoxämie.

11.23.2 Diagnose

Die klinischen Befunde bei Vorliegen eines Fettemboliesyndroms sind Tachypnoe, Dyspnoe, starke tracheobronchiale Sekretionen, Beklemmungen, Angst, Benommenheit, Bewusstlosigkeit und petechiale Hämorrhagien. Typische Laborbefunde sind eine Hypoxämie bei den arteriellen Blutgasen sowie eine Thrombozytopenie unter $150.000/\text{mm}^3$. Nicht-diagnostische Befunde sind Lipurie, Fett im Sputum, erhöhte Werte der Serumlipase sowie Fetttropfchen im Kreislauf.

Hauptkriterien für die Diagnose einer Fettembolie sind:

- Axilläre oder subkonjunktivale Petechien
- Arterielle Hypoxämie mit Lungenödem
- Eine zur Hypoxämie dysproportionale Depression des Zentralnervensystems

Nebenkriterien für eine Fettembolie sind:

- Tachykardie
- Fieber (Pyrexie)
- Embolie in der Retina
- Fettnachweis im Urin
- Thrombozytopenie ($< 150.000/\text{m}^3$)
- Erhöhte Erythrozytensedimentationsrate (BSG)
- Nachweis von Fettkügelchen im Sputum

Die sichere Diagnose einer Fettembolie erfordert zumindest die Erfüllung eines Haupt- und vierer Nebenkriterien.

11.23.3 Therapie

Die Behandlung einer Fettembolie ist symptomatisch, in fortgeschrittenen Fällen kann eine mechanische Ventilation erforderlich werden. Kortikosteroide können die entzündliche Antwort auf die chemischen Effekte einer Fettembolie vermindern. Die Prognose hängt ganz wesentlich vom Ausmaß der Störung ab. Als ungünstige prognostische Zeichen sind zu werten:

- Auftreten eines Komas
- Persistierende schwere Atemnot
- Entstehung einer Pneumonie
- Entwicklung einer kardialen Stauungsinsuffizienz

11.23.4 Fettembolien nach Knieotalloarthroplastik

Über Fettembolien in Verbindung mit einem alloplastischem Ersatz des Kniegelenkes wurde zunächst nach Implantation von Scharnierprothesen berichtet (Rand 1993a,b). Durch den Gebrauch langer intramedullärer Schäfte zur stabilen Verankerung der femoralen und tibialen Implantate können durch den erhöhten intramedullären Druck im Zuge der Präparation des medullären Kanals und auch des Einsetzens der Prothese Fettpartikel über den Blutkreislauf u. a. in das Lungengewebe gelangen und dort zu einer Fettembolie führen. Das Einsetzen zementierter achsgeführter Gelenke kann zu einem konstantem Anwachsen des pulmonaren Arteriendruckes und auch des pulmonalen Gefäßwiderstandes führen.

Die Verwendung intramedullärer Alignmentsysteme führt ebenfalls zu einem erhöhten Risiko einer Fettembolie (Rand 1993a,b). Problematisch ist in diesem Zusammenhang der Einsatz intramedullärer Stäbe, die ohne zusätzliche Öffnungen nahezu bündig die Wand des intramedullären Kanals kontaktieren und somit zu hohen intramedullären Drücken und damit einer potenziellen Fettembolie Anlass geben können. Die Erhöhung des im Zuge der Präparation aufkommenden intramedullären Druckes kann verringert werden durch die Insertion eines kanülierten intramedullären Schaftes. Gleitz et al. (1996) dokumentierten an menschlichen Leichen den intrafemorale Druck bei Einführung dreier unterschiedlicher Ausrichtungsstäbe: ein massiver und ein hohler Ausrichtungsstab von jeweils 10 mm Durchmesser sowie ein kanülierter Stab mit 8,5 mm Durchmesser. Die höchsten Drücke wurden bei Verwendung des massiven Stabes (etwa 4 bar) gemessen, bei kannüliertem Stab betragen die Werte rund 2,5 bar. In beiden Fällen kam es zu einem Austritt von Knochenmark durch die venösen Systeme des proximalen Femur. Der geringste Druckanstieg war nach Einführung eines hohlen Ausrichtungsstabes (etwa 0,3 bar) gegeben.

Dabei trat kein Fett aus. Die Autoren folgerten, dass die Verwendung massiver Ausrichtungsstäbe zu einem gefährlichen Druckanstieg im Femurschaft Anlass geben könne mit dem Risiko der Begünstigung einer Fettembolie. Zu dessen Minimierung sollten nur kanülierte Ausrichtungsstäbe zur Anwendung kommen. Das Risiko einer Fettembolie wächst mit der Zahl der instrumentierten Kanäle, bei bilateralem alloplastischen Ersatz beider Kniegelenke besteht die Möglichkeit, während einer Operation 4 intramedulläre Instrumente einzuführen.

Dorr (1989) stellte an 65 Patienten fest, dass nach bilateralem alloplastischem Ersatz des Kniegelenkes in 12 % der Fälle Fettembolien auftraten, wobei von den betroffenen 8 Patienten 5 diffuse, 3 ausschließlich neurologische Manifestationen zeigten, die mit dem Fettemboliesyndrom in Einklang standen. Ein Todesfall wurde beklagt mit auf eine Fettembolie zurückführbaren pathologischen Befunden eines Lungenödems und multiplen Gehirnfarkten.

Im Rahmen einer prospektiven Studie wurde bei 11 Patienten mit alloplastischem Ersatz des Kniegelenkes die Zahl der hämodynamischen Ereignisse, die möglicherweise mit einer Fettembolie in Verbindung zu bringen waren, ermittelt (Dorr 1989). In 4 Fällen kam es intraoperativ zu einem vorübergehenden Ansteigen des pulmonalen Arteriendruckes und des pulmonalen Gefäßwiderstandes. In folgenden Phasen des endoprothetischen Eingriffes wurde eine vorübergehende Erhöhung des pulmonalen Arteriendruckes und des pulmonalen Gefäßwiderstandes festgestellt:

- beim Aufblasen des Stauschlauches,
- bei der Insertion des intramedullären Ausrichtungsstabes,
- bei der Zementierung der Implantate und
- bei der Aufhebung der Blutsperrung.

Ein anhaltender Anstieg des pulmonalen Arteriendruckes und des pulmonalen Gefäßwiderstandes ist in diesem Zusammenhang sicherlich als gefährlich anzusehen und stellen ein potenzielles ernstes Risiko für ein klinisches Fettemboliesyndrom dar. Aus diesen Gründen erscheint es im Rahmen einer bilateralen Kniealloarthroplastik empfehlenswert, regelmäßig ein Monitoring des pulmonalen Arteriendruckes und des pulmonalen Gefäßwiderstandes durchzuführen. Im Falle langanhaltender Erhöhung der Werte sollte als Konsequenz die 2. Kniealloarthroplastik nicht mehr durchgeführt werden. Als kritische Grenzwerte gab Dorr (1989) an:

- Pulmonaler systolischer Blutdruck: > 50 mmHg
- Pulmonaler Gefäßwiderstand: > 200 mmHg

Die Gefahr einer Fettembolie während einer Operation mit alloplastischem Ersatz eines Kniegelenkes kann am effizientesten reduziert werden durch folgende Maßnahmen:

- Vermeidung intramedullärer Instrumentierung mehrerer Knochen
- Schaffung übergroßer Eingangslöcher für die intramedullären Stäbe
- Einsatz eines kanülierten oder hohlen intramedullären Führungsstabes

Rand (1993a,b) empfiehlt, übergroße Eingangslöcher zu bohren und stets eine hohle intramedulläre Führung zu verwenden, an der eine Pumpe angeschlossen werden kann, um dann das intramedulläre Fett abzusaugen.

Bei bilateralem, gleichzeitigem alloplastischem Ersatz des Kniegelenkes sollten nach Rand (1993a,b) nur in 2 Knochen – in der Regel in beide Femora – ein intramedullärer Führungsstab eingebracht werden. Dabei sollten die Kniegelenke nacheinander chirurgisch eröffnet werden, um die Option zu behalten, bei ungünstigen hämodynamischen Veränderungen während der Implantation der ersten Prothese die zweite dann erst gar nicht mehr durchzuführen.

11.24 Schädigung des N. peroneus

11.24.1 Inzidenz

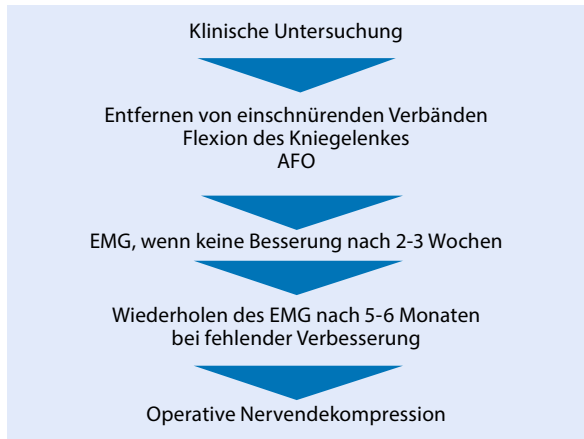
Die Inzidenz einer Schädigung des Peronealnerven im Rahmen der Knieendoprothetik wird in der Literatur mit 0,3–0,9 % angegeben (Rose et al. 1982; Asp und Rand 1990; Rand 1993a,b). Die Inzidenz ist naturgemäß hier bei Revisionsoperationen höher als bei Primäroperationen.

Unter gleichzeitiger Berücksichtigung kleinerer motorischer und sensorischer Störungen durch partielle Paralysen ist die Inzidenz dieser Komplikation insgesamt sicher höher anzusetzen (Rand 1993a,b); dabei ist die Gefahr einer nervalen Störung nach einer Revisionsoperation sicherlich größer als nach einer Erstoperation (Asp und Rand 1990).

11.24.2 Ätiologie

Wichtige ätiologische Faktoren sind in diesem Zusammenhang Korrekturen schwerer Flexions- und Valgusdeformitäten, den Nerven komprimierende postoperative Hämatome, eine aufscheinende Dehnung des umgebenden Weichgewebes, aber auch direkter äußerer Druck durch einschnürende Verbände, wodurch die vaskuläre Versorgung des Nerven behindert werden kann. Bei einigen Patienten bleibt die Ätiologie jedoch unklar.

Management von N. peroneus-Läsionen nach TKR



■ **Abb. 11.40** Management von Nervus-peroneus-Verletzungen nach TKR

11.24.3 Risikofaktoren

Als Risikofaktoren sind in der Literatur sind Patienten mit rheumatoider Arthritis und bereits vorbestehenden EMG-Veränderungen in beschrieben.

Eine vorbestehende Valgus-Flexionskontraktur stellt ebenfalls einen erheblichen Risikofaktor dar. Asp and Rand (1990) fanden bei 26 Peronealnervenläsionen in 13 Fällen eine präoperative Valgus-Fehlstellung von 15° sowie eine präoperative Flexionskontraktur bei 12 von 26 Patienten. Idusuyi and Morrey (1996) zeigten, dass das relative Risiko, eine Nervenläsion zu erleiden, zwölfmal größer ist in Kniegelenken mit einer perioperativen Valgusdeformität von mehr als 6,5° und nur zweimal größer bei Kniegelenken mit vorbestehender tibialer Umstellungsosteotomie.

Die Rolle der epiduralen Anästhesie wird in der Literatur widersprüchlich diskutiert. Idusuyi and Morrey (1996) berichteten über ein 2,8-fach erhöhtes Risiko bei einer epiduralen Anästhesie. Andere Autoren publizierten hier kein erhöhtes Risiko. Die Operationstechnik habe ebenfalls einen signifikanten Einfluss. Operationszeiten von mehr als 131 Minuten hatten ein deutlich erhöhtes Risiko für eine Nervenläsion. Lange spitze Hohmann-Haken sollten lateral im Bereich der Tibia vermieden werden. Rose et al. (1982) empfahlen sogar die prophylaktische Freilegung des Nervus peroneus, wenn eine erhebliche Valgus-Fehlstellung korrigiert werde.

Die chirurgische Darstellung des Nerven verhindert nicht notwendigerweise eine spätere Paralyse (Rand 1993a,b). Die Vermeidung intraoperativer Zugbelastungen und zu fester Verbände postoperativ tragen zur Verhütung einer nervalen Schädigung bei. Bei Kniegelenken mit präoperativ starker Valgusfehlstellung von mehr als 15° oder einer Flexionskontraktur von mehr als 20° sollte eine

Lagerung in vollständiger Extension unmittelbar nach der Operation zum Schutz des Peronealnerven vor Aufkommen einer zu großen Spannung vermieden werden.

11.24.4 Diagnosezeitraum

Oft ist eine erhebliche zeitliche Verzögerung bis zur Diagnose gegeben. Die Literatur zeigt Diagnosezeiträume zwischen dem Operationstag und bis zu 10 Tagen später. Selten können synoviale Zysten des proximalen Tibiofibulargelenkes, Polyethylengranulome oder die Luxation eines Polyethyleninlays bei lateraler unikompartimenteller Knieendoprothetik einen Nervus-peroneus-Schaden verursachen.

11.24.5 Prognose

Die Prognose ist insgesamt eher zurückhaltend zu stellen. Nicht alle Nervenschäden erholen sich wieder. Es ist auch ein Zusammenhang zwischen dem Ausmaß der Schädigung und der weiteren Prognose dokumentiert. ASP and Rand (1990) publizierten, dass 6 von 7 Patienten mit einem inkompletten Peroneusschaden wieder eine gute Erholung zeigten, während nur 6 von 18 Patienten einen kompletten Nervenschaden behielten. Idusuyi and Morrey (1996) fanden ähnliche Ergebnisse. 13 von 17 Patienten mit einer partiellen Paralyse zeigten eine komplette Erholung, während nur 3 von 15 Patienten mit einer kompletten Paralyse eine Rückbildung zeitigt.

11.24.6 Therapiemanagement

Das weitere Management erfolgt in der Regel gemeinsam mit einem neurologischen oder neurochirurgischen Kollegen, nicht zuletzt aus medikollegialen Aspekten. Primär sollten Kompressionsverbände abgenommen und das Kniegelenk in leichter Flexion gelagert werden. Bei Außenrotation kann auch der Druck einer Lagerungsschiene einen Peroneusschaden verursachen, insbesondere wenn der Patient aufgrund einer Regionalanästhesie schmerzfrei ist. Aus diesem Grunde sollte dann der Fuß bei freiliegendem Fibulaköpfchen kontrolliert werden. Auch bei CPM-Maschinen kann bei schmerzfreiem Patient ein Druckschaden resultieren. Deshalb ist auch hier die völlige Freilegung des Fibulaköpfchens essenziell. Falls es zu einer signifikanten Fußheberparese gekommen ist, ist es sinnvoll, schon präventiv entsprechende Maßnahmen zu ergreifen, um einer Spitzfußkontraktur vorzubeugen. Hierzu können Gipschienen oder vorgefertigte Orthesen verwendet werden. Zur Therapie der Muskulatur sollten auch unbedingt unmittelbar muskelstimulierende Maßnahmen ergriffen werden, da-

neben auch die Gabe neurotroper Medikamente. Insbesondere für letztere besteht allerdings keinerlei Evidenz. Diese Maßnahme demonstriert jedoch dem Patienten und für den Fall eines Rechtsstreites, dass alle möglichen Maßnahmen ergriffen wurden, um bleibende Schäden zu reduzieren. Einen möglichen Therapiealgorithmus für das Management von Nervenverletzungen nach Knieendoprothesen findet sich in [Abb. 11.40](#).

Mont et al. (1996) empfahlen die operative Freilegung der Nerven, insoweit es elektrophysiologisch nicht zu einer Verbesserung kommt. Die elektrophysiologische Dokumentation ist ohnehin auch aus medikolegalen Aspekten zwingend notwendig.

11.25 Periprothetische Frakturen

Eine seltene Komplikation in der Knieendoprothetik sind periprothetische Frakturen (Rand 1993a,b; Chen et al. 1994). Springer und Jäger (1981) erwähnten 5 postoperative Femurfrakturen bei 172 implantierten Kniescharnierprothesen. Dederich und Wolf (1982) berichteten über eine Spontanfraktur des Schienbeinkopfes, der konservativ behandelt wurde, sowie über einen Spiralbruch des Oberschenkels nach Sturz bei insgesamt 187 Knieendoprothesen. Weitere Mitteilungen über postoperative suprakondyläre Frakturen nach Kniegelenkalloarthroplastik liegen u. a. von Hirsch et al. (1981) sowie von Merkel und Johnson (1986) vor. Frakturen des Femur in der postoperativen Phase werden v. a. im Zuge der Narkosemobilisierung beobachtet: hiervon sind meist ältere Patienten mit osteoporotischem Knochen betroffen.

Die höchsten Frakturinzidenzen werden nach Einsetzen von Scharnierprothesen mitgeteilt. Hier reichen die Angaben von 2,9% nach Primärimplantation (Lettin et al. 1984) bis hin zu 32,5% periprothetischer Femurfrakturen nach Revisionseingriffen (Inglis und Walker 1991). Für Prothesentypen mit wenig eingeschränkter Rotation scheint die Frakturrate deutlich niedriger zu liegen. Aber auch für bikompartimentale Oberflächenprothesen wurden Knochenatrophien unter den kondylären Femurkomponenten beschrieben.

Die Inzidenz für periprothetische Frakturen nach Knieendoprothetik beträgt generell zwischen 0,3 und 2,5%. Die Frakturen betreffen vor allen Dingen die distalen femoralen Metaphysen. Die Patella und Tibiakopffrakturen sind deutlich seltener. Bei einer periprothetischen Fraktur mit gut fixiertem Implantat und einer guten Funktion vor der Verletzung erfolgt dann eine Osteosynthese. Bei lockeren Implantaten wird unmittelbar eine Revisionsprothese durchgeführt.

Begünstigt werden periprothetische Frakturen ([Abb. 11.41](#)), die sich in der Regel ohne adäquates Trauma ereignen, durch verschiedene Faktoren. Chen et al.



Abb. 11.41 Periprothetische femorale Fraktur oberhalb einer Langschaftknieendoprothese (Osteosynthese durch Cerclagen)

(1994) analysierten 12 verschiedene Studien der Literatur über insgesamt 195 Frakturen nach Kniegelenktotalendoprothetik. Als mögliche Frakturursachen gelten:

- Prothesendesign
- Vorbestehende Osteoporose
- Rheumatoide Arthritis als Grunderkrankung
- Iatrogene Faktoren wie femoral-anteriore Defekte durch „notching“ des Femurs (Culp et al. 1987)
- Übergewicht
- Ausgeprägter Polyethylenabrieb (Rand 1994)
- Neurologische Grunderkrankungen
- Adäquates Trauma.

Bis Ende der 1980er Jahre stand in der Literatur die konservative Behandlung von Frakturen nach Totalersatz des Kniegelenkes im Vordergrund (Merkel und Johnson 1986; Nielsen et al. 1988). Inzwischen wird vielfach die Meinung vertreten, dass Frakturen oberhalb einer Knieendoprothese mit sofortiger operativer Fixation und früher Mobilisation behandelt werden sollten und sogar müssen (Chen et al. 1994; Garnavos et al. 1994). Eine nichtoperative Behandlung wird nur bei einer Minderheit nichtdislozierter Frakturen empfohlen.



■ **Abb. 11.42** Periprothetische suprakondyläre Fraktur oberhalb einer Oberflächenknieendoprothese mit osteosynthetischer Versorgung durch AO-Platte

Chen et al. (1994) teilten die 195 Frakturen der Literatur nach ihren Behandlungsformen ein in:

- Konservative Behandlung nicht-dislozierter Frakturen (mit überwiegend zufriedenstellenden Ergebnissen) mit Gips und Extension und
- Operative Behandlung (mit überwiegend positiven Ergebnissen) mit Reposition, Retention und Osteosynthese bzw. mit Revisionsarthroplastiken.

Im Allgemeinen werden Schaftfrakturen durch eine Plattenosteosynthese stabilisiert (■ Abb. 11.42). Besonders günstig erscheint uns die Möglichkeit der transprothetischen Nagelung der Fraktur von distal, die allerdings nicht bei jedem Prothesendesign möglich ist (■ Abb. 11.43).

Prinzipiell gibt es zwei Stabilisierungstechniken für suprakondyläre Frakturen. Die eine ist die retrograde Nagelung, die zweite ist die Plattenosteosynthese, idealerweise mit einer winkelstabilen Platte. Beide Techniken haben Vor- und Nachteile. Der verwendete Prothesentyp bei der Primäroperation geht in die Entscheidung bei der Osteosynthesewahl mit ein, ebenso der Frakturtyp. Für eine Plattenosteosynthese muss distal noch genug Halt für multiple, winkelstabile Schrauben möglich sein. Für die Nageltechnik muss die intrakondyläre Notch der Prothese groß genug sein, um einen Nagel mit ausreichender Di-

mensionierung aufzunehmen. Neuere Nagelsysteme sind auch winkelstabil ausgelegt. Üblicherweise kommt es bei Verwendung eines Nagelsystems jedoch zu einer leichten Flexion der femoralen Komponente. Bei älteren Patienten und osteopenischen/osteoporotischen Knochen mit weit distaler Fraktur kann es auch notwendig werden, gleich auf eine modulare Revisionsendoprothese zu wechseln. Die Ergebnisse nach offener Reposition und interner Fixation bei distalen Frakturen nach Knieendoprothetik sind in ■ Tab. 11.19 dargestellt.

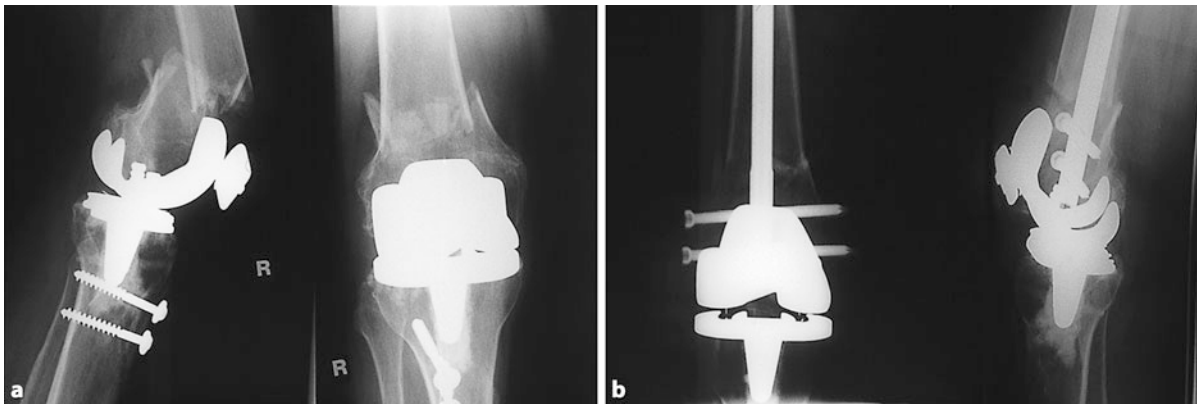
Es finden sich exzellente Ergebnisse sowohl beim retrograden Nagel als auch bei der winkelstabilen Plattenosteosynthese. Mit modernen Platten- und Schraubensystemen hat sich die Notwendigkeit für eine initiale Strut graft-Augmentierung oder zweizeitige Revisionsarthroplastiken deutlich reduziert.

11.26 Heterotope Ossifikationen

Postoperativ einsetzende heterotrope Ossifikationen stellen nur ein Risiko für Bewegungseinschränkungen dar. Glücklicherweise ist die Inzidenz mit etwa 9 % sehr gering. Sie können jedoch, falls sie auftreten, erheblich schmerzhaft sein und zu Bewegungseinschränkungen führen. Die üblichen Risikofaktoren sind die, wie sie auch im Hüftgelenk bekannt sind. Hierzu zählen vorbestehende heterotrope Ossifikationen in anderen Gelenken, Osteonekrose, Morbus Bechterew, posttraumatische Arthrose, diffuse idiopathische skelettäre Hyperostose.

1973 beschrieb Freeman eine ektope Ossifikation nach einer primären zementierten Knieendoprothese bei einem Patienten mit vorbestehender Knieankylose. Engelbrecht (1976) sowie Booth (1979) berichteten jeweils über 2 Fälle von Myositis ossificans nach Implantation einer Knieendoprothese. McClelland (1986) publizierten einen Fall mit ossifizierender Myositis, Scott et al. (1988) einen weiteren Fall mit heterotoper Ossifikation bei einem Patienten mit präoperativ deutlicher Bewegungseinschränkung.

Lovelock (1984) ging erstmals bei einer Gruppe von 224 Patienten nach Knieendoprothesen systematisch der Frage heterotoper Ossifikationen nach. Sie stellten bei 10 % ihres Untersuchungsgutes Veränderungen im Röntgenbild fest. Nach ihrer Einteilung (gering, mittelgradig, ausgeprägt) fanden sie nur 2 % mit einer mittelgradigen Ossifikation im Bereich des M. quadriceps femoris. 1991 teilte Daluga (1991) bei Patienten, die nach Knieendoprothese einer Manipulation zugeführt wurden, in 17 von 60 Fällen das Auftreten heterotoper Ossifikationen mit. Diese korrelierten jedoch nicht mit dem klinischen Endergebnis im HSS-Score. 1993 untersuchte Harwin (1993) im Rahmen einer retrospektiven Studie 158 Patienten mit Knieendoprothesen und fanden in 6 Fällen (3,8 %) hetero-



■ **Abb. 11.43a,b** Suprakondyläre periprothetische Femurfraktur (a). Frakturversorgung über einen kurzen transligamentären Zugang (Lig. patellae) mit Hilfe eines von distal eingebrachten Spezialnagels (b)

■ **Tab. 11.19** Ergebnisse von interner Fixation bei periprothetischen Frakturen des distalen Femur

Autoren (Jahr)	Anzahl der Frakturen	Verfahren oder Ansatz	Mittleres Patientenalter	Mittlerer Follow-up (Range)	Ergebnisse
Gliatis et al. (2005)	10	Retrograde Nagelung	NR	35 Monate (25–52)	100% gemeinsam 1 mit Malalignment
Ricci et al. (2006)	22	Minimal-invasive winkelstabile Platte	74 Jahre	15 Monate	19 von 22 geheilt
Fulkerson et al. (2007)	24	LISS-winkelstabile Platte	69,4 Jahre	6 Monate	21 von 24 gemeinsam
Large et al. (2008)	50	29 winkelstabile Platten 21 nicht-winkelstabile Platten oder intramedulläre Nägel	NR	1,7 Monate	
Han et al. (2009)	8	Retrograde Nagelung	NR	39 Monate	100% gemeinsam
Chettiar et al. (2009)	14	Retrograde Nagelung	NR	Bis zur Fusion	100% gemeinsam

NR = „not reported“, LISS = „less invasive stabilization system“

tope Ossifikationen; hier schlugen sie ein radiologisches Klassifikationsschema vor. Die Arbeit von Furia (1995) zeigte bei 70 Patienten in 26 % ektope Verknöcherungen. Die Autoren zeigen anhand einer Multivarianzanalyse mögliche Prädiktoren auf und fanden, dass knöcherne Störungen vermehrt bei postoperativen Bewegungseinschränkungen sowie bei Patienten mit signifikant erhöhtem Knochenmineralsalzgehalt auftraten.

Als Ursachen für die am häufigsten beobachteten ventral des Femurs liegenden Ossifikationen werden Manipulationen mit Osteozangen in diesem Bereich angegeben. Weiterhin wird ein Zusammenhang mit persistierenden Kniegelenksergüssen sowie postoperativ notwendigen Manipulationen aufgeführt.

Präventive Maßnahmen sind ein sorgfältiges Ausspülen von Knochendébris und, insbesondere bei Hochrisikofaktoren, die Behandlung mit Ibuprofen oder nichtsteroidalen Antirheumatika für etwa 10 Tage, in Extremfällen auch die präoperative Strahlenbehandlung.

Ist es einmal zu heterotropen Ossifikationen gekommen, so sollte ein Resektionsversuch erst nach Ausreifen der Ossifikation erfolgen. Dieses ist erst etwa nach 6–12 Monaten der Fall. Nach der Resektion sollte eine entsprechende Strahlentherapie durchgeführt werden.

11.27 Management der ligamentär instabilen Knieendoprothese

Die Instabilität nach Kniegelenkersatz ist eines der häufigsten Ursachen für eine Revisionsindikation (■ Abb. 11.44).

Für diese Instabilität kurze Zeit nach der primären Operation handelt es sich häufig um ein operationstechnisches Problem, wie beispielsweise Implantatmalpositionierung, das Nicht-Erreichen der adäquaten Gelenkachse, eine suboptimale Weichteilbalancierung oder die Überlastung ligamentärer Strukturen. Bei Spätinstabilitäten handelt es sich häufig um Polyethylenabrieb, Komponenteninstabilität, Dysfunktion des Streckmechanismus, auch sekundäres Versagen des hinteren Kreuzbandes bei kreuzbänderhaltenden Prothesen. Die Instabilität kann klassifiziert werden nach der Richtung des Versagens:

- Rekurvatum
- Anterio-posteriore Instabilität
- Varus-valgus-Instabilität
- Globale Instabilität

Rekurvatum Ein Rekurvatum kann ursächlich zusammenhängen mit einer Schwäche des Streckmechanismus und hieraus resultierendem sekundären kompensatorischen Hyperextensionsgang, wie beispielsweise auch bei Polio-Patienten.

Anterio-posteriore Instabilität Eine andere Ursache ist, dass der Streckspalt weiter ist als der Beugespalt, was auch im Rahmen der Primäroperation durch eine nicht adäquate Weichteilbalancierung von Beuge- und Streckspalt entstehen kann. Die a.-p.-Instabilität in Flexion repräsentiert üblicherweise einen zu großen Beugespalt. Sie kann jedoch auch entstehen, wenn das hintere Kreuzband sekundär inkompetent wird.

Varus-valgus-Instabilität Eine Varus-valgus-Instabilität begründet sich auf einer sekundären medialen oder lateralen Laxität. Diese kann sekundär aufgrund eines mechanischen Malalignment entstehen, kann jedoch auch auf Kollateralbandverletzungen oder auf eine fehlende Weichteilbalancierung zurückgeführt werden. Die globale Instabilität beinhaltet die Laxität in mehreren Ebenen, Ursachen können der Polyethylenabrieb sein oder die Destruktion periartikulärer Weichteilstrukturen sowie Osteolysen mit Implatsinterung.

11.27.1 Operationsindikation

Die Indikation zur Revisionsoperation besteht bei klinisch symptomatischer Instabilität. Präoperativ wichtig ist, den Typ der Instabilität präoperativ exakt zu klassifizieren, um

die entsprechenden operativen Maßnahmen ergreifen zu können.

Die präoperative Analyse der Instabilität ist ganz entscheidend, um ein erneutes Versagen der Prothese zu vermeiden. Rekonstruktionen des medialen Kollateralbandes sind wenig sinnvoll und vielversprechend. In der Regel ist dann eine Knieendoprothese mit höherem Kopplungsgrad indiziert. Alternativverfahren wie ein Bracing können nur indiziert sein bei Patienten mit erheblichen Operationsrisiken, da letztendlich die Orthese zeitlebens getragen werden muss.

Die Ergebnisse in der Literatur zeigen, dass Revisionsoperationen aufgrund von Instabilitäten nach Knieendoprothesen sehr erfolgreich sein können, wenn eine entsprechende Weichteilbalancierung, insbesondere des Flexions- und Extensionsspalt erreicht werden kann, oder – wenn dies soweit nicht möglich ist – konsequent auch eine Prothese mit stärker Führung gewählt wird.

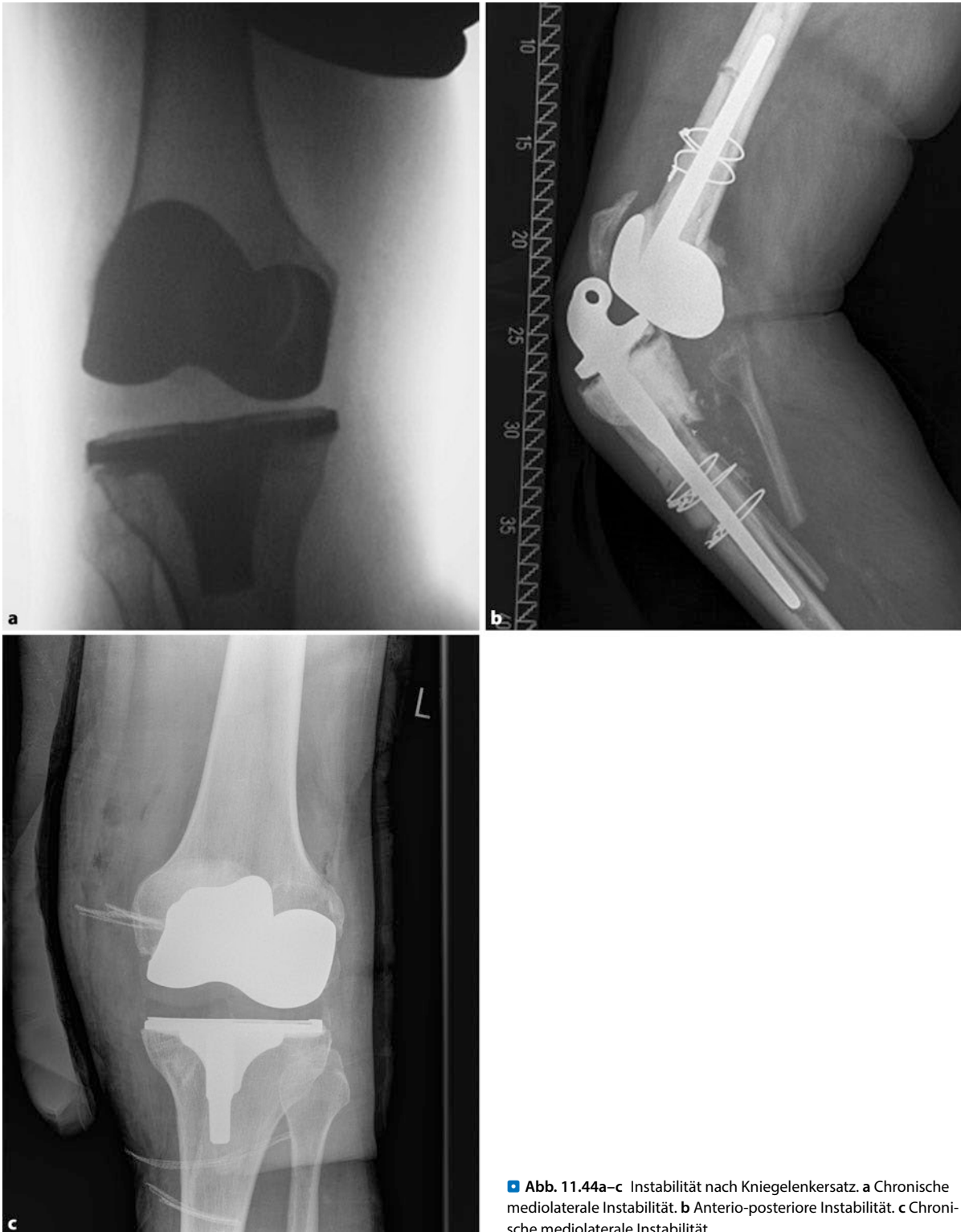
Eine radiologische Evaluation und Dokumentation kann hilfreich und sinnvoll sein, insbesondere wenn beim Wechsel der Prothese medikolegale Aspekte eine Rolle spielen oder wenn später auch die Operationsindikation vom Operateur objektivierbar zu dokumentieren ist. Dieses kann beispielsweise mit einem Telos-Haltegerät erfolgen, wie bei sonstiger Überprüfung von ligamentären Instabilitäten im Bereich des Kniegelenkes. Insbesondere bei Flexionsinstabilitäten kann es sinnvoll sein, hier manuell gehaltene Aufnahmen durchzuführen, da derartige Aufnahmen instrumentiert gehalten, doch im mittleren Beugeausmaß – wenn nur schwierig – zu reproduzieren sind.

11.27.2 Operative Optionen

Die operative Optionen beginnen mit einem sorgfältigen Weichteilbalancing mit oder ohne Polyethylenlinerwechsel. Sie reichen über einen Polyethylenlinerwechsel mit einer höheren Konformität über die Revision der Knieallothoplastik mit verschiedenen Konformitätsgraden bis hin zum Scharniergelenk.

11.27.3 Rekurvatum

Bei neuromuskulären Erkrankungen ist durchaus auch an einen externen Brace zu denken. Bei einer endoprothetischen Versorgung muss eine Hyperextensionssperre vorhanden sein; diese führt naturgemäß zu einem erheblichen Knochenimplantat (Interfaces). Eine besondere Aufmerksamkeit ist dem distalen Knochenverlust am Femur zu widmen. Hierdurch kommt es, soweit man diesen nicht rekonstruiert, zu einer Erhebung der Gelenklinie führen, was wiederum potenziell eine Rekurvatumdeformität verursachen kann.



■ **Abb. 11.44a–c** Instabilität nach Kniegelenkersatz. **a** Chronische mediolaterale Instabilität. **b** Anterio-posteriore Instabilität. **c** Chronische mediolaterale Instabilität

11.27.4 Anterio-posteriore Instabilität

Falls bei der Erstoperation ein hinteres Kreuzband erhaltenes Prothesendesign gewählt wurde, ist die erste Option eine Konversion zu einem posterior stabilisierten Implantat. Potenziell besteht auch die Möglichkeit eines höheren Inlays mit einer sog. „Deep-dish“-Polyethylenkomponente, obwohl die Erfahrungen hiermit nur sehr limitiert sind. Eine einfache Erhöhung des Polyethyleninlays beeinflusst immer den Extensionsspalt und ist eigentlich nur dann erwähnenswert, wenn auch in Extension eine gewisse Instabilität vorhanden ist. Diese Lösung ist jedoch eher für den wenig anspruchsvollen Patienten gedacht, der über viele Jahre eine gut funktionierende Knieendoprothese hatte und aufgrund einer sekundären hinteren Kreuzbandlaxität zunehmend eine klinische Symptomatik aufweist. In diesem Zusammenhang ist immer wieder auf die gute Balancierung des Beuge- und Streckspaltes zu achten. Am häufigsten findet man Situationen in der Revisionsendoprothetik, dass der Flexionsspalt größer als der Extensionsspalt ist. Dieses wird am besten mit einem größeren anterioren-posterioren Durchmesser behandelt. Hierdurch kann man unabhängig vom Extensionsspalt den Flexionsspalt erhöhen, was zu einer besseren Stabilität der Flexion führt.

11.27.5 Varus-valgus-Instabilität

Eine Weichteilbandrekonstruktion ist in einer solchen Situation in der Regel nicht Erfolg versprechend, deshalb muss in der Regel auf ein Implantat mit einer höheren Konformität gewechselt werden. Bei Gelenken mit symmetrischer medialer und lateraler Laxität in Flexion/Extension kann theoretisch eine dickere Polyethylenkomponente gewählt werden. Eine symmetrische Laxität in Extension alleine bei einer femoralen Komponente mit adäquatem anterioren-posterioren Durchmesser zeigt an, dass die femorale Komponente zu weit proximal platziert ist. Hier wird also eine Absenkung der Gelenklinie durch eine femorale Revision notwendig. Die Behandlung des asymmetrisch instabilen Extensionsspalt ist technisch aufwendiger. Beim älteren, wenig anspruchsvollen Patienten ist die beste Option der Wechsel auf eine mehr geführte Prothese.

Beim jüngeren Patienten ist jedoch immer zu bedenken, dass die höher geführten Prothesen früher zu einer Lockerung neigen. Die bevorzugte Methode ist somit ein weiteres, jetzt korrektes Weichteilmanagement mit Optimierung von Beuge- und Streckspalt durchzuführen.

11.28 Arthrofibrose

Das Krankheitsbild der Arthrofibrose kann nach Knieendoprothetischem Gelenkersatz zu erheblichen Problemen führen. Insgesamt gibt es in der Literatur keinen einheitlichen Konsens bezüglich der Definition einer Arthrofibrose (Schiavone et al. 2009).

Die meisten Autoren folgen der Klassifikation von Yercan et al. aus dem Jahre 2006. Diese Klassifikation ist gekennzeichnet durch ein limitiertes Bewegungsausmaß mit einer Beugung von weniger als 90° und einem gleichzeitigen Streckdefizit von mehr als 10°.

11.28.1 Inzidenz

Die Inzidenz postoperativer Bewegungseinschränkungen wird in der Literatur zwischen 1 und 7% angegeben. Derartige funktionelle Defizite sind in der Regel für Patienten und Therapeuten enttäuschend, da sie doch erheblich die Aktivitäten des täglichen Lebens einschränken. Für das normale Gehen sind eine gute Streckung des Kniegelenkes und eine Knieflexion von etwa 90° nötig. Für das Aufstehen aus dem Stuhl ohne Hilfe ist eine Knieflexion von 90–120° notwendig. Um aus dem Bad auszusteigen, sind häufig 130–135° Knieflexion erforderlich. Generell wird eine postoperative Knieflexion mit 110° im europäischen Kulturkreis als ausreichend angesehen. Hinsichtlich der Flexion sollte kein Streckdefizit von mehr als 5° vorhanden sein, um einen ausreichenden Gangzyklus zu erreichen.

11.28.2 Risikofaktoren

Es gibt bekannte Risikofaktoren zu einer postoperativen Bewegungseinschränkung. Hierzu zählen verschiedene inflammatorische Arthropathien wie beispielsweise die rheumatoide Arthritis, aber auch die posttraumatische Arthrose stellt ein hohes Risiko für eine Arthrofibrose dar. Ein eindeutiger Faktor für eine postoperative Bewegungseinschränkung ist das präoperative Bewegungsausmaß. Bereits früher durchgeführte Korrekturosteotomien erhöhen die Wahrscheinlichkeit auf ein eher limitiertes Bewegungsausmaß. Eine vorbestehende Patella baja kann zu einem frühen Anschlagphänomen an der Tibia oder der tibialen Komponente führen, was dann zu einer limitierten Flexion führt. Chronische Schmerzpatienten sind ebenfalls deutliche Risikofaktoren.

Momentan sind systemische inflammatorische Faktoren Gegenstand der Forschung bei der Frage der Arthrofibroseentstehung, hier insbesondere das so genannte TGF-β (Freeman et al. 2009, 2010).

Eine fehlende Weichteilbalancierung, insbesondere hinsichtlich des Beuge- und Streckspaltes, kann zu einer Bewegungseinschränkung führen. Ein Bewegungsspiel, das intraoperativ nicht erreicht wird, wird mit hoher Wahrscheinlichkeit postoperativ auch niemals möglich sein. Aus diesem Grund ist das intraoperative Testen unumgänglich.

Hinsichtlich des operativen Zugangsweges zeigen verschiedene Untersuchungen, dass dieser bei Abschluss der Lernkurve letztendlich keinen Einfluss auf das Bewegungsausmaß hat.

Auch der Prothesentyp stellt bei entsprechender Erfahrung kein Risiko dar. Es kann sowohl mit hinterer Kreuzband erhaltender als auch mit ersetzendem Prothesendesign ein gutes Bewegungsausmaß erreicht werden. Manche Studien zeigen mit einem sogenannten High Flexion-Kniedesign ein besseres Bewegungsausmaß als mit der Standardprothese. Dies kann jedoch nicht von allen Autoren bestätigt werden.

Ein entscheidender intraoperativer Schritt ist die Überprüfung des Bewegungsausmaßes nach Implantation der Prothesen. Es sollte hier ein komplettes Bewegungsausmaß erreicht werden, ohne dass es insbesondere in der Kniebeugung zu einem sog. „lift off“ der tibialen Komponente kommt. Es sollte andererseits auch keine Hyperextension erreicht werden. Hinsichtlich der Varus-valgus-Testung sollte das Kniegelenk in Streckung stabil sein. In einer Beugung von 20° (Sato-Test) sollte eine leichte Öffnung lateral möglich sein mit dem adäquaten Polyethylenspacer im Gelenk.

Hinsichtlich des Wundverschlusses ist es ratsam, diesen in Flexion durchzuführen, so dass es nicht zu einem zu straffen Verschluss der Extensoren, insbesondere des medialen Retinakulums, kommt.

In der postoperativen Phase ist die Frühmobilisation empfehlenswert, ohne dass das Kniegelenk gleich am ersten Tag voll durchbewegt wird. Dieses ist sehr kontraproduktiv, da verschiedene Studien zeigen, dass es hierdurch zu einem höheren Blutverlust und zu mehr postoperativen Schmerzen führt.

Eine Schmerztherapie ist sinnvoll. Ob diese mit Nervenblocks oder durch LIA-Techniken (► Kap. 10.7) erfolgt, ist scheinbar nicht entscheidend. Aufgrund der früheren aktiven Mobilisationsphase geht der Trend zurzeit jedoch deutlich mehr zu LIA-Verfahren.

11.28.3 Postoperative Maßnahmen

Ist es einmal zu einer postoperativen Bewegungseinschränkung gekommen, sind zunächst einmal die Komponentenpositionierung und das Alignment zu überprüfen. Sind

diese adäquat, dann gilt es schrittweise die folgenden Maßnahmen zu ergreifen:

- Nicht chirurgische Maßnahmen wie Intensivierung der Physiotherapie, evtl. mit gleichzeitiger Anwendung von Braces sowie medikamentöser Therapie, um die inflammatorische Komponente der gelenkumgebenden Weichteilstrukturen zu reduzieren und um die Schmerzen zu behandeln
- Narkosemobilisation
- Evtl. operative arthroskopische Intervention oder Revision der Endoprothese

Eine Narkosemobilisation wird bei etwa 1 % der Knieendoprothesen durchgeführt. Die Indikation ist dann gegeben, wenn ein Extensionsverlust von 10° und ein Flexionsverlust von nicht mehr als 90° nach den ersten 4 Wochen gegeben sind. Die meisten Autoren gehen davon aus, dass eine Narkosemobilisation nicht später als 6–8 Wochen nach der initialen Operation durchgeführt werden sollte. In Zusammenhang mit der Narkosemobilisation sollte auch die adäquate Schmerztherapie bedacht werden. Evtl. macht es Sinn, in diesem Rahmen Kathedertechniken zu verwenden, die eine längere schmerzfreie Phase des Patienten ermöglichen. Bei länger dauernden Problemen sind invasive Verfahren indiziert. Die Arthroskopie hat hier eine eher begrenzte Rolle. Sie kann in der Frühphase Verwachsungen im oberen sowie im lateralen und medialen Recessus lösen und gleichzeitig evtl. vorliegende Clunk-Syndrome behandeln (Jerosch und Aldawoudy 2007).

In selektiven Fällen kann bei einer isolierten Flexionskontraktur bei einem hinteren Kreuzband erhaltenden Implantat arthroskopisch ein partielles Release notwendig werden. Hierzu gehört jedoch ein erhebliches Fingerspitzengefühl. Sollte es zu einer vermehrten antero-posterioren Instabilität kommen, muss zumindestens im gleichen Eingriff auf einen „Deep-dished-Liner“ gewechselt werden. Vorsorglich sollte man hier für solche Fälle auch ein posterior stabilisiertes System zur Verfügung haben.

Die offene Revision kann von der Synovektomie über Lösungen von Verwachsungen im oberen sowie in den seitlichen Recessus bis hin zum kompletten Prothesenwechsel führen. Sollte eine erhebliche Arthrofibrose mit Kontrakturen periprothetischer Weichteile vorliegen, kann es auch notwendig sein, dass neben einem ausgiebigen Release auch ein Verfahrenswechsel auf eine höher geführte Prothese durchgeführt werden muss.



■ **Abb. 11.45** Luxation eines Polyethylen­teils nach Implantation einer LCS-Prothese im a. p. Röntgenbild



■ **Abb. 11.46** Intraoperativer Situs bei Revision einer LCS-Prothese

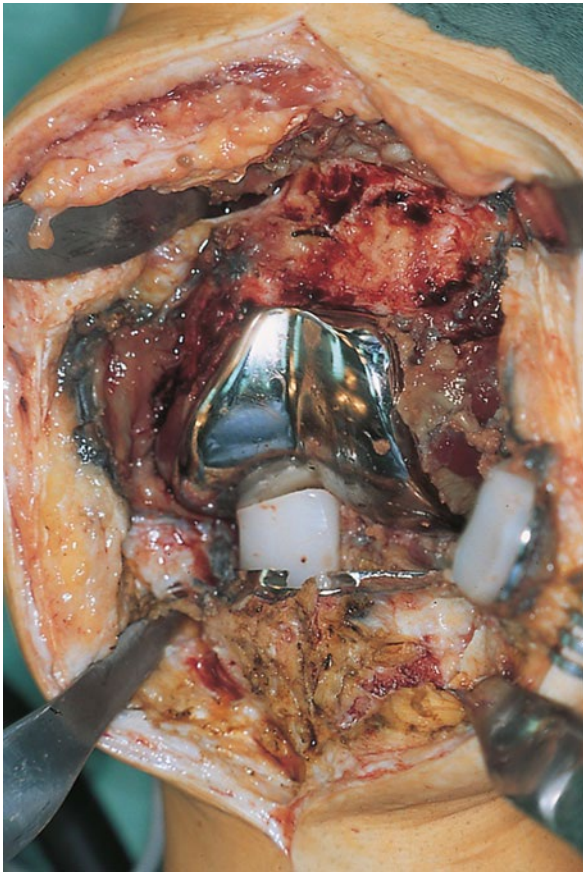
11.29 Seltene Probleme

Bei Knieendoprothesen mit beweglichen meniskalen Gleitlagern kann es in seltenen Fällen zu einer Luxation eines Polyethylen­teils kommen (■ Abb. 11.45). In diesen Fällen ist eine sofortige Revision erforderlich (■ Abb. 11.46), da es ansonsten zwangsläufig zu einer Zerstörung der Gleitoberflächen mit ausgeprägter Metallose kommt (■ Abb. 11.47), was dann einen kompletten Prothesenwechsel notwendig macht.

Ebenfalls selten ist die vollständige Luxation einer Komponente, was im Röntgenbild jedoch sofort deutlich wird (■ Abb. 11.48).

Literatur

- Aglietti P, Buzzi R, Gaudenzi A (1988) Patellofemoral functional results and complications with the posterior stabilized total condylar knee prosthesis. *J Arthroplasty* 3:17–25
- Altay MA, Erturk C, Altay N, Akmeser R, Isikan UE (2012) Patellar denervation in total knee arthroplasty without patellar resurfacing: a prospective randomized controlled study. *Orthop Traumatol Surg Res* 98:421–425
- Anakwe RE, Aitken SA, Khan LA (2008) Osteoporotic periprosthetic fractures of the femur in elderly patients: Outcome after fixation with the LISS plate. *Injury* 39(10):1191–1197
- Asp JP, Rand JA (1990) Peroneal nerve palsy after total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 261:233–237
- Bae DK, Yoon KH, Kim HS, Song SJ (2005) Total knee arthroplasty in stiff knees after previous infection. *J Bone Joint Surg Br* 87(3):333–336
- Baliga S, Mc Nair CJ, Barnett KJ et al (2012) Does circumpatellar electrocautery improve the outcome after total knee replacement?: a prospective, randomised, blinded controlled trial. *J Bone Joint Surg (Br)* 94-B:1228–1233
- Bannister GC, Auchincloss JM, Johnson DP, Neuman JH (1988) The timing of tourniquet application in relaxation to prophylactic antibiotic administration. *J Bone Joint Surg* 70 B:322–324
- Bargren J (1980) Total knee dislocation due to rotary malalignment of the tibia component. *Clin Orthop* 147:271–275
- Barrack RL, Stanley T, Butler AR (2003) Treating extensor mechanism disruption after total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 416:98–104
- Bayley JC, Scott RD (1988) Further observations on metal-backed patellar component failure. *Clin Orthop* 236:82–87
- Bayley JC, Scott RD, Ewald EC, Holmes GB (1988) Failure of metal-backed patellar component after total knee replacement. *J Bone Joint Surg* 70 A:669–674



■ **Abb. 11.47** Intraoperative Metallose nach Luxation meniskaler Gleitlager



■ **Abb. 11.48** Vollständige Luxation der metallischen Schlittenkomponente im seitlichen Röntgenbild

Beer KJ, Lombardi AV, Mallory IH, Vaughn BK (1991) The efficacy of suction drains after routine total joint arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 73 A:584–587

Behr JT, Chmell SJ, Schwartz CM (1985) Knee arthrodesis for failed total knee arthroplasty. *Arch Surg* 120:350–354

Bengston S, Knutson K (1991) The infected knee arthroplasty. A 6-year follow-up of 357 cases. *Acta Orthop Scand* 62:301–311

Bengston S, Knutson K, Lidgren L (1986) Revision of infected knee arthroplasty. *Acta Orthop Scand* 57:489–494

Bengston S, Carisso A, Relander M, Knutson K, Lidgren L (1987) Treatment of the exposed knee prosthesis. *Acta Orthop Scand* 58:662–665

Bengston S, Knutson K, Lidgren L (1989) Treatment of infected knee arthroplasty. *Clin Orthop* 245:173–178

Berger RA, Crosssett LS, Jacobs JJ, Rubash HE (1998) Malrotation causing patellofemoral complications after total arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 356:144–153

Berry DJ, Rand JA (1993) Isolated patellar component revision of total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 286:110–115

Bliss DG, McBride GG (1985) Infected total knee arthroplasties. *Clin Orthop* 199:207–214

Blomgren G, Lindgren V (1980) The susceptibility of total joint replacement to haematogenous infection in the early postoperative period. *Clin Orthop* 151:308–312

Blomgren G, Lundquist H, Nord CE, Lindgren V (1981) Late anaerobic haematogenous infection of experimental total joint replacement. *J Bone Joint Surg* 63B:614–618

Bong MR, Diesare PE (2004) Stiffness after total knee arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg* 12(3):164–171

Booth CM (1979) Myositis ossificans following total knee replacement. A report on two cases. *Arch Orthop Trauma Surg* 93:285–286

Booth RE Jr, Lotke PA (1989) The results of spacer block technique in revision of infected total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 248:173–178

Borden LS, Gearen PE (1987) Infected total knee arthroplasty. A protocol for management. *J Arthroplasty* 2:27–36

Boyd AD, Ewald FC, Thomas WH, Poss R, Sledge CB (1993) Long term complications after total knee arthroplasty with or without resurfacing of the patella. *J Bone Joint Surg* 75:674–681

Briard JL, Hungerford DS (1989aa) Blood supply to the patella. *J Arthroplasty* 4:75

Briard JL, Hungerford DS (1989bb) Patellofemoral instability in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 4:87–97

Brick GW, Scott RD (1988) The patellofemoral component of total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 231:163–178

Brick GW, Scott RD (1989) Blood supply to the patella. Significance in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 4:75–79

Brinkmann DE (1984) Arthrodesis des Kniegelenks mit dem Arthrodesestab. In: Stuhler T (Hrsg) *Arthrodesen*. Thieme, Stuttgart New York, S 196–199

Brinkmann JR, Perry J (1985) Rate and range of knee motion during ambulation in healthy and arthritic subjects. *Phys Ther* 65(7):1055–1060

- Brodersen MP, Fitzgerald RH, Peterson LFA, Coventry MB, Bryan RS (1979) Arthrodesis of the knee following failed total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 61B:181–185
- Bryan RS (1988) Patella infra and fat-pad hypertrophy after total knee arthroplasty. *Tech Orthop* 3:29–33
- Buechel FF (1990) A sequential three-step lateral release for correcting fixed valgus knee deformities during total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 260:170–175
- Buechel EE (1991) Patellar Tendon Bone Grafting for Patellectomized Patients Having Total Knee Arthroplasty. *Clin Orthop* 271:72–78
- Buechel EE, Rosa RA, Pappas MJ (1989) A metal backed, rotating-bearing patellar prosthesis to lower contact stress. An 11-year clinical study. *Clin Orthop* (248):34–49
- Buechel EE, Pappas MJ, Markins G (1991) Evaluation of contact stress in metal-backed patellar replacements. A predictor of survivorship. *Clin Orthop* 273:190–197
- Burnett RS, Fornasier VL, Haydon CM, Wehrli BM, Whitewood CN, Bourne RB (2004a) Retrieval of a well-functioning extensor mechanism allograft from a total knee arthroplasty. Clinical and histological findings. *J Bone Joint Surg Br* 87(77):986–990
- Burnett RS, Berger RA, Paprosky WG, Della Valle CJ, Jacobs JJ, Rosenberg AG (2004b) Extensor mechanism allograft reconstruction after total knee arthroplasty. A comparison of two techniques. *J Bone Joint Surg Am* 86-A(1212):2694–2699
- Burnett RS, Berger RA, Della Valle CJ et al (2005) Extensor mechanism allograft reconstruction after total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 87(Pt 2 Pt 2, Suppl 1):175–194
- Burnett RS, Butler RA, Barrack RL (2006) Extensor mechanism allograft reconstruction in TKA at a mean of 56 months. *Clin Orthop Relat Res* (452):159–165
- Burnett RS, Kelly MA, Hanssen AD, Barrack RL (2007) Technique and timing of two-stage exchange for infection in TKA. *Clin Orthop Relat Res* 464:164–178
- Burton DS, Schurman DJ (1977) Salvage of infected total joint replacements. *Arch Surg* 112:574–578
- Busfield BT, Huffman GR, Nahai F, Hoffman W, Ries MD (2004) Extended medial gastrocnemius rotational flap for treatment of chronic knee extensor mechanism deficiency in patients with and without total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 428:190–197
- Cadambi A, Engh GA (1992) Use of a semitendinosus tendon autogenous graft for rupture of the patellar ligament after total knee arthroplasty. A report of seven cases. *J Bone Joint Surg* 74 A:974–979
- Callaghan JJ, O'Rourke MR, Liu SS (2005) The role of implant constraint in revision total knee arthroplasty: Not too little, not too much. *J Arthroplasty* 20(4, Suppl 2):41–43
- Calligaro KD, DeLaurentis DA, Booth RE, Rothman RH, Savarese RP, Dougherty MJ (1994) Acute arterial thrombosis associated with total knee arthroplasty. *J Vasc Surg* 20(66):927–930 (discussion 930–932)
- Calligaro KD, Dougherty MJ, Ryan S, Booth RE (2003) Acute arterial complications associated with total hip and knee arthroplasty. *J Vasc Surg* 38(66):1170–1177
- Cameron HV, Fedorkow DM (1982) The patella in total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 165:197–199
- Carlsson A, Lidgren L, Lindberg L (1977) Prophylactic antibiotics against early and late deep infections after total hip replacement. *Acta Orthop Scand* 48:405–410
- Chen E, Mont MA, Bachner RS (1994) Management of ipsilateral supracondylar femur fractures following total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 9:521–526
- Chettiar K, Jackson MP, Brewin J, Dass D, Butler-Manuel PA (2009) Supracondylar periprosthetic femoral fractures following total knee arthroplasty: Treatment with a retrograde intramedullary nail. *Int. Orthop* 33(4):981–985
- Christensen CP, Crawford JJ, Olin MD, Vail TP (2007) Revision of the stiff total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 17(4):409–415
- Clarke HD, Scott WN, Insall JN et al (2001) Anatomy. In: Insall JN, Scott WN (Hrsg) *Surgery of the Knee*, 3. Aufl. Churchill Livingstone, New York NY, S 13–76
- Clayton ML, Thirupathi R (1982) Patellar complications after total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 170:152–155
- Cobb AC, Ewald FC, Wright RJ, Sledge CB (1990) The kinematic knee survivorship analysis of 1943 knees. Proceedings of the Annual Meeting of the British Orthopedic Association. *J Bone Joint Surg* 72B:542
- Cohen J, Hosack W, Cuckler J, Booth R (1988) Two stage reimplantation using an antibiotic. *J Arthroplasty* 3:369–377
- Coutts RD, Borden LS, Bryan RS, Hungerford DS, Stulberg B, Stulberg SD, Thomas WH, Volz RC (1983) The effect of continuous passive motion on total knee rehabilitation. *Orthop Trans* 7:535–536
- Craig SM (1994) Soft tissue considerations in the failed total knee arthroplasty. In: Scott WN (Hrsg) *The Knee*, Bd. 2. Mosby Yearbook, St. Louis MO, S 1279–1295
- Crossett LS, Zimmerman GW, Fada R, Rubash HE (1998) Patellar tendon reconstruction using allograft following total knee arthroplasty 65th Annual Meeting. AAOS, New Orleans USA (19–23 3)
- Crossett LS, Sinha RK, Sechrist VF, Rubash HE (2002) Reconstruction of a ruptured patellar tendon with achilles tendon allograft following total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 84(88):1354–1361
- Cuckler JM (1996) Mechanisms of knee implant failure 12th Ann Current Concepts in Joint Replacement. AAOS, Orlando, S 163–164
- Culp RW, Schmidt RG, Hanks G, Mak A, Esterhai JL, Heppenstall RB (1987) Supracondylar fracture of the femur following prosthetic knee arthroplasty. *Clin Orthop* 222:212–222
- Da Silva MS, Sobel M (2003) Surgeons of the Southern Association of Vascular Surgery: Popliteal vascular injury during total knee arthroplasty. *J Surg Res* 109(22):170–174
- Daluga D (1991) Knee manipulation following total knee arthroplasty. Analysis of prognostic variables. *J Arthroplasty* 6:119–128
- Dederich R, Wolf L (1982) Knieendoprothesen - Nachuntersuchungsergebnisse. *Unfallheilkunde* 85:359–368
- DeLaurentis DA, Levitsky KA, Booth RE et al (1992) Arterial and ischemic aspects of total knee arthroplasty. *Am J Surg* 164(33):237–240
- Della Valle CJ, Sporer SM, Jacobs JJ, Berger RA, Rosenberg AG, Paprosky WG (2007) Preoperative testing for sepsis before revision total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 22(66, Suppl 2):90–93
- Dennis DA, Berry DJ, Engh G et al (2008) Revision total knee arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg* 16(8):442–454
- Deutman K, Mulder THJ, Brian R, Nater JP (1977) Metal sensitivity before and after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 59 A:862–865
- Dorr LD (1989) Bone grafts for bone loss with total knee replacement. *Orthop Clin North Am* 20:179–187
- Drinker H, Potter TA, Thomas WH (1979) Arthrodesis for failed knee arthroplasty. *Orthop Trans* 3:302
- Drobny TK, Munzinger U (1991) Zur Problematik der infizierten Knieprothese. *Orthopäde* 20:239–243
- Drobny TK, Munzinger UK, Chomiak J (1995) 2-stage exchange in the treatment of infected knee prosthesis. *Orthopäde*. 24(4):360–6
- Easley ME, Insall JN, Scuder GR, Bullek DD (2000) Primary constrained condylar knee arthroplasty for the arthritic valgus knee. *Clin Orthop Relat Res* 380(380):58–64
- Ecker ML, Lotke PA (1993) Wound healing complications. In: Rand JA (Hrsg) *Total knee arthroplasty*. Raven, New York, S 403–407

- Effenberger H, Mechtler R (1997) Qualitätssicherung in der Knieendothetik. In: Jerosch J (Hrsg) Knie-TEP Revisionseingriffe. Thieme, Stuttgart
- Eichler J, Stallforth H (1985) Die funktionelle bicondylare Schlittenprothese Modell ES - erste klinische Erfahrungen. *Med Orthop Tech* 105:37-40
- Elke R, Meier G, Warnke K, Morscher E (1995) Outcome analysis of total knee replacements in patients with rheumatoid arthritis versus osteoarthritis. *Arch Orthop Trauma Surg* 114(6):330-334
- Emerson RH Jr, Head WC, Malinin TI (1994) Extensor mechanism reconstruction with an allograft after total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 303303:79-85
- Engelbrecht E (1976) Statistics of total knee replacement: partial and total knee replacement, design St. Georg: a review of a 4-year observation. *Clin Orthop* 120:54-64
- Fahmy NRM, Barnes KL, Noble J (1984) A technique for difficult arthrodeses of the knee. *J Bone Joint Surg* 66B:367-370
- Falahee MH, Matthews LS, Kaufer H (1987) Resection arthroplasty as a salvage procedure for a knee with infection after a total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 69 A:1013-1021
- Farrington WJ, Charnley GJ, Harries SR, Fox BM, Sharp R, Hughes PM (1999) The position of the popliteal artery in the arthritic knee. *J Arthroplasty* 14(7):800-802
- Figgie HE, Goldberg VM, Heiple KG (1986) The influence of tibial-patella femoral mechanical axis on patella femoral function in the posterior stabilized condylar knee prosthesis. *J Bone Joint Surg* 68 A:1035-1048
- Figgie HE, Brady GA, Inglis AE, Sculco TP, Goldberg VM, Figgie MP (1987) Knee arthrodesis following total knee arthroplasty in rheumatoid arthritis. *Clin Orth* 224:237-243
- Figgie MP, Goldberg VM, Figgie HE (1988) Salvage of symptomatic patello-femoral joint following total knee arthroplasty. *Am J Knee Surg* 1(1):48-55
- Figgie HE, Goldberg VM, Figgie MP, Inglis AE, Kelly M, Sobel M (1989) The effect of alignment of the implant on fractures of the patella after condylar total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 71 A(8):1031-1039
- Fitzgerald RH, Kelly PJ (1979) Total Joint arthroplasty. Biologic causes of failure. *Mayo Clin Proc* 54:590-596
- von Foerster G, Klüber D, Kabler U (1991) Mittel- bis langfristige Ergebnisse nach Behandlung von 118 periprothetischen Infektionen nach Kniegelenkersatz durch einzeitige Austauschoperation. *Orthopäde* 20:244-252
- Freeman MAR, Sudlow R, Casewell M, Radcliff S (1985) The management of infected total knee replacements. *J Bone Joint Surg* 67 B:764-768
- Freeman MAR, Samuelson KM, Elias SG, Mariorenzi LJ, Gokcay EI, Tuke M (1989) The patellofemoral joint in total knee prostheses. *J Arthroplasty* 4(Suppl):69-74
- Freeman MG, Fehring TK, Odum SM, Fehring K, Griffin WL, Mason JB (2007) Functional advantage of articulating versus static spacers in 2-stage revision for total knee arthroplasty infection. *J Arthroplasty* 22(8):1116-1121
- Freeman TA, Parvizi J, Della Valle CJ, Steinbeck MJ (2009) Reactive oxygen and nitrogen species induce protein and DNA modifications driving arthrofibrosis following total knee arthroplasty. *Fibrogenesis Tissue Repair* 2(1):5
- Freeman TA, Parvizi J, Della Valle CJ, Steinbeck MJ (2010) Mast cells and hypoxia drive tissue metaplasia and heterotopic ossification in arthrofibrosis after total knee arthroplasty. *Fibrogenesis Tissue Repair* 3:17
- Fulkerson E, Tejwani N, Stuchin S, Egol K (2007) Management of periprothetische femur fractures with a first generation locking plate. *Injury* 38(8):965-972
- Furia JP (1995) Heterotopic ossification following primary total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 10:413-419
- Galat DD, McGovern SC, Larson DR, Harrington JR, Hanssen AD, Clarke HD (2009) Surgical treatment of early wound complications following primary total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 91(1):48-54
- Garnavos C, Rafia M, Henry AP (1994) Treatment of femoral fracture above a knee prosthesis. 18 cases followed 0,5 -15 years. *Acta Orthop Scand* 65(6):610-614
- Ghanem E, Parvizi J, Burnett RS et al (2008) Cell count and differential of aspirated fluid in the diagnosis of infection at the site of total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 90(8):1637-1643
- Giori NJ, Lewallen DG (2002) Total knee arthroplasty in limbs affected by poliomyelitis. *J Bone Joint Surg Am* 84-A(7):1157-61
- Gleitz M, Hopf, Hess T (1996) Experimentelle Untersuchungen zur Rolle des intramedullären Führungsstabes bei der Entstehung der Fettembolie in der Knieendoprothetik. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 134(3):254-259
- Gliatis J, Megas P, Panagiotopoulos E, Lambiris E (2005) Midterm results of treatment with a retrograde nail for supracondylar periprosthetic fractures of the femur following total knee arthroplasty. *J Orthop Trauma* 19(3):164-170
- Goksan SB, Freeman MAR (1992) One-stage reimplantation for infected total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 74 B:78-82
- Gold DA, Scott SC, Scott WN (1996) Soft tissue expansion prior to arthroplasty in the multiply-operated knee: A new method of preventing catastrophic skin problems. *J Arthroplasty* 11(5):512-521
- Goldberg VM, Figgie MP, Figgie HE, Sobel M (1988) The results of total knee arthroplasty using the kinematic stabilizer prosthesis. *J Bone Joint Surg* 70 A:491-499
- Goldberg VM, Figgie HE III, Figgie MP (1989) Technical consideration in total knee surgery. Management of patella problems. *Orthop Clin North Am* 20:189-199
- Goldstein SA, Coale E, Weiss AP, Grossnickle M, Meller B, Matthews LS (1986) Patellar surface strain. *J Orthop Res* 4:372-377
- Gomes LSM, Bechtold JE, Gustilo RB (1988) Patellar prosthesis positioning in total knee arthroplasty. A roentgenographic study. *Clin Orthop* 236:72-81
- Gonzalez MH, Mekhail AO (2004) The failed total knee arthroplasty: Evaluation and etiology. *J A Acad Orthop Surg* 12(6):436-446
- Grace JN, Rand JA (1988) Patellar instability after total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 237:184-189
- Grace JN, Sim EH (1988) Fracture of the patella total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 230:168-175
- Green SA (1975) The effect of methylmethacrylate on phagocytosis. In: *Proceedings of the Orthopaedic Research Society*. *J Bone Joint Surg* 57 A:583
- Gristina AG, Costerton JW (1985) Bacterial adherence to biomaterials and tissue. *J Bone Joint Surg* 67 A:264-273
- Gristina AG, Kolkin J (1983) Total Joint replacement and sepsis. *J Bone Joint Surg* 65 A:128-134
- Grogan TJ, Dorey E, Rollins J, Amstutz HC (1986) Deep sepsis following total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 68 A:226-232
- Gschwend N, Ivosevic-Radovanovic D (1988) Proven and nonproven facts in knee arthroplasty. Results with the semi-constrained GSB-prosthesis. *Arch Orthop Trauma Surg* 107:140-147
- Gschwend N, Ivosevic-Radovanovic D, Scheier H, Bahler A (1987) Langzeitergebnisse mit der GSB-I-Prothese. In: *Endo-Klinik (Hrsg) Primär- und Revisionsalloarthroplastik*. Springer, Berlin Heidelberg
- Habermann ET (1991) The infected total knee arthroplasty. In: *Laskin RS (Hrsg) Total knee replacement*. Springer, Berlin New York, S 241-252
- Hagemann WF, Woods GW, Tullos HS (1978) Arthrodesis in failed total knee replacement. *J Bone Joint Surg* 60 A:790-794

- Hagena EW, Hoffmann GO (1984) Lang- und mittelfristige Ergebnisse nach Implantation der GSB-Kniegelenks-Endoprothese. *Unfallheilkunde* 87:133–143
- Haidukewych GJ (2004) Innovations in locking plate technology. *J Am Acad Orthop Surg* 12(4):205–212
- Haidukewych GJ, Sems SA, Huebner D, Horwitz D, Levy B (2008) Results of polyaxial locked-plate fixation of periarticular fractures of the knee: Surgical technique. *J Bone Joint Surg Am* 90(suppl 2 pt 1):117–134
- Haleem AA, Berry J, Hanssen AD (2004) Mid-term to long-term followup of two-stage reimplantation for infected total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 428:35–39
- Hallock CG (1990) Salvage of total knee arthroplasty with local fasciocutaneous flaps. *J Bone Joint Surg* 72 A:1236–1239
- Han HS, Oh KW, Kang SB (2009) Retrograde intramedullary nailing for periprosthetic supracondylar fractures of the femur after total knee arthroplasty. *Clin Orthop Surg* 1(4):201–206
- Hankin F, Lovic KN, Matthews LS (1981) The effect of total knee arthroplasty prostheses design on the potential for salvage arthrodesis: measurements of volumes, lengths, and trabecular bone contact areas. *Clin Orthop* 155:52–58
- Hanssen AD, Rand JA, Osmon DR (1994) Treatment of the infected total knee arthroplasty with insertion of another prosthesis. The effect of antibiotic-impregnated cement. *Clin Orthop* 309:44–55
- Härle A (1987a) Behandlungsstrategien bei Gelenkinfektionen nach intraartikulären Injektionen und Punktionen. *Dtsch Arztebl* 84:2252–2258
- Härle A (1987b) Erregerspektrum bei Infektionen nach Totalendoprothesen. In: Willert HG, Buchhorn G (Hrsg) *Aktuelle Probleme der Chirurgie und Orthopädie*, Bd. 31. Huber, Bern Stuttgart Toronto, S 210
- Härle A (1989a) Dokumentation und Qualitätskontrolle. *Z Orthop* 127:488–491
- Härle A (1989b) Infection management in total hip replacement. *Arch Orthop Trauma Surg* 108:63–71
- Härle A, Ritzerfeld W, Liewald U, Wuisman P (1990) Antibiotikafreisetzende Osteosynthesematerialien. Experimentelle Untersuchungen und klinische Ergebnisse. In: Rahmzadeh R, Beyer HG (Hrsg) *Das infizierte Implantat*. Springer, Berlin Heidelberg New York, S 147
- Harris CM, Froehlich J (1985) Knee fusion with intramedullary rods for failed total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 197:209–216
- Harwin SF (1993) Heterotopic ossification following primary total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 8:113–116
- Hassenpflug J (1986) Die arterielle Blutversorgung der Kniescheibe und ihre Beeinträchtigung durch verschiedene operative Zugangswege zum Kniegelenk. *Z Orthop* 124:521–522
- Hassenpflug J (1987) Patellofemorale Kontaktzonen und ihre Beeinflussung durch die Konstruktionsmerkmale verschiedener Prothesen mit und ohne Ersatz der Patellarückfläche. In: Refor HJ, Hackenbroch MH, Wirth CJ (Hrsg) *Der alloplastische Ersatz des Kniegelenks. Ergebnisse praxisbezogener Grundlagenforschung*. 9 Münchener Symposium für experimentelle Orthopädie. Thieme, Stuttgart New York, S 61–65
- Hassenpflug J (1989) Das Patellofemoralgelenk beim künstlichen Kniegelenkersatz. Springer, Berlin Heidelberg New York London Paris
- Healy WL, Wasiliewski SA, Takei R, Oberlander M (1995) Patellofemoral complications following total knee arthroplasty: correlation with implant design and patient risk factors. *J Arthroplasty* 10(2):197–201
- Herrera DA, Kregor PJ, Cole PA, Levy BA, Jönsson A, Zlowodzki M (2008) Treatment of acute distal femur fractures above a total knee arthroplasty: Systematic review of 415 cases (1981–2006). *Acta Orthop* 79(1):22–27
- Hersche O, Gerber C (1984) Kniearthrodese: Indikation und therapeutische Möglichkeiten. In: Stuhler T (Hrsg) *Arthrodesen*. Thieme, Stuttgart New York, S 184–192
- Herzog R, Morscher E (1991) Fehlschläge in der Kniegelenkprothetik. Eine Analyse der Knieprothesen- und Komponentenwechsel von 1980 bis 1987. *Orthopäde* 20:221–226
- Hirsch DM, Bhalla S, Roffmann M (1981) Supracondylar fracture of the femur following total knee replacement. *J Bone Joint Surg* 63 A:162–163
- Hofmann AA, Kane KR, Tkach TK, Plaster RL, Camargo MP (1995) Treatment of infected total knee arthroplasty using an articulating spacer. *Clin Orthop* 321:45–54
- Hofmann AA, Tkach TK, Evanich CJ, Camargo MP (2000) Posterior stabilization in total knee arthroplasty with use of an ultracongruent polyethylene insert. *J Arthroplasty* 15(5):576–583
- Hofmann AA, Goldberg T, Tanner AM, Kurtin SM (2005) Treatment of infected total knee arthroplasty using an articulating spacer: 2- to 12-year experience. *Clin Orthop Relat Res* 430:125–131
- Horlocker TT, Cabanela ME, Wedel DJ (1994) Does postoperative epidural analgesia increase the risk of peroneal nerve palsy after total knee arthroplasty? *Anesth Analg* 79(33):495–500
- Hozack WJ, Goll SR, Lotke PA, Rothman RH, Booth RE (1988) The treatment of patella fractures after total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 236:123–127
- Hozack WJ, Rothman RH, Booth RE jr, Balderston RA (1989) The patellar clunk syndrome. A complication of posterior stabilized total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 241: 203–208
- Huberti HH, Hayes WC (1984) Patellofemoral contact pressures. The influence of Q-angle and tendofemoral contact. *J Bone Joint Surg* 66 A(6):715–724
- Hunt KH, Bourne MH, Mariani EM (2009) Single-injection femoral and sciatic nerve blocks for pain control after total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 24(4):533–538
- Idusuyi OB, Morrey BF (1996) Peroneal nerve palsy after total knee arthroplasty: Assessment of predisposing and prognostic factors. *J Bone Joint Surg Am* 78(22):177–184
- Inglis AE, Walker PS (1991) Revision of failed knee replacements using fixed-axis hinges. *J Bone Joint Surg* 73B:757–761
- Insall JN (1984) Surgical Approaches to the Knee. In: Insall JN (Hrsg) *Surgery of the Knee*. Churchill Livingstone, New York, S 41–54
- Insall JN (1986) Infection of total knee arthroplasty. In: Anderson LD (Hrsg) *AAOS Instructional Courses Lectures*, Bd. 25. Mosby CV, St. Louis, S 319
- Insall JN, Dethmers DA (1982) Revision of total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 170:123–130
- Insall JN, Thompson (1986) Infections in total knee arthroplasty. In: Eftekhari NS (Hrsg) *Infection in joint replacement surgery. Prevention and management*. Churchill Livingstone, New York, S 363
- Insall JN, Walker P (1976) Unicondylar knee replacement. *Clin Orthop* 120:83–85
- Insall JN, Lachiewicz PE, Burstein AH (1982) The posterior stabilized condylar prosthesis: a modification of the total condylar design. Two- to four-year clinical experience. *J Bone Joint Surg* 64 A:1317–1323
- Insall JN, Hood RW, Flawn LB, Sullivan DJ (1983a) The total condylar knee prosthesis in gonarthrosis. *J Bone Joint Surg* 65 A:619–628
- Insall JN, Thompson EM, Brause BD (1983b) Two stage reimplantation for the salvage of infected total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 65 A:1087–1098
- Jacobs MA, Hungerford DS, Krackow KA, Lennox DW (1989) Revision of septic total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 238:159–166
- James DSS, Scott RD (1993) Extensor mechanism complications. In: Rand JA (Hrsg) *Total knee arthroplasty*. Raven, New York, S 393–401

- Jaureguito JW, Dubois CM, Smith SR, Gottlieb LJ, Finn HA (1997) Medial gastrocnemius transposition flap for the treatment of disruption of the extensor mechanism after total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 79(66):866–873
- Jerosch J (1995a) Infektionen des Bewegungsapparates - Diagnostik und Therapie. Thieme, Stuttgart
- Jerosch J (1995b) Möglichkeiten bei nicht prothesenerhaltenden Revisionseingriffen bei der infizierten Kniealloarthroplastik. In: Jerosch J (Hrsg) Infektionen des Bewegungsapparates. Thieme Verlag, Stuttgart New York, S 105–112
- Jerosch J, Aldawoudy AM (2007) Arthroscopic treatment of patients with moderate arthrofibrosis after total knee replacement. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 15:71–77
- Jerosch J, Schroder M, Steinbeck J, Halm H (1993) Arthroscopy in patients with knee endoprotheses. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 1(3-4):218–222
- Jerosch J, Penner M, Castro WHM, Schmidt M (1994a) Fremdblutverbrauch und Möglichkeiten der autologen Hamotherapie am Beispiel der Hüft- und Knieendoprothetik. *Z Orthop* 132:459–465
- Jerosch J, Schroder M, Steinbeck J, Halm H (1994b) Arthroskopische Therapie der bakteriellen Arthritis. *Arthroskopie* 7:115–122
- Jerosch J, Schroder J, Steinbeck J (1995aa) Arthroskopie bei Knie-Endoprothesen. *Arthroskopie* 8:133–136
- Jerosch J, Fuchs S, Liljenqvist U, Haftka S (1995b) Auswirkungen unterschiedlicher Sterilisationsverfahren auf den Oxidationsgrad auf den Werkstoff ultrahochmolekulares Polyethylen (UHMWPE). *Biomed Tech* 40:296–303
- Jerry GT, Rand JA, Ilstrup DM (1988) Ancient sepsis prior to total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 236:135–140
- Johnson DP, Bannister GC (1986) Outcome of infected arthroplasty of the knee. *J Bone Joint Surg* 68B:289–291
- Jojima H, Whiteside LA, Ogata K (2004) Anatomic consideration of nerve supply to the vastus medialis in knee surgery. *Clin Orthop Relat Res* 423(423423):157–160
- Jones EC, Insall JN, Inglis AE, Ranawat CS (1979) Guepar knee arthroplasty results and late complications. *Clin Orthop* 140:145–152
- Jones WA, Wroblewski BM (1989) Salvage of failed total knee arthroplasty: the beefburger procedure. *J Bone Joint Surg* 71B:856–857
- Josefsson G, Lindberg L, Wiklander B (1981) Systemic antibiotics and gentamicin-containing bone cement in the prophylaxis of postoperative infections in total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 159:194–200
- Josefsson G, Gudmundsson G, Kolmert L, Wijkström S (1990) Prophylaxis with systemic antibiotics versus gentamicin bone cement in total hip arthroplasty. A five-year survey of 1688 hips. *Clin Orthop Relat Res* 253:173–8
- Kaufer H, Matthews LS (1986) Resection arthroplasty: an alternative to arthrodesis for salvage of the infected total knee arthroplasty. *Instr Course Lect* 35:283–289
- Kaufer H, Irvine G, Matthews LS (1983) Intramedullary arthrodesis of the knee. *Orthop Trans* 7:547
- Kayler DE (1988) Surgical interruption of patellar blood supply by total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 229:221–227
- Kim J, Nelson CL, Lotke PA (2004) Stiffness after total knee arthroplasty: Prevalence of the complication and outcomes of revision. *J Bone Joint Surg Am* 86(7):1479–1484
- Kim YH, Kim VEM (1991) Factors leading to low incidence of deep vein thrombosis after cementless and cemented total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 273:119
- Knutson K, Bodelind B, Lidgren L (1984a) Stability of external fixators used for knee arthrodesis after failed knee arthroplasty. *Clin Orthop* 186:90
- Knutson K, Hovelius L, Lindstrand A, Lidgren L (1984b) Arthrodesis after failed knee arthroplasty. A nationwide multicenter investigation of 91 cases. *Clin Orthop* 191:202–211
- Knutson K, Lindstrand A, Lidgren L (1985) Arthrodesis for failed knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 67B:47–52
- Knutson K, Lewold S, Robertsson O, Lidgren L (1994) The Swedish knee arthroplasty register: a nation-wide study of 30,003 knees 1976–1992. *Acta Orthop Scand* 65:375–386
- Krackow KA, Maar DC, Mont MA, Carroll CIV (1993) Surgical decompression for peroneal nerve palsy after total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 292(292292):223–228
- Kumar SN, Chapman JA, Rawlins I (1998) Vascular injuries in total knee arthroplasty: A review of the problem with special reference to the possible effects of the tourniquet. *J Arthroplasty* 13(22):211–216
- Lai K-A, Shen W-J, Yank C-Y (1988) Arthrodesis with a short huckstep nail as a salvage procedure for failed total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 80-A:380–388
- Large TM, Kellam JF, Bosse MJ, Sims SH, Althausen P, Masonis JL (2008) Locked plating of supracondylar periprosthetic femur fractures. *J Arthroplasty* 23(6, suppl 1):115–120
- Laskin RS (1990) Total condylar knee replacement in patients who have rheumatoid arthritis. *J Bone Joint Surg* 72 A:529–535
- Laskin RS, Beksac B (2004) Stiffness after total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 19(4, suppl 1):41–46
- Laskin RS, Bucknell A (1990) The use of metal backed patellar prostheses in total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 260:52–55
- Leblanc JM (1989) Patellar complication in total knee arthroplasty. A literature review. *Orthop Rev* 18:296–304
- Lemaire P et al (1997) Tibial component positioning in total knee arthroplasty: bone coverage and extensor apparatus alignment. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 5(4):251–7
- Leone JM, Hanssen AD (2005) Management of infection at the site of a total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 87(10):2335–2348
- Lettin AWE, Kavanagh TG, Craig D, Scales JT (1984) Assessment of the survival and the clinical results of Stanmore total knee replacements. *J Bone Joint Surg* 66B:355–361
- Lettin AWF, Neil MJ, Citron ND, August (1990) Excision arthroplasty for infected constrained total knee replacements. *J Bone Joint Surg* 72 B:220–224
- Levi N, Kofoed K (1994) Early failure of metal-backed patellar arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 76B:675
- Lian G, Cracchiolo A, Lesavoy M (1989) Treatment of major wound necrosis following total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 4(Suppl):S23–S32
- Lidwell OM (1986) Clean air operation and subsequent sepsis in the joint. *Clin Orthop* 211:91–102
- Lidwell OM, Lowbury EJJ, Whyte W, Blowers R, Stanley SJ, Lowe D (1982) Effect of ultraclean air in operating rooms on deep sepsis in the joint after total hip and knee replacement. A randomized study. *Br Med J* 285:10–14
- Lindberg L (1988) Infektionen nach Knieendoprothesen. Erfahrungen in Schweden. In: Cotta H, Braun A (Hrsg) Knochen- und Gelenkinfektionen - Diagnose und Therapie. Springer, Berlin Heidelberg New York, S 169
- Lombardi AV, Engh GA, Volz RG, Albrigo JL, Brainard BJ (1988) Fracture/dissociation of the polyethylene in metal-backed patellar components total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 70 A(6):675–679
- Lotke PA, Ecker ML (1993) Deep venous thrombosis after total knee surgery. In: Rand JA (Hrsg) Total knee arthroplasty. Raven, New York, S 409–416
- Lotke PA, Windsor R, Ecker ML, Cella J (1984) Long term results after total condylar knee replacement: significance of radiolucent lines. *Orthop Trans* 8:398

- Lotke PA, Faralli VJ, Orenstein EM, Ecker ML (1991) Blood loss after total knee replacement. *J Bone Joint Surg* 73 A:1037–1040
- Lovelock JE (1984) Complications of total knee replacement. *Am J Roentgenol* 142:985–992
- Lynch AF, Rorabeck CH, Bourne RB (1987) Extensor mechanism complications following total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 2:135–140
- Lynch JA, Baker PL, Lepse ES, Polly RE, Wallace BE (1993) Solitary patellar component revision following total knee arthroplasty. Read at the annual meeting of the American Academy of Orthopaedic Surgeons San Francisco
- Mabry TM, Jacofsky DJ, Haidukewych GJ, Hanssen AD (2007) Comparison of intramedullary nailing and external fixation knee arthrodesis for the infected knee replacement. *Clin Orthop Relat Res* 464:11–15
- MacCollum MS, Karpmann RR (1989) Complications of the PCA anatomic patella. *Orthopedics* 12:1423
- Manifold SG, Cushner FD, Craig-Scott S, Scott WN (2000) Long-term results of total knee arthroplasty after the use of soft tissue expanders. *Clin Orthop Relat Res* (308):133–139
- Markovich GD, Dorr LD, Klein NE, McPherson EJ, Vince KG (1995) Muscle flaps in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* (321):122–130
- Marmor L (1993) Unicompartimental knee replacement. In: Rand JA (Hrsg) *Total knee arthroplasty*. Raven Press, New York, S 245–280
- McAuley JP, Engh GA (2003) Constraint in total knee arthroplasty. When and what? *J Arthroplasty* 18(3, Suppl 1):51–54
- McAuley JP, Engh GA, Ammeen DJ (2004) Treatment of the unstable total knee arthroplasty. *Instr Course Lect* 53:237–241
- McClelland SJ (1986) Myositis ossificans following porous-ingrowth TK replacement. *Orthop Rev* 15:223–227
- Meermans G, Haddad FS (2010) Is there a role for tissue biopsy in the diagnosis of periprosthetic infection? *Clin Orthop Relat Res* 468(5):1410–7
- Merkel KD, Johnson EW Jr (1986) Supracondylar fracture of the femur after total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 68 A:29–43
- Merkow RL, Soudry M, Insall JN (1985) Patellar dislocation following total knee replacement. *J Bone Joint Surg* 67 A(12):1321–1327
- Mihalko WM, Krackow KA (2006) Flexion and extension gap balancing in revision total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 446:121–126
- Milliano MT, Whiteside LA, Kaiser AD, Zwirkowski PA (1993) Evaluation of the effect of the femoral articular surface material on the wear of metal backed patellar component. *Clin Orthop* 287:178–186
- Mochizuki RM, Schurman DJ (1979) Patellar complication following total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 61 A:879–883
- Möller AM, Pedersen T, Villebro N, Munksgaard A (2003) Effect of smoking on early complications after elective orthopaedic surgery. *J Bone Joint Surg Br* 85(2):178–181
- Mont MA, Dellon AL, Chen F, Hungerford MW, Krackow KA, Hungerford DS (1996) Ther operative treatment of peroneal nerve palsy. *J Bone and Joint Surg Am* 78:863–869
- Mont MA, Seyler T, Marulanda GA, Delanois RE, Bhave A (2006) Surgical treatment and customized rehabilitation for stiff knee arthroplasties. *Clin Ortho Relat Res* 446:193–200
- Morawietz L, Gehrke T, Schröder JH, Krenn V (2006) Histopathological diagnostics in endoprosthesis loosening. *Pathologie* 27(6):439–45
- Morrey BE, Westholm E, Schoifet S, Rand JA, Bryan RS (1989) Long-term results of various treatment options for infected total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 248:120–128
- Nahabedian MY, Mont MA, Orlando JC, Delanois RE, Hungerford DS (1999) Operative management and outcome of complex wounds following total knee arthroplasty. *Plast Reconstr Surg* 104(6):1688–1697
- Naudie DD, Rorabeck CH (2004) Managing instability in total knee arthroplasty with constrained and linked implants. *Instr Course Lect* 53:207–215
- Nazarian DG, Booth RE Jr (1999) Extensor mechanism allografts in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 367:123–129
- Nelson CL, Bergfried JA, Schwartz J, Koczun M (1975) Antibiotics in human hematoma and wound fluid. *Clin Orthop* 108:138–144
- Nelson CL, Evans RP, Blaha JD (1993) A comparison of gentamicin-impregnated polymethylmethacrylate bead implantation to conventional parenteral antibiotic therapy in infected hip and knee arthroplasty. *Clin Orthop* 295:96–101
- Nelson JP, Glassborn AR, Talbott RD, McElhinney JP (1980) The effect of previous surgery, operating room environment and preventive antibiotics on postoperative infection following total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 148:120–128
- Nicholls DW, Dorr LD (1990) Revision surgery for stiff total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 5(suppl):S73–S77
- Nielsen BP, Petersen VS, Varmarken JE (1988) Fracture of the femur after knee arthroplasty. *Acta Orthop Scand* 59(2):155–157
- Norrish AR, Jibri ZA, Hoppgood P (2009) The LISS plate treatment of supracondylar fractures above a total knee replacement: a case-control study. *Acta Orthop Belg* 75(5):642–648
- Osmon DR, Steckelberg JM, Wilhelm MP, Keating MR, Walker RC, Hanssen AD, Wilson WR (1993) Medical management of total knee arthroplasty infection. In: Rand JA (Hrsg) *Total knee arthroplasty*. Raven Press, New York, S 377–391
- Pagnano MW, Hanssen AD, Lewallen DG, Stuart MJ (1998) Flexion instability after primary posterior cruciate retaining total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 356(356):39–46
- Parmet JL, Horrow JC, Pharo G, Collins L, Berman AT, Rosenberg H (1995) The incidence of venous emboli during extramedullary guided total knee arthroplasty. *Anesthesia and Analgesia* 81(4):757–762
- Parratte S, Pagnano MW (2008) Instability after total knee arthroplasty. *Instr Course Lect* 57:295–304
- Parvizi J, Ghanem E, Menashe S, Barrack RL, Bauer TW (2006a) Periprosthetic infection: What are the diagnostic challenge? *J Bone Joint Surg Am* 88(Suppl 4):138–147
- Parvizi J, Kim KI, Oliashirazi A, Ong A, Sharkey PF (2006b) Periprosthetic patellar fractures. *Clin Orthop Relat Res* 446:161–166
- Parvizi J, Jain N, Schmidt AH (2008) Periprosthetic knee fractures. *J Orthop Trauma* 22(9):663–671
- Patterson BM, Marchard R, Ranawat C (1989) Complications of heparin therapy after total joint arthroplasty. *J Bone Joint Surg (AM)* 71:1130
- Peters JD, Engh GA, Corpe RS (1991) The metal-backed patella. An invitation for failure? *J Arthroplasty* 6(3):221–8
- Peters CL, Hennessey R, Barden RM, Galante JO, Rosenberg AG (1997) Revision total knee arthroplasty with a cemented posterior-stabilized or constrained condylar prosthesis: A minimum 3-year and average 5-year follow-up study. *J Arthroplasty* 12(8):896–903
- Pettine KA, Bryan RS (1986) A previously unreported cause of pain after total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 1:29–33
- Petty W (1978) The effect of methylmethacrylate on chemotaxis on polymorphonuclear leukocytes. *J Bone Joint Surg* 60 A:752–757
- Petty W, Bryan RS, Coventry MB, Peterson LFA (1975) Infection after total knee arthroplasty. *Orthop Clin North Am* 61:1005–1014
- Petty W, Spanier S, Shuster JJ (1988) Prevention of infection after total joint replacement. Experiments with a canine model. *J Bone Joint Surg Am* 70(4):536–9
- Plietz W, Reithmeier E (1987) Zur Biomechanik des Gleitflächenersatzes der Patella. In: Refior HJ, Hackenbroch MH, Wirth CJ (Hrsg) *Ergebnisse praxisbezogener Grundlagenforschung*, 9. Münchener Symposium für experimentelle Orthopädie. Thieme, Stuttgart New York
- Ponten B (1981) The fasciocutaneous flap: Its use in soft tissue defects of the lower leg. *Br J Plast Surg* 34(2):215–220

- Poss R, Thornhill TS, Ewald FC, Thomas WH, Batte NJ, Sledge CB (1984) Factors influencing the incidence and outcome of infection following total joint arthroplasty. *Clin Orthop* 182:117–126
- Pour AE, Parvizi J, Slenker N, Purtill JJ, Sharkey PF (2007) Rotating hinged total knee replacement: use with caution. *J Bone Joint Surg Am* 89(8):1735–1741
- Prada SA, Griffin FM, Nelson CL, Garvin KL (2003) Allograft reconstruction for extensor mechanism rupture after total knee arthroplasty: 4.8-year follow-up. *Orthopedics* 26(1212):1205–1208
- Pulavarti RS, Rau VV, Mc Lauchlan GJ (2013) Patella denervation in primary total knee arthroplasty: a randomized controlled trial with 2 years follow up. *J Arthroplasty Epub*
- Puranen J, Kortelainen P, Jalovaara P (1990) Arthrodesis of the knee with intramedullary nail fixation. *J Bone Joint Surg* 72 A:433–442
- Radar CP, Lohr J, Wittmann R, Eulert J (1996) Results of total arthroplasty with a metal-backed patellar component. *J Arthroplasty* 11:923–930
- Rae T (1975) A study of the effects of particulate metals of orthopaedic interest on murine macrophages in vitro. *J Bone Joint Surg* 57B:444–450
- Ranawat CS (1986) The patellofemoral joint in total knee arthroplasty. Pros and cons based on five- to ten-year follow-up observations. *Clin Orthop* 205:93–99
- Ranawat CS, Rose HA, Bryan WJ (1984a) Technique and results of replacement of the patello-femoral joint with the total knee arthroplasty. In: Revision of total hip and knee. Park Press, Baltimore
- Ranawat CS, Rose HA, Bryan WJ (1984b) Technique and results of replacement of the patello-femoral joint with the total knee arthroplasty. In: Revision of total hip and knee. Park Press, Baltimore
- Ranawat CS, Flynn WE, Saddler S, Hansraj KH, Maynard MJ (1993) Long-term results of total condylar knee arthroplasty. A 15-year survivorship study. *Clin Orthop* 286:94–102
- Rand JA (1987) Vascular complications of total knee arthroplasty: Report of three cases. *J Arthroplasty* 2(22):89–93
- Rand JA (1993a) Neurovascular complications of total knee arthroplasty. In: Rand JA (Hrsg) Total knee arthroplasty. Raven, New York, S 417–422
- Rand JA (1993b) Neurovascular complications of total knee arthroplasty. In: Rand JA (Hrsg) Total knee arthroplasty.. Raven, New York, S 417–422
- Rand JA (1993c) Sepsis following total knee arthroplasty. In: Rand JA (Hrsg) Total knee arthroplasty. Raven Press, New York, S 349–375
- Rand JA (1994) Current concepts review. The patellofemoral joint in total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 76 A:612–620
- Rand JA, Brown MK (1990) The value of indium-111 leukocyte scanning in the evaluation of the painful or infected total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 259:179–182
- Rand JA, Bryan RS (1983) Reimplantation for the salvage of an infected total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 64 A:1081–1086
- Rand JA, Fitzgerald RH (1989) Diagnosis and management of the infected total knee arthroplasty. *Ortop Clin North Am* 20:201–210
- Rand JA, Ilstrup DA (1991) Survivorship analysis of total knee arthroplasty: cumulative rates of survival of 9200 total knee arthroplasties. *J Bone Joint Surg* 73 A:397–409
- Rand JA, Bryan RS, Chao EYS, Ilstrup DM (1986a) A comparison of cemented versus cementless porous coated anatomic total knee arthroplasty. In: Rand JA, Dorr LD (Hrsg) Proceedings of the Knee Society, 1985-1986. Aspen publishers, New York
- Rand JA, Peterson LFA, Bryan RS, Ilstrup DM (1986bb) Revision total knee arthroplasty. Instructional Course Lectures 35:305–324
- Rand JA, Bryan RS, Chao EYS (1987) Arthrodesis of the knee for salvage of the failed total knee arthroplasty using Ace Fisher apparatus. *J Bone Joint Surg* 69 A:39–45
- Rand JA, Morrey BG, Bryan RJ (1989) Patellar tendon rupture following total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 244:233–238
- Rehman HU, Mohammed K (2003) Perioperative management of diabetic patients. *Curr Surg* 60(6):607–611
- Reithmeier E, Plitz W (1990) Theoretical and numerical approach to optimal positioning of the patellar surface replacement in a total knee endoprosthesis. *J Biomechanics* 23:883–892
- Ricci WM, Borrelli J Jr (2007) Operative management of periprosthetic femur fractures in the elderly using biological fracture reduction and fixation techniques. *Injury* 38(suppl 3):S53–S58
- Ricci WM, Loftus T, Cox C, Borrelli J (2006) Locked plates combined with minimally invasive insertion technique for the treatment of periprosthetic supracondylar femur fractures above a total knee arthroplasty. *J Orthop Trauma* 20(3):190–196
- Ries MD (2002) Skin necrosis after total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 17(4, Suppl 1):74–77
- Ries MD, Bozic KJ (2006) Medial gastrocnemius flap coverage for treatment of skin necrosis after total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 446:186–192
- Ritter MA, Campbell ED (1987a) Effect of range of motion on the success of a total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 2(2):95–98
- Ritter MA, Campbell ED (1987b) Postoperative patellar complications with or without lateral release during total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 219:163–168
- Ritter MA, Stringer EA (1979) Predictive range of motion after total knee replacement. *Clin Orthop Relat Res* 142(143):115–119
- Ritter MA, Gandolf VS, Holston KS (1989) Continuous passive motion versus physical therapy in total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 244:239–243
- Ritter MA, Lutgring JD, Davis KE, Berend ME, Pierson JL, Meneghini RM (2007) The role of flexion contracture on outcomes in primary total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 22(8):1092–1096
- Roffman M, Hirsch D, Mendes DG (1980) Fracture of the resurfaced patella in total knee replacement. *Clin Orthop* 148:112
- Romnes DW, Rand JA (1988) The role of continuous passive motion following total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 226:34–37
- Rose HA, Hood RW, Otis JC, Ranawat CS, Insall JN (1982) Peroneal-nerve palsy following total knee arthroplasty: A review of The Hospital for Special Surgery experience. *J Bone Joint Surg Am* 64(33):347–351
- Rosenberg AG, Andriacchi TP, Barden J, Galante O (1988) Patellar component failure in cementless total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 236:106–114
- Rowe PJ, Myles CM, Walker C, Nutton R (2000) Knee joint kinematics in gait and other functional activities measured using flexible electrogoniometry: How much knee motion is sufficient for normal daily life? *Gait Posture* 12(2):143–155
- Ruberg RL (1984) Role of nutrition in wound healing. *Surg Clin North Am* 64(4):705–714
- Rush JH, Vidovich JD, Johnson MA (1987) Arterial complications of total knee replacement: The Australian experience. *J Bone Joint Surg Br* 69(33):400–402
- Salvati EA, Robinson RP, Zeno SM, Koslin BL, Brause BD, Wilson J (1982) Infection rates after 3175 total hip and total knee replacements performed with and without a horizontal unidirectional filtered air-flow-system. *J Bone Joint Surg* 64 A:525–535
- Salvati EA, Callaghan JJJJ, Brause BD, Klein RE, Small RD (1986) Reimplantation in infection. Elution of gentamicin from cement beads. *Clin Orthop* 207:83–93
- Sanders R, O'Neil T (1981) The gastrocnemius myocutaneous flap used as a cover for the exposed knee prosthesis. *J Bone Joint Surg* 63B:683–686
- Scapinelli R (1967) Blood supply of the human patella. *J Bone Joint Surg* 49B:563–566

- Schiavone Panni A, Cerciello S, Vasso M, Tartarone M (2009) Stiffness in total knee arthroplasty. *J Orthop Traumatol* 10(3):111–118
- Schinsky MF, Macaulay W, Parks ML, Kiernan H, Nervessian OA (2001) Nerve injury after primary total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 16(8):1048–1054
- Schinsky MF, Della Valle CJ, Sporer SM, Paprosky WG (2008) Perioperative testing for joint infection in patients undergoing revision total hip arthroplasty. *JBJS A* 90(9):1869–75
- Schoifet SD, Morrey BE (1990) Treatment of infection after total knee arthroplasty by debridement. *J Bone Joint Surg* 72 A:1383–1390
- Schurman DJ (1982) The management of infected total knee replacement. *Orthop Trans* 6:477
- Schurman DJ, Trindade C, Hirshman HP, Moser K, Kajiyama G, Stevens P (1978) Antibiotic-acrylic bone cement composites. Studies of gentamicin and Palacos. *JBJS A* 60(7):978–84
- Scott IR, Stockley I, Getty CJM (1993) Exchange arthroplasty for infected knee replacement. A new two-stage method. *J Bone Joint Surg* 75 B:28–31
- Scott RD (1982) Duopatellar total knee replacement: the Brigham experience. *Orthop Clin North Am* 13:89–102
- Scott RD, Goldstein W (1988) Segmental osteonecrosis of the patella. *Am J Knee Surg* 1(1):67
- Scott RD, Turoff N, Ewald EC (1982) Stress fracture of the patella following duopatellar total knee arthroplasty with patellar resurfacing. *Clin Orthop* 170:147–151
- Scott SC, Reiffel RS (2006) Soft-tissue healing. In: Scott WN (Hrsg) *Surgery of the Knee*, 4. Aufl. Bd. 2. Churchill Livingstone, Philadelphia PA, S 1105–1108
- Scott WN, Rubinstein M, Scuderi G (1988) Results after replacement with a posterior cruciate-substituting prosthesis. *J Bone Joint Surg* 70 A:1163–1173
- Scuderi GR (2005) The stiff total knee arthroplasty: Causality and solution. *J Arthroplasty* 20(4 suppl 2):S23–S26
- Scuderi G, Scharf SC, Meltzer LP, Scott WN (1987) The relationship of lateral releases to patellar viability in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 2:209–214
- Sculco TP (2006) The role of constraint in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 21(4, Suppl 1):54–56
- Segawa H, Tsukayama DT, Kyle RF, Becker DA, Gustilo RB (1999) Infection after total knee arthroplasty: A retrospective study of the treatment of eighty-one infections. *J Bone Joint Surg Am* 81(10):1434–1445
- Sharrock NE, Go G, Sculco TP, Ranawat CS, Maynard MJ, Harpel PC (1995) Changes in circulatory indices of thrombosis and fibrinolysis during total knee arthroplasty performed under tourniquet. *J Arthroplasty* 10(4):523–528
- Shereff MJ, Jaffe WL (1981) Patellar complications after total knee arthroplasty. *Orthopedics* 4:653–657
- Siebels W, Ascherl R, Blumel G (1985) Überlegungen zum biomechanischen Konzept des natürlichen Kniegelenks und ihre Bedeutung für die Endoprothetik. In: Lechner E, Ascherl R, Blumel G, Hungerford DS (Hrsg) *Kniegelenkendoprothetik - eine aktuelle Bestandsaufnahme*. Schattauer, Stuttgart New York
- Simison AJM, Noble J, Hardinge K (1986) Complications of the Attenborough knee replacement. *J Bone Joint Surg* 68 B:100–105
- Smith SR, Stuart P, Pinder IM (1989) Nonresurfaced patella. *J Arthroplasty* 4(Suppl):81–86
- Sneppen O, Gudmundsson GH, Büniger C (1985) Patellofemoral function in total condylar knee arthroplasty. *International Orthopaedics* 9:65–68
- Springer BD, Della Valle CJ (2008) Extensor mechanism allograft reconstruction after total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 23(7 Suppl 7):35–38
- Springer HH, Jäger M (1981) Femurfrakturen nach Hüft- und Kniegelenkendoprothesen beim alten Menschen - Ursachen und Therapiemöglichkeiten. *Orthop Praxis* 17:366
- Stinchfield FE, Bigliani LV, Neu HC, Goss TP, Foster CR (1980) Late hematogenous infections of total joint replacement. *J Bone Joint Surg* 62 A:1345–1350
- Stulberg SD, Stulberg BN, Hamati Y, Tsao A (1988) Failure mechanisms of metal-backed patellar components. *Clin Orthop* 236:88–105
- Sun Z, Liu J, Wang P (2010) Research development of diagnosis and treatment of pain after total knee arthroplasty. *Zhongguo Xiu Fu Chong Jian Wai Ke Za Zhi* 24(6):708–713
- Teeny SM, Dorr L, Murata G, Conaty P (1990) Treatment of infected total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 5:35–39
- Thomas BJ, Moreland JR, Amstutz HC (1983) Infection after total joint arthroplasty from distal extremity sepsis. *Clin Orthop* 181:121–125
- Thorpe CD, Bocell JR, Tullos HS (1990) Intra-articular fibrous bands. Patellar complications after total knee replacement. *J Bone Joint Surg* 72 A:811–814
- Toms AD, Mandalia V, Haigh R, Hopwood B (2009) The management of patients with painful total knee replacement. *J Bone Joint Surg Br* 91(2):143–150
- Törholm C, Lidgren L, Lindberg L, Kahlmott G (1983) Total hip joint arthroplasty with gentamicin-impregnated cement. A clinical study of gentamicin excretion kinetics. *Clin Orthop* 181:99–106
- Trampuz A, Hanssen AD, Osmon DR, Mandrek J, Steckelberg JM, Patel R (2004) Synovial Fluid leukocyte count and differential for the diagnosis of prosthetic knee infection. *Am J Med* 117(8):556–562
- Trampuz A, Piper KE, Jacobson JM et al (2007) Sonication of removed hip and knee prostheses for diagnosis of infection. *N Engl J Med* 357(7):654–663
- Tria AJ jr, Harwood DA, Alicea JA, Cody RP (1994) Patellar fractures in posterior stabilized knee arthroplasties. *Clin Orthop* 299: 131–138
- Trippel SB (1986) Antibiotic-impregnated cement in total joint arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 68 A:1297–1303
- Uchida S, Yoshino S, Doi M, Kudo H (1980) Side effects of prosthetic materials on the human body. *Int Orthop* 3:258–291
- Vander GR (1983) Arthrodesis of the knee with intramedullary fixation. *Clin Orthop* 181:146–150
- Vaughn BK, Knezevich S, Lombardi AV (1989) Use of the Greenfield filter to prevent fatal pulmonary embolism associated with total hip and knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg (AM)* 71:1542
- Vince KG, Abdeen A, Sugimori T (2006) The unstable total knee arthroplasty: Causes and cures. *J Arthroplasty* 21(4, Suppl 1):44–49
- Von Jonbergen HPW, Scholtes VAB, Poolman RW (2014) A randomised, controlled trial of circumpatellar electrocautery in total knee replacement without patellar resurfacing. *Bone Joint J* 96-B:473–478
- Wade PJF, Duhan RA (1984) Arthrodesis of the knee after failed knee replacement. *J Bone Joint Surg* 66 B:362–366
- Walker RH, Schurman DJ (1984) Management of infected total knee arthroplasties. *Clin Orthop* 186:81–89
- Wang JH, Zhao JZ, He YH (2007) A new treatment strategy for severe arthrofibrosis of the knee: Surgical technique. *J Bone Joint Surg Am* 89(suppl 2, pt 1):93–102
- Wasilewski SA, Frankl U (1989a) Arthroscopy of the painful dysfunctional total knee replacement. *Arthroscopy* 5:294–297
- Wasilewski SA, Frankl U (1989b) Fracture of polyethylene of patellar component in total knee arthroplasty, diagnosed by arthroscopy. *J Arthroplasty* 4(Suppl):S19–S22
- Wei FC, Jain V, Celik N, Chen HC, Chuang DC, Lin CH (2002) Have we found an ideal soft tissue flap? An experience with 672 anterolateral thigh flaps. *Plast Reconstr Surg* 109(7):2219–2226 (discussion 2227–2230)

- Weiss AP, Krackow KA (1993) Persistent wound drainage after primary total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 8(3):285–289
- Weissman BN, Scott RD, Brick GW, Corson JM (1991) Radiographic detection of metal-induced synovitis as a complication of total arthroplasty of the knee. *J Bone Joint Surg* 73(7):1002–1007
- Wetzner SM, Bezreh JS, Scott RD, Bierbaum BE, Newberg AH (1985) Bone scanning in the assessment of patellar viability following knee replacement. *Clin Orthop* 199:215–219
- Whiteside LA (2004) Ligament balancing in revision total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 23(423):178–185
- Wilde AH, Ruth JJ (1988) Two-stage reimplantation in infected total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 236:23–35
- Wilde AH, Stearns KL (1989) Intramedullary fixation for arthrodesis of the knee after infected total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 248:87–92
- Wilde AH, Sweeney RS, Borden LS (1988) Hematogenously acquired infection of a total knee arthroplasty by *Clostridium perfringens*. *Clin Orthop* 229:228–231
- Wilson MG, Kelley K, Thornhill TS (1990) Infection as a complication total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 72 A:878–883
- Windsor RE, Scuderi GR, Moran MC, Insall JN (1989) Mechanisms of failure of femoral and tibial components in total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 248:15–20
- Windsor RE, Insall JN, Urs WK, Miller DV, Brause B (1990) Twostage reimplantation for the salvage of total knee arthroplasty complicated by infection. *J Bone Joint Surg* 72 A:272–278
- Wong RY, Lotke PA, Ecker ML (1986) Factors influencing wound healing after total knee arthroplasty. *Orthop Trans* 10:497
- Woods GW, Lionberger DR, Tullos HS (1983) Failed total knee arthroplasty. Revision and arthrodesis for infected and noninfectious complications. *Clin Orthop* 173:184–190
- Woolsen ST, Watt M (1991) Use of autologous blood in total hip replacement: a comprehensive program. *J Bone Joint Surg* 73 A:76–80
- Wright TM, Bartel DL (1986) The problem of surface damage in polyethylene total knee components. *Clin Orthop* 205:67–74
- Wülker N, Böhm S (1994) Ergebnisse des patello-femorale Gelenkersatzes bei verschiedenen Knie-Endoprothesen (Typ GSB und ES). *Z Orthop* 132:412–419
- Yercan HS, Sugun TS, Bussiere C, Ait Si Selmi T, Davis A, Neyret P (2006) Stiffness after total knee arthroplasty: Prevalence, management and outcomes. *Knee* 13(2):111–117
- Yim SJ, Jang MS, Kim WJ, Lee SH, Kang HK (2012) The effect of electrocautery around the patellar rim in patellar non-resurfacing total knee arthroplasty. *Knee Surg Relat Res* 24:104–107

Postoperative Rehabilitation

J. Heisel

- 12.1 Das sog. FIT-Konzept – 374**
 - 12.1.1 Präoperative Patienteninformation – 374
 - 12.1.2 Präemptive (präventive) Schmerztherapie – 375
 - 12.1.3 Postoperativer Belastungsaufbau – 377
 - 12.1.4 Postoperatives sozialmedizinisches Management – 380
 - 12.1.5 Sportliche Belastbarkeit – 381
- 12.2 Postoperative Thromboembolieprophylaxe – 382**
 - 12.2.1 Allgemeine Grundlagen – 382
 - 12.2.2 Physikalische Maßnahmen zur Prophylaxe – 382
 - 12.2.3 Medikamentöse Maßnahmen zur Prophylaxe – 384
 - 12.2.4 Aktuell eingesetzte Präparate – 384
 - 12.2.5 Dauer der Prophylaxe – 385
 - 12.2.6 AWMF-Leitlinien – 386
- 12.3 Spezielle postoperative Strategien (Indikation – Dosierung – Kontraindikationen) – 386**
 - 12.3.1 Allgemeine Grundlagen – 386
 - 12.3.2 Bewegungstherapeutische Behandlungskonzepte – 388
 - 12.3.3 Passive physikalische Behandlungsmaßnahmen – 399
 - 12.3.4 Ergotherapie und Hilfsmittelversorgung – 403
 - 12.3.5 Schienen und Orthesen – 405
 - 12.3.6 Besonderheiten in der frühen Rehabilitation nach Knie-TEP – 405
- 12.4 Inhalte der postoperativen Rehabilitationsphasen – 406**
 - 12.4.1 Postoperative Phase im Akuthaus – 406
 - 12.4.2 Frühe postoperative Rehabilitationsphase (Rehaklinik; Rehasentrum) – 407
 - 12.4.3 Späte ambulante Rehasphase (niedergelassener Arzt) – 411
- 12.5 Dauerhafte ambulante Nachsorge – 412**
 - Literatur – 412**

12.1 Das sog. FIT-Konzept

In den letzten 10 Jahren haben sich unsere Behandlungsstrategien im Bereich der elektiven Knieendoprothetik erheblich gewandelt. Viele dieser Veränderungen werden den deutlich verbesserten Implantaten, der strengen Standardisierung des operativen Vorgehens (teilweise auch mit minimal-invasiven Zugangswegen) sowie einer optimierten Nachbehandlung zugeschrieben. In diesem Zusammenhang muss darüber hinaus beachtet werden, dass sich auch das Patientenmanagement selbst sowohl vor, während als auch nach dem operativen Eingriff deutlich geändert hat; hier sind verschiedene Disziplinen mit involviert. Zu diesen zählen neben den Operateuren die Anästhesisten, die Physiotherapeuten, das Stations- und Operations-Pflegepersonal, die Sozialarbeiter, die nachbehandelnden Institutionen und gelegentlich sogar bereits die ärztlichen Zuweiser. In der Gesamtheit kann dieses Konzept als eine funktionelle interdisziplinäre Therapie (FIT) angesehen werden (Jerosch und Heisel 2012). Dieses besondere Vorgehen soll die Hauptprobleme der betroffenen Patienten vor elektiven Eingriffen reduzieren helfen; Trousdale et al. (1999) konnten belegen, dass in diesem Zusammenhang die Hauptängste der Patienten vor allem den postoperativen Schmerz und die lange Rehabilitationsphase betreffen.

Unverzichtbare Inhalte von FIT sind:

- Eine gute präoperative Patienteninformation, z. B. durch die sog. Endoprothesenschule (Jerosch und Heisel 1996) mit Integration der wichtigsten Informationen in „Clinical Pathways“ unter Miteinbeziehung der ärztlichen Zuweiser
- Eine suffiziente präemptive (präventive) Schmerztherapie in Zusammenarbeit mit den Anästhesiologen, z. B. durch Oberflächenanästhesien, Operationsfeldanästhesien, lokale Blockaden
- Eine Änderung des operativen Vorgehens, z. B. durch minimal-invasive Operationszugänge (v. a. bei Implantation einer Teilendoprothese), durch Verzicht auf den Einsatz von Redondrainagen und Blutsperrern u. a.
- Die Optimierung der postoperativen Phase, z. B. durch eine möglichst frühe schmerzadaptierte Vollbelastung der betroffenen unteren Extremität
- Die individuelle schrittweise Aufbelastung des Patienten bis hin zur (eingeschränkten) Sportfähigkeit
- Eine spezielle fachliche Ausbildung von Physiotherapeuten und Pflegepersonal

In der Gesamtheit stellt das FIT-Konzept somit ein Paket dar, in welchem das gesamte betreuende Team integriert werden sollte.

12.1.1 Präoperative Patienteninformation

Bereits die präoperativen Aspekte der Endoprothesenschule beinhalten einen multidisziplinären Ansatz, in den möglichst der zuweisende Arztkollege genauso integriert werden sollte wie der Operateur, die betreuenden Physio- und Sporttherapeuten, Sozialarbeiter und Ergotherapeuten in der Akutklinik sowie die nachbehandelnden Ärzte.

Zunächst steht hier die detaillierte präoperative Patienteninformation und -aufklärung im Vordergrund: Idealerweise erfolgen vor dem operativen Eingriff mehrere Unterrichtseinheiten, die Vortragsblöcke und praktische Übungen zur Vorbereitung auf die postoperative Phase beinhalten. Die Schulung beginnt bereits zu einem prästationären Zeitpunkt; sie wird dann konsequent stationär fortgeführt und endet in der späten Rehabilitationsphase (■ Tab. 12.1 und ■ Tab. 12.2).

In diesem Zusammenhang konnten Wang und Il (2002) darstellen, dass die präoperative Schulung in Kombination mit Darstellung gezielter physiotherapeutischer Maßnahmen das funktionelle postoperative Ergebnis verbessern halfen. Es zeigte sich, dass die Therapiegruppe sowohl hinsichtlich der zurücklegbaren Gehstrecke als auch der möglichen Schritte pro Minute ein signifikant besseres Ergebnis erreichte als die Kontrollgruppe.

Diese sicherlich etwas aufwendige, aber in aller Regel gut verständliche und somit auch akzeptierte Patientenschulung sollte daher in den „Clinical Pathway“ als essenzieller Bestandteil des Klinikablaufes integriert werden. So hat es sich beispielsweise bewährt, alle Gelenkersatz-Patienten etwa eine Woche vor dem geplanten Eingriff an einem Tag in die Klinik einzuladen (soweit dies vom Einzugsbereich möglich ist). Über einen Zeitraum von etwa 4 Stunden werden dann Vorträge von Physiotherapeuten, Operateuren, Anästhesisten, Stationschwestern und dem Sozialdienst angeboten. Am gleichen Tag können dann auch bereits die präoperativen Röntgen- und Laboruntersuchungen sowie eine gezielte Patientenaufklärung durch den Operateur und den Anästhesiologen erfolgen. Dieses Vorgehen bindet an diesem Tag zwar einen Teil des Krankenhauspersonals, führt jedoch zu einer Minderung der psychischen Anspannung und damit einer deutlichen Zufriedenheit des betroffenen Patienten; diese Maßnahme ist global gesehen effizienter als lediglich der ausschließliche 1:1-Kontakt des Arztes mit dem Patienten, auch wenn dieses Einzelgespräch zusätzlich auch weiterhin notwendig bleibt: Global betrachtet bedeutet diese Strategie sicherlich eine Win-win-Situation: Der Patient fühlt sich besser informiert, die Krankenhausverwaltung hat in der Summe einen geringeren Personalaufwand und der Operateur einen zufriedeneren Patienten.

Tab. 12.1 6-Tages-Programm der Endoprothesenschule (Jerosch und Heisel 1996)

Tag	Zeitpunkt	Theoretische Inhalte	Praktische Inhalte
1	Vorstationär	Anatomie/Physiologie der Gelenke Pathologie der Arthrose Schmerzentstehung	Präoperative Gehübungen Muskuläre Kräftigung Kontraktionslösung Hinweise auf die postoperative Phase
2	Präoperativ	Hinweise zum operativen Vorgehen	Einüben der ersten postoperativen Bewegungsabläufe
3	Postoperativ	Funktion und Belastbarkeit des künstlichen Gelenkes	Gangschule Kräftigungsübungen
4	Vor der Entlassung	Psychologische Aspekte nach endoprothetischem Gelenkersatz	Umgang mit Hilfsmitteln
5	Früh-Reha	Belastbarkeit im Alltag und Beruf	Flexibilität/Koordination
6	Spät-Reha	Körperliche Aktivität und Sport	Beginn der Sporttherapie

12.1.2 Präemptive (präventive) Schmerztherapie

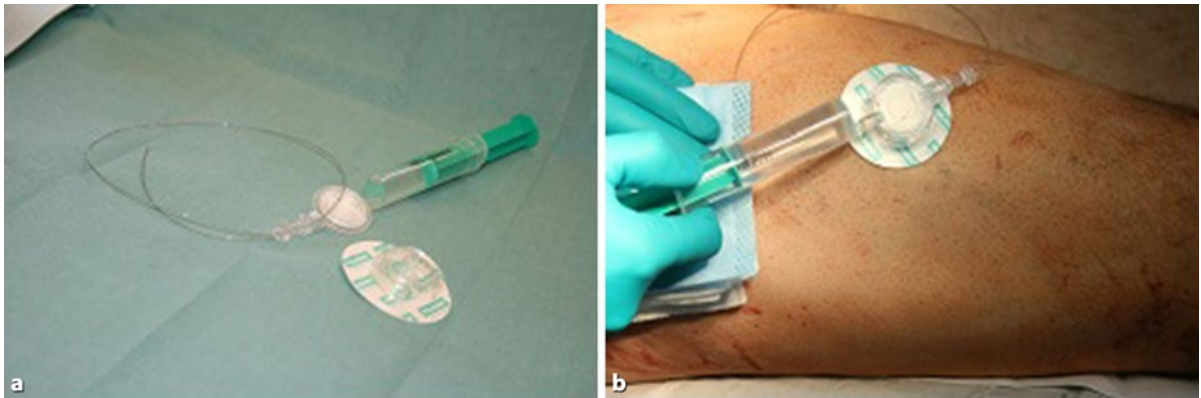
Ganz erhebliche Änderungen haben die letzten Jahre in der präemptiven (präventiven) Schmerztherapie gebracht. Prinzipiell werden hier prä-, intra- und postoperative Behandlungsansätze differenziert:

- Die bereits präoperativ eingeleitete Schmerztherapie wird mit Analgetika durchgeführt, die die Thrombozytenfunktion nur wenig oder gar nicht beeinträchtigen. Hierzu zählen in erster Linie COX-II-Hemmer, Paracetamol und Metamizol.
- Intraoperativ sollte der Operateur ergänzend zu den anästhesiologischen Maßnahmen auf spezielle Verfahren zurückgreifen (s. u.).
- Postoperativ dominieren heutzutage – neben den allgemein bekannten medikamentösen Schmerztherapieansätzen – vor allem periphere Nervenblockaden, die allerdings bisweilen die frühe Mobilisation des betroffenen Patienten beeinträchtigen können. Eine patientenkontrollierte Schmerzpumpe (PCA) kann gleichfalls mit der frühen Mobilisation interferieren, wenn der frisch Operierte zu einer nicht adäquaten Dosierung greift.

Ein Blick in die Literatur zeigt, dass es sich bei der perioperativen Schmerztherapie keinesfalls um ein neuartiges Vorgehen handelt. Bereits 1913 publizierte Crile im Lancet einen Artikel, der aufzeigte, dass regionale Nervenblockaden zusätzlich zur Intubationsnarkose die intraoperative Nozizeption und damit die Ausbildung „schmerzhafter Narben“, die durch Veränderungen im zentralen Nervensystem entstehen, reduzieren helfen. 1983 berichtete Woolf in Nature über eine effektive Reduktion der posttraumatischen „Pain-Hypersensitivität“.

Tab. 12.2 10 Regeln der Endoprothesenschule (Jerosch und Heisel 1996)

1	Eine Endoprothese kann das natürliche Gelenk nie voll ersetzen
2	Schon einige Wochen nach der Operation sind alle normalen Bewegungsabläufe wieder möglich – lediglich extreme Gelenkstellungen sind zu meiden!
3	In sitzender Körperhaltung sollen die Kniegelenke nie höher stehen als die Hüften (gilt vor allem zur Minderung der Gefahr einer Hüft-TEP-Luxation)!
4	Das operierte Bein sollte im täglichen Leben möglichst gleichmäßig belastet werden; Bewegungsabläufe mit kinetischen Kraftspitzen (plötzliche von außen einwirkende oder auch maximale Belastungen) sind auszuschließen!
5	Das Tragen von Lastgewichten, die mehr als 20 % des eigenen Körpergewichtes betragen, sollte vermieden werden!
6	Der Endoprothesenträger muss bei veränderten äußeren Gegebenheiten mit einer erhöhten Sturzgefahr (z. B. nasser Bodenbelag, Schnee, Glatteis) besondere Vorsicht an den Tag legen!
7	Die Endoprothese muss stets vor der gefürchteten Komplikation einer eitrigen Entzündung geschützt werden! Daher ist im Falle einer fieberhaften bakteriellen Infektion, auch bei zahnärztlichen oder urologischen Behandlungen immer ein besonderer, möglichst breit abdeckender Antibiotikaschutz erforderlich!
8	Im Falle unklarer, insbesondere zunehmender Schmerzbilder im Bereich des implantierten künstlichen Gelenkes, vor allem unter körperlicher Belastung, sollte unverzüglich der betreuende Arzt konsultiert werden!
9	Auch wenn keine wesentlichen Beschwerdebilder bestehen, sollte das künstliche Gelenk regelmäßig in etwa jährlichen Abständen ärztlicherseits klinisch und röntgenologisch kontrolliert werden!
10	Der (sorgfältig ausgefüllte) Endoprothesenpass sollte immer bei sich getragen werden!



■ **Abb. 12.1a,b** Kathetersystem für den intraoperativen Gebrauch. **a** Darstellung des sterilen Systems, **b** intraoperativer Situs nach Anlage eines solchen Systems

Es erscheint erstaunlich, dass es trotz deutlicher Verbesserungen im operativen Vorgehen selbst dennoch nur knapp 50 % der Patienten ein Jahr nach muskuloskeletalen Eingriffen völlig schmerzfrei sind. Wird die perioperative Schmerztherapie nicht suffizient durchgeführt, so entwickelt sich aufgrund bekannter spinaler biochemischer Mechanismen aus dem akuten ein chronisch-persistierendes Schmerzerlebnis. Bei der Modulation der Nozizeptoren werden eine periphere Sensibilisierung, die durch Reduktion der Reizschwelle von Nozizeptoren entsteht, und eine zentrale Sensibilisierung mit genereller Zunahme der Schmerzempfindlichkeit differenziert; beide Faktoren resultieren in einer Hyperalgesie. Diese kann primär durch direkten Einfluss auf die Nozizeptoren entstehen, jedoch auch sekundär durch Veränderungen im umgebenden Gewebe sowie durch zentrales „processing“ aufgrund der eingehenden Schmerzimpulse. Als wichtigstes Behandlungsziel bleibt somit, diese postoperative Hyperalgesie durch eine multimodale analgetische Therapie zu verhindern. Auf die Möglichkeiten in diesem Bereich, aber auch auf die erreichten Effekte wurde nicht nur in der anesthesiologischen Literatur vielfach hingewiesen: Brooks (2003) zeigte, dass ein multimodaler Schmerztherapieansatz synergistische Summationseffekte verhindert. Gleichfalls konnte belegt werden, dass ein Einsetzen der analgetischen Therapie bereits vor Beginn des Schmerzes eine zentrale Sensibilisierung und Schmerzverstärkung ausschließt oder zumindest deutlich reduziert. Metaanalysen bestätigen auch die hohe Effektivität einer prophylaktischen Analgesie bei akuten postoperativen Schmerzen (Ong et al. 2005).

Entscheidenden Einfluss auf das postoperative Schmerzempfinden hat auch insbesondere der Operateur. Natürlich ist es wichtig, sich auf den Anästhesiologen als Partner bei der Schmerztherapie zu verlassen; aber auch der operierende Arzt kann schon während des Eingrif-

fes einiges zur wirksamen Bekämpfung postoperativer Schmerzen beitragen:

Intraoperative Schmerztherapie

Lokoregionale Anästhesie Verschiedene Möglichkeiten der lokoregionalen Anästhesie stehen zur Verfügung. Zunächst ist hier die Lokalanästhesie der Haut im Bereich des operativen Zugangsweges zu erwähnen, was zu einer deutlichen Reduktion des Schmerzempfindens des Patienten auch noch lange Stunden nach dem Eingriff führt (Röstlund und Kehlet 2007).

Des Weiteren kann der Operateur sog. „Infield-Blöcke“ legen: Hierbei handelt es sich um Leitungsanästhesien im sterilen Operationsfeld, ähnlich wie z. B. der N.-subscapularis-Block sowie der Fußblock (Jerosch et al. 2008; Jerosch und Heisel 2008). Die Infiltration des tiefen Operationsfeldes mit einem Schmerzcocktail führte in prospektiv kontrollierten Studien (Busch et al. 2006) zu einem signifikant reduzierten Schmerzmittelverbrauch und zu einem geringeren postoperativen Schmerzwert auf der VAS. Die hier applizierten Substanzen sind unterschiedlich; sie reichen bis hin zu einer Kombination aus einem Lokalanästhetikum, einem nichtsteroidalen Antiphlogistikum, einem Opioid und Epinephrin.

In unserer eigenen täglichen Operationspraxis führen wir für den subkutanen und epifaszialen Bereich eine zusätzliche Lokalanästhesie mit einer Kompresse durch, die mit einem Lokalanästhetikum (Bupivacain, Ropivacain) getränkt wird. Ein reines Infiltrieren des Bereiches bewirkt in vielen Fällen eine unerwünschte Aufschwemmung des Weichgewebes. Die Technik mit der Kompressenapplikation beeinträchtigt hingegen die Gewebesituation nicht; sie erlaubt einen normalen Wundverschluss ohne ein ödematöses Aufquellen der subkutanen Schichten.

Lokale Schmerzkatheter, die unter sterilen Bedingungen intraoperativ in das Operationsfeld eingelegt werden,

können die perioperative Schmerztherapie weiter ergänzen (▣ Abb. 12.1). Dieses System wird dann postoperativ mit einem Lokalanästhetikum nach einem standardisierten Schema beschickt:

- ▣ 7,5 mg Ropivacain (Naropin) auf 1 ml
- ▣ maximal 400 mg/Tag
- ▣ 75 mg = 10 ml
- ▣ morgens: 20 ml = 150 mg Bolusgabe (Austestung, ob die motorische Komponente mit betroffen ist, sonst weniger)
- ▣ abends: 15–20 ml (falls tagsüber durch die Morgengabe eine weitere Applikation erforderlich ist: 8–10 ml)

Verschiedene Arbeiten belegen die Effektivität dieser Maßnahmen im Bereich der Gelenkchirurgie (Barber und Herbert 2002; Liu et al. 2006; Vendittoli et al. 2006; Cho et al. 2007; Coghlan et al. 2008).

Intraoperatives Vorgehen Neben der perioperativen Schmerztherapie ist natürlich auch das intraoperative Vorgehen selbst ganz entscheidend. Zweifelsfrei haben hier die minimal-invasiven Techniken vor allem bei Implantation sog. Schlittenendoprothesen einen erheblichen Beitrag geleistet (senkrechte mediale oder laterale parapatellare Schnittführung im Gegensatz zum aufwendigen Payr-Schnitt).

Studien, bei denen ein Standardzugang direkt mit einem MIS-Hautschnitt verglichen wurde und die sonstigen perioperativen Maßnahmen identisch waren, zeigen jedoch oftmals, dass im klinischen Alltag der objektiverbare Langzeiteffekt eines verkleinerten Zugangsweges überschätzt wird. Dennoch gibt es hier Aspekte, die objektiv zu einer Verbesserung in der frühen postoperativen Phase (zügigere axiale Aufbelastung, schnellere Entwöhnung von unterstützenden Gehhilfen, schnellerer Wiedergewinn einer guten Gelenkfunktion, zügigere Rückbildung der operationsimmanenten Gelenkkapsel-schwellung) führen.

Periduralanästhesie Eine Periduralanästhesie bringt in vielen Fällen Vorteile mit sich, wobei in diesem Zusammenhang jedoch zu beachten ist, dass das sensorische Niveau etwa 1–4 Etagen oberhalb des motorischen Niveaus anzusiedeln ist. Ein schmerzfreier Operationszugang zum Kniegelenk bedeutet somit nicht, dass gleichzeitig auch eine gute Relaxation der teilweise zweigelenkigen Muskelgruppen (M. rectus femoris, M. sartorius, ischiokrurale Muskeln) vorliegt. Eine Schonung dieser Muskulatur erleichtert nicht nur das operative Vorgehen selbst, sondern ermöglicht auch eine bessere Funktion, da die prä- und postoperative Muskelkraft

deutlich mit dem Operationsergebnis korreliert (Mizner et al. 2005).

Redon-Saugdrainagen Auch ein routinemäßiger Einsatz von Redon-Saugdrainagen sollte immer wieder kritisch überdacht werden. So zeigte sich in Metaanalysen, dass diese Drainagen meist eine Steigerung der Transfusionsnotwendigkeit nach endoprothetischem Kniegelenkersatz mit sich bringen; sie bieten andererseits aber keine eindeutigen Vorteile; die Wundheilung ohne Saugdrainagen ist in aller Regel nicht schlechter als mit ihnen (Parker und Freemann 2004).

Blutmanagement Als weiterer Baustein ist das Blutmanagement (autologe Retransfusion) zu nennen. Patienten mit einem höheren postoperativen Hämoglobin-Wert benötigen einen kürzeren Krankenhausaufenthalt, eine deutlich kürzere Rehabilitationsphase und zeigen dann auch eine bessere Gelenkfunktion (Diamond et al. 2006).

12.1.3 Postoperativer Belastungsaufbau

Axiale Vollbelastung Auch in der frühen postoperativen Phase spricht nach endoprothetischem Ersatz des Kniegelenkes nichts gegen eine schmerzadaptierte axiale Vollbelastung, selbst wenn diese in Deutschland noch nicht als genereller Standard angesehen wird. Eine frühe Aufbelastung des operierten Beines scheint keinen negativen Einfluss auf das Knochen-Implantat-Interface zu haben (Woolston und Adler 2002). Dies mag auch für moderne zementfrei verankerte Prothesensysteme gelten (Jerosch und Glameyer 2009).

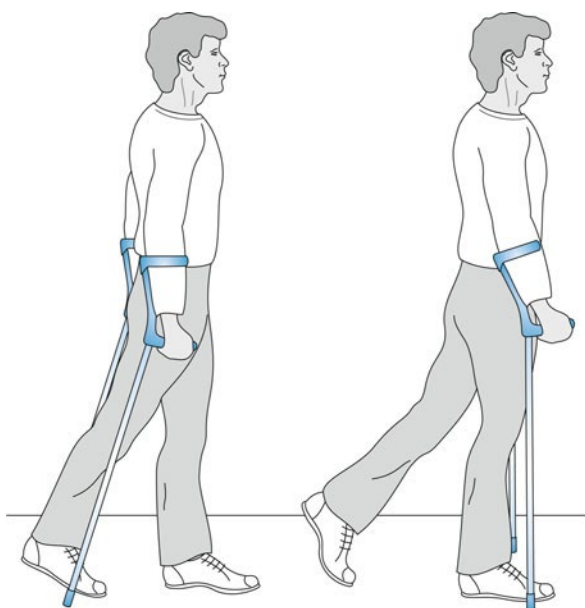
Beim sog. „Durchschnittspatienten“ mit regelrechtem Körpergewicht, ohne wesentliche anatomische Auffälligkeiten im Bereich des distalen Femur bzw. der proximalen Tibia (z. B. rheumatische Destruktion o. ä.), ohne aufgetretene intra- und postoperative Komplikationen (z. B. Fissur/Fraktur der Femukondyle oder des Schienbeinkopfes) ist sowohl nach zementiertem als auch nach zementfreiem endoprothetischem Ersatz des Kniegelenkes in der frühen postoperativen Phase eine weitgehende axiale Vollbelastbarkeit des betroffenen Beines anzunehmen.

Die Patienten werden ab dem ersten bis zweiten Tag nach dem Eingriff unter Einsatz zweier Unterarmgehstützen zunächst im 3-Punkte-Gang (▣ Tab. 12.3 und ▣ Abb. 12.2) schmerzadaptiert mobilisiert. Besteht hierbei weitgehende Beschwerdefreiheit, so ist bereits in dieser Phase eine volle Belastung des operierten Beines erlaubt. Spätestens mit abgeschlossener Wundheilung, somit ab dem 12.–14. Tag nach dem gelenkersetzenden Eingriff,

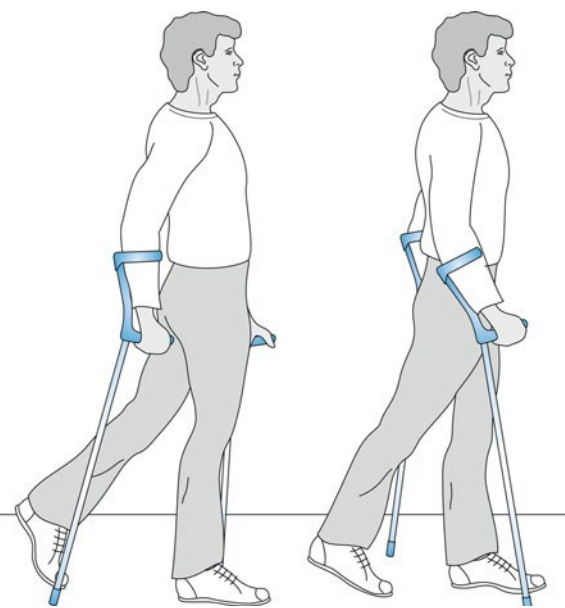
■ **Tab. 12.3** Gangformen

3-Punkte-Gang	Das betroffene Bein wird zwischen beide Gehstützen vorne nur mit Bodenkontakt bzw. mit der erlaubten Teilbelastung (z. B. 20 kp) aufgesetzt und während des gesamten Stützvorganges (beide Gehstützen gleichzeitig belastet) nach vorne geführt (■ Abb. 12.2)
4-Punkte-Gang	Die Gehstützen werden diagonal nacheinander (rechtes Bein – linke Gehstütze – linkes Bein – rechte Gehstütze) jeweils zeitversetzt auf dem Boden aufgesetzt; hierbei erfolgt eine axiale Beinbelastung mit mehr als dem halben Körpergewicht (■ Abb. 12.3)
2-Punkte-Gang	Die Gehstützen werden diagonal nacheinander (rechtes Bein/linke Gehstütze – linkes Bein/rechte Gehstütze) jeweils zeitgleich auf dem Boden aufgesetzt; als funktionellere Gangform im Vergleich zum 4-Punkte-Gang erfolgt ebenfalls eine axiale Beinbelastung mit mehr als dem halben Körpergewicht
Gehen mit einer Unterarmgehstütze	Die Gehstütze wird auf der nicht betroffenen gesunden Seite eingesetzt und zeitgleich mit dem betroffenen, zu schonenden Bein zum Bodenkontakt gebracht; weitgehende axiale Vollbelastung; Ausweichbewegungen im Rumpf vermeiden!

Beim Treppengehen wird sowohl beim Auf- wie beim Absteigen das nicht-operierte Bein auf die nächst höhere oder tiefere Stufe aufgesetzt (■ Abb. 12.4)



■ **Abb. 12.2** 3-Punkte-Gang unter Einsatz zweier Unterarmgehstützen (Aus Heisel 2008)



■ **Abb. 12.3** 4-Punkte-Gang unter Einsatz zweier Unterarmgehstützen (Aus Heisel 2008)

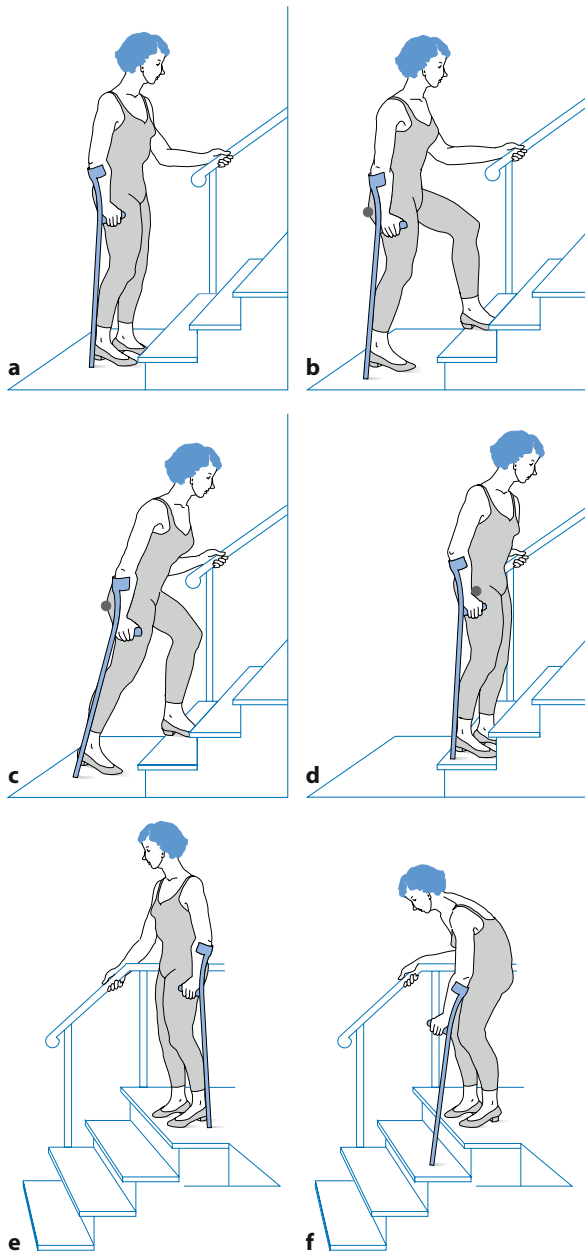
kann dann – bei weiterem Einsatz zweier Unterarmgehstützen (dies v. a. unter dem Aspekt der Schonung der periartikulären Weichgewebe) – mit dem sog. Wechselschritt (4-Punkte-Gang; ■ Tab. 12.3 und ■ Abb. 12.3) begonnen werden.

Grundsätzlich sollten bei der Frage der axialen Aufbelastung natürlich die jeweilige Empfehlungen des Operateurs konsequent beachtet werden. Als generelle Ausnahmen für eine längere Teilentlastung des operierten Beines (lediglich 3-Punkte-Gang mit Teilbelastung von 20–30 kp möglich) gelten:

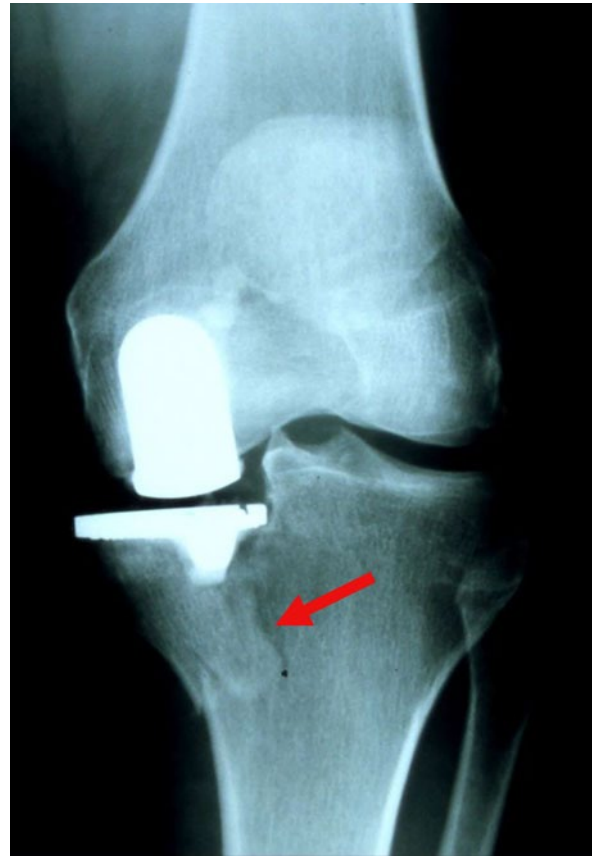
- Eine intraoperativ aufgetretener Fissur/Fraktur (Femurkondyle, Tibiakopf) (■ Abb. 12.5)

- Ein intraoperativ aufgetretener knöcherner Abriss bzw. eine erfolgte Osteotomie der Tuberositas tibiae mit anschließender Osteosynthese
- Ein intraoperativ erfolgter knöcherner Aufbau mit Spongiosaplastik oder kortikalem Knochen im Zuge von Austauschgriffen (v. a. Tibiakopf u. a.)
- Eine primäre Implantatfehlposition mit unklarer Stabilität (■ Abb. 12.6)
- Wechseloperationen mit schlechtem Knochenlager und unklarer Stabilität

Abschulung von Gehstützen Die Frage, ob die Abschulung von Gehstützen über den vorübergehenden Einsatz nur



■ **Abb. 12.4a-f** Treppengehen. **a** Treppaufgehen – 1. Phase, **b** Treppaufgehen – 2. Phase, **c** Treppaufgehen – 3. Phase, **d** Treppaufgehen – 4. Phase; **e** Treppabgehen – 1. Phase, **f** Treppabgehen – 2. Phase



■ **Abb. 12.5** Postoperatives Röntgenbild eines linken Knies im a. p.-Strahlengang mit Fraktur des medialen Schienbeinkopfes



■ **Abb. 12.6** Röntgenbild eines Kniegelenkes im a. p.-Strahlengang mit primärer Fehlposition der femoralen Komponente

einer kontralateralen Gehhilfe erfolgen sollte oder sofort mit einem freien Gehen begonnen werden kann, wird teilweise kontrovers diskutiert. Die Möglichkeit auf eine Gehstütze zurückzugreifen, beinhaltet sicherlich den Nachteil, dass der Patient möglicherweise sich zu stark auf diese abstützt und sich somit ein schiefes Gangbild entwickeln kann. Andererseits ist aber auch die Umstellung von zwei Unterarmgehstützen auf überhaupt keine Gehhilfe mehr in vielen Fällen relativ groß, wird von einigen Patienten dann als meist unangenehm empfunden und daher auch nicht gerne toleriert. Bei längeren Wegstrecken treten oft Ermüdungserscheinungen der gelenkumspannenden Muskulatur hinzu, die dann, trotz zunächst zufriedenstellender Gangabwicklung, wieder einen Hinkmechanismus entstehen lassen können. Insofern kann ein längerer postoperativer Einsatz einer oder sogar beider Gehhilfen durchaus sinnvoll sein (■ Tab. 12.4).

Als Faustregel im Falle unkomplizierter Verhältnisse gilt:

- Übergang auf eine kontralateral einzusetzende Gehstütze nach 4–6 Wochen (im Falle einer Schlittendoprothese mit nur kleinem Hautschnitt auch schon früher).

■ **Tab. 12.4** Axiale Belastung der betroffene Extremität bei Einsatz unterschiedlicher Gehhilfen

Verwendete Gehhilfen	Axiale Beinbelastung
2 Unterarmgehstützen (3-Punkte-Gang)	20–30 kp
2 Unterarmgehstützen (4-Punkte-Gang)	50–60 % des Körpergewichtes
1 Unterarmgehstütze (kontralateral)	75 % des Körpergewichtes
2 Handstöcke	70–80 % des Körpergewichtes
1 Handstock (kontralateral)	80 % des Körpergewichtes
Rollator	80–90 % des Körpergewichtes

- Nach 6–8 postoperativen Wochen sollte ein sicheres Gehen mit einer Gehstütze möglich sein.
- Ab der 9. postoperativen Woche sollte dann weitgehend auf eine Gehstütze ganz verzichtet werden.
- Ab der 12. postoperativen Woche sollte in aller Regel ein völlig freies Gehen erreicht sein.

Unterstützt wird das Abschulen von den Gehstützen durch die Fortführung krankengymnastischer Behandlungsmaßnahmen, insbesondere aus der gerätegestützten Funktionsbehandlung.

12.1.4 Postoperatives sozialmedizinisches Management

Rehabilitation Nach dem operativen gelenkersetzenden Eingriff ist eine sinnvolle Rehabilitation unabdingbar. An zeitlichen Vorgaben gelten hier:

- Etwa 8- bis 12-tägige Behandlung im Akuthaus
- Drei- (bis vier-)wöchige postoperative stationäre oder teilstationäre Rehabilitation in einer entsprechenden Nachsorgeabteilung
- Im Anschluss daran erfolgt über weitere sechs Wochen die engmaschige ambulante Weiterbetreuung durch den niedergelassenen Arzt (Hausarzt/Orthopäde/Unfallchirurg).

In Deutschland nehmen aktuell etwa 50 % aller Patienten nach endoprothetischer Versorgung (insgesamt > 330.000 primäre Hüften und Knie/Jahr) eine stationäre Rehabilitation im Sinne einer sog. Anschlussheilbehandlung (AHB) wahr. Die Nachbehandlung ist hier heutzutage meist standardisiert (durch sog. Behandlungsmodule; Heisel und Jerosch 2007) mit Kombination bewegungstherapeutischer, physikalischer, balneologischer und trainingstherapeutischer Therapieeinheiten (► Abschn. 12.3).

Ossifikations- und Thromboembolieprophylaxe Eine Ossifikationsprophylaxe ist im Falle des Einbaues einer Kniealloplastik nicht erforderlich. Eine Thromboembolieprophylaxe über zumindest 10–14 Tage ist gemäß der zwischenzeitlich veröffentlichten Leitlinien unabdingbar (mit fraktioniertem Heparin bzw. oralen Thrombinhemmern u. a.), in einzelnen Risikofällen auch länger (dann bis zu 4–5 Wochen; ► Abschn. 12.2).

Reintegration in das Berufsleben Etwa 12 Wochen nach Implantation eines künstlichen Kniegelenkes sollte in aller Regel ein Zustandsbild erreicht sein, das dem Patienten eine Reintegration in das Erwerbsleben ermöglicht. Selbstverständlich ist dieses Vorgehen abhängig von der Art der beruflichen Tätigkeit: Schwere körperliche Belastungen auf Dauer sind nach einem alloplastischen Gelenkersatz im Bereich der unteren Extremität sicherlich nicht mehr sinnvoll, dies im Hinblick auf die Beanspruchung des Implantates (klassisches Verschleißteil Polyethylen!). Allerdings können leichte bis gelegentlich mittelschwere Tätigkeiten in wechselnder Körperhaltung (Anteil an sitzender Position zumindest 40–50%) durchaus wieder vollschichtig verrichtet werden. Für Patienten im Erwerbsleben bietet hier der Rentenversicherungsträger im allgemeinen die Möglichkeit eines sinnvollen Stufeneinstiegs.

Der GdB (Grad der Behinderung) nach dem Schwerbehindertengesetz beträgt im Regelfall bei einseitiger gut funktionstüchtiger Knie-TEP meist 20(–30).

12.1.5 Sportliche Belastbarkeit

Neben dem Belastungsaufbau nach endoprothetischem Gelenkersatz im Bereich der unteren Extremität ist für den Patienten heutzutage natürlich auch die Frage eminent wichtig, welche körperlichen und sportlichen Aktivitäten er/sie nach dem Eingriff noch durchführen kann.

Mit leichteren körperlichen Belastungen, z. B. im Rahmen der medizinischen Trainingstherapie mit einfachen Übungseinheiten (niedrige Gewichte!; ► Abschn. 12.3) kann sicherlich schon früh bereits nach 3–4 postoperativen Wochen begonnen werden (Übungen dann möglichst nur in einer Raumebene), die kann nach zwölf postoperativen Wochen noch weiter intensiviert werden können.

Eine sportliche Belastbarkeit im weiteren Sinne ist jedoch erst dann anzudenken, wenn völlig stabile artikulare und periartikuläre Verhältnisse bestehen. Die muskuläre Gelenkführung (einschließlich der Propriozeption und Koordination) ist im Zuge eines sich über Jahre entwickelnden degenerativen Gelenkaufbrauchs mit länger bestehender Schonung meist deutlich beeinträchtigt: Echte sportliche Belastungen sind unter diesem Aspekt frühestens ab dem ersten postoperativen Halbjahr anzudenken. Die

■ Tab. 12.5 Kniealloplastik und Sport

Geeignet	Bedingt geeignet	Nicht geeignet
Aerobic	Bodybuilding	American Football
Angeln	Bowling	Badminton
Aquajogging	Curling,	Ballet
Billard	Eisstockschießen	Baseball
Bogenschießen	Eisschnellauf	Basketball
Dart	Faustball	Bergsteigen
Gerätetraining	Golf	Boxen
Gymnastik	Inline-Skating	Eishockey
Nordic Walking	Jogging	Fechten
Radfahren	Kanu/Rudern	Fußball
Schießsport	Kegeln	Geräteturnen
Schwimmen	Reiten	Gewichtheben
Tauchen	Schlittschuhlaufen	Handball
Wandern	Segeln	Hockey
	Skateboarding/	Kampfsportarten
	Rollschuh-Laufen	(Ringens, Judo u. a.)
	Skilanglauf	Leichtathletik
	Tanzsport	Rodeln (Schlitten-
	Ski Alpin	fahren)
	Surfen	Rugby
	Tennis	Skispringen
	Tischtennis	Snowboarding
	Volleyball	Squash
	Wasserball	Volleyball
		Wasserski

sportliche Vorerfahrung mit engrammierten Bewegungsabläufen spielt hier sicherlich eine entscheidende Rolle. In diesem Zusammenhang hat sich folgende Differenzierung sportlicher Betätigungen durchgesetzt (■ Tab. 12.5):

- Unbedenkliche Sportarten sind solche ohne kinetische Spitzenbelastungen mit möglichst gleichmäßigen regelmäßigen Bewegungsabläufen ohne forcierte Rotationsbeanspruchungen (z. B. Schwimmen, Fahrradfahren, Walking).
- Tolerierte Sportarten wie Jogging, Golf, Kegeln etc. verlangen oft Regelmodifikationen mit sinnvoller „Entschärfung“ speziell kniebelastender Bewegungsabläufe.
- Bedenkliche Sportarten sind solche mit direktem Körperkontakt wie Kraft- und Kampfsportarten, Mannschaftssportarten, teilweise auch Alpin-Ski u. ä. (Jerosch und Heisel 2009)

Kontraindikationen für Sport Als grundsätzliche Kontraindikationen für eine Sportausübung nach Implantation eines Kunstgelenkes gelten:

- Eine bereits röntgenologisch diagnostizierte, nicht belastungsgerechte Fehllage des Implantates (■ Abb. 12.6)
- Eine bereits erfolgte Austauschoperation mit dann oft fortbestehenden deutlicheren koordinativen Beeinträchtigungen
- Eine ligamentäre Gelenkinstabilität, die muskulär nicht kompensiert werden kann



■ **Abb. 12.7** Klinisches Bild bei frischer Beinvenenthrombose rechts

- Eine ausgeprägte funktionelle Beeinträchtigungen des betroffenen Kunstgelenkes (Streckbehinderung von > 5–10°; Beugefähigkeit nur bis 90°)
- Eine floride oder erst kürzlich überstandene tiefe Wundinfektion
- Eine klinisch bzw. radiologisch nachgewiesene Instabilität einer oder mehrerer Prothesenkomponenten
- Eine ausgeprägte Beinlängendifferenz

12.2 Postoperative Thromboembolieprophylaxe

12.2.1 Allgemeine Grundlagen

Im Rahmen der orthopädischen Chirurgie im Bereich der unteren Extremitäten treten auch bei elektiven Eingriffen ohne Einsatz spezieller prophylaktischer Maßnahmen

Beinvenenthrombosen extrem häufig auf (nach Knie-TEP in bis zu 64 % der Fälle; ■ Tab. 12.6), wobei die insgesamt deutlich seltener diagnostizierten und klinisch relevanten Fälle (■ Abb. 12.7) hier nur die Spitze des Eisberges darstellen. Die Folgen einer derartigen unerwünschten Störung mit möglicher Ausbildung eines postthrombotischen Syndroms bzw. auch einer Lungenembolie sind gefürchtet. Unter diesem Aspekt ist der konsequente Einsatz prophylaktischer Maßnahmen zur Minimierung der Komplikationsrate unabdingbar.

Risikofaktoren Das individuelle Risiko einer thromboembolischen Komplikation ergibt sich aus der Kombination expositioneller und prädisponierender Faktoren (■ Tab. 12.7). Von entscheidender Bedeutung ist der individuelle aktuelle Grad der Mobilisierung des betroffenen Patienten, wobei dies nicht verwechselt werden darf mit dem Ausmaß der aktuellen axialen Belastbarkeit der betroffenen unteren Extremität. Relevant ist darüber hinaus der zeitliche Abstand vom operativen Eingriff selbst. Eine thromboembolische Prophylaxe ist somit immer noch eine individuelle ärztliche Entscheidung, bei der Nutzen und Risiko für den Patienten sorgfältig gegeneinander abgewogen werden müssen. Je niedriger das expositionelle Risiko, desto relevanter wird natürlich die Berücksichtigung prädispositioneller Faktoren (■ Tab. 12.7), so dass sich in der Summe unter Berücksichtigung sämtlicher Fakten im Einzelfall ein hohes bis höchstes Gesamtrisiko ergeben kann.

In der Frühphase nach endoprothetischem Kniegelenkersatz ist zunächst von einem Höchstisiko auszugehen, das sich alsbald in ein nur noch hohes Risiko mindert.

Eine volle Mobilisation des Patienten ist dann indikationsgemäß erreicht, wenn

- aktiv konsequent das obere Sprunggelenk durchbewegt werden kann
- eine axiale Teilbelastbarkeit des betroffenen Beines von mindestens 20 kp besteht
- eine eigenständige Aktivität des Patienten gegeben ist: Zeit außerhalb des Bettes mit Gehen bzw. Therapie von mindestens 3–4 Stunden am Tag.

Ein mittleres Risiko wird im Allgemeinen nach etwa 10–14 Tagen erreicht, auch dann, wenn die Operation selbst eindeutig als hohes Risiko zur Thromboseentwicklung angesehen wird.

12.2.2 Physikalische Maßnahmen zur Prophylaxe

Frühmobilisation Von grundlegender Bedeutung in der frühen postoperativen Rehabilitation im Hinblick auf die

■ **Tab. 12.6** Thromboemboliehäufigkeit ohne spezifische Prophylaxe (Angaben in %)

Kategorie	Unterschenkel-Venen-thrombose	Proximale Thrombose	Klinische Lungen-embolie	Tödliche Lungen-embolie
Höchstes Risiko	40–80	10–20	4–10	1–5
Hohes Risiko	20–40	4–8	2–4	0,4–1,0
Mittleres Risiko	10–20	2–4	1–2	0,1–0,4
Niedriges Risiko	2	0,4	0,2	0,002

■ **Tab. 12.7** Prädisponierende Faktoren für das Auftreten einer Thromboembolie zur Bestimmung des individuellen Risikoprofils

Mögliches Risiko	Faktor
Tiefe Beinvenenthrombose in der Anamnese	1,5
Tiefe Beinvenenthrombose bei Verwandten 1. Grades	1,0
Varikosis	0,5
Thrombophilie/Hämostasedefekte	1,5
Alter über 65 Jahre	1,5
Adipositas (BMI > 30 kp/m ²)	0,5
Östrogenbehandlung (über 50 µg), Einnahme von Ovulationshemmern	0,5
Malignom	1,0
Postoperative Immobilisation	0,5
Chronische Herzinsuffizienz (NYHA III/IV), Zustand nach Herzinfarkt oder Schlaganfall	1,0
Schwere systemisch wirksame Infektion	0,5
Schwangerschaft/Postpartalperiode	0,5
Nephrotisches Syndrom/entzündliche Dickdarm-erkrankung	0,5
Manifeste respiratorische Insuffizienz/COPD	0,5

Vorbeugung einer Thromboseentwicklung muss die generelle Frühmobilisation des betroffenen Patienten angesehen werden. Über die Aktivierung der Muskelpumpe im Bereich der unteren Extremitäten kommt es zu einer Reduktion der schonungs- bzw. immobilisationsbedingten venösen Stase. Diese Mobilisation kann durchaus auch in Eigentaining erfolgen, beginnend ab dem ersten postoperativen Tag mit Sitzen an der Bettkante und Pendelübungen der Beine. Weiterhin in Frage kommen aktive Bewegungsübungen für das obere und untere Sprunggelenk (z. B. Kreisbewegungen, kraftvolle Extension im oberen Sprunggelenk durch Anspannen der Fußheber u. a.), aber auch isometrische Anspannungsübungen der Waden- und Quadrizepmuskulatur (Hochziehen der Patella) u. a. Ein wesentlicher Vorteil einer gezielten aktiven



■ **Abb. 12.8** Bilaterale, leicht komprimierende lange Antithrombosestrümpfe (MTPS) in der frühen postoperativen Phase nach alloplastischem Kniegelenkersatz links

Krankengymnastik ist hier durch Studien allerdings nicht nachgewiesen.

Kompressionstherapie Weiter bedeutungsvoll ist eine externe Kompression mit von unten nach oben abfallendem Anpressdruck durch Wickelung mit elastischen Binden bzw. durch das konsequente Tragen von Antithrombosestrümpfen (MTPS; ■ Abb. 12.8), zumindest bis zum Abschluss der Wundheilung, bei deutlichem Ödem durchaus

auch länger. Die Effizienz dieser Maßnahme ist durch klinische Studien ausreichend belegt. Lange Stützstrümpfe scheinen in diesen Fällen keinen größeren Nutzen zu bringen im Vergleich zu kurzen Stützstrümpfen, dies bei schlechterer Patienten-Compliance (ungünstigerer Tragekomfort). Kontraindiziert ist dieses Vorgehen im Falle einer zur Dekompensation neigenden pAVK. Als alleinige Maßnahme zur Thromboseprophylaxe ohne systemische medikamentöse Abdeckung genügt das Tragen von Antithrombosestrümpfen definitiv nicht.

Als weitere Behandlungsstrategie kommt – vor allem bei deutlicheren postoperativen peripheren Umlaufstörungen – eine intermittierende pneumatische Kompression am Unterschenkel (IPK) bzw. Fußsohlenplexus (AV-Impuls) in Frage. Studienergebnisse belegen hier die positive Effizienz. Die Notwendigkeit einer ständigen Behandlung über 24 Stunden/Tag limitiert jedoch dieses Vorgehen auf breiterer Ebene (Theil und Heisel 2006).

Lymphdrainage Zusätzlich sinnvoll ist die konsequente Durchführung einer manuellen Lymphdrainage (► Abschn. 12.3) zur Förderung des venösen Rückflusses.

12.2.3 Medikamentöse Maßnahmen zur Prophylaxe

Eine medikamentöse Thromboembolieprophylaxe nach endoprothetischem Kniegelenkersatz gilt seit Jahren als unverzichtbar, ihre gute Wirksamkeit ist in vielen prospektiven Studien eindeutig belegt.

Die früher eingesetzten unfraktionierten Heparine (UFH) in 2- bis 3-mal täglich verabreichten Einzeldosen (insgesamt 15.000 IE) galten bis in die späten 1980er Jahre hinein als Standardmaßnahme. Heutzutage werden sie nur noch in Fällen mit niedrigem bis mittlerem Thromboserisikos verwendet, in der frühen postoperativen Phase nach Implantation einer Endoprothese spielen sie aktuell keine wesentliche Rolle mehr. Acetylsalicylsäure (ASS) sollte grundsätzlich nicht als Prophylaktikum verwendet werden.

12.2.4 Aktuell eingesetzte Präparate

Niedermolekulare Heparine (NMH)

Beispiele Clexane (Enoxaparin), Fragmin (Daltaparin), Fraxiparin (Nadropin), Inohep (Tinzaparin), Mono Embolox (Certoparin).

Dosis/Applikation 1-mal/Tag s.c.; präoperativer Beginn möglich.

Wirkung Gerinnungshemmung indirekt über Antithrombinbildung.

Komplikationen Dosisabhängige Blutungsneigung; seltene heparininduzierte Thrombozytopenie (vor allem vom Typ II) mit massivem Abfall der Thrombozytenwerte. Unter diesem Aspekt ist zwischen dem 5. und 21. Tag eine regelmäßige wöchentliche Überprüfung der Thrombozytenzahl erforderlich.

Fondaparinux

Beispiel Arixtra.

Dosis/Applikation 1-mal/Tag s.c.; Beginn frühestens 6 Stunden postoperativ.

Wirkung Synthetisches Pentasaccharid mit Antithrombin-vermittelter Xa-Hemmung (► Abb. 12.9). Ein postoperatives Monitoring mit regelmäßigen Laborkontrollen ist hier nicht erforderlich. Allerdings hat sich das Präparat aufgrund hoher Kosten bisher in der Prophylaxe kaum durchgesetzt.

Indikation Hauptindikation ist die Heparinunverträglichkeit bzw. eine eingetretene HIT-II.

Rivaroxaban

Beispiel Xarelto.

Dosis/Applikation Oral 1 × 10 mg/Tag; Beginn 1–4 Stunden postoperativ (dann mit halber Dosis).

Wirkung Direkte Faktor-Xa-Hemmung, gleichzeitige Hemmung der Bildung des Prothrombinasekomplexes (► Abb. 12.9).

Dabigadranetexilat

Beispiel Pradaxa.

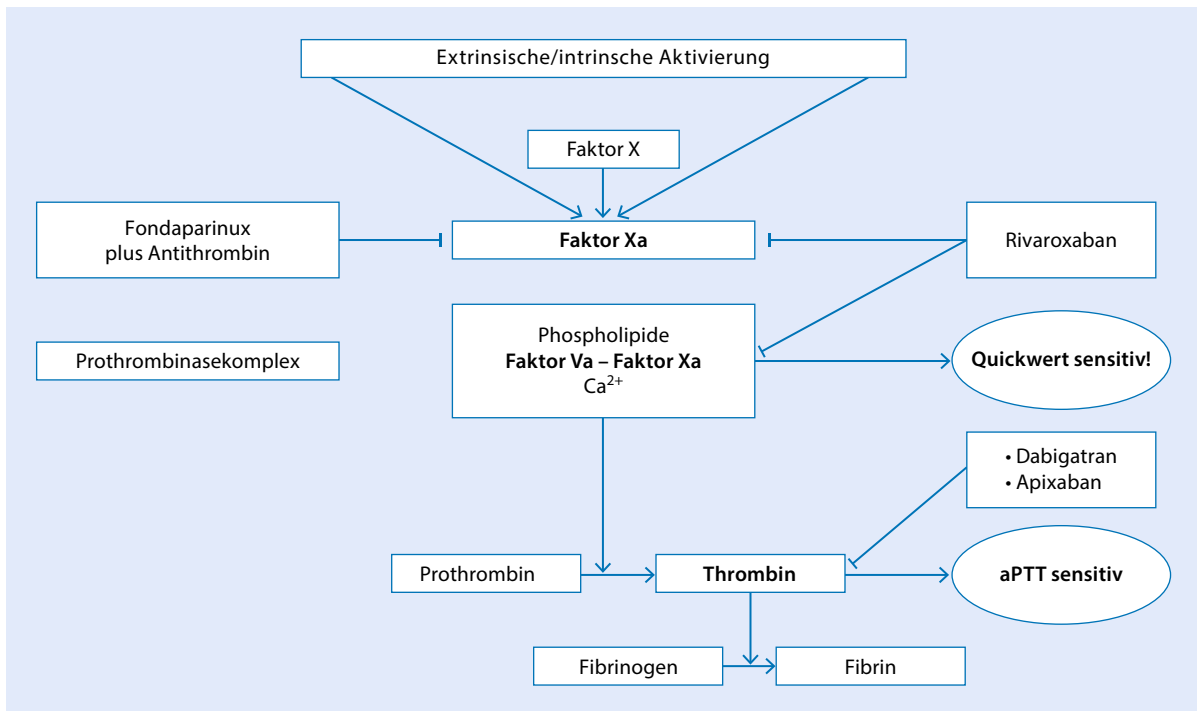
Dosis/Applikation Oral 1 × 150 bzw. 220 mg/Tag; Beginn frühestens 6–8 Stunden postoperativ; cave: Niereninsuffizienz, hier ist eine Dosisanpassung notwendig.

Wirkung Direkter Thrombinhemmer am Ende der Gerinnungskaskade (► Abb. 12.9).

Apixaban

Beispiel Eliquis.

Dosis/Applikation Oral 2 × 2,5 mg/Tag; Beginn frühestens 12–24 Stunden postoperativ; keine Dosisanpassung bei Nierenfunktionsstörung und Kreatinin-Clearance > 30; keine Gewichtsadaptation nötig.



■ **Abb. 12.9** Angriffspunkte der medikamentös verabreichten Substanzen in der Gerinnungskaskade

Wirkung Direkte Faktor-Xa-Hemmung, gleichzeitige Hemmung der Bildung des Prothrombinasekomplexes (wie Rivaroxaban; ■ Abb. 12.9).

Die drei letzten Präparate zeigen aufgrund der oralen Applizierbarkeit eine sehr gute Patientencompliance. Auch bei diesen Wirkstoffen ist ein postoperatives Monitoring mit aufwendigen Laborkontrollen nicht erforderlich. Wesentliche Komplikationen im Sinne einer gesteigerten Blutungsneigung wurden bisher nicht beobachtet.

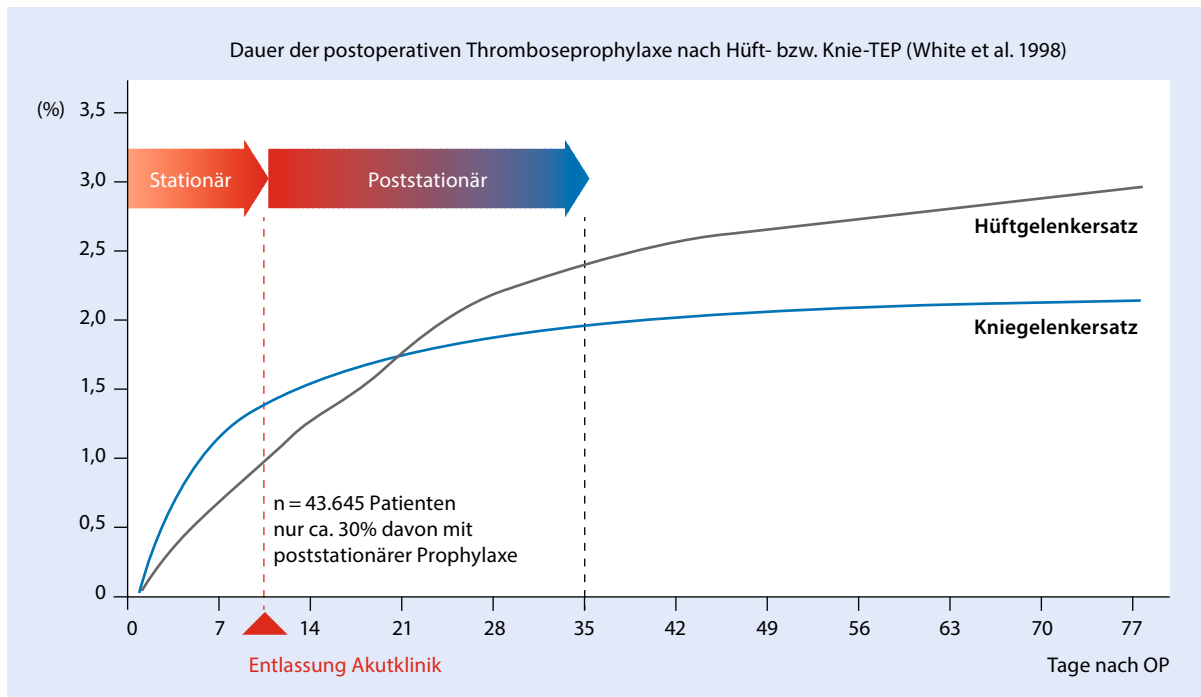
Vitamin-K-Antagonist

Beispiel Marcumar.

Dieses weit verbreitete Präparat spielt in der Thromboembolieprophylaxe nach elektiven Eingriffen im Bereich der Haltungs- und Bewegungsorgane keine wesentliche Rolle. Im Falle seiner Verwendung wird stets eine konsequente individuelle Einstellung unter Berücksichtigung des Quick-Wertes erforderlich. Lediglich in der medikamentösen Nachbehandlung bei bereits eingetretener Thrombose wird diese Substanz auch heute häufig eingesetzt.

12.2.5 Dauer der Prophylaxe

Umfangreiche prospektiv angelegte Studien von White et al. (1998) belegten unterschiedliche Häufigkeiten thromboembolischer Komplikationen nach endoprothetischem Gelenkersatz, wobei nach Hüft-TEP nach 4–5 Wochen, nach Knie-TEP aber schon bereits nach etwa 2 Wochen ein Plateau bezüglich der Inzidenz erreicht wird (■ Abb. 12.10). Dieser bedeutungsvolle Umstand hat Einfluss genommen auf die aktuelle gültige S3-Leitlinie (2009) bezüglich der medikamentösen Maßnahmen zur Thromboembolieprophylaxe nach alloplastischem Gelenkersatz: Da mit Erreichen der Plateau-Phase kein weiterer Benefit einer fortgeführten medikamentösen Maßnahme mehr zu erwarten ist, wird bei Hüft-TEP eine 4- bis 5-wöchige Prophylaxe, bei Knie-TEP jedoch nur eine solche von 11–14 Tagen empfohlen. Dies gilt allerdings nur für sog. Standardpatienten ohne schwerwiegende Risikofaktoren. Liegt ein übersteigertes Thromboembolierisiko vor, kann und soll die medikamentöse Prophylaxe über diese Empfehlung hinaus zeitlich begrenzt (z. B. auch insgesamt 4 Wochen) fortgeführt werden.



■ Abb. 12.10 Häufigkeit postoperativer symptomatischer thromboembolischer Ereignisse nach Hüft- und Knie-TEP (Nach White et al. 1998)

12.2.6 AWMF-Leitlinien

Aktuell gültige Empfehlungen der Thromboseprophylaxe im Rahmen der Knieendoprothetik (finale Version 18.03.2009):

- Alle Patienten sollten, neben Basismaßnahmen (z. B. Frühmobilisation, Anleitung zur Eigenaktivierung der Wadenmuskulatur) eine medikamentöse VTE-Prophylaxe erhalten.
- Die medikamentöse Prophylaxe soll mit niedermolekularen Heparinen (NMH) oder Fondaparinux erfolgen (zu diesem Zeitpunkt allerdings waren die modernen oralen Präparate noch nicht im klinischen Einsatz).
- Bei bekannter Heparin-Unverträglichkeit wird die Gabe von Fondaparinux empfohlen (zu diesem Zeitpunkt waren die modernen oralen Präparate noch nicht im klinischen Einsatz).
- Zusätzlich zur medikamentösen Prophylaxe können medizinische Thromboseprophylaxe-Strümpfe (MTPS) eingesetzt werden.
- Bei Kontraindikation gegen eine medikamentöse Prophylaxe soll eine intermittierende pneumatische Kompression (Fuß, Wade, Oberschenkel) eingesetzt werden.
- Die medikamentöse Prophylaxe mit NMH kann bei elektiven Eingriffen präoperativ mit ausreichendem zeitlichen Abstand zur Operation begonnen werden.

- Im Unterschied zum Hüftgelenkersatz soll die medikamentöse VTE-Prophylaxe bei endoprothetischen Eingriffen im Regelfall am Kniegelenk nur 11–14 Tage durchgeführt werden.

12.3 Spezielle postoperative Strategien (Indikation – Dosierung – Kontraindikationen)

12.3.1 Allgemeine Grundlagen

Rehabilitation Rehabilitative Maßnahmen gehen meist deutlich über die sog. allgemeinen medizinischen Leistungen der gesetzlichen Krankenkassen hinaus. Klassische Vorgehensweisen sind hier das stationäre Heilverfahren (HV) bzw. die Anschlussheilbehandlung (AHB) in speziellen orthopädisch ausgerichteten Rehabilitationskliniken, außerdem die teilstationäre oder ambulante Rehabilitation in besonderen zugelassenen Reha-Zentren. Hiervon sind Gesundheitsmaßnahmen wie eine Sanatoriumsbehandlung oder eine Kur klar abzugrenzen.

Nach alloplastischem Ersatz des Kniegelenkes zählt bei primär oft nur kurzer Verweildauer im Akuthaus (7–10 Tage) eine postoperative Anschlussrehabilitation zum Behandlungsstandard. Kostenträger der stationären/teilstationären/ambulanten Maßnahmen sind vor allem die

Deutsche Rentenversicherung (DRV-Bund, DRV-Länder) und die Berufsgenossenschaften (bei Folgen von Arbeitsunfällen), bei Patienten, die nicht mehr im Erwerbsleben stehen, in erster Linie die gesetzlichen Krankenkassen.

Rehabilitationsfähigkeit In Abgrenzung zur Pflegebedürftigkeit des betroffenen Patienten muss vor Einleitung rehabilitativer Maßnahmen zunächst die individuelle Rehabilitationsfähigkeit überprüft und bestätigt werden. Im Falle einer postoperativen stationären AHB nach Knie-TEP werden hier in aller Regel gefordert:

- Reizfreie Wundverhältnisse ohne Anhalt für eine lokale Infektion (■ Abb. 12.11)
- Weitgehende Eigenständigkeit des Patienten für die wichtigsten ADL (Barthel-Index von zumindest 65 Punkten)
- Ausreichende und sichere Mobilität zumindest für kurze Wegstrecken auf Stationsebene (evtl. unter Zuhilfenahme von Gehstützen)
- ein zumindest zufriedenstellendes Funktionsausmaß des operierten Kniegelenkes (z. B. Extension/Flexion 0–5–80–90°). Aufgrund der heutzutage immer früher eingeleiteten Verlegung der Patienten aus dem Akut- haus in die Nachsorgeklinik ist dies in vielen Fällen leider oft nicht gegeben!
- Ausreichende persönliche Motivation zur Rehabilitation
- Ausreichendes kognitives Zustandsbild (keine schwere Demenz)

Rehabilitationsbedürftigkeit Besteht keine Reha-Bedürftigkeit – z. B. im Falle eines jüngeren mobilen und sportlich sehr gut durchtrainierten Patienten ohne wesentliche Begleiterkrankungen – genügt nach Entlassung aus dem Akut- haus auch eine nur ambulante Nachbetreuung durch den Hausarzt oder den niedergelassenen Facharzt.

Rehabilitationsdauer Die Gesamtdauer der postprimären Rehabilitation ist im Allgemeinen mit insgesamt 10–12 Wochen zu veranschlagen.

Rehabilitationsziele Vordringliche postoperative Behandlungs- und Rehabilitationsziele sind:

- Weitgehende Reduktion oder gar der völlige Abbau der vormaligen bestehenden Ruhe-, Bewegungs- und/oder Belastungsschmerzen
- Wiederherstellung bzw. Verbesserung der Funktionalität des betroffenen Kniegelenkes
- Wiederherstellung bzw. die Verbesserung der Gesamtmobilität
- Weitgehende Unabhängigkeit von unterstützenden Gehhilfen (Rollator, Gehstützen u. a.)



■ Abb. 12.11 Deutliche Beeinträchtigung der lokalen Weichteilverhältnisse nach Knie-TEP mit limitierter Reha-Fähigkeit

- Wiederherstellung bzw. der Erhalt der Eigenständigkeit bezüglich der ADL (Vermeidung von Pflegebedürftigkeit)
- Verbesserung der körperlichen Belastbarkeit im Alltag und Beruf (Lebensqualität) (Jerosch und Heisel 1996; Heisel und Jerosch 2007)

Die Integration bewegungstherapeutischer und physikalischer Behandlungsstrategien in das Rehabilitationskonzept nach knieendoprothetischem Ersatz ist vor allem in der frühen postoperativen Phase unverzichtbar, bestehen zu diesem Zeitpunkt doch in aller Regel teilweise erhebliche operationsimmanente periartikuläre Irritationen mit hierdurch bedingten Schmerzbildern. Im Falle einer Knie- teilendoprothese sind im Vergleich zur konventionellen Alloplastik aufgrund der minimal-invasiven Schnittführung beim Durchschnittspatienten sowohl das subjektive Beschwerdebild als auch begleitende entzündlich-reaktive periartikuläre Weichteilirritationen meist deutlich geringer ausgeprägt.

An überwiegend aktiven bewegungstherapeutischen Konzepten kommen in Frage:

- CPM – Schiene/Motomed/Fahrradergometer
- Krankengymnastische Einzel- und Gruppentherapien



■ **Abb. 12.12** Funktionsgerechte kontrakturvorbeugende Lagerung des TEP-versorgten Kniegelenkes in maximaler Streckstellung (Handtuch unter der Wade, Kniekehle frei; keine Knierolle!)

- Balneotherapie
- Gerätegestützte Krankengymnastik
- Sporttherapie

Zu den passiven physikalischen Behandlungsmaßnahmen zählen

- Lokale Kryotherapie, evtl. unter Integration von Wasser als Trägermedium (Hydrotherapie)
- Massagetherapie, hier vor allem die periphere Lymphdrainage

Die Elektrotherapie, die Ultraschallanwendung sowie die Magnetfeldtherapie spielen im Rahmen der Rehabilitation eher eine untergeordnete Rolle.

12.3.2 Bewegungstherapeutische Behandlungskonzepte

Postoperative Lagerung

Das Kniegelenk sollte nach Implantation einer Endoprothese in der frühen postoperativen Phase in weitest möglicher Streckstellung, z. B. in einer Schaumstoffschiene o. ä. positioniert werden (■ Abb. 12.12). Nur im Falle einer als Zweiteingriff erfolgten Narkosemobilisation (bei zuvor limitierter Flexion) sollte anders verfahren werden.

Krankengymnastik

Die krankengymnastische Übungsbehandlung (Kinesiotherapie) spielt im Rahmen der orthopädischen Rehabilitation nach endoprothetischem Ersatz des Kniegelenkes eine zentrale Rolle. Das passive und aktiv-angeleitete Trainieren von Bewegungsabläufen dient in diesen Fällen dem wichtigen Ziel der Wiederherstellung bzw. dem Erhalt von Mobilität, Funktionalität und Kraftentfaltung.

Behandlungsziele Primäre Ziele der krankengymnastischen Behandlung im Rahmen der postoperativen Rehabilitation nach endoprothetischem Ersatz sind:

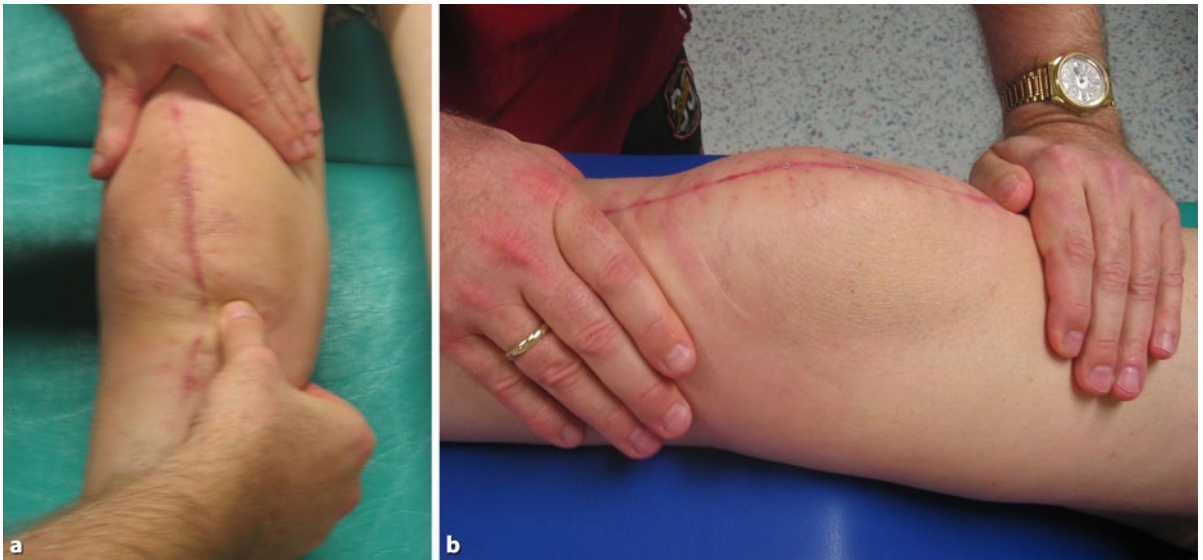
- Verhinderung von Verklebungen der periartikulären Gleitschichten und Patellamobilisation durch manuelle Narbenbehandlung, Friktionsbehandlung der umliegenden Bindegewebsstrukturen (v. a. des medialen und lateralen Reservestreckapparates)
- Prävention eines schonungsbedingten muskulären Defizites durch gezielte aktive Übungen
- Schmerzlinderung durch Entlastung des operierten Gelenkes
- Verbesserung der Gelenkfunktion durch vorsichtige, schrittweise gesteigerte manuelle Dehnung der geschrumpften kontrakten Gelenkkapsel; evtl. mit zusätzlicher Wärmeapplikation, Quermassage, post-isometrischer Relaxation
- Detonisierung hypertoner Muskelgruppen in der Umgebung des betroffenen Gelenkes durch vorsichtige Lockerungs- und Dehnungsübungen
- Kräftigung der gelenkumspannenden und -stabilisierenden Muskulatur sowie die Korrektur von Fehlstellungen, z. B. durch gezielte aktive Spannungsübungen
- Verbesserung der Gelenkbeweglichkeit durch möglichst schmerzfreies Durchbewegen, aber auch durch widerlagernde Mobilisation im Rahmen der funktionellen Bewegungslehre (FBL nach Klein-Vogelbach; ■ Abb. 12.13), durch rhythmische Bewegungsübungen u. a.
- Verbesserung motorischer Funktionen wie Kraft, Ökonomie, Ausdauer, Koordination und Geschicklichkeit, z. B. durch Übungen auf labilem Untergrund wie einem Kipp- bzw. Schaukelbrett, einem Trampolin, auch durch Spazierengehen o. ä.
- Verbesserung des Gangbildes durch Korrektur von Ausgleichsbewegungen, durch Ganganalyse, auch Beinachsentraining; evtl. auch durch Einsatz adäquater Hilfsmittel
- Gangschulung (ebenerdig, an der Treppe)

Im akuten Stadium mit entsprechendem subjektivem Beschwerdebild kommen in erster Linie assistive Übungen unter Abnahme der Eigenschwere des Beines in Frage, im späteren Verlauf dann vor allem aktive isotonische (dynamische) Bewegungen, auch gegen manuellen Widerstand (statische oder isometrische Übungsteile), des Weiteren eine Kräftigung der antagonistischen Muskulatur.

Funktionell steht beim Kniegelenk in erster Linie das Erreichen einer vollen Streckung sowie einer möglichst optimalen Beugung (120° und mehr) im Vordergrund. Unter diesem Gesichtspunkt kommen vor allem Dehnungsprogramme der meist kontrakten Gelenkkapsel, des medialen und lateralen Reservestreckapparates sowie des M. quadriceps femoris und der ischiokruralen Muskulatur zum Einsatz (■ Abb. 12.15). Hier sind oft auch begleitende physikalische Maßnahmen (vorausgehende lokale



▣ **Abb. 12.13a–d** Krankengymnastische Einzelbehandlung in der frühen Phase nach Knie-TEP (etwa ab dem 3.–4. postoperativen Tag). **a** Mobilisation in Flexion (in Rückenlage, evtl. mit Pezzi-Ball). **b** Mobilisation in Flexion (in Bauchlage). **c** Mobilisation in Extension (im Sitzen mit Pezzi-Ball). **d** Mobilisation in Extension (im Sitzen; manueller Widerstand durch den Therapeuten)



▣ **Abb. 12.14a,b** Mobilisierende und widerlagernde Massage nach Knie-TEP. **a** Patella medial/lateral, anteriore laterale Gelenkkapsel. **b** Patella superior/inferior



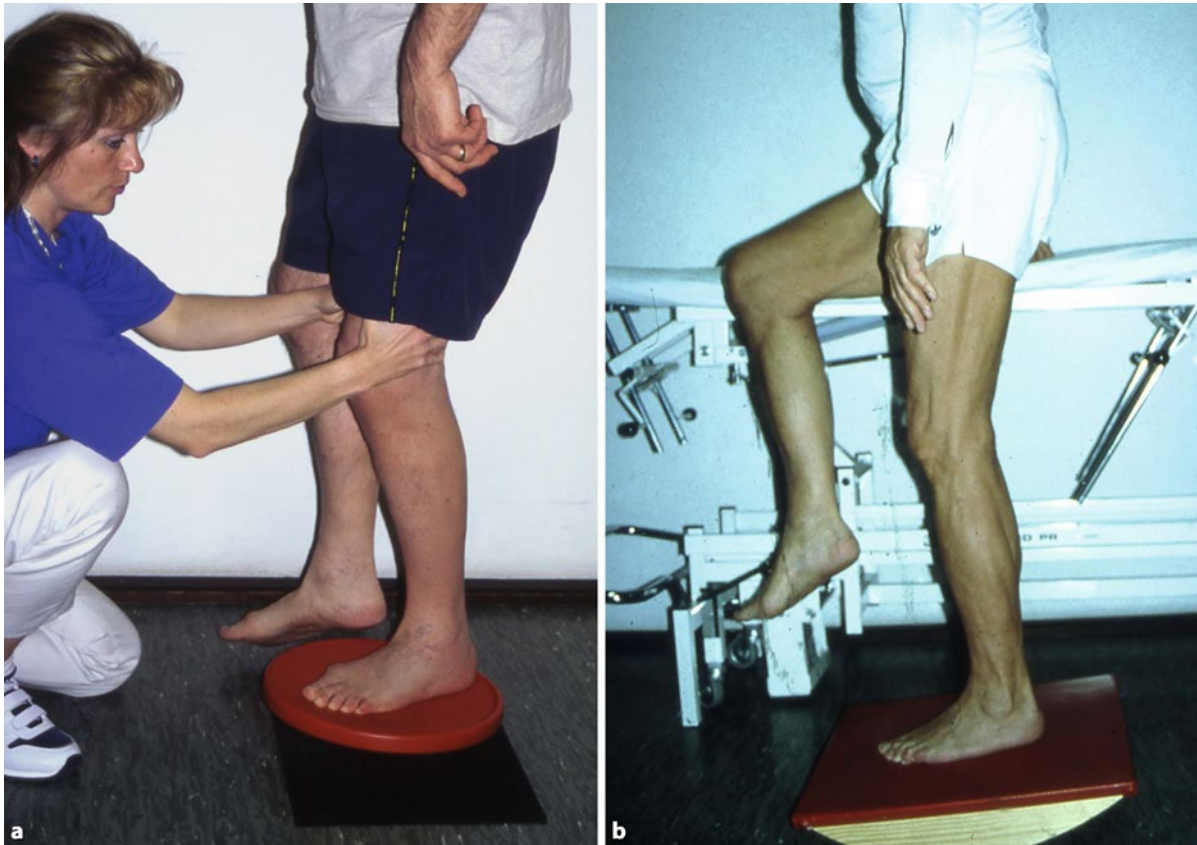
▣ **Abb. 12.15a,b** Manuelle Mobilisationsbehandlung des Kniegelenkes nach TEP. **a** Kapseldehnung, **b** Patellamobilisation bei verbackenem Reservestreckapparat

Kryotherapie zur Reduktion der Schmerzempfindung), in erster Linie aber der Einsatz spezieller Techniken aus der manuellen Medizin (Querfriktionen, postisometrische Relaxation u. a. m.) von Bedeutung (▣ [Abb. 12.14](#); Heisel und Jerosch 2007).

Im Falle einer intraoperativ erfolgten Teilresektion der Kniegelenkkapsel resultiert oft ein Verlust an Propriozeption und damit auch an koordinativer Leistungsfähigkeit. Durch Übungen auf einer labilen Unterstützungsfläche (u. a. Schaukelbrett, Trampolin, Pezzi-Ball; ▣ [Abb. 12.16](#)) werden auf die noch vorhandenen peri-

artikulären Mechanorezeptoren neue Reize gesetzt mit einer nachfolgenden Neuaktivierung propriozeptiver Afferenzmuster.

Gruppentherapie Bei bereits erreichter guter Funktionalität und Rückgang des subjektiven Beschwerdebildes kommen dann auch unterschiedliche Gruppentherapien in Frage – dies anfänglich noch überlappend mit Einzelbehandlungen. Die Gruppen sollten zur optimalen Betreuung durch den Physiotherapeuten übersichtlich klein sein (maximal 10–12 Teilnehmer). Vordringliches Ziel ist



■ **Abb. 12.16a,b** Krankengymnastisches Koordinationstraining im Stehen auf instabiler Unterlage. **a**, Kippkreisel, **b** Schaukelbrett

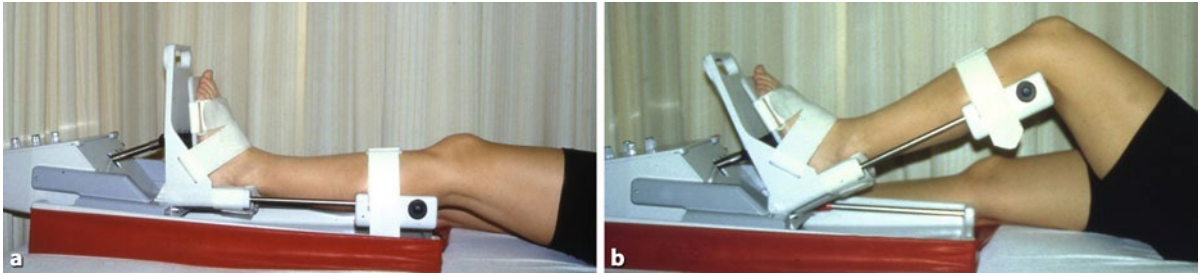
zu diesem Zeitpunkt in erster Linie die Verbesserung der Koordination mit einem spielerischen Verlängern der Standbeinphase, aber auch ein Ausdauer- und Krafttraining (■ **Abb. 12.17**).

Dosierung/Behandlungsdauer Beides ist immer abhängig vom Schweregrad der betroffenen (Funktions-)Störung sowie von der individuellen aktuellen Krankheitsaktivität: In aller Regel sollten Einzel- und auch Gruppenbehandlungen zumindest 20 Minuten, optimaler Weise 30 Minuten andauern. Auch die Häufigkeit richtet sich nach dem klinischen Befund: In der frühen Phase der Rehabilitation sollten täglich Einzeltherapien durchgeführt werden, bei Problemfällen (z. B. bei einem deutlichen Funktionsdefizit) evtl. auch 2- bis 3-mal täglich. Ab der 3.–4. postoperativen Woche genügen dann 3–4 Einzeltherapien/Woche, ab der 5.–6. Woche noch 2- bis 3-mal/Woche. Die Einzelbehandlungen werden in aller Regel schrittweise durch Gruppen- und gerätegestützte Kraftprogramme ersetzt, so dass insgesamt gesehen jeder Patient innerhalb der ersten 5–6 Wochen nach dem Eingriff – zumindest unter den Bedingungen einer stationären AHB – täglich 1–3 krankengymnastische Behandlungsmaßnahmen erfahren sollte.



■ **Abb. 12.17** Krankengymnastische Gruppenbehandlung nach Knie-TEP bei erlaubter Vollbelastung (Koordinationsschulung durch Ballzuwerfen auf instabiler Unterlage)

Kontraindikationen Bei sachgerechter Anwendung prinzipiell keine; allerdings sind eine Überlastungssituation am Halte- und Bewegungsapparat sowie eine kardiopulmonale Dekompensation zu vermeiden.



■ **Abb. 12.18a,b** CPM-Schienenbehandlung des linken Beines nach Knie-TEP. **a** In Streckstellung, **b** in Beugstellung (Ausmaß zuvor exakt vorgegeben)

■ **Tab. 12.8** Apparative Mobilisationstherapie nach Implantation einer Knieendoprothese

Art der Maßnahme	Postoperativer Zeitpunkt
CPM-Schiene	Ab dem 1. postoperativen Tag, solange Kniebeugung < 90°
Motomed	Ab der 3. postoperativen Woche, wenn Kniebeugung zumindest 70°
Ergometer	Ab der 4. postoperativen Woche (Fahrrad), wenn Kniebeugung zumindest 90°

CPM

Als unverzichtbarer Bestandteil eines funktionellen postoperativen Behandlungsprogrammes gilt die CPM („continuous passive motion“ nach Salter 1989) zur ausschließlich passiv geführten Gelenkmobilisation unter Einsatz einer elektrischen Bewegungsschiene (■ Abb. 12.18). Hier erfolgen in ihrem Funktionsausmaß vorgegebene definierte gleichmäßige Bewegungsabläufe grundsätzlich in einer Ebene (Extension/Flexion) bis zur bzw. bis knapp über die aktuelle Schmerzgrenze.

Behandlungsziele Die wesentliche Ziele der CPM sind:

- Dosierte Dehnung der oft schon präoperativ teilkontrakten gelenkumspannenden Muskulatur
- Schrittweise Verbesserung des Bewegungsausschlages des betroffenen Gelenkes
- Verbesserung der Gleiteigenschaften der periartikulären Gewebeschichten
- Optimierung der lokalen Stoffwechselsituation
- Verhinderung einer kapsulär bedingten Gelenkeinstiefung

Dosierung/Behandlungsdauer Möglichst täglich, im Falle einer schlechten Gelenkfunktion auch 2- bis 3-mal/Tag; Einzelbehandlung über etwa 20–30 Minuten.

Indikationen Hauptindikation im Rahmen der Rehabilitation nach alloplastischem Kniegelenkersatz ist die frühe postoperative Phase. Bereits ab dem 1. Tag nach dem er-



■ **Abb. 12.19** Aktives Funktionstraining nach Knieendoprothese rechts auf dem Motomed

folgten Eingriff sollte mit der kontinuierlichen Schienenmobilisation begonnen werden – im Falle noch deutlicher operationsimmanenter Beschwerden unter analgetischer/antiphlogistischer Abdeckung (FIT-Konzept) und evtl. auch mit vorausgehender Eisbeutelauflage.

Aktive funktionelle Behandlung

Mit abgeschlossener Wundheilung, Rückgang der weichteilbedingten Beschwerden und Verbesserung der Gelenkfunktion kann dann etwa ab der 3.–4. Woche auf eine aktive funktionelle Behandlung, z. B. auf dem Motomed (■ Abb. 12.19) bzw. dem Fahrradergometer (■ Abb. 12.20) übergegangen werden (■ Tab. 12.8).



■ **Abb. 12.20** Aktive eigenständige Bewegungstherapie für das Kniegelenk auf dem Fahrradergometer

Schlingentisch

Der Schlingentisch beinhaltet eine passive, funktionelle, apparative Behandlung des bewegungsbeeinträchtigten Kniegelenkes unter Aufhebung der Eigenschwere des betroffenen Beines durch spezielle höhenverstellbare Seilzüge und Schlingen. Primäre Ziele sind eine muskuläre und auch psychische Entspannung sowie eine meist sofort einsetzende deutliche Schmerzlinderung. Beim Arbeiten in einer horizontalen Ebene können unter axialer Aufhängung Bewegungsabläufe selektiv trainiert und Ausweichbewegungen verhindert werden.

- Einpunktaufhängung (axial, mobil; ■ **Abb. 12.21**): Alle Schlingenzüge führen konvergierend zu einer Öse, die sich lotgerecht über dem gewählten Drehpunkt des Kniegelenkes befindet. Einsatz v. a. zur muskulären Kräftigung sowie zur Mobilisation von Kontrakturen.
- Zweipunktaufhängung (neutral bzw. stabil; ■ **Abb. 12.22**): Alle Schlingenzüge sind lotgerecht in einer eigenen Öse fixiert, d. h. jede Schlinge besitzt ihren eigenen Aufhängepunkt. Einsatz v. a. zur stabilen Traktion von Körpergelenken und der Wirbel-



■ **Abb. 12.21** Einpunktaufhängung



■ **Abb. 12.22** Zweipunktaufhängung

säule, zur Schmerzlinderung sowie zur entlastenden Lagerung und Entspannung.

Indikationen Indikationen des Schlingentisches sind:

- Schmerzhafte Bewegungseinschränkung des Kniegelenkes
- Beeinträchtigung der Koordination von Bewegungsabläufen
- Schwächung oder (Teil)Lähmung der gelenkumspannenden Muskulatur



Abb. 12.23a–d Übungen aus der gerätegestützten Krankengymnastik (MTT) nach Knie-TEP (frühestens ab der 4. postoperativen Woche). **a** In Rückenlage auf dem Schenkeltrainer („leg press“) zur gezielten Kräftigung der Oberschenkelstreckmuskulatur, **b** Training der Knieflexion im Sitzen, **c** Training der Knieflexion in Bauchlage, **d** Training der Knieextension am Kraftgerät

Kontraindikationen Der Schlingentisch ist kontraindiziert bei:

- Großflächigen Hautverletzungen, Ekzemen oder Verbrennungen
- Kreislaufinsuffizienz und Schwindel (bei Ganzaufliegung)
- Fehlender Compliance

Medizinische Trainingstherapie

Die medizinische Trainingstherapie (MTT; gerätegestützte Krankengymnastik) steht als Sammelbegriff für ein physiotherapeutisches Behandlungskonzept im Rahmen der manuellen Medizin zur Erhaltung bzw. Wiederherstellung von Gelenkfunktionen. Sie beinhaltet ausschließlich aktive

Übungen, die über die Bewegungsbahn, den Widerstand und auch die Repetition selektiv modifiziert werden. Der jeweilige Widerstand – vorgegeben vor allem durch unterschiedliche Gewichtsbelastungen – richtet sich immer nach den individuellen Gegebenheiten des betroffenen Patienten. Ein effektives Ausdauertraining besteht im allgemeinen aus 15–20 Wiederholungen des Bewegungsablaufes im Atemrhythmus des Patienten.

Ein wichtiges Prinzip der medizinischen Trainingstherapie ist die Beachtung der wechselweisen Beanspruchung unterschiedlicher Muskelgruppen. Ein reduziertes Gewicht ist hierbei wichtiger als ein spezielles Training der Kraftausdauer, insbesondere auch, weil hiermit eine höhere Anzahl an Einzelwiederholungen erfolgen kann,

als dies bei größeren Gewichten möglich wäre. Die jeweiligen Übungen sollten immer möglichst langsam und ohne Schwung („Anlauf“), darüber hinaus auch ohne Ausweichbewegungen durchgeführt werden (■ Abb. 12.23; ■ Abb. 12.24).

Behandlungsziele Allgemeine Ziele sind:

- Schmerzfreiheit unter Belastung
- Wiederherstellung der Körper- und Gelenkbeweglichkeit
- Wiederherstellung der wichtigen muskulären Funktionen wie Kraft, Ausdauer und Koordination (sowohl Automobilisation wie Autostabilisation)
- Trainieren und Wiedererlernen alltags- und sport-spezifischer Bewegungsmuster (Koordination)

Bestandteile Inhalte der medizinischen Trainingstherapie sind:

- Gelenktraining (sowohl Automobilisation als auch Autostabilisation)
- Muskeltraining zur Verbesserung von Kraft und Ausdauer
- Koordinationstraining
- Prophylaxe der Alltagsbewegungen

Durchführung Zu beachten ist hier zwingend, dass zunächst das betroffene Kniegelenk und erst dann die gelenkumspannende Muskulatur behandelt wird. Verkürzte Muskelgruppen müssen zu Beginn gedehnt, erst anschließend dürfen ihre geschwächten Anteile gekräftigt werden. Die Behandlungsstrategien der medizinischen Trainingstherapie sollten immer weitgehend schmerzfrei sein. Toleriert werden lediglich anfängliche leichtere muskuläre Beschwerden aufgrund der erfolgten Belastung bzw. einer durchgeführten Dehnung bei bereits eingetretener muskulärer Verkürzung.

Sinnvollerweise beginnt die Behandlungseinheit mit einer kurzen Aufwärmphase, vor allem im Hinblick auf eine Aktivierung des Herz-Kreislauf-Systems. Dies gelingt z. B. durch eine 5- bis 10-minütige unterschwellige, jedoch gleichmäßige Bewegungsbelastung (z. B. durch lockeres Gehen auf dem Laufband, durch ein Ergometertraining), um Herzfrequenz und Blutdruck an ihren Arbeitsbereich heranzuführen. Erstrebenswert ist hier ein Pulswert von etwa 100–110 Schlägen/Minute. An diese Aufwärmphase schließt sich dann ein kurzes Stretchingprogramm der später zu trainierenden Muskelgruppen an.

Auch im Rahmen eines Rehabilitationstrainings sollte nach erfolgtem alloplastischen Kniegelenkersatz, wie es ja auch im Breitensport üblich ist, eine gesteigerte körperliche Aktivität nicht plötzlich abgebrochen werden. Dem Körper sollte vielmehr Zeit gelassen werden, sich langsam wieder zu erholen. In diesem Zusammenhang



■ **Abb. 12.24** MTT auf dem Stepper zur Verbesserung der Gangökonomie und Koordination

sind aktive Maßnahmen, wie z. B. ein lockeres Auslaufen bzw. muskelentspannende Dehnungsübungen, aber auch passive Therapieeinheiten sinnvoll (sog. Entmüdungsprogramm).

Tab. 12.9 Beurteilung der Belastungsintensität von Übungen der MTT innerhalb der orthopädischen Rehabilitation. Kursiv = sinnvoller Trainingsbereich im Rahmen der Rehabilitation nach Implantation einer Knieendoprothese

Muskuläre Belastungsintensität (Angabe in % der maximalen Kraftentfaltung)	Anzahl an Wiederholungen der jeweiligen Übung
20–30	36–45
30–40	31–35
40–50	25–30
50–55	19–24
55–60	15–18
60–65	11–14
65–70	9–10
75–80	7–8
80–85	5–6
85–90	3–4
90–95	2(–3)

Ausstattung Zur apparativen technischen Ausstattung gehören für ein optimales Patiententraining Geräte wie Fahrradergometer, Rollenzüge, Schrägbretter, Schenkeltrainer, Trainingstische, eine Mobilisationsbank sowie Hanteln etc.

Übungsposition Trainiert wird aus Bauchlage, Rückenlage, Seitlage sowie im Sitz und im Stand.

Einzelbetreuung Über die Einzelbehandlung erlernt der Patient zunächst einfache selektive Funktionsabläufe, um diese dann zu komplexen Bewegungsmustern zusammenzusetzen. Er bleibt so lange in physiotherapeutischer Einzelbetreuung, bis er sich koordinativ weitgehend selbstständig kontrollieren kann.

Bei den einzelnen Übungen sollte unbedingt auf einen langsamen Beginn mit möglichst exakter Ausführung der Bewegungsabfolge geachtet werden. Sowohl Patient als auch Therapeut sollten stets kontrollieren, dass tatsächlich auch nur der jeweils betroffene Muskel gezielt trainiert wird; Ausweichbewegungen, die dann meistens eine Belastung der Rumpfwirbelsäule mit sich bringen, sollten unterbleiben. Hauptursache für solche technischen Fehler ist meistens die Verwendung eines zu großen Übungsgewichtes. Eine Pressatmung (Luftanhalten während der einzelnen Kraftleistungen) ist unbedingt zu vermeiden. Unter diesem Gesichtspunkt ist bei körperlicher Anstrengung die Ausatmung zu empfehlen, das Einatmen im Zuge der Entlastung.

Dosierung/Behandlungsdauer Nach knieendoprothetischem Ersatz kann etwa ab der 3.–4. postoperativen Woche mit dieser Behandlungsstrategie begonnen werden, anfangs täglich, ab der 6. bis zur 12. Woche dann noch etwa 2- bis 3-mal wöchentlich. Die Dauer der Einzelbehandlung liegt zwischen 30 und 60 Minuten.

Ist es dem Patienten möglich, ein spezielles Gewicht repetitiv 10-mal zu bewegen und spürt er beim 10. mal eine gewisse muskuläre Belastung, so beansprucht er sich in einem Kraft-Leistungsbereich von etwa 60–70 %. Kann der Patient die Übungen 25-mal hintereinander ausführen, bevor er eine muskuläre Kraftanstrengung verspürt, liegt sein Kraft-Leistungsbereich bei ungefähr 40 %. Zu Beginn der medizinischen Trainingstherapie nach alloplastischem Kniegelenkersatz sind Kraft-Leistungsbereiche von 20–30 % sinnvoll, was in etwa 30 bis allenfalls 40 wiederholten Übungen mit niedrigen Gewichten entspricht, ohne dass dabei eine nennenswerte muskuläre Ermüdung auftritt (Tab. 12.9).

Kontraindikationen Die MTT ist kontraindiziert bei:

- Lokalen entzündlichen Prozesse
- Systemischen viralen oder bakteriellen Infektionen
- Internistischen Problemen (dekompensierte Herzinsuffizienz, medikamentös nicht ausreichend eingestellter arterieller Hypertonie u. a. m.)

Gruppentraining Wichtig für den Erfolg der medizinischen Trainingstherapie ist das anschließende Gruppentraining, welches möglichst täglich, zumindest aber 3-mal wöchentlich jeweils über 30–60 Minuten und insgesamt über mehrere Monate stattfinden sollte, um neu erlernte Bewegungsmuster bestmöglichst zu automatisieren. Hier fördert ein dem Patienten ständig neu angepasstes Trainingsprogramm sicherlich deutlich die Motivation.

Isokinetisches Training

Als Steigerung der medizinischen Trainingstherapie bleibt für das Spätstadium der Rehabilitation nach Abklingen jeglicher Gelenkbinnenreizzustände das isokinetische (Kraft-) Training zu erwähnen. Vordringliches Behandlungsziel ist hier vor allem die Kräftigung des M. quadriceps femoris sowie der Kniebeugergruppe. Die Besonderheit dieses technisch aufwendigen und kostenintensiven Trainingsprogrammes liegt darin, dass dabei die individuellen Kraftvorgaben des Patienten den jeweiligen Übungswiderstand determinieren, der dann computergesteuert apparativ vorgegeben wird (Abb. 12.25).

Sporttherapie

Letztendlich ist auch der therapeutische Sport wesentlicher integrativer Bestandteil eines konservativen Rehabilitationsprogrammes, auch nach endoprothetischem Ersatz des Kniegelenkes. Derartige Übungseinheiten stehen meist erst



■ **Abb. 12.25** Isokinetisches Muskeltraining (Kniextension) am Cybex-Gerät

am Ende des funktionellen Trainings, wobei hier, neben dem Erhalt einer beschwerdefreien (Rest-)Gelenkfunktion sowie der muskulären Kraftentfaltung v. a. auf die Verbesserung der koordinativen Leistungsfähigkeit (Schulung einer möglichst optimalen Körperbeherrschung) abgezielt wird; evtl. bestehende Behinderungen werden so leichter überwunden (Bedeutungsreduktion). Der psychische Einfluss durch das Gruppenerlebnis sowie die Bewusstmachung der individuellen Belastbarkeit sollten hierbei nicht unterschätzt werden.

Der Sportmediziner sollte dem betroffenen Patienten die einzelnen Bewegungsprogramme individuell und detailliert vorgeben, evtl. mit Anpassung bzw. Modifikation gewisser Sportarten an bereits bestehende Behinderungen (unterschiedliche Belastungsstufen). In diesem Zusammenhang müssen sportliche Betätigungen mit hohen kinetischen (dynamischen) Kraftspitzen unbedingt vermieden werden; in erster Linie sollten gleichmäßige Bewegungsabläufe in das Programm integriert werden, die die muskulären Schutzmechanismen des betroffenen Gelenkes nicht überfordern und somit das einliegende alloplastische Implantat nicht über Gebühr strapazieren. Unter diesem Gesichtspunkt sind vor allem Kampf- und Ballsportarten, die einen teilweise unkontrollierbaren direkten Körperkontakt mit sich bringen, unter therapeutischen Gesichtspunkten im Rahmen eines Rehabilitationsprogrammes weniger gut geeignet (s. auch FIT-Konzept).



■ **Abb. 12.26** Muskuläres Krafttraining im Wasser unter Ausnutzung des Wasserwiderstandes: Das Schwimmbrettchen wird mit dem rechten Bein nach unten gedrückt

Balneotherapie

Der Begriff der Balneo- oder auch Bädetherapie bedeutet ursprünglich im engeren Sinne die therapeutische Nutzung des ortsgebunden vorkommenden Heilmittels Wasser, z. B. in Form spezieller Thermen mit darin gelösten Wirkstoffen als unspezifische Reiz- und Reaktionstherapie mit Auswirkungen auch auf die vegetativen Körperfunktionen. Unter therapeutischen Gesichtspunkten erfolgt in aller Regel eine Kombination mit anderen physikalischen und vor allem krankengymnastischen Behandlungsstrategien – dies als wesentlicher Eckpfeiler der Rehabilitation eines frisch operierten Kniepatienten.

Wirkung Wirksame Faktoren sind:

- Gleichmäßige Kompression des Gefäßsystems durch den sog. hydrostatischen Druck mit konsekutiver Volumen-Mehrbelastung des Herzens und nachfolgenden Blutdruckerhöhung
- Steigerung der peripheren Durchblutung
- Muskulär detonisierende Wirkung mit Abbau von Kontrakturen
- Durch den Auftrieb verliert der unter Wasser befindliche Anteil des menschlichen Körpers ca. 90 % seines eigentlichen Gewichtes (sog. Archimedes-Prinzip), was Eigenübungen bei noch schwacher muskulärer Kraftsituation und Koordination in der frühen Phase nach dem erfolgten alloplastischen Gelenkersatz wesentlich erleichtert. Unter diesen Bedingungen besteht immer eine axiale Vollbelastbarkeit der unteren Extremitäten (auch bei noch nicht abgeschlossener knöcherner Konsolidierung einer Fraktur o. ä.).
- Des Weiteren kann der Reibungswiderstand des bewegten Wassers (sog. Hydrodynamik) als Führungs-



■ **Abb. 12.27a,b** Krankengymnastisch geführte Einzeltherapie im Wasser. **a** Zur Mobilisation im Stehen nach Knieendoprothetischem Ersatz rechts. **b** Zur Verbesserung der Extension nach knieendoprothetischem Ersatz in Rückenlage unter Einsatz von Schwimmhilfen

widerstand genutzt werden zur gezielten muskulären Kräftigung. Hier ist eine Steigerung möglich durch schnellere Bewegungen oder durch Vergrößerung der Angriffsflächen, z. B. durch den Einsatz von Paddeln, Bällen u. a. (■ Abb. 12.26).

Indikationen Unter diesem Aspekt ergeben sich als wesentliche Behandlungsindikationen im Rahmen der Rehabilitation nach endoprothetischem Kniegelenkersatz:

- Unterstützung von Gangübungen (geringere Gewichtsbelastung) im Rahmen der frühen postoperativen Mobilisierungsphase
- Zutrauen gewinnen, das operierte Bein zu belasten
- Gezieltes Dehnen einer verkürzten gelenkumspannenden Muskulatur (M. rectus femoris, ischiokrurale Muskelgruppe u. a.)
- Krafttraining einer geschwächten gelenkumspannenden Muskulatur (Kniestrecker und -beuger)
- Allgemeine muskuläre Schwäche (z. B. ältere Patienten) zum Erlernen eines sicheren Stehens u. ä.

Wassertemperatur Optimalerweise Indifferenztemperatur von 33–34 °C.

Durchführung Behandlungsstrategien sind:

- Einzeltherapie (mit dem Therapeuten im Wasser; ■ Abb. 12.27)
- Gruppentherapie (mit dem Therapeuten am Beckenrand; ■ Abb. 12.28)
- In Eigenregie (z. B. freies Schwimmen, Aquajogging u. a.)

Die Einzelbehandlung erfolgt vor allem in Rückenlage des Patienten, die Gruppentherapie im Stand, wobei verschiedene Hilfsmittel wie Ringe, Bälle, Reifen, Schwimmärmel, Flossen und schließlich auch Styropor-Stangen (sog. „Aqua-Gym-Sticks“) eingesetzt werden können. Diese Hilfsmittel dienen einerseits der Erleichterung gewisser

Bewegungsabläufe, können aber auch, um gezielte Kraftübungen durchzuführen, erschwerend funktionieren (z. B. Schwimmbrettchen, ■ Abb. 12.26).

Die krankengymnastische Einzelbehandlung im Rahmen der postoperativen Balneotherapie beginnt sinnvollerweise mit einem einleitenden Floaten zur allgemeinen muskulären Detonisierung und kurzfristigen Gewöhnung an das flüssige Medium, evtl. auch mit einigen spielerischen Übungen, bevor dann in die „Arbeitshaltung“ (Rückenlage; ■ Abb. 12.27b) übergegangen wird. Diese entspannte Körperposition kann bei älteren ängstlichen Menschen evtl. durch eine spezielle Halskrause (aufblasbare Manschette) erleichtert werden, wobei der am Kopfende stehende Therapeut den Patienten im Bereich des Thorax mit beiden Händen stabil fixiert und durch das Becken gleiten lässt.

Vorteile Ein großer Vorteil der Wasserbehandlung nach endoprothetischem Kniegelenkersatz ist die Möglichkeit der sofortigen vollen axialen Belastung des betroffenen Beines, selbst im Falle einer problematischen Implantatfixation. Eine seitliche Abstützung auf Brettchen bei speziellen Übungen bzw. das eigenständige manuelle Absichern an einer Stange des Beckenrandes wird nur in Ausnahmesituationen erforderlich.

Dosierung/Behandlungsdauer Sind in der frühen postoperativen Phase die Wundheilungsvorgänge unauffällig, liegen die laborchemischen Entzündungsparameter im Normbereich und verspürt der Patient keine wesentlichen lokalen Beschwerden, so kann bereits etwa ab dem 6.–7. Tag nach dem Eingriff unter Schutz eines wasserundurchlässigen Pflasters (■ Abb. 12.29) mit dem krankengymnastisch geleiteten Bewegungsbad begonnen werden. Sinnvoll sind in aller Regel tägliche Einzel- oder Gruppentherapien über 30 Minuten. Bei klinisch robusten Patienten ohne kognitive Auffälligkeiten und guter Compliance kann ab der 3.–4. Woche – falls gewünscht – eine weitere zusätzliche Wasserbehandlung in Eigenregie (sog. freies Schwimmen)



■ **Abb. 12.28** Krankengymnastisch gesteuerte Gruppentherapie im Wasser – der Therapeut steht am Beckenrand

in den Behandlungsplan integriert werden. In dieser Phase sollten dann die zuvor erlernten Übungen selbstständig weitergeführt werden.

Kontraindikationen Generelle Kontraindikationen sind:

- Wundheilungsstörungen bzw. eine tiefe Wundinfektion
- Frische Thrombosen bzw. Thrombophlebitiden
- Floride Allgemeinerkrankungen (insbesondere Infektionen)
- Dekompensierte Herz-Kreislaufkrankungen

Problematisch sind Patienten mit Stuhl- und/oder Harninkontinenz. Frisch Operierte mit Epilepsie in der Anamnese sollten nie ohne Aufsicht sein!

Unterwassermassagen bzw. sonstige Druckstrahlmassagen sind in der frühen postoperativen Rehabilitation nicht zu empfehlen, da die Ausheilungsvorgänge der periartikulären Weichgewebe zu diesem Zeitpunkt noch nicht abgeschlossen sind und hier einer Serom- bzw. einer Hämatombildung Vorschub geleistet werden könnte. Darüber hinaus ist in dieser postoperativen Phase eine direkte, teilweise nur ungenügend dosierbare Druckstrahlbehandlung für die intraoperativ abgelöste bzw. reinsertierte Muskulatur nicht selten mit erheblichen lokalen Beschwerden verbunden.



■ **Abb. 12.29** Wasserdichtes Pflaster bei noch nicht vollständig abgeschlossener Wundheilung als Schutz vor Beginn einer Wassertherapie

12.3.3 Passive physikalische Behandlungsmaßnahmen

Zu den wichtigsten passiven Behandlungsstrategien im Rahmen der Frührehabilitation nach endoprothetischem Kniegelenkersatz zählen einerseits externe Maßnahmen wie die lokale Kryotherapie, andererseits auch manuelle Techniken wie die klassische Massage und die periphere Lymphdrainage.

Kryotherapie

Lokale Applikationsformen der Kryotherapie spielen in diesem Zusammenhang eine wichtige Rolle zur direkten oder reflektorischen Beeinflussung örtlicher Gewebeprozesse.

Wirkung Die wichtigsten Effekte sind:

- Kurzfristiger Einsatz mit Herabsetzung der lokalen Durchblutung und anschließender reaktiver Hyperämie mit dann längerfristig um 20–30 % erhöhter Schmerzschwelle.



■ Abb. 12.30 Klassischer Eisbeutel (mit Granulat) zur lokalen postoperativen Applikation

- Langzeitanwendung mit deutlicher Verminderung der Gewebedurchblutung und gleichzeitiger Stoffwechselfämpfung (Antiphlogese, Abnahme der Aktivität enzymatischer Prozesse); länger anhaltende muskuläre Detonisierung; ausgeprägte Analgesie durch Herabsetzung der nervalen Aktivität; Blutungs- und Ödemhemmung; Erhöhung des venösen Druckes.

Applikation Anwendungsformen sind:

- Eisbeutel (■ Abb. 12.30)
- Anmodellierbare Gelpackungen
- Eiskompressen, Eiswickel, Eismassagen; Eisabtupfungen
- Leicht verdunstende Kältesprays
- Kalte Pelloide (z. B. Retterspitz, Quark u. a.)

Hydrotherapie

Im Rahmen der Hydrotherapie werden Kältereize (sog. feuchte Kälte) lokal begrenzt unter Verwendung von Was-



■ Abb. 12.31 Antiphlogistisch wirkender feuchtkalter Kniewickel

ser als Temperaturträger appliziert, dies evtl. unter Zusatz chemischer oder mechanischer Reize (z. B. hyperämisierende Bürstenmassagen).

Applikation Typische Anwendungen sog. feuchter Kälte sind:

- Waschungen, Güsse
- Auflagen, Packungen, Wickel (■ Abb. 12.31)

Indikationen Die Hydrotherapie ist indiziert bei:

- Lokal begrenzten postoperativen Gewebereizzuständen
- Gelenkkapselschwellung
- Peripheren Umlaufstörungen
- Ödem (auch prophylaktisch)

Dosierung/Behandlungsdauer 5–6 Anwendungen täglich über dann jeweils etwa 10–12 Minuten.

Kontraindikationen Die Hydrotherapie ist kontraindiziert bei:

- Ausgeprägten peripheren arteriellen Durchblutungsstörungen, Angina pectoris, Raynaud-Syndrom (ab Stadium II), Anämien (v. a. bei älteren Patienten)



■ **Abb. 12.32** Eigenbehandlung der streckseitigen Oberschenkelmuskulatur mit einem Massageroller

- Kälteallergien (Kälteurtikaria), Kryoglobulinämie, Kältehämoglobinurie
- Akuten Nieren- und Blasenenerkrankungen
- Schädigungen des peripheren Lymphgefäßsystems

Klassische Massage

Im Rahmen der postoperativen Rehabilitation nach Implantation einer Knie-TEP gehören vor allem die klassische manuelle Massage sowie die periphere Lymphdrainage zu den wesentlichen Bausteinen des therapeutischen Konzeptes. Techniken der Reflextherapie spielen nach alloplastischem Kniegelenkersatz nur in Ausnahmefällen eine Rolle (z. B. im Falle hartnäckiger muskulärer Verspannungen/Verhärtungen). Hier muss auf die Spezialliteratur verwiesen werden (Heisel 2005).

Bei der klassischen Massage handelt es sich um eine meist manuell durchgeführte mechanische Manipulation bzw. Stimulation der Propriozeptoren der Weichteilgewebe in relativ monotoner, sich wiederholender Weise durch unterschiedliche, jeweils rhythmische, mit variabler Druck- oder sonstiger Kraftentfaltung (z. B. Zug, Verschiebung, Erschütterung) gezielt applizierte Handgriffe.

Ziele Behandlungsziel ist hier vor allem eine Verbesserung der muskulären Durchblutung mit damit verbundener Lockerung und Rückgang lokaler Schmerzbilder; auch ein apparativer Einsatz (Massageliegen, Massagestühle) ist denkbar.

Indikationen Die Massage ist indiziert bei:

- Schmerzhafter muskulärer Tonuserhöhung der Quadrizepsmuskulatur (auch als Eigenbehandlung mit einem Massageroller möglich; ■ Abb. 12.32)
- Postoperativ bestehenden periartikulären Weichteilverklebungen

Dosierung/Behandlungsdauer 2 bis maximal 3 Anwendungen in der Woche über 20–30 Minuten.

Kontraindikationen

Allgemeine Kontraindikationen sind:

- Akute fieberhafte Allgemeinerkrankungen
- Akute Entzündungen innerer Organe
- Blutungsneigung (z. B. im Rahmen einer Antikoagulationstherapie)
- Dekompensierte Herz-/Kreislaufkrankungen

Lokale Kontraindikationen sind:

- Entzündliche Haut- und/oder Muskelerkrankungen im Behandlungsgebiet
- Thrombophlebitiden, Phlebothrombosen
- Ausgeprägte frische Hämatome
- Frische Verletzungen, die einer Immobilisation bedürfen
- M. Sudeck Stadium I
- Arterielle Verschlusskrankung im betroffenen Gebiet
- Schwere knöcherne Affektionen (Osteomalazie, erhebliche Osteoporose, akute Osteomyelitis), auch periphere Weichteilverkalkungen (z. B. Myositis ossificans)
- Kardiale oder nephrogene Ödeme
- Bösartige Tumoren im Behandlungsgebiet

Lymphdrainage

Nach erfolgtem endoprothetischen Gelenkersatz bestehen in den ersten Wochen nach dem operativen Eingriff in aller Regel nicht unerhebliche periphere Umlaufstörungen (■ Abb. 12.33), die auf einer Beeinträchtigung des Lymphabflusses beruhen. Begünstigt wird diese Problematik durch eine Insuffizienz der Muskelpumpe in der frühen Rehabilitationsphase bei noch limitierter oder noch schmerzhafter axialer Belastbarkeit des betroffenen Beines. Zusätzlichen Einfluss nimmt hier die Tatsache der bekannt schlechten Weichteildeckung des Kniegelenkes. Zur Förderung der passiven Zirkulation der Gewebelymphe und damit einer peripheren Entstauung sowie zur mechanischen Anregung der aktiven Lymphvasomotorik kommt als manuelle Maßnahme die sog. Lymphdrainage in Frage. Hier werden ausschließlich weiche, gewebeschonende Massagehandgriffe eingesetzt, überwiegend an der Körperoberfläche (Subkutangewebe) mit Strichrichtung von proximal nach distal (■ Abb. 12.34a); bei deutlicher Schwellung wird eine anschließende Wicklung des Beines mit Watte und elastischen Binden (■ Abb. 12.34b) bzw. das konsequente Tragen eines Stützstrumpfes empfohlen. Auch eine apparative Maßnahme unter Einsatz eines sog. Lymphomaten (■ Abb. 12.35) ist möglich.



■ **Abb. 12.33** Deutliche Lymphabflussstörung (mit Dellenbildung im Bereich des Subkutangewebes) nach Knie-TEP links



■ **Abb. 12.35** Entstauende Behandlung des linken Beines mit dem Lymphomat



■ **Abb. 12.34a,b** Manuelle Lymphdrainage der unteren Extremität. **a** Ausstreichung von proximal nach distal, **b** anschließende elastische Wickelung des Beines

Dosierung/Behandlungsdauer Grundregel: So stark wie nötig, um den gewünschten Behandlungserfolg zu erzielen; so schwach wie möglich, um lokale Unverträglichkeitsreaktionen des Weichgewebes zu vermeiden. In der frühen Phase nach der Operation sollte etwa 3- bis 5-mal/wöchentlich über 20–30 Minuten behandelt werden; bei persistierenden leichteren Störungen in der späteren Phase sind dann in Einzelfällen noch einmal wöchentliche Anwendungen sinnvoll.

Kontraindikationen Kontraindikationen sind:

- Entzündliche Haut- und/oder Muskelerkrankungen im Behandlungsgebiet
- Frische Thrombosen, Thrombophlebitiden
- Dekompensierte Herzinsuffizienz

12.3.4 Ergotherapie und Hilfsmittelversorgung

Die Ergotherapie beinhaltet funktionelle und ablenkende Selbstbeschäftigung mit integrierter aktiver Bewegungstherapie durch immer wiederkehrendes Üben von Gelenk- und Muskelfunktionen im Rahmen alltäglicher Handlungsweisen, aber auch handwerkliche Tätigkeiten mit dem Ziel der Wiedergewinnung komplexer Handlungskompetenzen im Hinblick auf eine selbstständige und sinnvolle Lebensführung. Im Rahmen der Rehabilitation nach endoprothetischem Gelenkersatz des Knies ist dieses Behandlungskonzept vor allem bei den (älteren) Patienten von Bedeutung, bei denen bereits mehr oder weniger stark ausgeprägte Defizite in den Aktivitäten des täglichen Lebens (ADL) vorliegen. Zu dem Behandlungskonzept gehört auch eine individuelle Hilfsmittelberatung und -ausstattung, ebenfalls mit dem Ziel der Kompensation evtl. bleibender funktioneller Defizite.

Funktionstraining

Beim individuellen Funktionstraining erfolgt ein zielgerichtetes repetitives Üben einzelner Bewegungsabläufe v. a. im Hinblick auf vorbestehende Fähigkeits- und Funktionsstörungen, die nach dem erst kürzlich durchgeführten gelenkersetzenden Eingriff weiter fortbestehen (z. B. Trainieren der Gelenkbewegung am Kufenwebstuhl (■ Abb. 12.36); weitere Möglichkeiten bieten Holz- und Töpferarbeiten.

Selbsthilfettraining Zum Selbsthilfettraining mit konsequentem repetitiven Üben von Bewegungsabläufen, die im Alltag zur Erhalt der Eigenständigkeit unverzichtbar sind, gehören:

- Nahrungsaufnahme (Essen, Trinken)
- Körperhygiene (Waschen, Haare kämmen, Rasieren, Toilettengang)



■ **Abb. 12.36** Kufenwebstuhl in der ergotherapeutischen Nachbehandlung nach Implantation einer Knieendoprothese

- An- und Auskleiden (Einsatz von Strumpf- und/oder Schuhanziehhilfen, Schuhe mit Klettverschluss bzw. mit elastischen Schuhbändern u. a.)
- Haushaltsführung, Einkaufen
- Fortbewegung (Hilfsmittel?)

Gelenkschutz Der Gelenkschutz mit gezieltem Training aller für die Aktivitäten des täglichen Lebens (ADL) wichtigen Bewegungsabläufe zielt auf ein Erlernen eines bewussten Handelns ab mit Neuordnung der Umgebung (z. B. gut erreichbare Hilfsmittel in der Küche, Regalfächer in Greifnähe), auch auf das Training modifizierter Verhaltensweisen und neuer Bewegungsabläufe für temporär oder bleibend gestörte Gelenke oder ganzer Gliederketten. Hierzu zählen auch eine gleichzeitige Versorgung mit gelenkstabilisierenden und damit funktionsverbessernden Schienen (v. a. bei Erkrankungen aus dem rheumatischen Formenkreis).

Spezielle Maßnahmen des Gelenkschutzes sind:

- Achten auf achsengerechte Gelenkstellungen und korrekte Körperhaltung
- Körpernahes Tragen von Lastgewichten
- Vermeidung isolierter Gelenkbelastungen (sinnvolle gleichmäßige Lastverteilung), v. a. beim Tragen



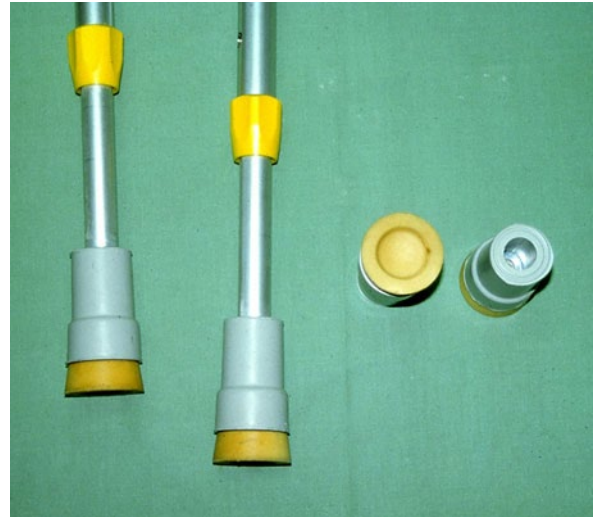
■ **Abb. 12.37** Anpassen der Griffhöhe der Unterarmgehstützen: Der Handgriff sollte beim aufrecht stehenden Patienten in Höhe des Handgelenkes liegen (optimaler Hebelarm)

- Vermeidung von unnötigem Bücken und Strecken
- Ausnutzung der Hebelgesetze (evtl. mit Funktionshilfen)
- Einsatz individuell abgestimmter Greif- und Funktionshilfen

Kontraindikationen Eigentlich keine; Zurückhaltung ist geboten allenfalls bei schwersten globalen Beeinträchtigungen des Gesamtzustandes des Patienten (kardiopulmonales Defizit), auch bei völlig fehlender Compliance oder bei fortgeschrittener Demenz.

Gruppentherapie Gruppentherapeutische Maßnahmen der Ergotherapie dienen im Wesentlichen der Intensivierung und Vertiefung der Behandlungsinhalte, die zuvor im Rahmen des Einzeltrainings erarbeitet und erlernt wurden. Hier führt das psychologische Gruppenerlebnis zur Bedeutungsreduktion der Fähigkeitsstörungen und fördert die Motivation des betroffenen Patienten.

Hilfsmittel Wichtig ist in jedem Einzelfall bereits in der frühen Phase der postoperativen Rehabilitation die indi-



■ **Abb. 12.38** Unterarmgehstützen mit Haftpuffern

viduelle Überprüfung, ob eine temporäre oder gar dauerhafte Versorgung mit besonderen Hilfsmitteln erforderlich ist. Im weiteren Verlauf erfolgt dann ihr probatorischer Einsatz unter Anleitung durch den Therapeuten mit abschließendem eigenständigen (repetitiven) Üben im Rahmen einer Einzel- oder Gruppenbehandlung. Grundregel: So viel Hilfsmittel wie eben nötig, so wenig wie möglich! Gehhilfen sind:

- Handstock
- Fritz-Stock
- Fischer-Gehstock (anatomischer Griff)
- Unterarmgehstütze (evtl. mit speziellen Weichpolsterungen für die Hand (z. B. im Falle einer schmerzhaften Rhizarthrose) bzw. mit aufsteckbaren rutschfesten Puffern; ■ Abb. 12.37 und ■ Abb. 12.38)
- Unterarmgehstütze mit Unterarmauflage und besonderer Griffadaptation im Falle eines nicht belastbaren Handgelenkes
- Vierfüßlergehstütze
- Achselgehstütze
- Rollator (■ Abb. 12.39)
- Deltarad
- Gehwagen mit Unterarmauflage
- Achselgehwagen

Funktionshilfen für die ADL sind:

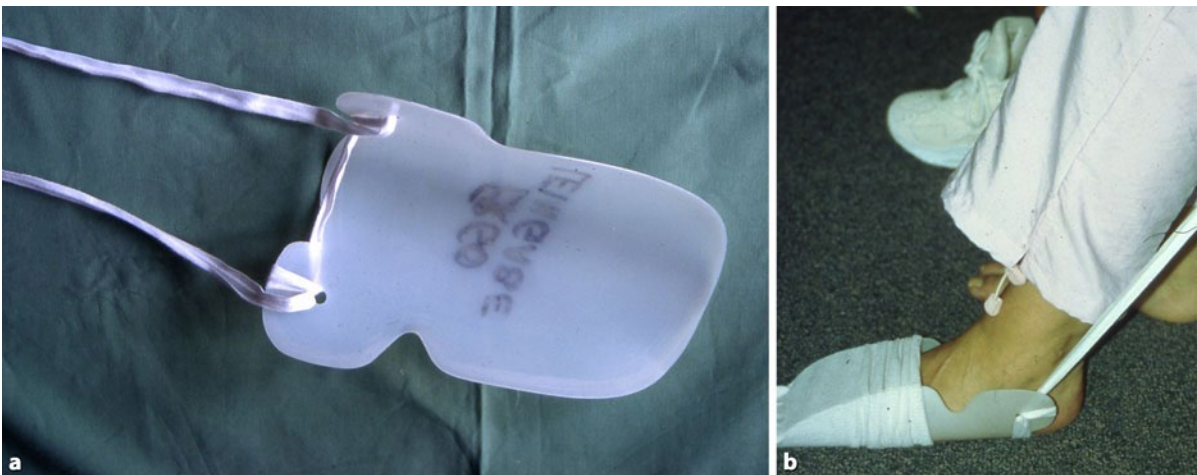
- Greifzangen (■ Abb. 12.40)
- Spezialbürsten mit verlängertem Griff
- Ankleidehilfen wie langstielige Schuhlöffel, Strumpfanziehhilfen (■ Abb. 12.41)
- Stuhlaufgaben
- Badewannenlifter
- Badewannenbrett, Duschhocker
- Erhöhter Toilettenaufsatz u. v. a.



■ Abb. 12.39a,b Rollatoren. a Mit Ablagekorb, b mit breiter Sitzfläche



■ Abb. 12.40 Greifzangen aus Kunststoff als verlängerter Arm



■ Abb. 12.41a,b Strumpfanziehhilfe aus Polyethylen

Ergonomische Einrichtungen des Arbeitsplatzes sind z. B.:

- Optimal angepasste Sitz-, Tisch- und Bildschirmhöhe
- Sitzschale nach Maß
- Stehpult
- Spezielle Arbeitsplatten, Zeichengeräte
- Spezialtastaturen für Schreibmaschine und Computer

12.3.5 Schienen und Orthesen

Im Falle einer persistierenden Knieinstabilität mit deutlicher Beeinträchtigung der axialen Belastbarkeit des betroffenen Beines und damit auch des Gangablaufes (z. B. im Falle eines operationstechnisch unbefriedigenden Implantatsitzes), des weiteren bei vorliegender Lateralisationsneigung der Kniescheibe (z. B. bei persistierendem valgischen Beinachsenfehler) stehen – je nach Ausmaß und subjektivem Empfinden – unterschiedliche Knieorthesen zur Verfügung:

- Bandagen nur aus Drellstoffen, evtl. mit seitlicher Führung
- Seitlich starre Orthesen mit Scharniergelenk
- Bewegungslimitierende Orthesen u. a. m.

Da bei der Differenzialindikation zu den unterschiedlichen Kniealloplastiken in aller Regel die ligamentäre Stabilität zwingend berücksichtigt werden muss, sollte die Notwendigkeit einer postoperativen orthetischen Versorgung die große Ausnahme bleiben (z. B. im Falle einer iatrogenen intraoperativ gesetzten ligamentären Schädigung).

12.3.6 Besonderheiten in der frühen Rehabilitation nach Knie-TEP

- Trotz gehäuft vorliegendem intraartikulärem Rest- bzw. Reizerguss: Zurückhaltung bezüglich der Punktion des Kniegelenkes

Tab. 12.10 Phasen der Rehabilitation nach endoprothetischem Kniegelenkersatz

Postoperative Phase	Zeitraum nach der Operation	Ort	Verantwortlicher Mediziner
Frühe postoperative Phase	1.–8. (14.) Tag	Akuthaus	Operateur
Frühe Reha-Phase	2.–5. (6.) Woche	Reha-Klinik, Reha-Zentrum	Reha-Mediziner
Späte Reha-Phase	6.–12. Woche	Ambulant	Niedergelassener Facharzt, Hausarzt

- Keine provozierte mechanische Ablösung von Hautkrusten bzw. trockenen Oberflächennekrosen (Infektionsgefahr, da oft schlechte Weichteildeckung!)
- Postoperative Rückenlagerung (keine Knierolle) für etwa 2 Wochen
- Keine Widerstandsextension am langen Hebel nach erfolgter Osteosynthese der Tuberositas tibiae für 6–8 Wochen
- Freies Gehen ab der 8.–12. Woche
- Auto fahren (operierte Seite, Automatik?) ab der 5.–12. Woche
- Sexualität – abhängig vom Geschlecht und von der Körperstellung – ab der 4.–12. Woche

12.4 Inhalte der postoperativen Rehabilitationsphasen

Trotz weltweit über 400 Hüft- und über 200 verschiedenen Knieendoprothesenmodellen sind sowohl die operativen Zugangswege und der gelenkersetzende Eingriff selbst als auch die frühe postoperative Nachbehandlung zwischenzeitlich weitgehend standardisiert. Nur einige spezielle Fragestellungen werden mitunter noch kontrovers diskutiert, z. B. was die frühe axiale Aufbelastung, den Einsatz muskulärer Kräftigungsprogramme und auch die Wiederaufnahme sportlicher Betätigungen u. a. m. betrifft.

Die Gesamtdauer der postprimären Rehabilitation nach alloplastischem Gelenkersatz im Bereich der unteren Extremitäten ist im Durchschnitt mit etwa 10–12 Wochen zu veranschlagen. Mehr als 80 % dieses orthopädischen Krankengutes (sog. „Durchschnittspatient“) können hier durchaus im Rahmen vorgegebener standardisierter postoperative Nachbehandlungsprogramme (sog. Module) weiter betreut werden.

Nach dem gelenkersetzenden Eingriff wird die Rehabilitation in drei wesentliche Phasen differenziert, die dann auch jeweils eigene besondere Behandlungsinhalte umfassen (Tab. 12.10).

Die Aufenthaltsdauer im Akuthaus wurde in den letzten Jahren unter Berücksichtigung der Fallpauschalen deutlich beschnitten; aktuell nehmen etwa 50 % der betroffenen Patienten eine stationären Anschlussheilbehand-

lung in einer speziellen Reha-Klinik wahr. In den letzten Jahren hat der Anteil an ambulanten bzw. teilstationären AHB – sicherlich auch aus Kostengründen – deutlich zugenommen.

12.4.1 Postoperative Phase im Akuthaus

Wichtige Diagnostik

Röntgenkontrolle des betroffenen Kniegelenkes Befunddokumentation noch im Operationssaal, dann noch einmal vor der Entlassung aus dem stationären Aufenthalt (zu diesem Zeitpunkt möglichst a. p.-Aufnahme im Stehen zur Beurteilung der Beinachse (Implantatsitz? Notch-Defekt? Fissur/Fraktur im Bereich der Femurkondylen bzw. des Schienbeinkopfes? Patellaalignment in Kniebeugung?).

Weichteil-Sonographie des betroffenen Kniegelenkes Nur in Ausnahmefällen bei klinischem Verdacht auf ein postoperatives Hämatom oder einen erheblichen Gelenkerguss (lediglich resorptionsfördernde Maßnahmen? Punktion? Operative Revision?), auch zur Darstellung eines Kniekehlanglions.

Laborkontrollen Alle 3–4 Tage: BSG, CRP (Entzündungsparameter), Blutbild (Blutverlust? Thrombopenie bei Heparinprophylaxe?); Kreatinin (bei Thromboseprophylaxe mit oralen Thrombinhemmern); evtl. Elektrolyte u. a. m.

Dopplersonographie des Beines Nur bei Thromboseverdacht.

Allgemeine therapeutische Maßnahmen

- Adäquate Abdeckung mit Schmerzmitteln auf der Basis des WHO-Schemas (Analgetika, NSAR, Opioide, Opiate) s. a. FIT-Konzept (► Abschn. 12.1)
- Thromboseprophylaxe (► Abschn. 12.2)
- Perioperative Infektionsprophylaxe mit breit abdeckendem Antibiotikum, entweder als One-shot-Maßnahme oder über 24 Stunden
- Eine Ossifikationsprophylaxe wie im Rahmen der Hüftendoprothetik ist nicht erforderlich.

Spezielle physiotherapeutische Maßnahmen

- Operationstag
 - Lagerung des Beines in weicher Schaumstoff-schiene in maximaler Knie (über)Streckung, temporäre leichte Hochlagerung des betroffenen Beines (Schwellungsprophylaxe)
 - Am Abend noch evtl. vorsichtige geführte passive Flexion im Kniegelenk bis 70°
 - Lokale Kryotherapie.
- 1. Tag postoperativ
 - Evtl. Entfernung der Redon-Drainage(n)
 - Sitzen auf der Bettkante mit Pendelübungen des Beines, passive Flexion bis 70°, Beginn mit der CPM-Schienenmobilisation (1- bis 2-mal/Tag für 10–15 Minuten), isometrische Anspannungsübungen des M. quadriceps femoris („Hochziehen der Patella“); weiterhin konsequente lokale Kryotherapie
- Ab dem 2. Tag postoperativ
 - Schrittweise Steigerung des passiven/aktiv assistierten Übungsprogrammes (möglichst 2-mal täglich für 10–20 Minuten) durch den Krankengymnasten; möglichst 2-mal/Tag CPM-Schiene (20–30 Minuten); teilentlastete Mobilisation an 2 UAG im 3-Punkte-Gang oder im Gehwagen (Abrollen des Beines mit seinem Eigengewicht, 20 kp Teilbelastung) zunächst unter physiotherapeutischer Aufsicht, dann auch zunehmend eigenständig. Querdehnung und funktionelle Weichteilbehandlung der schmerzhaften und hypertonen Muskulatur, manuelle Mobilisation der Patella
 - Fortführen der lokalen Kryotherapie (z. B. 4 × 10 Minuten), temporäre Hochlagerung des operierten Beines
 - Lymphdrainage (3- bis 5-mal/Woche für 20–30 Minuten) in Abhängigkeit von der Schwellneigung des betroffenen Beines, zusätzliche elastische Wickelung bzw. Antithrombosestrümpfe (ATS)
- Ab dem 7. Tag postoperativ
 - Zusätzlich zum bisherigen krankengymnastischen Übungsprogramm widerlagernde Mobilisation aus der FBL; jetzt Steigerung der Knieflexion bis auf 90° anzustreben
 - Beginn mit Balneotherapie prinzipiell möglich (wenn: reizlose Operationswunde, unauffällige Laborparameter, wasserdichtes Pflaster)
- Ab Wundheilung
 - Zu diesem Zeitpunkt ist bei den meisten Patienten die Vollbelastung des operierten Beines im 4-Punkte-Gang unter weiterem Einsatz zweier Unterarmgehstützen erlaubt. Zusätzlich Teilnahme an krankengymnastischen Gruppentherapien.

Ergotherapie

- Schrittweise gesteigertes, schmerzadaptiertes ADL-Training ab dem 2. postoperativem Tag
- Hilfsmittelversorgung
 - Kein tiefes Sitzen (Stuhl- und Toilettensitzerhöhung für zumindest 12 postoperative Wochen)
 - Schuh- und Strumpfanziehhilfe
 - Spezielle Greifzangen zur Erleichterung der ADL
 - Weich gepolstertes Schuhwerk (mit Klettverschluss, besser noch Slipper)
 - Evtl. Beinlängenausgleich (Absatzerhöhung, Ferrenkissen)
 - Versorgung mit adäquaten Gehhilfen oder einem Rollator

Zum Zeitpunkt der Entlassung aus dem Akuthaus sollte die Beugefähigkeit des endoprothetisch versorgten Kniegelenkes zumindest 80–90° betragen (was jedoch nach unserer Erfahrung leider in nahezu der Hälfte der Fälle nicht gegeben ist), das Streckdefizit sollte allenfalls bei 5–10° liegen.

Bei axialer Vollbelastbarkeit des betroffenen Beines sollte bereits ein ausreichend sicheres Gangbild im 4-Punkte-Gang bestehen. Von einer eingeschränkten Belastbarkeit ist auszugehen

- bei noch deutlichen lokalen Reizzuständen mit vermehrtem subjektiven Beschwerdebild,
- im Falle eines durchgeführten aufwendigen Weichteilalignments bei vorbestehendem erheblichen Achsfehler,
- bei intraoperativen knöchernen Komplikationen (Kondylenfissur/-fraktur, Tibiakopffissur/-fraktur) u. a.,
- nach erfolgter Ablösung/intraoperativ aufgetretenem Einriss des Lig. patellae (mit evtl. erforderlich gewordener Stabilisierung),
- im Falle einer noch erheblichen Bandinstabilität,
- nach erfolgtem Austauscheingriff (mit evtl. durchgeführter Spongiosaplastik).

12.4.2 Frühe postoperative Rehabilitationsphase (Rehaklinik; Rehasentrum)

Nach Implantation einer Kniegelenkendoprothese sollte zumindest bis zum Ablauf der 6. postoperativen Woche eine engmaschige ärztliche und physiotherapeutische Nachbetreuung erfolgen, bei älteren Patienten oder funktionell problematischen Fällen durchaus unter stationären Bedingungen im Rahmen einer AHB.

Nach ärztlicher Feststellung der Rehafähigkeit werden der individuelle medikamentöse Behandlungsplan schrift-

lich dokumentiert und der jeweilige Therapieplan ausgearbeitet. Ein erhöhtes Krankenhausbett (evtl. mit Galgen) ist nicht zwingend erforderlich, bei älteren Patienten mit deutlich beeinträchtigter Mobilität jedoch oft hilfreich, wiederum mit Einstieg über die operierte Seite.

Diagnostik

Röntgenkontrolle des betroffenen Kniegelenkes In 3 Ebenen (lange a. p.-Aufnahme im Stehen, seitliche Aufnahme im Liegen, Axialaufnahme der Kniescheibe in Kniebeugung) nach 4–6 postoperativen Wochen (Beinachse unter Belastung? Implantatsitz? Periartikuläre Ossifikationen? Knochenheilung bei intraoperativer Fissur/Fraktur von Femurkondyle bzw. Schienbeinkopf? Patellaalignment in Kniebeugung?).

Weichteilsonographie des Kniegelenkes (statisch) Bei Beginn der Reha zur Erfassung eines möglichen postoperativen Hämatoms bzw. eines Gelenkergusses (Punktion?); bei Bedarf Befundüberprüfung im weiteren Verlauf.

Laborkontrollen Vor allem BSG, CRP, Blutbild zu Beginn der AHB; weitere Kontrollen nicht normgerechter Werte in wöchentlichen Abständen. Im Falle einer medikamentösen Thromboseprophylaxe mit fraktionierten Heparinen wird eine konsequente wöchentliche Blutbildkontrolle mit Thrombozytenzählung empfohlen (im Hinblick auf eine seltene, wenngleich mögliche HIT – heparininduzierte Thrombozytopenie); Nierenwerte bei Einsatz oraler Thrombinhemmer.

Dopplersonographie des betroffenen Beines Nur bei Thromboseverdacht.

EKG Zu Beginn der AHB wird unsererseits bei Patienten über 60 Jahren zu Beginn der AHB eine EKG-Untersuchung zur Abklärung der körperlichen Belastbarkeit durchgeführt.

Allgemeine therapeutische Maßnahmen

Medikamentöse Schmerztherapie und Resorptionsförderung Bei nahezu allen Patienten ist nach endoprothetischem Kniegelenkersatz auch im Rahmen der Reha – nicht zuletzt aufgrund einer noch längere Zeit gegebenen Weichteilirritation – eine adäquate, individuell abgestimmte medikamentöse Schmerzabdeckung erforderlich (WHO-Schema). Auch hier stehen die bekannten Präparate zur Verfügung (orale Analgetika, NSAR, Opioide, Opiate); zusätzlicher Einsatz von Enzympräparaten (z. B. Bromelain) bei ausgeprägter Schwellneigung des operierten Kniegelenkes oft hilfreich..

Thromboseprophylaxe Die medikamentöse Thromboseprophylaxe (fraktionierte Heparine, Fondaparinux, orale Thrombinhemmer) wird leitliniengerecht grundsätzlich zumindest bis zum Abschluss der 2. postoperativen Woche fortgeführt (► Abschn. 12.2), in Risikofällen durchaus auch länger bis zur 4. oder 5. Woche nach dem Eingriff.

Kniepunktion Punktionen des frisch endoprothetisch versorgten Kniegelenkes sollten streng indiziert werden (z. B. im Falle eines prallen blutigen Ergusses) und dann immer nur unter sorgfältigen sterilen Bedingungen durchgeführt werden.

Spezielle physiotherapeutische Maßnahmen Krankengymnastische Behandlung

- Im Rahmen der Einzeltherapie (3- bis 5-mal/Woche über 20–30 Minuten) stehen anfänglich ebenfalls Dehnungsübungen der oft hypertonen knieumspannenden Muskulatur im Vordergrund mit mobilisierenden Massagen vor allem der distalen Kniebeuger sowie des M. quadriceps femoris; zusätzlich konsequente manuelle Mobilisation der meist kontrahierten Patellaführung (kranial/kaudal, medial/lateral); Koordinations- und Kniestreckübungen im Sitzen mit einem Ball.
- Aufhängung im Schlingentisch bei noch deutlich schmerzhafter Funktionsbeeinträchtigung (dann möglichst täglich).
- Bis zum Abschluss der 3. postoperativen Woche CPM-Schienen-Anwendung, bis eine Knieflexion von 80–90° erreicht ist (täglich 1- bis 2-mal für 20–30 Minuten) mit Übergang auf das Motomed bzw. das Ergometertraining (täglich 1- bis 2-mal 10–15 Minuten; 25–50 Watt ausreichend!).
- Zusätzliche eigenständige Übungen im Sitzen auf einer Behandlungsliege mit Pendelübungen des Beines.
- Ab der 3.–4. Woche postoperativ wird die Einzelbehandlung schrittweise durch krankengymnastische Gruppentherapien (überlappend) ersetzt (Patienten mit jeweils gleichem Reha-Stand), dann täglich über etwa 30 Minuten.
- Ab der 4.–5. Woche nach dem Eingriff zusätzliche muskuläre Kräftigungsprogramme aus der gerätegestützten Krankengymnastik (medizinische Trainingstherapie, MTT) unter Einsatz spezieller Hilfsmittel wie z. B. Trampolin, Kreisel, Schaukel- bzw. Kippbrett, Stepper, Seil- oder Rollenzüge zur Schulung von Kraft, Gleichgewicht und Koordination (zunächst ein-, später dann auch mehrdimensionale Übungen möglichst unter Spiegelkontrolle); 1- bis 2-mal täglich für 15–20 Minuten.

Balneotherapie

Bei nicht selten gegebener deutlicher funktioneller Beeinträchtigung werden Einzelbehandlungen durchgeführt (3- bis 4-mal/Woche für 30 Minuten), sonst genügen Gruppentherapien. Zusätzlicher Einsatz von Hilfsmitteln (Arbeiten gegen den Wasserwiderstand z. B. mit Aqua-Gymsticks, Stangen, Schwimmbrettchen, Schwimmpaddeln, Bällen).

Generell ist von Vollbelastbarkeit der operierten Extremität im Wasser auszugehen. Unterwassermassagen im Operationsgebiet sind nicht sinnvoll! Auch hier Kontraindikationen beachten!

Physikalische Maßnahmen/Massage

- Nach knieendoprothetischem Ersatz verbleiben aufgrund der oft schlechten periartikulären Weichteildeckung vielfach hartnäckige lokale Umlaufstörungen. In diesen Fällen kommt einer intensiven lokalen Kryotherapie mit Eis- oder Gelbeuteln eine besondere Bedeutung zu (Schmerzreduktion, Bewegungsstarter; 2- bis 4-mal/Tag für 10–15 Minuten); in aller Regel durchaus bis zum Abschluss der 3.–4. postoperativen Woche empfehlenswert.
- Retterspitz-Wickel, Packungen oder Güsse lokal als ergänzende Maßnahmen (1mal/Tag)
- Eine temporäre Hochlagerung des Beines (etwa 10–15 cm) während der frühen Reha-Phase ist sicherlich sinnvoll; das Knie sollte jedoch auch hierbei immer in maximaler Streckung aufliegen.
- Maßnahmen der Lymphdrainage (3- bis 5-mal/Woche über 20–30 Minuten) sind in aller Regel bis zum Abschluss der 4. postoperativen Woche notwendig.
- In Einzelfällen Fußreflexzonenmassagen oder Narbenmassagen als Alternativbehandlung
- Ultraschallanwendungen sowie Elektrotherapie (letztere bis auf Hochvolt-Anwendungen lediglich außerhalb des Operationsbereiches) in erster Linie bei schmerzhaften Muskelansätzen

Ergotherapie

- Zu Beginn der AHB Überprüfung der ADL durch den Fachtherapeuten; bei Bedarf tägliches Selbsthilfetraining über 20–30 Minuten, Maßnahmen dann vorzugsweise morgens, bis weitgehende Unabhängigkeit von fremder Hilfe besteht
- Frühzeitige Klärung und Einleitung einer evtl. notwendigen adäquaten Hilfsmittelversorgung

Theoretische Schulung und Information (Endoprothesenschule)

Für knieendoprothetisch versorgte Patienten sollte ein etwa einwöchiges Seminar in das Rehaprogramm integriert wer-

den mit 1–2 Arztvorträgen (Belastbarkeit des Implantates; was ist erlaubt, was ist verboten?) sowie mit 2–3 Referaten von Therapeuten mit Demonstration sinnvoller Übungen für das tägliche Leben.

Orthesen

Eine temporäre orthetische Versorgung mit einem konfektionierten Kniebrace kommt nur im Falle einer deutlichen Bandinstabilität des Gelenkes in Frage.

Reha-Beratung (Sozialdienst)

Vor allem bei älteren Patienten mit primär nicht geklärter weiterer Versorgungsnotwendigkeit nach der Anschlussheilbehandlung ist eine frühzeitige Terminierung sinnvoll. Wichtige Ziele sind hier:

- Überprüfung der späteren häuslichen Versorgung (evtl. Erleichterung durch temporären Mittagstisch, Haushaltshilfe, Pflegestation; im Ausnahmefall Einleitung häuslicher Umbaumaßnahmen u. a. m.)
- Evtl. temporäre/dauernde Heimunterbringung bei verstärkter Hilfsbedürftigkeit
- Klärung einer möglichen Schwerbehinderung u. ä.; Überprüfung einer möglichen beruflichen Wiedereingliederung über den gesetzlichen Rentenversicherungsträger u. a. m.

Psychologische Mitbetreuung

Entspannungstraining, Schmerzverarbeitungstraining.

Diätberatung

Bei deutlichem Übergewicht des Patienten werden individuelle Informationen angeboten mit dem Ziel des Erreichens von Ideal-, zumindest von Normalgewicht.

Ärztliche Maßnahmen

In Einzelfällen bei hartnäckigen lokalen Irritationen TLA (Sehnenansätze), auch Akupunktur, Chirotherapie (v. a. ISG).

Therapiemodule

Spezielle standardisierte Behandlungsprogramme (sog. Therapiemodule) erleichtern eine ökonomische Nachbehandlung. Hier haben die einzelnen Kostenträger der Rehabilitation (DRV Bund; DRV Land; Techniker Krankenkasse; AOK) zwischenzeitlich sehr differenziert ausgearbeitete Nachbehandlungskataloge aufgestellt. Diese enthalten exakte Vorgaben bezüglich der jeweiligen Behandlungsinhalte (aktive/passive Maßnahmen etc.).

In Bad Urach werden für Patienten nach Knie-TEP mit einerseits recht guten, andererseits noch eher ungünstigen klinischen Ausgangsbedingungen 2 verschiedene Behandlungsmodule angeboten (■ Tab. 12.11 und

■ Tab. 12.11 Behandlungsmodul 1: AHB nach Knie-TEP mit noch unbefriedigender funktioneller Ausgangssituation

Art der Behandlungsmaßnahme	1. Woche	2. Woche	3. Woche	4. Woche
Krankengymnastik – Einzeltherapie	3	3	2	1
Lokale Kryotherapie	5	3	2	–
Krankengymnastik – Gruppentherapie	–	3	5	5
Bewegungsbad	3	3	2	–
Thermalbad	4	4	5	7
Mediator	3	2	–	–
CPM-Schiene	5	–	–	–
Motomed-Training	–	5	5	–
Ergometer-Training	–	–	–	5
Medizinische Trainingstherapie	1	5	5	5
Lymphdrainage	3	–	–	–
Lymphomat-Anwendung	–	3	3	–
Wickel (Retterspitz)	3	3	–	–
Hydrojet-Anwendung	–	–	–	–
Ergotherapie (Selbsthilfetraining)	Bei Bedarf			
Hilfsmittelberatung	1	Bei Bedarf		
Theoretische Schulung	Einwöchiges Seminar (theoretisch/praktisch)			
Rehaberatung	Bei Bedarf			
Rekreationstherapie	2	2	2	2
Ernährungsberatung	7	–	–	–

■ Tab. 12.12). Zwischen der axialen Belastbarkeit des betroffenen Beines muss hier nicht zwingend unterschieden werden, da in aller Regel nach endoprothetischem Kniegelenkersatz von Vollbelastung auszugehen ist.

Problemfälle, z. B. Patienten mit intraoperativ aufgetretenen Komplikationen bzw. nach Wechseleingriffen, sollten grundsätzlich immer individuell therapiert werden.

Mit Abschluss der frühen Rehapphase 5–7 Wochen nach (primärem) künstlichem Kniegelenkersatz sollte der betroffene Patient in der Lage sein, sein operiertes Bein weitgehend schmerzfrei axial voll zu belasten. Das Bewegungsspiel des betroffenen Knies sollte bezüglich der Flexion etwa 110–120° betragen, ein wesentliches Streckdefizit sollte nicht mehr bestehen. Die ADL sollten spätestens 6 Wochen nach dem Eingriff alle selbstständig beherrscht werden.

Innerhalb eines Zimmers sollte der Patient sich ohne Gehhilfe oder maximal mit einer kontralateral eingesetzten Unterarmgehstütze über kurze Wege sicher fortbewegen können. Außerhalb des Hauses – insbesondere bei längeren Strecken – sollten die Gehhilfen zur Vorbeugung einer muskulären Ermüdung allerdings noch für weitere 4–6 Wochen zum Einsatz kommen.

Ein völlig unterstützungsfreies Gehen wird in aller Regel nach 10–12 Wochen erreicht; zu diesem Zeitpunkt ist der Patient dann auch wieder in der Lage, selbstständig einen PKW zu fahren.

■ **Tab. 12.12** Behandlungsmodul 2: AHB nach Knie-TEP mit bereits guter funktioneller Ausgangssituation

Art der Behandlungsmaßnahme	1. Woche	2. Woche	3. Woche	4. Woche
Krankengymnastik – Einzeltherapie	3	2	–	–
Lokale Kryotherapie	–	–	–	–
Krankengymnastik – Gruppentherapie	2	3	5	5
Bewegungsbad	3	3	2	–
Thermalbad	4	4	5	7
Mediator	–	–	–	–
CPM-Schiene	–	–	–	–
Motomed-Training	4	5	–	–
Ergometer-Training	–	–	5	5
Medizinische Trainingstherapie	2	5	5	5
Lymphdrainage	–	–	–	–
Lymphomat-Anwendung	–	–	–	–
Wickel (Retterspitz)	2	2	–	–
Hydrojet-Anwendung	2	2	2	2
Ergotherapie (Selbsthilfetraining)	Bei Bedarf			
Hilfsmittelberatung	1	Bei Bedarf		
Theoretische Schulung	Einwöchiges Seminar (theoretisch/praktisch)			
Rehaberatung	Bei Bedarf			
Rekreationstherapie	2	2	2	2
Ernährungsberatung	7	–	–	–

12.4.3 Späte ambulante Rehaphase (niedergelassener Arzt)

Mit Entlassung des Patienten aus der stationären oder ambulanten Frührehabilitation – meist etwa 5–7 Wochen nach dem gelenkersetzenden Eingriff – übernimmt der niedergelassene Facharzt für Orthopädie bzw. Unfallchirurgie oder auch der Hausarzt die weitere ambulante Betreuung des operierten Patienten. Aus dem mitgegebenen Reha-Entlassungsbericht der Klinik oder des ambulanten Zentrums gehen der letzte klinische und bildgebende Befund, der aktuelle Laborbefund sowie die zuletzt verabreichte Medikation hervor. Gleichzeitig sollten auch noch Vorschläge für eine ökonomische Weiterbehandlung gegeben werden, die dann auf Kassen- oder Privatzept weiter verordnet werden. Nach unserer ei-

genen Erfahrung erscheint eine Weiterbehandlung mit 1–3 Einzelterminen/Woche bis zum Abschluss des 3. postoperativen Monats sinnvoll und angemessen, dann mit Verordnung von

- Krankengymnastik-Einzelbehandlung (etwa 1- bis 2-mal/Woche) bei noch gegebener funktioneller Beeinträchtigung,
- gerätegestützter Krankengymnastik (2- bis 3-mal/Woche) im Falle einer noch deutlichen Beeinträchtigung der muskulären Kraftentfaltung und evtl. von
- manueller Lymphdrainage (1- bis 2-mal/Woche) nur bei noch deutlichen peripheren Umlaufstörungen des betroffenen Beines.

Die Weiterverordnung balneologischer Behandlungsmaßnahmen beschränkt sich auf wenige bezüglich des Bewe-

gungsausmaßes und der axialen Belastbarkeit noch nicht zufriedenstellende Problemfälle.

Eine abschließende Wiedervorstellung des Patienten in der operierenden Abteilung zur klinischen und radiologischen Befundüberprüfung 12 Wochen nach Implantation des Kunstgelenkes wird empfohlen.

12.5 Dauerhafte ambulante Nachsorge

Regelmäßige ambulante klinische und radiologische Kontrollen beim niedergelassenen Orthopäden/Unfallchirurgen in ein- bis zweijährigen Abständen mit anschließender Dokumentation im Endoprothesenpass sind wünschenswert. Die Röntgenkontrollen sollten dabei stets in drei Ebenen (mit Axialaufnahme der Patella) erfolgen; die a. p.-Aufnahme sollte darüber hinaus immer beim stehenden Patienten durchgeführt werden (axiale Gelenkbelastung mit dann Darstellung eines möglichen Aufbrauches des Verschleißsteiles Polyethylen!). Gegebenenfalls kann auch der CRP-Wert bestimmt werden (Überprüfung auf eine systemische entzündliche Reaktion). Bei Verdacht auf eine schleichende oder gar manifeste entzündliche Implantatlockerung bietet eine Knochenszintigraphie eine hohe Aussagekraft.

Literatur

- Barber FA, Herbert MA (2002) The effectiveness of an anesthetic continuous-infusion device on postoperative pain control. *Athroscopy* 18:76–81
- Brooks PJ (2003) Pre-emptive analgesia: performing a painless total knee arthroplasty. *Orthopedics* 26:973–974
- Busch CA, Shore BJ, Bhandari R et al (2006) Efficacy of periarticular multimodal drug injection in total knee arthroplasty. A randomized trial. *J Bone Joint Surg* 88 A:959–963
- Cho NS, Ha JH, Rhee YG (2007) Patient-controlled analgesia after arthroscopic rotator cuff repair: subacromial catheter versus intravenous injection. *Am J Sports Med* 35:75–79
- Coghlan JAJA, Bell SN, Buchbinder R (2008) Efficacy and safety of a subacromial continuous ropivacaine infusion for post-operative pain management following arthroscopic rotator cuff surgery: a protocol for a randomised double-blind placebo-controlled trial. *BMC Musculoskelet Disord* 9:56
- Dalury DF, Lieberman JR, MacDoanld SJ (2011) Current and Innovative Pain Management. *Techniques in Total Knee Arthroplasty*. *J Bone Joint Surg* 93 A:1938–1943
- Diamond PT, Conaway MR, Mody SH, Bhirangi K (2006) Influence of haemoglobin levels on inpatient rehabilitation outcomes after total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 21:636–641
- Heisel J (2005) *Physikalische Medizin*. Thieme, Stuttgart
- Heisel J (2008) Rehabilitation nach endoprothetischem Ersatz von Hüfte und Knie. *Orthopäde* 37:1217–1232
- Heisel J, Jerosch J (2007) Rehabilitation nach Hüft- und Knieendoprothese. Deutscher Ärzteverlag, Köln
- Jerosch J, Glameyer (2009) Anatomische Anforderungen an ein Kurzschaftsystem (Mini-Hip). *Orthopädische Praxis* 45:74–81
- Jerosch J, Heisel J (1996) Endoprothesenschule. Rehabilitations- und Betreuungskonzepte für die ärztliche Praxis. Deutscher Ärzteverlag, Köln
- Jerosch J, Heisel J (2008) Operative Therapie von Fuß und Sprunggelenk. Deutscher Ärzteverlag, Köln
- Jerosch J, Heisel J (2009) Hüfte und Sport. Deutscher Ärzteverlag, Köln
- Jerosch J, Heisel J (2012) Das FIT-Konzept (Funktionelle Interdisziplinäre Therapie) als perioperatives Management nach alloplastischem Gelenkersatz. *Orth Prax* 48:121
- Jerosch J, Saad M, Greig M, Filler T (2008) Suprascapular nerve block as a method of preventive pain control in shoulder surgery. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 16:602–607
- Liu SS, Richman JM, Thirlby RC, Wu CL (2006) Efficacy of continuous wound catheters delivering local anesthetic for postoperative analgesia: a quantitative and qualitative systematic review of randomized controlled trials. *J Am Coll Surg* 203:914–932
- Mizner RL, Petterson SC, Stevens JE et al (2005) Preoperative quadriceps strength predicts functional ability one year after total knee arthroplasty. *J Rheumatol* 32:1533–1539
- Ong CK, Lirk P, Seymour RA, Jenkins BJ (2005) The efficacy of preemptive analgesia for acute postoperative pain management: a meta-analysis. *Anesth Analg* 100:757–773
- Quante M, Pauschert R, Gogarten W (2010) Orale Thromboembolieprophylaxe mit Rivaroxaban und Dabigatran: Sind die Neuzulassungen Innovationen für die operative Orthopädie und Unfallchirurgie? *Z Orthop* 148:532–541
- Parker JJ, Freemann AM (2004) Closed Suction Drainage for Hip and Knee. *Arthroplasty* 86:1146
- Rader CP (2007) Standards und Perspektiven der Thromboseprophylaxe. *Orthopäde* 36:560
- Röstlund T, Kehlet H (2007) High-dose local infiltration analgesia after hip and knee replacement – what is it, why does it work, and what are the future challenges? *Acta Orthop* 78(2):159–161
- Rupp S, Wydra G (2012) Anschlussheilbehandlung nach Knieendoprothesenimplantation. *Orthopäde* 41:126–135
- Salter RB (1989) The Biologic Concept of Continuous Passive Motion on Synovial Joints. *Clin Orth* 242:12
- S3-Leitlinie (2009) Prophylaxe der venösen Thromboembolie (VTE). *Eur J Vasc Med* 38 Suppl 5/76
- Theil J, Heisel J (2006) Praktische Aspekte der Thromboembolieprophylaxe in der orthopädischen Rehabilitation. *Orth Prax* 42:82
- Trousdale RT, McGrory BJ, Berry DJ et al (1999) Patients' concerns prior to undergoing total hip and total knee arthroplasty. *Mayo Clin Proc* 74:978–982
- Vendittoli PA, Makinen P, Drolet P et al (2006) A multimodal analgesia protocol for total knee arthroplasty. A randomized, controlled study. *J Bone Joint Surg* 88 A:282–289
- Wang AJ, Il L (2002) Perioperative education & physiotherapy improves early functional outcome. *Am J Phys Med Rehabil* 81:801–806
- White RH, Romano PS, Zhou H, Rodrigo J, Bargar W (1998) Incidence and time course of thromboembolic outcomes following total hip or knee arthroplasty. *Arch Intern Med* 158:1525–1531
- Wilke T, Neumann K, Klapper U, Messner I, Werner A, Seidel U, Rölcke D (2008) Orale Antikoagulation bei Hüft- und Kniegelenkersatzpatienten. *Orthopäde* 37:448
- Woolston ST, Adler NS (2002) The effect of partial or full weight bearing ambulation after cementless total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 17(7):820–825

Qualitätskontrolle und Patientenmanagement

J. Heisel

- 13.1 Überblick – 414**
- 13.2 Kniescores – 414**
- 13.3 Rehabilitationsrelevante Scores – 414**
- 13.4 Langfristige Nachsorgekonzepte – 418**
 - 13.4.1 Überblick – 418
 - 13.4.2 Diagnostik im Rahmen der ärztlichen Nachsorge – 418
- Literatur – 421**

13.1 Überblick

Die durch den alloplastischen Kniegelenkersatz erzielten subjektiven und funktionellen Resultate werden in aller Regel im Rahmen umfangreichen klinischer Nachuntersuchungen standardisiert erfasst. Zur besseren Vergleichbarkeit stehen hierfür länderübergreifend unterschiedliche Scores (► Abschn. 13.2) zur Verfügung.

Mittelfristige und auch längerfristige Ergebnisse nach alloplastischem Kniegelenkersatz wurden und werden in der orthopädischen Fachliteratur regelmäßig publiziert (Aufstellung u. a. Jerosch und Heisel 1999). Mit Stand 2014 lässt sich hier zusammenfassend feststellen, dass sich nach etwa zehnjähriger „Laufzeit“ noch ca. 89 % der Implantate subjektiv weitgehend zufriedenstellend funktionstüchtig in situ befinden.

Eine systematische Dokumentation aller Behandlungsergebnisse im zeitlichen Längsschnitt, basierend auch auf ambulanten Nachuntersuchungen der betroffenen Patienten in den Praxen der niedergelassenen Arztkollegen im Rahmen eines sog. Endoprothesenregisters – wie in Schweden seit Jahrzehnten erfolgreich und vor allem sozioökonomisch sinnvoll praktiziert (Knutson et al. 1994) – wird in Deutschland aktuell erst auf den Weg gebracht.

Weiterhin im Argen liegt in Deutschland sicher auch die klinische Forschung innerhalb der konservativen Orthopädie und der Rehabilitation. Aussagekräftige Mitteilungen über eine weniger kostenintensive und dennoch sinnvolle postoperative Rehabilitation mit Beantwortung der Fragen nach Art, Dauer und letztendlich der Effizienz stehen leider immer noch aus. Einige wenige Studien zur Bewertung der Wichtigkeit einer frühen stationären Anschlussheilbehandlung in speziell ausgerichteten orthopädischen Zentren wurden in den letzten Jahren veröffentlicht (► Tab. 13.1).

13.2 Kniescores

Nach endoprothetischer Versorgung des Kniegelenkes sind zur Ergebnisevaluation meist der Knee-Society-Score (KSS) nach Insall et al. (1989), aber auch der HSS-Score (Ranawat und Shine 1973) und der Brigham-Score (Ewald et al. 1984) gebräuchlich (► Tab. 13.2).

Darüber hinaus existieren viele weitere Klassifikationen, die lediglich die klinische und evtl. radiologische Situation eines erkrankten Kniegelenkes ohne endoprothetischen Ersatz berücksichtigen wie:

- WOMAC-Index (Western Ontario Mac Master University; 1982)
- Lequesne-Index (1987)
- Klassifikation nach Raunest und Löhnert (1991)
- Klassifikation nach Baumgaertner et al. (1990)
- u. a. m.

13.3 Rehabilitationsrelevante Scores

Barthel-Index Noch vor einigen Jahren wurden die Ergebnisse einer frühen Rehabilitation – wenn überhaupt – mit Hilfe des Barthel-Index (Mahoney und Barthel 1965) dokumentiert. Dieser umfasst insgesamt 100 Punkte (5er-Schritte); er beinhaltet ausschließlich objektive Kriterien, vor allem bezüglich der ADL, und bewertet somit in erster Linie die Pflegebedürftigkeit des überantworteten Patienten (► Tab. 13.3). Er wird im Rahmen der Rehabilitation zum Anreizezeitpunkt dokumentiert und dann wöchentlich wiederholt. Für eine detaillierte Erfassung des Operationsergebnisses nach endoprothetischem Ersatz ist er jedoch weniger geeignet, da er die jeweiligen subjektiven, aber auch die funktionellen Gesichtspunkte zu wenig berücksichtigt.

► Tab. 13.1 Literaturangaben über implantatunabhängige Behandlungsergebnisse der Frührehabilitation nach endoprothetischem Kniegelenkersatz (Heisel und Jerosch 2007)

Autoren (Jahr)	Fallzahl	Durchschnittliches Operationsalter (Jahre)	Dauer der AHB (Tage)	Ergebnisse/Besonderheiten
Hoffmann und Heisel 1999	211	70,7 (Männer: 68,5; Frauen: 71,5)	30,1	Kniewert nach Merle d'Aubigné von 2,2 auf 4,1 gesteigert; günstiger Einfluss bei frühem Einsetzen der Nachbehandlung; bei Männern bessere Ergebnisse als bei Frauen
Findeklee und Büttner 2000	1111	Männer: 67,0 Frauen: 70,0	36,0	Deutliche Besserung im HSS-Score bzgl. Schmerz (22 bis > 44), Bewegungsausmaß (11 bis > 18), Laufausdauer (11 bis > 30) und Treppensteigen (15 bis > 25)
Kladny et al. 2002	182	72,0	22,6	HSS-Score von 47,4 auf 69,8 gesteigert; unbefriedigende Ergebnisse in 10,4%; keine Abhängigkeit des Reha-Ergebnisses vom Geschlecht, Operationsalter, Nebendiagnosen und Belastungsvorgaben
Erlor et al. 2004	229	Männer: 65,6 Frauen: 68,4	23,0	Postoperative intra- und intermuskuläre Koordinationsstörungen durch AHB signifikant verbessert

Tab. 13.2 Gebräuchliche Scores zur Erfassung funktioneller Ergebnisse nach Kniealloarthroplastik

Name	Autoren (Jahr)	Subjektiv (s) vs. objektiv (o)	Maximale Punktzahl	Besonderheiten/Kriterienwichtung
Knee-Society Score-(KSS)	Insall et al. 1989	75% s 25% o	200	2 Teile: Allgemeine Funktion und spezielle Kniefunktion: Schmerz (25%) Bewegungsausmaß (12,5%) Stabilität (12,5%) Wegstrecke (25%) Treppensteigen (25%)
HSS-Score (Hospital for Special Surgery Score)	Ranawat und Shine 1973	62% s 38% o	100	Schmerz (30%) Wegstrecke (12%) Treppensteigen (5%) Benutzen öffentlicher Verkehrsmittel (5%) Bewegungsausmaß (18%) Muskelkraft (10%) Flexionskontraktur (10%) Instabilität (10%)
Bringham-Score	Ewald et al. 1984	80% s 20% o	100	Schmerz (50%) Funktion, ADL (30%) Kontraktur/Instabilität (10%) Knieflexion (10%)
Baltimore-Score	Hungerford et al. 1982	40% s 60% s	100	Schmerz (40%) Stabilität (10%) Beinachse (15%) Bewegungsausmaß (20%) Quadrizepskraft (10%)
Bristol-Score	Mackinnon et al. 1988	80% s 20% o	50	Gehhilfen (10%) Wegstrecke (10%) Treppensteigen (6%) Vom Stuhl aufstehen (4%) Stabilität (10%) Schmerz (30%) Bewegungsausmaß (20%) Deformität (Beinachse, Kontraktur; 10%)
London-Score	Freeman et al. 1977	70% s 30% o	110	Schmerz (45%) Wegstrecke (16%) Bewegungsausmaß (27%) Gesamtsituation (12%)
Goldberg-Score, University of Cleveland Knee Rating Form.	Goldberg et al. 1983	87% s 13% o	100	Schmerz (44%) Hinken (3%) Gehhilfen (11%) Wegstrecke (11%) Treppensteigen (6%) Vom Stuhl aufstehen (5%) Sitzen (1%) Beinachse (2%) Kniefunktion (7%) Bandstabilität (7%) Schwellung/Erguss (3%)
Hernigou und Goutallier	Hernigou und Goutallier 1988	40% s 60% o	20	Vor allem zur Beurteilung von Guepar-Alloplastiken Schmerz (20%) Wegstrecke (20%) Flexionskontraktur (20%) Flexionsausmaß (20%) Stabilität (20%)

■ **Tab. 13.2** (Fortsetzung) Gebräuchliche Scores zur Erfassung funktioneller Ergebnisse nach Kniealloarthroplastik

Name	Autoren (Jahr)	Subjektiv (s) vs. objektiv (o)	Maximale Punktzahl	Besonderheiten/Kriterienwichtung
Matthews	Matthews et al. 1986	Rein s	12	Schmerz (33 %) Gehvermögen (33 %) Gehhilfen (33 %)
Merkel und Johnson	Merkel und Johnson 1986	74 % s 26 % o	100	Schmerz (30 %) Wegstrecke (25 %) Treppensteigen (19 %) Bewegungsausmaß (15 %) Instabilität (10 %) Hinken (5 %) Schwellung (5 %)
Polter	Polter et al. 1972	30 % s 70 % o	37	Schmerz (19 %) Bewegungsausmaß (16 %) Flexionskontraktur (16 %) Beinachse (11 %) Instabilität (11 %) Quadrizepskraft (16 %) Gehhilfen (11 %)
Weber	Weber et al. 1985	Rein s	20	Schmerz (20 %) Gehvermögen (20 %) Bewegungsausmaß (20 %) Beinachse (20 %) Stabilität (20 %)
Wilson und Venters	Wilson und Venters 1976	40 % s 60 % o	100	Verwendung an der University of North Carolina Schmerz (40 %) Stabilität (30 %) Bewegungsausmaß (20 %) Quadrizepskraft (10 %)
Lotke und Ecker	Lotke und Ecker 1977	35 % s 65 % o	200 (Klinik: 100, Röntgen: 100)	Schmerz (18 %) Gehhilfen (9 %) Wegstrecke (5 %) Vom Stuhl aufstehen (3 %) Flexionskontraktur (5 %) Flexionsausmaß (5 %) Instabilität (2 %) Beinachse (3 %) Röntgenindex (50 %)
Larson	Larson et al. 1991	50 % s 50 % o	100	Schmerz (30 %) Gehvermögen (10 %) ADL/Funktion (10 %) Bewegungsausmaß (20 %) Muskelkraft (10 %) Peronealmuskulatur (10 %) Instabilität (10 %)
Hofman	Hofman et al. 1991	40 % s 60 % o	100	Modifizierter HSS-Knie-Score Schmerz (40 %) Stabilität (25 %) Bewegungsausmaß (25 %) Quadrizepskraft (10 %)
Wang	Wang 1984	62,5 % s 37,5 % o	44	Schmerz (36 %) Wegstrecke (9 %) Beinachse (9 %) Treppensteigen (9 %) Gehhilfen (9 %) Bewegungsausmaß (18 %) vom Stuhl aufstehen (9 %)

■ **Tab. 13.3** Barthel-Index und Pflegekriterien

		Bei Aufnahme	Nach der 1. Woche	Nach der 2. Woche	Bei Entlassung
Essen	Unabhängig, incl. Schneiden der Nahrung in vernünftiger Zeit	10	10	10	10
	Etwas Hilfe ist notwendig, z. B. Kleinschneiden	5	5	5	5
	Erfüllt die genannten Bedingungen nicht	0	0	0	0
Transfer von Rollstuhl und zurück (incl. Aufsetzen im Bett)	Unabhängig und sicher in allen Phasen, incl. sich Aufsetzen am Bett	15	15	15	15
	Minimale Hilfe oder Anleitung bei einem oder mehreren Teilen der Aktivität	10	10	10	10
	Kommt ohne Hilfe zu einer sitzenden Position, Transfer mit Hilfe	5	5	5	5
	Erfüllt die genannten Bedingungen nicht	0	0	0	0
Persönliche Hygiene (Gesichtwaschen, Kämmen, Rasieren, Zähneputzen)	Wäscht ohne Hilfe Hände und Gesicht, rasiert und kämmt sich, legt Make-up auf, holt Rasierer aus der Schublade, steckt ihn in die Steckdose oder legt Klinge ein	5	5	5	5
	Erfüllt die genannten Bedingungen nicht	0	0	0	
Toilettengang	Unabhängiger Gang zur Toilette incl. Aus- und Ankleiden, Benutzung des Toilettenpapiers, darf Haltegriffe etc. benutzen	10	10	10	10
	Braucht Hilfe, um Gleichgewicht zu halten, oder bei Kleidern oder Reinigung	5	5	5	5
	Erfüllt die genannten Bedingungen nicht	0	0	0	0
Baden/Duschen	Alle Schritte der Tätigkeit ohne Anwesenheit personeller Hilfe	5	5	5	5
	Erfüllt die genannten Bedingungen nicht	0	0	0	0
Gehen auf ebener Erde Rollstuhlfahren (nur kodieren, wenn Patient nicht gehen kann)	Kann 50m gehen ohne Anleitung oder Hilfe, Hilfsmittel erlaubt, muss alleine aufstehen können	15	15	15	15
	Kann mit Hilfe/Supervision wenigstens 50m gehen	10	10	10	10
	Kann Rollstuhl manövrieren, 50 m incl. Kurven und Türen	5	5	5	5
	Erfüllt die genannten Bedingungen nicht	0	0	0	0
Treppen steigen	Aufwärts und abwärts sicher ohne Hilfe oder Anleitung, muss evtl. Gehhilfen auf der Treppe tragen können, darf Handlauf benutzen	10	10	10	10
	Braucht Hilfe oder Aufsicht	5	5	5	5
	Erfüllt die genannten Bedingungen nicht	0	0	0	0

Pflegekategorie 1 = 100–95 Punkte; Pflegekategorie 2 = 90–70 Punkte; Pflegekategorie 3 = 65–35 Punkte; Pflegekategorie 4 = 30–0 Punkte

■ **Tab. 13.3** (Fortsetzung) Barthel-Index und Pflegekriterien

		Bei Aufnahme	Nach der 1. Woche	Nach der 2. Woche	Bei Entlassung
An-/Ausziehen	An- und Auskleiden incl. Schuhe, adaptierte Kleidung gestattet	10	10	10	10
	Braucht Hilfe, leistet die Hälfte der Aktivität selbst in vernünftiger Zeit	5	5	5	5
	Erfüllt die genannten Bedingungen nicht	0	0	0	0
Stuhlkontinenz	Kontinent, kann evtl. Abführmaßnahmen selbstständig durchführen	10	10	10	10
	Gelegentliche Inkontinenz, maximal 1×/Woche, oder Hilfe beim Abführen	5	5	5	5
	Erfüllt die genannten Bedingungen nicht	0	0	0	0
Urinkontinenz	Tag und Nacht kontinent, kann selbstständig Katheter versorgen	10	10	10	10
	Hilfe beim Katheter oder gelegentlich (maximal 1×/Tag) inkontinent	5	5	5	5
	Erfüllt die genannten Bedingungen nicht	0	0	0	0
	Gesamtpunkte				

Pflegekategorie 1 = 100–95 Punkte; Pflegekategorie 2 = 90–70 Punkte; Pflegekategorie 3 = 65–35 Punkte; Pflegekategorie 4 = 30–0 Punkte

Staffelstein-Score Mit dem sog. Staffelstein-Score (Middel-dorf und Casser 2000) steht mittlerweile ein gutes Messinstrument zur Verfügung, das sowohl eine subjektive Bewertung (Schmerzbild: 0–40 Punkte) als auch eine objektive Befunddokumentation (ADL: 0–40 Punkte; Gelenkfunktion und Muskelkraft: 0–40 Punkte) umfasst (■ Tab. 13.4). Dieser Score hat sich in den letzten Jahren im Rahmen der orthopädischen Rehabilitation bundesweit durchgesetzt. Empfohlen wird eine wöchentliche Erhebung zur Dokumentation des schrittweisen Reha-Erfolges im zeitlichen Längsschnitt.

13.4 Langfristige Nachsorgekonzepte

13.4.1 Überblick

Nach Entlassung aus der Frührehabilitation (AHB unter stationären und/oder ambulanten Bedingungen) obliegt die weitere ambulante Betreuung der operierten Patienten dem Hausarzt bzw. dem niedergelassenen Facharzt für Orthopädie und/oder Unfallchirurgie. In aller Regel endet die Primärrehabilitation etwa 3 Monate postoperativ mit einer abschließenden klinischen und röntgenologischen Untersuchung beim Operateur. In nur noch wenigen Problemfällen sind über diesen Zeitpunkt hinaus weitere intensive krankengymnastische und trainingstherapeutische

Maßnahmen notwendig. 3 Monate postoperativ sollte der Patient in der Lage sein, unterstützungsfrei zu gehen, er sollte weitgehend schmerzfrei und das betroffene Gelenk gut beweglich sein (Extension/Flexion von 0 – 0 – 120). Zu diesem Zeitpunkt ist dann auch – wenn vom Lebensalter her zu diskutieren – wieder mit einer Rückgliederung in das Erwerbsleben, evtl. unter modifizierten Bedingungen anzudenken.

Der alloplastische Gelenkersatz eröffnet nach Jahren der Bewegungsbehinderung und Schmerzen die Tür in ein neues Leben (Jerosch und Heisel 1996), für die im täglichen Leben axial dauerhaft belasteten unteren Extremitäten bedeutet er jedoch den stetigen Umgang mit klassischen mechanischen Verschleißteilen, die keinem eigenen Stoffwechsel unterliegen. Allen voran der Kunststoff Polyethylen (tibiale Auflage) zeigt unter Alltagsbedingungen einen proportionalen Aufbrauch zum Ausmaß der täglichen Beanspruchung im Sinne eines implantattypischen Partikelabriebes.

13.4.2 Diagnostik im Rahmen der ärztlichen Nachsorge

Um ein mögliches Versagen (Überbeanspruchung, Materialfehler u. a.), aber auch um unerwünschte Reaktionen des knöchernen Implantatlagers frühzeitig zu erkennen, werden

■ Tab. 13.4 Staffelstein-Score – Kniegelenk

	Schmerz (maximal 40 Punkte)	Punkte	Aufnahme	Entlassung
Schmerz	Kein Schmerz bei ADL	40		
	Leichter, gelegentlicher oder unterschwelliger Schmerz, der die ADL nicht beeinflusst	30		
	Mittelgradige Schmerzen, evtl. mit Analgetika-Einnahme	20		
	Schmerz beeinträchtigt deutlich die Arbeit und Alltagsverrichtungen, ständiger Analgetikabedarf	10		
	Schwere Schmerzen, Patient stark eingeschränkt oder immobil	0		
Treppen steigen	Ohne Schwierigkeiten	5		
	Mit Schwierigkeiten oder mit Benutzung des Geländers	3		
	Mit großen Schwierigkeiten oder nicht möglich	0		
Schuhe/Socken	Ohne Schwierigkeiten	5		
	Mit Schwierigkeiten	3		
	Nicht möglich	0		
Gehstrecke	Unbegrenzt	5		
	Gehen am Stück bis 500 m möglich	4		
	Im Zimmer mobil	2		
	Immobil	0		
Hinken	Flüssiger Gang	5		
	Leicht bis mittelgradig	3		
	Schwer	0		
Hygiene (Körperpflege, Toilette)	Ohne Schwierigkeiten	5		
	Mit geringen Hilfen	3		
	Unselbstständig	0		
Öffentliche Verkehrsmittel	Kann diese benutzen	5		
	Kann diese nicht benutzen	0		
Gehhilfen	Keine	5		
	Rollator/Gehstock	4		
	Rollstuhl	3		
	UAG	2		
	Bettlägerig	0		
Aufstehen von Stuhl und Bett	Ohne Schwierigkeiten	5		
	Mit geringen Hilfen	3		
	Unselbstständig	0		
Flexion	≥ 100°	10		
	75–95°	5		
	≤ 70°	0		

■ **Tab. 13.4** (Fortsetzung) Staffelstein-Score – Kniegelenk

	Schmerz (maximal 40 Punkte)	Punkte	Aufnahme	Entlassung
Streckdefizit	0°	10		
	5–15°	5		
	≥ 20°	0		
Weichteilbefund	Unauffällig	10		
	Periartikuläre Schwellung	5		
	Deutlich intraartikulärer Erguss	0		
Quadrizeps-Muskelkraft	4/5–5/5	10		
	3/5	5		
	1/5–2/5	0		
	Summe			

nach Abschluss der Rehabilitation konsequente standardisierte ärztliche Kontrolluntersuchungen in dann jährlichen Abständen empfohlen. Im Falle völliger Beschwerdefreiheit beschränken sich diese auf eine sorgfältige klinische Untersuchung sowie auf eine röntgenologische Abklärung (Belastungsaufnahmen des betroffenen Gelenkes im Stehen sowie Vergleich mit den Voraufnahmen); auch eine laborserologische Bestimmung der allgemeinen Entzündungsparameter sollte durchgeführt werden. Nur bei subjektiven Beschwerdebildern oder klinischen bzw. radiologischen Auffälligkeiten wird die diagnostische Palette erweitert.

Die jeweiligen Befunde werden in den Endoprothesenpass eingetragen.

Zwischenanamnese und klinische Befunderhebung

In der Zwischenanamnese werden besonders hinterfragt:

- Verbliebenes Beschwerdebild (in Ruhe, belastungshängig)
- Subjektive Belastbarkeit im Alltag
- Notwendigkeit von Hilfsmitteln
- Verbliebene Fähigkeitsstörungen (Alltag, Haushalt, Beruf)
- Evtl. sportliche Belastungen

Der klinische Befund umfasst beim endoprothetisch versorgten Patienten allgemeine Daten wie

- Körpergröße (in cm)
- Körpergewicht unbedeckt (in kp)
- Gangbild im Konfektionsschuhwerk sowie barfuß zu ebener Erden (Hinken, Beinverkürzung, Notwendigkeit von Gehhilfen u. a.) sowie
- Notwendigkeit einer orthetischen Versorgung

Bei der speziellen klinischen Befunderhebung des Kniegelenkes werden erfasst:

- Inspektion (normale/valgische/varische Beinachse, Narbenverhältnisse, Streckdefizit, Kapselschwellung, lokale Rötung, Muskelminderung)
- Palpation (Druckdolenz der Kapsel- bzw. Bandansätze, Gelenkspalte, Lig. patellae, Gelenkerguss)
- Funktionalität (Extension/Flexion nach der Neutral-0-Methode, eingeschränktes/freies/schmerzhaftes Patellaspield)
- Stabilität des Gelenkes (Varus-/Valgusstress, Lachmann-Test)
- Überprüfung auf klinische Lockerungszeichen (Stauchungsschmerz des gestreckten Beines, Kantungs- bzw. Rüttelschmerz, einbeiniges Hüpfen u. a.)
- Muskuläre Kraftentfaltung (sicherer Einbeinstand, M. quadriceps femoris, Wadenmuskulatur, Fuß- und Großzehenheber)
- Knieumfangsmessung im Seitenvergleich (in Höhe der Patella)
- Wadenumfangsmessung im Seitenvergleich 15 cm unterhalb des inneren Kniegelenkspaltes)
- Durchblutungssituation (Fußpulse)
- Grobneurologische Prüfung (N. peroneus).

Eine Gelenkpunktion – grundsätzlich unter strengen sterilen Bedingungen – ist nur bei dringendem Verdacht auf eine Infektion erforderlich, dann mit Leukozytenzählung im Schnellausstrich sowie Resistenzbestimmung.

Apparative Diagnostik

Röntgendiagnostik Zwingend erforderlich sind im Rahmen der Nachuntersuchung eine radiologische Abklärung

und ein Vergleich mit den jeweiligen Voraufnahmen. Die Röntgendiagnostik sollte, um die realen Verhältnisse exakt wiederzugeben, im a. p.-Strahlengang immer im Stehen erfolgen, das seitliche Bild sowie die Axialaufnahme der Patella dann im Liegen:

- Beinachsenstellung?
- Implantatsitz?
- Gelenkspalthöhe (symmetrisch, asymmetrisch als Hinweis auf Aufbrauch des Polyethylenplateaus?)
- Aseptische Implantatlockerung (Fremdkörpergranulome, radioluzente Zonen)?
- Infektzeichen?
- Osteoporose?
- Patellaalignment?

Sonographie Eine Ultraschalluntersuchung ist nur in Ausnahmefällen sinnvoll, z. B. zur Beurteilung der Kniekehle (Ganglion?), auch zur Erfassung eines Kniegelenkergusses.

Labordiagnostik Als Minimaldiagnostik werden empfohlen: BSG, CRP, BB (Entzündungsparameter).

Szintigraphie Eine Szintigraphie ist bei Verdacht auf eine entzündliche Irritation bzw. eine aseptische/septische Implantatlockerung (z. B. schleichender Infekt) sinnvoll (unspezifisch).

EMG Die Veranlassung eines EMG kommt allenfalls bei persistierenden neurologischen Störungen in Frage (z. B. im Falle einer Peroneausschwäche), auch zur Überprüfung der Reinnervation bei operationsimmanenter Funktionsstörung.

Weitere sinnvolle Behandlungsmaßnahmen

Unter dem Motto „Eine gesunde gelenkumspannende Muskulatur schützt das Implantat vor unvorhergesehener Überlastung“ sollte zum optimalen Erhalt der wichtigen muskulären Gelenkführung und -stabilität ein möglichst regelmäßiges und v. a. gleichmäßiges funktionelles Ausdauertraining erfolgen mit Vermeidung kinetischer Kraftspitzen. Hierfür stehen die Strategien der MTT (z. B. regelmäßiges Ergometertraining mit allenfalls 40 % der Maximalkraft; täglich 1- bis 2-mal 10–15 Minuten) bzw. des therapeutischen Sportes (Eigenregie, Hüft- bzw. Kniegruppen über die gesetzlichen Krankenkassen, Physiotherapiezentrum) zur Verfügung.

Der betroffene Patient sollte sich regelmäßig und viel bewegen (Spazieren gehen, evtl. ebenerdiges Walken. Schwimmen u. ä.; 1- bis 2-mal/Woche über 30–60 Minuten).

In Abhängigkeit vom individuellen subjektiven und klinischen Bild können bei Bedarf auch Verordnungen medikamentöser, krankengymnastischer oder physikalischer Maßnahmen auf einem Arztrezept erfolgen.

Literatur

- Baumgaertner MR, Cannon WD, Vittori JM, Schmidt ES, Maurer RC (1990) Arthroscopic debridement of the arthritic knee. *Clin Orthop* 253:197–202
- Effenberger H, Mechtler R, Jerosch J, Munzinger U, Schunk J (2001) Qualitätsmanagement in der Hüft- und Knieendoprothetik. *Orthopäde* 30:332
- Erlor K, Neumann U, Anders C, Scholle C, Gellner H, Brückner L (2004) Rehabilitationsergebnisse nach Knie-TEP-Implantation – objektiv dargestellt. *Med Orth Techn* 124:61
- Ewald FC, Jacobs MA, Miegel RE, Walker PS, Poss R, Sledge CB (1984) Kinematic total knee replacement. *J Bone Jt Surg* 66-A:1032
- Findeklee R, Büttner K (2000) Knieendoprothetik – Ergebnisse der stationären Rehabilitation (AHB) bei 1111 Patienten nach Knie-TEP-Implantation. *Orth Prax* 36:280
- Freeman MAR, Sculco T, Todd RC (1977) Replacement of the severely damaged arthritic knee by the ICLH (Freeman-Swanson) arthroplasty. *J Bone Jt Surg* 59-B:64
- Heisel J (2004) Rehabilitation nach Knieendoprothese. *Z Orthop* 142:R1
- Heisel J, Jerosch J (2007) Rehabilitation nach Hüft- und Knieendoprothese. Deutscher Ärzte-Verlag, Köln
- Hernigou P, Goutallier D (1988) GUEPAR incompartmental locus prosthesis for single-compartment femorotibial arthrosis. A five- to nine-year follow-up study. *Clin Orthop* 230:186
- Hoffmann J, Heisel J (1997aa) Effizienz einer stationären Anschlußheilbehandlung nach primärem endoprothetischen Kniegelenkersatz. *Orth Prax* 33:173
- Hoffmann J, Heisel J (1997bb) Rehabilitationsergebnisse nach primärem endoprothetischem Kniegelenkersatz unter Einbeziehung poststationärer Ergebnisse ein Jahr nach Beendigung der AHB. *Orth Prax* 33:764
- Hofman AA, Murdock LE, Wyatt RWB, Alpert JP (1991) Total knee arthroplasty. Two- to four-year experience using an asymmetric tibial tray and a deep trochlear-grooved femoral component. *Clin Orthop* 269:78
- Hungerford DS, Kenna RV, Krackow KA (1982) The porous-coated anatomic total knee. *Orthop Clin North Am* 13:103
- Insall JN, Dorr LD, Scott R, Scott WN (1989) Rationale of the knee society clinical rating system. *Clin Orthop* 248:13
- Jerosch J, Heisel J (1996) Endoprothesenschule. Rehabilitations- und Betreuungskonzepte für die ärztliche Praxis. Deutscher Ärzte-Verlag, Köln
- Jerosch J, Heisel J (1999) Knieendoprothetik. Indikationen, Operationstechnik, Nachbehandlung, Begutachtung. Springer, Berlin Heidelberg New York
- Jerosch J, Heisel J (2001) Künstlicher Gelenkersatz Hüfte - Knie - Schulter. Pflaum, München
- Jerosch J, Heisel J (2004) Rehabilitation nach Knieverletzungen. Pflaum, München
- Jerosch J, Heisel J (2006) Endoprothesenschule. Leben mit einem künstlichen Gelenk, 3. Aufl. Schöling, Münster
- Kladny B, Albrecht C, Haase I, Swoboda B (2002) Ergebnisevaluation der stationären Rehabilitation nach Knieendoprothetik mit dem HSS-Score. *Z Orthop* 140:37
- Knutson K, Lewold S, Robertson O, Lindgren E (1994) The swedish knee arthroplasty register. *Acta orth Scand* 65:375
- Krämer K-L, Maichl F-P (1993) Scores, Bewertungsschemata und Klassifikationen in Orthopädie und Traumatologie. Thieme, Stuttgart New York
- Larson CB (1963) Rating scale for hip disabilities. *Clin Orthop* 31:85
- Larson KR, Cracchiolo A, Dorey FJ, Finerman GAM (1991) Total knee arthroplasty in patients after patellectomy. *Clin Orthop* 264:243

- Lequesne MG, Mery C, Samson M, Gerard P (1987) Indexes of severity for osteoarthritis of the hip and knee. Validation-Value of the hip and knee. Validation-Value compared with other assessment tests. *Scand J Rheumatology* 65:85
- Lotke PA, Ecker ML (1977) Influence of positioning of prosthesis in total knee replacement. *J Bone Jt Surg* 59:77
- Mackinnon J, Young S, Baily RAJ (1988) The St. Georg Sledge for unicompartmental replacement of the knee. A prospective study of 115 cases. *J Bone Jt Surg* 70-B:217
- Mahoney FI, Barthel DW (1965) Functional Evaluation: The barthel-Index. *Maryland State Med J* 14:61
- Matthews LS, Goldstein SA, Kollowich PA, Kaufer H (1986) Shero-centric arthroplasty of the knee. A long-term and final follow-up evaluation. *Clin Orthop* 205:58
- Merkel KD, Johnson EW (1986) Supracondylar fracture after total knee arthroplasty. *J Bone Jt Surg* 68-A:29
- Middeldorf S, Casser H-R (2000) Verlaufs- und Ergebnisevaluation stationärer Rehabilitationsmaßnahmen nach alloarthroplastischem Hüft- und Kniegelenkersatz mit dem Staffelstein-Score. *Orth Prax* 36:230
- Polter TA, Weinfeld MS, Thomas WH (1972) Arthroplasty of the knee in rheumatoid arthritis and osteoarthritis. A follow-up study after implantation of the McKeever and McIntosh prostheses. *J Bone Jt Surg* 54-A:1
- Ranawat CS, Shine JJ (1973) Duocondylar total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 94:185
- Raunest J, Lohnert J (1990) Arthroscopic cartilage debridement by excimer laser in chondromalacia of the knee joint. A prospective randomized clinical study. *Arch Orthop Trauma Surg* 109:155
- Wang WN (1984) Clinical observations and Blauth's total endoprosthesis of the knee joint. *Arch Orthop Trauma Surg* 103:263
- Weber U, Hackenbroch MH, Zwingers TH (1985) Ergebnisse (der Endoprothetik am Kniegelenk). Arbeitstagung, Köln. Thieme, Stuttgart New York
- Wilson FC, Venters GC (1976) Results of knee replacement with the Wall-dius prosthesis. An interim report. *Clin Orthop* 120:39

Begutachtungsrichtlinien nach endoprothetischem Ersatz des Kniegelenkes

J. Heisel

- 14.1 Vorbemerkungen – 424**
- 14.2 Gesetzliche Krankenversicherung – 424**
- 14.3 Private Krankenversicherung – 424**
- 14.4 Gesetzliche Rentenversicherung – 424**
- 14.5 Gesetzliche Unfallversicherung – 425**
- 14.6 Private Unfallversicherung – 426**
- 14.7 Schwerbehindertengesetz – 426**
 - 14.7.1 Grad der Behinderung – 427
 - 14.7.2 Nachteilsausgleich – 427
- Weiterführende Literatur – 428**

14.1 Vorbemerkungen

Nach endoprothetischem Ersatz des Kniegelenkes verbleiben – auch bei optimaler operationstechnischer Versorgung – meist mehr oder weniger stark ausgeprägte bleibende Bewegungseinschränkungen, aber auch implantatbedingte qualitative Restriktionen der körperlichen Belastbarkeit und der Leistungsfähigkeit. Diese Umstände werfen dann – einerseits im Rahmen der gesetzlichen und privaten Krankenversicherung, der gesetzlichen Rentenversicherung, der privaten bzw. gesetzlichen Unfallversicherung sowie andererseits des Schwerbehindertenrechtes – gutachterliche Fragestellungen mit definierten Bewertungsrichtlinien auf.

Basierend auf zahlreichen Gesetzen und Vereinbarungen sind für die einzelnen Versicherungszweige durch den Sachverständigengutachter unterschiedliche Anspruchsvoraussetzungen zu klären. Das Ausmaß der jeweiligen Versicherungsleistungen richtet sich in aller Regel nach dem objektivierbaren Funktionsausfall, der Gelenkstabilität, der muskulären Kraftentfaltung der betroffenen Extremität sowie der (röntgen-)morphologischen Gelenksituation ohne wesentliche Berücksichtigung des individuellen subjektiven Leidensdruckes.

14.2 Gesetzliche Krankenversicherung

Im Falle einer Arbeitsunfähigkeit hat der gesetzlich Krankenversicherte Anspruch auf eine Lohnfortzahlung durch den Arbeitgeber von bis zu 6 Wochen. Ist dann immer noch keine Arbeitsfähigkeit gegeben, wird von der jeweiligen Krankenkasse – bei regelmäßiger Überprüfung der gesundheitlichen Situation durch seinen medizinischen Dienst (MdK) – bis zu 18 Monate Übergangsgeld gewährt.

Entscheidend für die Beurteilung der Arbeitsfähigkeit ist die Frage, ob der betroffene Patient in seiner zuletzt ausgeübten Tätigkeit wieder voll leistungsfähig ist oder nicht; die Möglichkeit einer teilweisen (evtl. nur stundenweisen) Arbeitsfähigkeit existiert nicht.

Nach endoprothetischem Ersatz des Kniegelenkes kann die postoperative Rehabilitation mit engmaschiger ärztlicher Betreuung in aller Regel spätestens nach etwa 3–4 Monaten abgeschlossen werden. Zu diesem Zeitpunkt liegt dann meist ein klinischer Endzustand vor. Unter Zugrundelegung der dann noch gegebenen Restbeeinträchtigungen im Bereich der betroffenen unteren Extremität (funktionelles Defizit, muskuläre Kraftentfaltung, fortbestehende Umlaufstörung, Gelenkstabilität, Abhängigkeit von Hilfsmitteln u. a. m.) wird überprüft, ob die zuletzt ausgeübte berufliche Tätigkeit wieder vollschichtig ausgeübt werden kann oder nicht. Problematisch sind hier sicherlich berufliche Tätigkeiten in überwiegend stehender und/oder

gehender Körperhaltung, das Arbeiten auf unebenem Gelände, auf Leitern und Gerüsten, das Einnehmen des tiefen Hocksitzes mit dabei maximal gebeugtem Kniegelenk, das häufige Heben, Tragen und/oder Bewegen von Lastgewichten von über 12–15 kp u. ä.

In Einzelfällen kann über den Rentenversicherungsträger (s. u.) ein Stufeneinstieg, evtl. auch eine temporäre oder dauerhafte Umsetzung am Arbeitsplatz in die Wege geleitet werden. Ist eine Wiederaufnahme der letzten Tätigkeit – evtl. unter Modifikationen des Arbeitsplatzes – nicht möglich, verbleibt der Patient arbeitsunfähig.

14.3 Private Krankenversicherung

Die private Krankenversicherung gewährt, je nach individuell abgeschlossenem Vertrag, Tagegeldzahlungen in unterschiedlicher Höhe bis zum Wiedereintritt der Arbeitsfähigkeit, wobei für die ärztliche Beurteilung hier in erster Linie die körperlichen Belastungen in der zuletzt ausgeübten beruflichen Tätigkeit zugrunde gelegt werden. Die sozialmedizinische Bewertung wird – bei aufscheinenden Zweifelsfällen – durch eine gutachterliche Einschätzung beratender Fachärzte vorgenommen. Eine Weitergewährung von Tagegeldzahlungen wird in den Fällen abgelehnt, in denen der Betroffene seine letzte berufliche Tätigkeit zumindest teilweise wieder aufnehmen kann.

Nach endoprothetischem Ersatz des Kniegelenkes verbleiben in aller Regel qualitative Beeinträchtigungen des körperlichen Restleistungsvermögens. Unter diesem Gesichtspunkt ist der Gutachter angehalten, eine sehr sorgfältige Berufsanamnese zu erheben, um das Belastungsprofil und damit das körperliche Restleistungsvermögens des Patienten auch unter individuellen quantitativen Gesichtspunkten exakt einschätzen zu können. Problematisch sind hier sicherlich länger dauernde Arbeitsabläufe mit speziellen kniegelenkbelastenden Körperhaltungen und Arbeitsabläufen (s. gesetzliche Krankenversicherung).

Ist eine berufliche Reintegration in absehbarer Zeit aufgrund erheblicher persistierender Beeinträchtigungen ausgeschlossen, ist der Erkrankte nicht mehr in der Lage, zumindest 50 % seiner letzten beruflichen Tätigkeiten auszuüben, so kann ärztlicherseits Berufsunfähigkeit attestiert werden, was dann die Weiterzahlung von Krankentagegeld ausschließt. Bei isolierter Affektion des Kniegelenkes ist dies vor allem bei Berufen wie Bauarbeiter, Maurer, Fliesenleger, Waldarbeiter u. a. m. anzunehmen.

14.4 Gesetzliche Rentenversicherung

Die gesetzliche Rentenversicherung (DRV Bund, DRV Länder, Bundesknappschaft u. a.) leistet vorzeitige Ren-

tenzahlungen, wenn ein erkrankter Patient in einer überschaubaren Zeitspanne nicht mehr sinnvoll in das allgemeine Erwerbsleben reintegriert werden kann. Finanzielle Leistungen können dann vorübergehend (auf Zeit) oder auf Dauer gewährt werden.

Die hierfür zugrunde liegende individuelle sozialmedizinische Bewertung wird in aller Regel im Rahmen eines fachärztlichen Gutachtens vorgenommen. Auch hier ist die aktuelle klinische Gesamtsituation der Haltungs- und Bewegungsorgane mit evtl. gegebenen funktionellen Defiziten, muskulären Schwächen, lokalen oder multilokulären Reizzuständen oder entzündlichen Prozessen, Zirkulationsstörungen, Einschränkungen des Gehvermögens u. a. ausschlaggebend. Bewertet wird einerseits, ob im zuletzt ausgeübten Beruf wieder eine teilweise oder volle Belastbarkeit gegeben ist oder nicht. In vielen Fällen ist allerdings, auch bei persistierenden Störungen, von einer Verweisbarkeit auf dem sog. allgemeinen Arbeitsmarkt auszugehen, vor allem dann, wenn kein erlernter Beruf mit Abschluss vorliegt.

Der Fachgutachter gibt eine Bewertung des verbliebenen Restleistungsvermögens ab: Hier wird zunächst überprüft, ob zeitliche (quantitative) Beeinträchtigungen gegeben sind (vollschichtig, d. h. über 6 Stunden täglich körperlich einsetzbar/nur noch teilschichtig 3–6 Stunden täglich belastbar/nur noch weniger als 3 Stunden täglich auf dem Arbeitsmarkt belastbar). Im Weiteren erfolgt eine sozialmedizinische Überprüfung, ob vorübergehend oder auf Dauer von qualitativen Beeinträchtigungen des Leistungsvermögens auszugehen ist (schwere/mittelschwere/leichte Tätigkeiten; spezielle Einschränkungen bzgl. der Körperhaltung, des Hebens und Tragens von Lastgewichten oder des beruflichen Umfeldes, mögliche Notwendigkeit längerer Arbeitspausen u. a. m.). Abgegeben wird die Einschätzung des negativen Leistungsbildes (was kann der Patient nicht mehr?) sowie eines positiven Leistungsbildes (was ist dem Patienten nicht nur vorübergehend noch zuzumuten?). Hier spielen auch die Befunde der bildgebenden Diagnostik eine wichtige Rolle.

Letztendlich ebenfalls wesentlich ist die Wegefähigkeit des Betroffenen; liegt diese unter 500 m (4-mal täglich gefordert) und kann dies anderweitig nicht kompensiert werden, so ist von Erwerbsunfähigkeit auszugehen.

Nach endoprothetischem Ersatz des Kniegelenkes ist grundsätzlich auf Dauer von qualitativen Beeinträchtigungen auf dem allgemeinen Arbeitsmarkt auszugehen: Schwere und ausschließlich mittelschwere Arbeitsabläufe sind nicht mehr zumutbar, auch keine Arbeiten in ausschließlich stehender/gehender Körperhaltung, keine Arbeiten auf unebenem Gelände, auf Leitern oder Gerüsten. Arbeitshaltungen im Knien bzw. in Hockstellung sind nur noch sehr begrenzt zumutbar (maximale Beugung im Kniegelenk). Positiv ausgedrückt besteht im Falle einer

reizfrei einliegenden isolierten Endoprothese des Kniegelenkes wieder ein vollschichtiges Leistungsvermögen für leichte bis mittelschwere Arbeitsabläufe in wechselnder Körperhaltung (Anteil im Sitzen etwa 50 %). Die Wegefähigkeit ist in den meisten Fällen nicht sozialmedizinisch relevant beeinträchtigt.

Bestehen auch ausgeprägte kontralaterale degenerative Gelenkveränderungen im Bereich der unteren Extremitäten (v. a. Hüften, aber auch Sprunggelenke), ein mehrfacher endoprothetischer Gelenkersatz bzw. liegt darüber hinaus noch ein deutlich übersteigter degenerativer Aufbrauch der Rumpfwirbelsäule vor mit evtl. fixierter Fehllhaltung – was dann länger andauernde sitzende Arbeitsabläufe limitieren würde – ist in Einzelfällen auch von einer quantitativen Beeinträchtigung des körperlichen Restleistungsvermögens auf dem sog. allgemeinen Arbeitsmarkt auszugehen.

14.5 Gesetzliche Unfallversicherung

Die gesetzliche Unfallversicherung (Träger: Berufsgenossenschaften) entschädigt im Falle eines Unfallgeschehens während der Arbeit oder auf dem Hin- bzw. Rückweg zur/von der Arbeitsstelle (auch in der Berufskrankheitenverordnung anerkannte Störungen wie degenerative Menisckopathien und eine Gonarthrose) bleibende funktionelle Defizite. Deren Gradierung erfolgt grundsätzlich prozentual (meist in 10er-Schritten) als sog. Minderung der Erwerbsfähigkeit (MdE); die jeweilige Höhe ist körperregionenspezifisch tabellarisch vorgegeben.

Nach endoprothetischem Ersatz des Kniegelenkes als Traumafolge werden fortbestehende Funktionseinschränkungen (vor allem Extension/Flexion im Knie) berücksichtigt, des weiteren persistierende Instabilitäten, eine reduzierte muskuläre Kraftentfaltung im Ober- und Unterschenkelbereich, evtl. neurologische Defizite (z. B. des N. peroneus), periphere Umlaufstörungen, Beeinträchtigungen der Gesamtmobilität, eine Abhängigkeit von Hilfsmitteln (z. B. das Tragen besonderen Schuhwerkes, Orthesen, Gehhilfen u. a. m.) sowie letztendlich die radiologische Situation der einliegenden Alloarthroplastik. Das subjektiv berichtete Ausmaß fortbestehender Beschwerdebilder in Ruhe oder unter Belastungsbedingungen spielt ebenso wenig eine Rolle wie die Art der beruflichen Tätigkeit (maßgeblich ist lediglich der sog. allgemeine Arbeitsmarkt).

Unterschieden werden eine (meist großzügigere) Einschätzung der MdE zum Zeitpunkt der Beendigung des primären Heilverfahrens mit dem erstmaligen Wiedereintritt der Arbeitsfähigkeit sowie die oft strengere Bewertung unter sog. Dauerrenten-Gesichtspunkten 3 Jahre nach dem Unfallgeschehen. Die MdE im Falle einer einliegenden Kniegelenksendoprothese beträgt minimal immer

■ **Tab. 14.1** MdE bzw. GdB nach endoprothetischem Ersatz des Kniegelenkes

Klinische Situation		Private Unfallversicherung (Beinwert)	Gesetzliche Unfallversicherung (MdE; %)	Bundesversorgungsgesetz (GdB)
Sehr gute Funktion (z. B. 0/0/130), stabiles Gelenk	Einseitig	2/7	20	20–30
	Doppelseitig		30–40	30–40
Gute Funktion (z. B. 0/0/115), stabiles Gelenk	Einseitig	3/7	30	30
	Doppelseitig			40
Mäßige/schlechte Funktion (z. B. 0/10/90), stabiles Gelenk		3/7–1/2	30(–40)	30–40
Sehr schlechte Funktion (z. B. 0/15/60), stabiles Gelenk		4/7	40	40
Schlechte Funktion, nicht-entzündliche Lockerung		3/5	40–50	40–50
Schlechte Funktion, tiefe Infektion		2/3	50	50

■ **Tab. 14.2** Zusätzliche gutachterliche Bewertung einer (evtl. operationsimmanenten) Beinlängendifferenz

Klinische Situation	Private Unfallversicherung (Beinwert)	Gesetzliche Unfallversicherung (MdE; %)	Bundesversorgungsgesetz (GdB)
Bis 1,0 cm	0	0	0
Bis 2,5 cm	1/20	0–5	0–5
Bis 4,0 cm	1/10	10	10

20 %, d. h. sie ist rentenrelevant und wird ausbezahlt; bei deutlichen funktionellen Beeinträchtigungen kann sie sich auch auf 30 % belaufen. Eine höhere MdE, die dann evtl. der Situation einer Fuß- oder gar Unterschenkelamputation gleichzusetzen wäre (MdE 40–50 %), ist allenfalls in Ausnahmefällen (hochgradige Instabilität, persistierende Infektion u. ä.) begründbar (■ Tab. 14.1 und ■ Tab. 14.2).

Zu späteren Zeitpunkten muss bei beabsichtigter Höherstufung bzw. Reduzierung der MdE im weiteren Verlauf jeweils eine wesentliche Verschlechterung bzw. Verbesserung der klinischen Situation im Vergleich zur letzten maßgeblichen Begutachtung belegt werden.

Die finanzielle Entschädigung erfolgt durch eine monatliche Rententeilzahlung, deren Höhe sich am zuletzt verdienten Gehalt orientiert. Eine zeitliche begrenzte oder dauerhafte Abfindung (sog. Kapitalisierung) ist möglich.

14.6 Private Unfallversicherung

Im Rahmen des privaten Unfallversicherungsrechtes wird für die Haltungs- und Bewegungsorgane die sog. Invalidität im Sinne dauerhaft fortbestehender postakzidenteller Beeinträchtigungen der körperlichen Belastbarkeit und Leistungsfähigkeit eingeschätzt, wobei – je nach Versicherungsvertrag – evtl. die letzte berufliche Tätigkeit zugrunde gelegt werden kann. Für die unteren Extremitä-

ten gilt hier die sog. Gliedertaxe (Angabe des bleibenden Funktionsdefizits als Bruch, z. B. 1/7, 2/3, 3/4 Beinwert), nur für die Wirbelsäule erfolgt eine prozentuale Graduierung.

Die gutachterliche Bewertung sollte nicht vor einem Jahr und nicht später als 2 Jahre nach dem Unfallgeschehen in die Wege geleitet werden. Die gewährte finanzielle Entschädigung erfolgt in aller Regel – unter Zugrundelegung der zuvor festgelegten vollen Versicherungssumme – als einmalige pauschale Abfindung (auch im Hinblick auf möglicherweise sich zukünftig noch ergebende Spätfolgen), nicht als monatliche Rentenzahlung.

Die gutachterlich relevanten Kriterien entsprechen denen der gesetzlichen Unfallversicherung (maßgeblich sind in erster Linie objektiv fassbare Störungen). Im Falle eines posttraumatisch erforderlich gewordenen endoprothetischen Kniegelenkersatzes sollte unter Berücksichtigung des Lebensintegrals des betroffenen Patienten selbst bei optimaler klinischer Situation von einem Invaliditätsfaktor (Beinwert) von etwa 2/7–3/7 ausgegangen werden (■ Tab. 14.1).

14.7 Schwerbehindertengesetz

Das Schwerbehindertengesetz beinhaltet Regelungen der Voraussetzungen für die Inanspruchnahme spezieller

staatlich gewährter Vergünstigungen für bleibend Behinderte, so z. B. Kündigungsschutz, Einkommensteuersparnis, KFZ-Steuererlass, evtl. unentgeltliche Beförderung im Nahverkehr, Zusatzurlaub u. a. m.

14.7.1 Grad der Behinderung

Von einer Schwerbehinderung ist dann auszugehen, wenn der sog. GdB (Grad der Behinderung als absolute Zahl, nicht als Prozentangabe!) 50 oder mehr beträgt. Bei einem GdB von 30 besteht die Möglichkeit der sog. Schwerbehinderten-Gleichstellung, um den Arbeitsplatz des Betroffenen durch das Arbeitsamt zu sichern, wenn infolge der gegebenen Behinderung ein geeigneter Arbeitsplatz ansonsten nicht mehr gefunden oder erhalten werden kann.

Die Einschätzung des GdB – abgestuft in 10er-Schritten – erfolgt durch die Versorgungsämter bzw. Landesversorgungsämter individuell, wobei hier vom Bundesministerium für Arbeit und Sozialordnung tabellarisch aufgelistete Anhaltspunkte publiziert wurden (2004). Diese berücksichtigen – basierend auf den schriftlichen Mitteilungen der behandelnden Ärzte – nach endoprothetischem Ersatz des Kniegelenkes in erster Linie persistierende (nicht nur vorübergehende) funktionelle Defizite, Instabilitäten, eine beeinträchtigte muskuläre Kraftentfaltung sowie die radiologische Situation (Implantatsitz), nicht den Ausprägungsgrad subjektiv empfundener Beschwerdebilder. Im Falle einer korrekt einliegenden Alloarthroplastik ohne wesentliche bleibenden Defizite liegt der Einzel-GdB bei zumindest 20, bei deutlichen Beeinträchtigungen des Gangablaufes auch höher (■ Tab. 14.1).

Eine Addition der jeweiligen Behinderungsgrade (obere Extremitäten, Wirbelsäule, untere Extremitäten) ist nicht zulässig. Entscheidend für den Gesamtgrad der Behinderung ist das globale Ausmaß der Beeinträchtigung im täglichen Leben, unabhängig von der speziellen beruflichen Belastung.

14.7.2 Nachteilsausgleich

Ein Nachteilsausgleich (sog. Merkzeichen) kann – neben dem GdB – im Falle spezieller Behinderungen mit dann weiteren Vergünstigungen zugebilligt werden:

Erhebliche Gehbehinderung („G“) Die Bewegungsfähigkeit (Geh- und Stehfähigkeit) im Straßenverkehr ist so stark beeinträchtigt, dass der Antragssteller nicht ohne erhebliche Schwierigkeiten oder nicht ohne Gefahr für sich und andere in der Lage ist, Wegstrecken im Ortsverkehr zurückzulegen, die üblicherweise noch zu Fuß bewältigt werden können. Die Voraussetzungen sind dann erfüllt, wenn aufgrund von

Beeinträchtigungen der unteren Gliedmaßen und/oder der Wirbelsäule ein Einzel-GdB von zumindest 50 vorliegt. Nach der sozialgerichtlichen Rechtsprechung ist dies auch dann der Fall, wenn es dem Behinderten nicht mehr möglich ist, etwa 2 km in 30 Minuten zu Fuß zu bewältigen.

Im Falle eines isolierten endoprothetischen Ersatzes des Kniegelenkes ist bei ausreichender Kompensation durch das kontralaterale Bein von einer derartigen Limitierung nicht auszugehen. Liegen im Bereich beider unterer Extremitäten funktionelle Beeinträchtigungen vor, so können die Voraussetzungen für die Zubilligung dieses Merkzeichens allerdings erfüllt sein.

Außergewöhnliche Gehbehinderung („aG“) Diese liegt dann vor, wenn der Betroffene aufgrund der Schwere seines Leidens mit entsprechenden erheblichen funktionellen Defiziten außerhalb eines Kraftfahrzeuges auf Dauer nur mit fremder Hilfe oder nur mit großer Anstrengung bewegungsfähig ist. Unter sozialmedizinischem Aspekt ist dies dann gegeben, wenn die eigenständige Gehleistung unter 100 m liegt; dies trifft in aller Regel lediglich für Schwerstbehinderte zu mit einem Gesamt-GdB von 80 und mehr aufgrund von Beeinträchtigungen im Bereich der unteren Extremitäten und/oder der Wirbelsäule, etwa für Doppeltamputierte, Querschnittsgelähmte u. ä. Nur für diese Fälle sind vom Versorgungsamt dann auch spezielle Parkerleichterungen vorgesehen.

Nach endoprothetischem Ersatz des Kniegelenkes sind die Voraussetzungen für die Anerkennung dieses Merkzeichens nur in wenigen Ausnahmefällen schwerer multilokulärer Affektionen im Bereich beider unterer Extremitäten gegeben.

Notwendigkeit ständiger Begleitung („B“) Dieses Merkzeichen gilt für Betroffene zur Vermeidung von Gefahren für sich und andere bei Benutzung öffentlicher Verkehrsmittel, wenn sie ständig auf fremde Hilfe angewiesen sind. Auch hierfür sind nach einem endoprothetischem Ersatz des Kniegelenkes die Voraussetzungen nur in wenigen Ausnahmefällen anzunehmen.

Befreiung von der Rundfunk- und Fernsehgebührenpflicht („RF“) Hier muss der Gesamt-GdB zumindest 80 betragen; der Behinderte ist aufgrund seines Leidens ständig an die Wohnung gebunden; es ist ihm unmöglich, an öffentlichen Veranstaltungen teilzunehmen (z. B. bei schweren Bewegungsstörungen).

Hilflosigkeit („H“) Bei dieser Kategorie werden unterschiedliche Einstufungen differenziert (I–V), wobei das Bundesversorgungsgesetz die jeweilige Prüfung der Hilflosigkeit und der Notwendigkeit konsequenter Pflege durch einen Arzt (z. B. des MdK) voraussetzt.

Weiterführende Literatur

- Bundesministerium für Arbeit und Sozialordnung (2004) Anhaltspunkte für die ärztliche Gutachtertätigkeit im sozialen Entschädigungsrecht und nach dem Schwerbehindertengesetz. Köllen, Bonn
- Erlenkämper A (2003) Arzt und Sozialrecht. Steinkopff, Darmstadt
- Günther E, Hymmen R, Izbicki W (1987) Unfallbegutachtung, 8. Aufl. de Gruyter, Berlin New York
- Ludolph E (2013) Der Unfallmann. Springer, Berlin-Heidelberg New York
- Orthopädisches Forschungsinstitut (2001) Beurteilung und Begutachtung von Gelenkschäden. Steinkopff, Darmstadt
- Rompe G, Erlenkämper A (1992) Begutachtung der Haltungs- und Bewegungsorgane, 2. Aufl. Thieme, Stuttgart
- Schönberger A, Mehrrens G, Valentin H (1993) Arbeitsunfall und Berufskrankheit, 5. Aufl. Schmitt, Verlag, Berlin
- Verband Deutscher Rentenversicherungsträger (VDR) (2011) Sozialmedizinische Begutachtung für die gesetzliche Rentenversicherung, 7. Aufl. Springer, Berlin Heidelberg New York

Serviceteil

Stichwortverzeichnis – 430

A stylized graphic of a bookshelf with three books. The books are labeled A, B, and C from left to right. The letters are white and have a dotted or pixelated texture. The background is a solid blue color.

Stichwortverzeichnis

A

Abrasionsarthroplastik 47, 48
 – arthroskopische 47
 – Ergebnisse 48
 – Indikation 48
 – Kontraindikation 48
 Abrieb 94, 333
 – abrasiver 94
 – adhäsiver 94
 Achillessehnen-Allograft 341
 Achse 16, 146
 – epikondyläre 16
 – transepikondyläre 146
 Achselgestütze 404
 Achselgewagen 404
 Achsfehlstellungen 245, 337
 – Klassifikation 245
 Acrylatzement 245, 250
 Advancement, mediales 240
 Aktivitäten des täglichen Lebens 403, 414
 Alignment 14, 55, 231, 235, 257, 288, 293
 – inadäquates 235, 288, 293
 – normales 231
 – tibiales 257
 All-Poly-Patellaersatz 183
 AMIC 53
 Aminoglykoside 300, 315
 Amphotericin B 315
 Amputation 289, 326
 Anamnese 106
 Anästhesie, lokoregionale 376
 anterior cut first 153
 anterior referencing 149
 Antibiotikaprophylaxe 300, 301
 – lokale 301
 – systemische 301
 Antibiotikatherapie 307
 Antiphlogistika, nichtsteroidale 41, 376
 Antirheumatika, nichtsteroidale 41
 Antithrombosestrümpfe 383, 407
 Apacer 361
 Apixaban 384
 Arteria 265, 291
 – femoralis superficialis, Verletzung 265, 291
 – poplitea, Verletzung 265
 Arterienverletzung 345
 Arthritis 298
 – rheumatoide 298
 – septische 298
 Arthrodese 289, 316, 317, 318, 320, 324
 – externe 318
 – Indikationen 317
 – intramedulläre 320
 – Komplikationen 324
 – Kontraindikationen 317
 – Technik 318
 Arthrofibrose 360

Arthrose 32, 34, 37, 38, 39, 178, 356
 – ACR-Kriterien 39
 – Bewegungstherapie 34
 – Ergotherapie 37
 – Klassifikation 38, 39
 – Krankengymnastik 34
 – orthetische Versorgung 38
 – posttraumatische 356
 – retropatellare 178
 – Therapie 32, 38
 Arthroskopie 45, 46, 50, 114
 – diagnostische 114
 – knorpelinduktive 46
 – Mikrofrakturierung 50
 Arthrotomie 124, 125, 130, 131, 272, 274
 – lateraler Zugang 131
 – minimal-invasive 130
 – Wunddrainage 272
 – Wundversorgung 274
 Aufbelastung 377
 Aufklärung 114, 115, 116, 117, 374
 – ausländische Patienten 116
 – Behandlungsfehler 117
 – Inhalt 115
 – Operationserweiterung 116
 – präoperative 114, 374
 – Risiken 115
 – Zeitpunkt 115
 Ausrichtung 137, 138, 140
 – extramedulläre 137
 – femorale 137
 – intramedulläre 137
 – tibiale 138, 140
 Außenmeniskus 18
 Außenrotationsfehlstellung 333
 Autotransfusion 273

B

Balanced-gap-Methode 146, 154
 Balneotherapie 32, 35, 397, 409
 Baltimore-Score 415
 Barthel-Index 414
 BCS-Knieendoprothese 170
 Begutachtung 423
 Behandlungsergebnisse 414
 Behandlungsfehler 117
 Beinachsen 14
 – anatomische 14
 – mechanische 14
 Beinlängenausgleich 37
 Beinlängendifferenz 426
 Beinvenenthrombose 291, 347, 382
 Belastbarkeit, sportliche 381
 Belastungsaufbau 377
 Benzoylperoxid 282
 Bernardsche Impulsströme 33
 Betalactam-Antibiotika 300
 Beugekontraktur 278

Beugespalt 152, 207, 226
 – Höhe 226
 – Überprüfung 207
 Beugespalt-first-Methode 155
 Beweglichkeit, postoperative 280
 Bewegungseinschränkung, postoperative 361
 Bewegungstherapie 34, 388, 392
 – funktionelle 392
 Bi-CR-Knieendoprothese 164
 Biopsie 306, 313
 – arthroskopische 313
 – offene 306
 Blutleere 200
 Blutsperrung 200, 271
 Bluttransfusion 272, 273, 377
 – autologe 273, 377
 – homologe 273
 Blutverlust 270, 271
 Bony-landmark-Technik 153
 Brigham-Score 414
 Bristol-Score 415
 Bromelain 408
 Bupivacain 376
 Bursitis praepatellaris 192

C

cam-post 168, 174
 CC-Knieendoprothese 174
 Cephalosporine 300
 Chondrogene, autologe matrixinduzierte 53
 Chondroitinsulfat 42
 Chondroprotektiva 38
 Chondrozyten 18, 41
 Chondrozytenimplantation, matrixgestützte autologe 52
 Chondrozytentransplantation, autologe 52
 chronisch regionales Schmerzsyndrom 295
 Computertomographie 114
 condylar constrained 174, 259
 cones 250
 Coonse-Adams-Release 341
 CPM-Behandlung 392, 407
 CR-Knieendoprothese 166
 cruciate-retaining 166

D

Dabigadranetexilat 384
 Débridement 45, 307
 – arthroskopisches 45
 – lokales 307
 deep dish 171
 Deltarad 404
 Denervation, peripatellare 181
 Dependent-cut-Technik 154

Stichwortverzeichnis

Diabetes mellitus 244
 Diagnostik 106, 406, 408, 418, 420
 – apparative 420
 – postoperative 406, 408, 418
 – präoperative 106
 Diätberatung 409
 distal cut first 153
 Dopplersonographie 406, 408
 Dreikörperantrieb 94
 Dreipunktgang 377
 Drittkörperverschleiß 334
 Dysplasie, patellofemorale 258

E

Eigenblutspende 273
 Einlagenversorgung 37
 Elastizitätsmodul 93
 elektromyographie 421
 Elektrotherapie 32
 Eminentia intercondylaris 9
 Endoprothesenlockerung 235
 Endoprothesenpass 420
 Endoprothesenregister 414
 Endoprothesenschule 375, 409
 Entspannungstraining 409
 Epicondylus femoris 8, 24
 Epiduralanästhesie 275
 Epikondylus, lateraler, Osteotomie 214
 Epikutantest 281
 Ergotherapie 37, 403, 407, 409
 Erhalt 131
 Ermüdungsantrieb 94
 Extensionskontraktur 278
 Extensormechanismus-Allograft 342

F

Facettektomie, laterale 180, 189
 Facies patellaris 8, 11, 12
 Fahrradergometer 392, 408
 Femoralisblockade 277
 Femoropatellargelenk 10
 Femurdefekt 251
 Femur-first-Methode 145, 153, 224
 Femurfraktur 262, 292, 355
 – distale 262
 Femurimplantat 144, 149, 189, 193, 224, 226
 – Ausrichtung 144
 – Größenwahl 149
 – Planung 226
 – Positionierung 189
 – Rotation 193, 224
 Femurkondylen 8, 11
 Femurkondylenabbruch 253
 Femurosteotomie 257
 – distale 53, 55, 255, 257
 Femurresektion, 224, 118, 245
 – Knochendefizit 245
 – Planung 118

Femurrotation 146, 187
 Femurschaftperforation 253
 Femurschild 78, 341
 Fettembolie 291, 352
 Fibrinogen-Szintigraphie 348
 Fischer-Gehstock 404
 FIT-Konzept 374
 Fixateur externe 318
 fixed bearing 172
 Flexion-gap-first-Technik 155
 Flexionskontraktur 241, 242, 278
 – fixierte 241, 242
 Fondaparinux 384
 Fossa intercondylaris 9
 Fossa supratrochlearis 13
 Fraktur 253, 279, 355
 – intraoperative 253
 – periprothetische 355
 – suprakondyläre 279, 355
 Fraktürendoprothetik 262
 Fritz-Stock 404
 Frühmobilisation 350, 382
 Fujisawa-Bereich 55
 Funktionstraining 403
 Fußblock 376

G

Gangbild 106
 Ganzbeinstandaufnahme 110, 118
 Gefäßverletzungen 265, 345
 Gehbehinderung 427
 – außergewöhnliche 427
 – erhebliche 427
 Gehhilfe 378, 380, 404
 – Abschulung 378
 Gehwagen 404
 Gelenkkapsel 19
 Gelenkknorpel 18
 Gelenklavage, arthroskopische 45
 Gelenklinik 16, 194
 – Höhe 194
 Gelenklinienwinkel, tibialer 16
 Gelenkschutz 403
 Gentamycin 282, 301, 315
 Genu 15, 17, 243
 – recurvatum 15, 17, 243
 – valgum 15
 – varum 15
 Gleitlager 74, 76, 172, 332, 362
 – femorales 76
 – fixes 172
 – meniskales 362
 – mobiles 172
 – patellofemorales 332
 – symmetrisches 74
 Glucosamine 41
 Glucosaminglycane 42
 Glucosaminsulfat 42
 Glykokalix 300
 Goldberg-Score 415
 Gonarthrose 46

Grad der Behinderung 381, 427
 Granulationsgewebe, Proliferation 343

H

Hämarthros 270, 299
 Hämodilution 273
 Handstock 380, 404
 Hautinzision 124
 Hautnaht 132
 Hautnekrose 329
 Heparine 384, 408
 – fraktionierte 408
 – niedermolekulare 384
 Herzinsuffizienz 396
 Hilflosigkeit 427
 Hilfsmittelversorgung 37, 404
 Hitch-Phänomen 342
 Hoffa-Fettkörper 125, 192, 240, 338, 342
 – Hypertrophie 342
 – Mobilisierung 240
 – Resektion 125, 338
 – Vernarbung 192
 HSS-Score 414
 Hüftgelenkerkrankungen 295
 Hyaluronsäure 18, 19, 42
 Hydrotherapie 32, 400
 Hydroxylapatitkeramik 245, 246

I

ICRS Hyaline Cartilage Lesion Classification System 38
 Implantatallergie 281
 Independent-cut-Technik 153
 Infektion 288, 297, 300, 301, 303, 306, 309
 – Ätiologie 297
 – Diagnostik 301, 303
 – Klassifikation 301, 309
 – Kniegelenk 288, 297
 – Prophylaxe 288, 300
 – Therapie 306
 Infield-Block 376
 Infiltrationsanästhesie, lokale 275
 Inlaypatellaersatz 183
 Innenmeniskus 18
 Innenrotationsfehlstellung 333
 Insall-Operation 259
 Insertionstendopathie 192
 Inspektion 106
 Instabilität 6, 38, 55, 358, 360
 – antero-posteriore 358, 360
 – funktionelle 6
 – laterale 55
 – ligamentäre 38
 – mediale 55
 Instrumentarium 140, 141, 158
 – extramedulläres 141
 – intramedulläres 140
 – patientenspezifisches 158
 Instrumentation 137

Insuffizienz 55, 291, 296, 383
 – arterielle 291, 296
 – Kreuzband 55
 – respiratorische 383
 intermittierende pneumatische Kompression 384
 Inzision 120
 Iontophorese 33
 isokinetisches Training 396

J

Jet-Lavage, gepulste 200
 Journey XR 165
 jumping distance 176

K

KAI-Arthrodeese 321
 Kapsel 204, 205, 206
 – laterale 206
 – mediale 205
 – posteriore 204, 206
 Kapselnaht 132
 Kinesiotherapie 388
 Knee-Society-Score 414
 Kniearthrodeese 317
 Kniebasiswinkel 16
 Kniebeuger 10
 Kniebrace 261
 Knieendoprothese 2, 3, 4, 22, 26, 117, 123, 124, 163, 193, 197, 198, 249, 260, 263, 269, 285, 288, 289, 292, 293, 297, 308, 343, 352, 358, 414, 424, 425
 – achsfreie 3
 – Behandlungsergebnisse 414
 – Erfolgsvoraussetzung 4
 – Fettembolie 352
 – Fixation 197
 – Gelenklastanalyse 26
 – Größenbestimmung 117
 – Hautinzision 124
 – Hybridverankerung 198
 – Infektion 288, 297
 – Instabilität 163, 293, 358
 – Inzidenz 2
 – Koppelungsgrad 163
 – kreuzbänderhaltende 22
 – Lockerung, aseptische 292
 – maßangefertigte 249
 – Minderung der Erwerbsfähigkeit 425
 – operative Zugangswege 123
 – postoperative Komplikationen 285
 – postoperative Probleme 269
 – Rehabilitation 424
 – Reimplantation 289, 308
 – Schmerz 288, 292
 – Septenbildung 343
 – simultane bilaterale 263
 – Stabilität, antero-posteriore 193
 – übergewichtige Patienten 260

– zementfreie Verankerung 197
 – zementierte Verankerung 198
 – Ziele 2
 Knieflexion 13
 Kniegelenk 6, 8, 14, 15, 17, 20, 23, 25, 26, 107, 109, 204, 288, 293, 297, 303, 306, 309, 318
 – Achsabweichungen 15
 – Achsen 14
 – Bandapparat 20
 – Belastung, physiologische 26
 – Beugemuskulatur 26
 – Biomechanik 6
 – Extension 17
 – Flexion 17
 – Gleichgewicht 23
 – Infektion 288, 297, 303, 306, 309
 – Instabilität 293
 – knöcherne Anteile 8
 – Kompressionskräfte 26
 – Muskulatur 25
 – Reibung 26
 – Röntgendiagnostik 109
 – Rotationsbewegungen 6
 – Rotatoren 26
 – Scherkräfte 26
 – Stabilisatoren 204
 – Stabilität 107
 – Streckmuskulatur 25
 – Translationsbewegungen 6
 – Verriegelung 318
 Kniepunktion 408
 Knieschmerz 39, 75, 83, 192
 – anteriorer 75, 192
 – peripatellarer 83
 Kniescores 106, 414
 Kniestreckapparat, Komplikationen 330
 Knochendefekt 244, 245, 246, 247, 251
 – ausgedehnter 245
 – Behandlung 244
 – femoraler 251
 – Klassifikation 245
 – tibialer 246
 – Zementauffüllung 247
 Knochenersatzmaterialien 246
 Knochenmarkstimulation 46
 Knochentransplantat 245, 246, 248, 314
 – autologes 245, 246, 248
 – heterologes 245
 – homologes 245, 246
 Knochenzement 247, 282, 315
 – antibiotikahaltiger 315
 Knorpeltransplantation 50, 51, 52
 – autologe 52
 – homologe 51
 Kollagenvlies 246
 Kollateralband 24
 Kompression, intermittierendepneumatische 384
 Kompressionsarthrodeese, äußere 318
 Kompressionskräfte 26
 Kompressionstherapie 383
 Kondylenbruch 253

Kondylenfissur 253
 Kondylenlinie, posteriore 146
 kontinuierliche passive Mobilisation 329
 Kontraktur 278, 279
 – postoperative 278
 – Therapie 279
 – Ursachen 278
 Kopplung 163, 164, 176
 – Einteilung 164
 – komplette 176
 Koppelungsgrad 114, 163
 Kortikoide, intraartikuläre Injektion 41
 Krankengymnastik 34, 388, 390, 391, 394, 408
 – Behandlungsdauer 391
 – Behandlungsziele 388
 – Einzeltherapie 408
 – gerätegestützte 394, 408
 – Gruppentherapie 390
 – Kontraindikationen 391
 Krankenversicherung 424
 – gesetzliche 424
 – private 424
 Kreuzband 20, 164, 166, 168, 206, 254
 – Ausriss 254
 – hinteres 20, 164, 168, 206
 – Stabilisierungsfunktion 20
 – vorderes 20, 164, 166
 Kryotherapie 32, 399, 407, 409
 Kufenwebstuhl 37, 403
 Küntscher-Nagel 318

L

Laborkontrolle 406, 408, 421
 Lagerung, postoperative 388
 Langenbeck-Zugang 125
 lateral release 187
 Leitungsanästhesie 376
 Lequesne-Index 414
 ligament balancing 204
 Ligamentum 12, 19, 24, 192, 251, 258, 290, 340
 – collaterale 19
 – collaterale tibiale 24
 – meniscofemorale posterius 19
 – patellae 12, 251, 258, 290, 340
 – patellofemorale 12, 192
 – patellotibiale 12
 – transversum 19
 Lokalanästhesie 376
 London-Score 415
 Lungenembolie 291, 349
 Lungenperfusionsszintigraphie 349
 Lymphdrainage 384, 401, 407

M

MACI 52
 Magnetfeldtherapie 33
 Magnetresonanztomographie 114

Stichwortverzeichnis

Marcumar 385
 Marknagel, intramedullärer 318
 Massage 401, 409
 Massagetherapie 34
 Measured-resection-Technik 153
 medizinische Trainingstherapie 35, 394, 408, 411
 Meniskus 18
 Merkmale 427
 Metal-backed-Patellaimplantat 183, 334
 Metallallergie 281
 Metallkeil 245, 249
 Metallose 362
 metal wedges 249
 Midvastus-Zugang 129
 Mikrofrakturierung 50
 Minderung der Erwerbsfähigkeit 425
 Mini-midvastus-Zugang 129
 MIS-Hautschnitt 377
 Mobilisation 277, 280, 329, 392
 – apparative 392
 – kontinuierliche passive 277, 329
 – Probleme 277
 – unter Narkose 280
 Morbus 47, 116, 356
 – Ahlbäck 47
 – Bechterew 356
 – Sudeck 116
 Motomed 392, 408
 Musculus 10, 26, 35, 204, 206, 274
 – biceps femoris 26
 – gastrocnemius 26
 – popliteus 10, 206
 – quadriceps femoris 10, 26, 35, 274
 – semimembranosus 26, 204
 – semitendinosus 26
 – tensor fasciae 26

N

Nachsorge 412, 418
 – ambulante 412
 – langfristige 418
 Nachteilsausgleich 427
 Nanofrakturierung 50
 Narkosemobilisation 361
 Narkoserisiko 116
 Navigationssysteme 224
 – bildfreie 224
 needeling 210
 Nemectrodyn-Therapie 33
 Nervenblockade 375
 – periphere 375
 – regionale 375
 Nervus 291, 353
 – peroneus 291, 353
 Nervus-subscapularis-Block 376
 Niereninsuffizienz 384
 Nozizeption, intraoperative 375
 Nozizeptoren 376

O

Oberschenkelblutsperrung 186
 Onlaypatellaersatz 183
 Operationsablauf 160
 Operationserweiterung, unvorhergesehene 116
 Operationstechnik 135
 Operationsvorbereitung 106
 Operationszwischenfall 117
 Orthese 38, 405, 409
 Ossifikation, heterotope 356
 Ossifikationsprophylaxe 381
 Osteoarthritis 51, 54
 Osteochondritis dissecans 51
 Osteochondrose 47
 Osteochondrosis dissecans 47
 Osteoinduktion 246
 Osteolyse 336
 Osteonekrose 51, 257, 290, 336
 Osteophyten 39, 109, 156, 182
 – dorsale 156
 – Resektion 182
 Osteotomie 257
 Outerbridge-Klassifikation 38
 Oxford-Score 106

P

Paddel 350
 Pain-Hypersensitivität 375
 Palpation 107
 Patella 10, 11, 12, 110, 180, 181, 182, 184, 189, 194, 243, 257, 258, 259, 336, 342
 – alta 11
 – Anatomie 10
 – Anbohren 182
 – angebundene 342
 – baja 11, 194, 258
 – Dekompression 182
 – Denervation 181
 – Führungselemente 12
 – Funktion 11
 – Hinterfläche 10
 – Höheneinstellung 11
 – Hyperkompression 189
 – infera 259
 – inferior 257
 – lateralisierte 243
 – Nichtersetzen 180
 – Osteolyse 336
 – Osteonekrose 336
 – Resektion 184
 – Stabilisatoren 12
 – Tangentialaufnahme 110
 – Verkleinerung 189
 – Vorderfläche 10
 Patella-clunk-Syndrom 290, 342
 Patelladicke, Rekonstruktion 184
 Patellafraktur 258, 290, 337, 338
 – Ätiologie 337
 – Klassifikation 338
 – Risikofaktoren 338
 – Therapie 338
 Patellaimpingement 296
 Patellaimplantat 290, 332, 333, 334, 339
 – Form 332
 – Komponentenposition 333
 – Lockerung 290, 339
 – metal backed 334
 Patella Instabilität 330
 Patella Luxation 74, 75, 131, 258
 – chronische 131, 258
 – rezidivierende 75
 Patellarückflächenersatz 120, 178, 180, 183, 184, 190, 192
 – Positionierung 184, 190
 – sekundärer 180, 192
 – Technik 183
 Patellaschmerz 108, 296
 Patellasehne 125, 194, 340
 – Avulsion 125
 – Impingement 194
 – Ruptur 340
 Patella subluxation 238, 243, 259
 – Knieendoprothese 259
 – laterale 238, 243
 Patellektomie 257, 344
 Patellofemorales Gelenk 13, 186
 – Balancing 186
 Patelloplastik 183, 189
 Patienteninformation, präoperative 114, 120, 374
 Patientenschulung 374
 Payr-Schnitt 125, 377
 Periduralanästhesie 275, 377
 Pes anserinus 13, 26, 204
 Pezziball 34
 Physiotherapie 388, 407
 Planung 105, 117
 – präoperative 105
 – zeichnerische 117
 Plattenosteosynthese 253, 289, 320, 356
 – interne 289, 320
 – winkelstabile 356
 Polkurve 22
 Polyethylenimpingement 259
 Polymethylmethacrylate 245, 300
 posterior referencing 149
 postthrombotisches Syndrom 382
 Pridie-Bohrung 46
 Probeimplantation 226
 Proteoglycane 42
 Prothesenalignment 293
 Prothesendesign 332
 Protheseninfektion 297, 300, 301, 303, 306, 309
 – Ätiologie 297
 – Diagnostik 303
 – Klassifikation 301, 309
 – Prophylaxe 300
 – Symptomatik 303
 – Therapie 306
 Prothesenlockerung 86, 91, 97, 235, 282, 292

- aseptische 292
- Ursachen 97
- Pseudarthrose 257, 324
- PS-Knieendoprothese 168
- Pulmonalarteriographie 349

Q

- quadriceps snip 128, 257
- Quadrizepsatrophie 107
- Quad-sparing-Zugang 130
- Q-Winkel 13, 333

R

- Raubersche Konsolenbildung 206
- Redon-Saugdrainage 377
- Reflexzonenmassage 34
- Rehabilitation 373, 380, 381, 386, 406, 411
 - berufliche 381
 - postoperative 373, 380, 386, 406
 - späte ambulante 411
- Rehabilitationsbedürftigkeit 387
- Rehabilitationsberatung 409
- Rehabilitationsdauer 387
- Rehabilitationsfähigkeit 387, 407
- Rehabilitationsklinik 407
- Rehabilitationsziele 387
- Reibung 26
- Reimplantation 308, 309, 310
 - einzeitige 309
 - zweizeitige 310
- Reinraumtechnik 301
- Reintegration, berufliche 381
- Rekurvatum 358
- Release 191, 209, 210, 212
 - laterales 191, 212
 - mediales 210
 - posteriores 209
- Rentenversicherung, gesetzliche 424
- Resektionsarthroplastik 289, 325
- Retinaculum patellae 12
- Retropositio tibiae 9
- Revisionsoperation 245, 358
 - Indikationen 358
 - Knochendefizit 245
- rhythmische pneumatische 350
- Risikoauflklärung 115
- Rivaroxaban 384
- Rollator 380, 404
- roll-back 168
- Roll-Gleit-Bewegung, Kniegelenk 21
- Röntgendiagnostik 420
- Röntgenkontrolle 406, 408
- Röntgenreizbestrahlung 33
- Ropivacain 376
- Rosenberg-Aufnahme 109
- Rotating-hinge-Prothese 262
- Rotationsfehlstellungen 333, 337
- Rotations-Scharnier-Prothese 174

S

- Scharnierendoprothese 3, 87
- Scharnierprothese 246, 253
 - Fraktur 253
- Schaukelbrett 34
- Scherkräfte 26
- Schiene 405
- Schlingentisch 393
- Schlittenendoprothese 3, 82, 377
 - Implantation 377
 - mediale 82
 - unilaterale 3
- Schmerz 275, 292
 - postoperativer 275
- Schmerzsyndrom 81, 295
 - chronisch regionales 295
 - peripatellares 81
- Schmerztherapie 375, 376, 377, 408
 - intraoperative 375, 376, 377
 - postoperative 375, 408
 - präemptive 375
 - präoperative 375
- Schmerzverarbeitungstraining 409
- Schraubenosteosynthese 253
- Schuhzurichtungen 37
- Schwerbehindertengesetz 426
- Seitenband 205, 206, 210
 - laterales 206
 - mediales 205, 210
- Selbsthilfettraining 403
- Sham-Inzision 327
- sleeves 250
- Slope 119, 140
 - posteriorer 140
 - tibialer 119
- Slope, posteriorer 141
- Sonikation 306
- Sonographie 421
- southern approach 129
- Sozialdienst 409
- Spacer 313, 314, 315, 316
 - antibiotikahaltiger 314
 - individuelle 313
 - mobiler 315
 - Nachteile 314
 - Typen 316
- Spongiosa-Metall 250
- Sport 381
 - Belastbarkeit 381
 - Kontraindikationen 381
- Sportarten 381
 - geeignete 381
 - ungeeignete 381
- Sporttherapie 396
- Stabilisierung, anterio-posteriore 171
- Staffelstein-Score 418
- Stangerbad 32
- Stratum fibrosum 19
- Streckspalt 152, 207, 226
 - Höhe 226
 - Überprüfung 207
- Streckspalt-first-Methode 157
- Subkutannaht 132

- Subvastus-Zugang 129
- Sulcus terminalis 23
- Sulkuswinkel 110
- symptomatic slow acting drugs in osteoarthritis 41
- Synalgie 295
- Syndrom 342, 382
 - der angebundenen Patella 342
 - postthrombotisches 382
- Synovektomie 181, 321, 342
 - peripatellare 181, 342
 - radikale 321
- Synovialanalyse 304
- Synovialflüssigkeit 18
- Synovizyten 19
- SYSADDA 41
- Szintigraphie 421

T

- TENS 33
- Thermotherapie 32
- Thromboembolie 346, 347, 348, 349, 351, 382
 - Diagnostik 348
 - Inzidenz 349
 - Risikofaktoren 347, 382
 - Therapie 351
- Thromboembolieprophylaxe 329, 350, 381, 382, 384, 385, 386, 408
 - AWMF-Leitlinien 386
 - Dauer 385
 - juristische Aspekte 350
 - medikamentöse 350, 384
 - physikalische 382
 - postoperative 382
- Thrombosestrümpfe 350
- Tibia 9, 10
 - Außenrotation 10
 - Schlussrotation 10
- Tibiadefekt 246, 249
 - zentraler 249
- Tibia-first-Methode 145, 154, 224
- Tibiaimplantat 140, 143, 187, 189, 193
 - Ausrichtung 140
 - Größenwahl 143
 - Positionierung 189
 - Resektionshöhe 143
 - Rotation 187, 193
- Tibiakantenabbruch 253
- Tibiaosteotomie 53, 54
 - proximale ,53
- Tibiaplateau 9, 23, 212
 - Verkleinerung 212
- Tibiaresektion 225, 245, 246
 - Knochendefizit 245, 246
- Tibiarotation 142
- Tilt, patellarer 184
- Tobramycin 315
- Tractus iliotibialis 205, 212
- Training, isokinetisches 396
- Trainingstherapie, medizinische 35, 394, 408, 411

Stichwortverzeichnis

Trampolinspringen 34
 Treppengehen 378
 Trochleadysplasie 74
 Trochlea patellaris 8
 Tuberculum adductorium 8
 Tuberositasmedialisierung 192
 Tuberositasosteotomie 128, 192, 257, 260
 Tuberositas tibiae 13
 Tunica synovialis 18, 19

U

Übergewicht 260, 261
 – alternative Therapien 261
 – Knieendoprothese 260
 – operative Besonderheiten 261
 UC-Knieendoprothese 171
 ultra-congruent 171
 Ultraphonophorese 33
 Ultraschalltherapie 33
 Umstellungsosteotomie 53, 55, 255, 257
 – hohe tibiale 255, 257
 – Indikationen 55
 – Kontraindikationen 55
 Unfallversicherung 425, 426
 – gesetzliche 425
 – private 426
 Unterarmgehstütze 404
 Untersuchung 106, 107, 108, 109
 – bildgebende 109
 – funktionelle 107
 – klinische 106
 – neurologische 108
 – präoperative 106

V

Valgusalignment 233, 290
 Valgusdeformität 15, 54, 231, 238
 – Einteilung 231
 – fixierte 238
 Valgusgonarthrose 240
 Valgusstellung, postoperative 193
 Valgusstress 19
 Valgus-Stressaufnahme 113
 Valguswinkel 13
 Vancomycin 315
 Vanguard XP 164
 Varusalignment 207, 233
 Varusdeformität 15, 54, 231, 236
 – Einteilung 231
 – fixierte 236
 Varusstress 20
 Varus-Stressaufnahme 113
 Varus/Valgus-Ausrichtung 141
 Varus-valgus-Instabilität 358, 360
 Vena-cava-Filter 350
 Venenthrombose 291, 347, 382
 Venographie 348
 Verkalkungszone 18
 Vierfüßlgergestütze 404
 Viergelenkkette 21

Vierpunktgang 378
 Visionaire-Prothese 160
 Vitamin-K-Antagonisten 385
 Volkmann-Kontraktur 116
 Vollbelastung 374, 377, 378
 – axiale 377, 378
 – frühe 374
 Voll-Scharnier-Prothese 176
 V-Y-Quadrizepsplastik 274
 v-y-turndown 128

W

Wechselschritt 378
 wedges 249
 Weichteilbalancierung 120, 234
 Weichteilimpingement 342
 Weichteilprobleme 327
 Weichteilrelease 234, 235, 237, 238, 239, 240, 294
 – Folgen 234
 – insuffizientes 294
 – laterales 238, 239, 240
 – mediales 237
 – radikales 235
 Weichteilsonographie 406, 408
 Weichteilspannung, inadäquate 333
 Whiteside's line 146, 224
 Winkel, tibiofemorale 14, 16
 WOMAC-Index 414
 Wunddehiszenz 329
 Wunddrainage 270, 272
 Wundheilung 299, 328
 – primäre 328
 Wundheilungsstörungen 290, 299, 326, 327
 Wundnekrose 299
 Wundverschluss 328
 Wundversorgung 274

Z

Zapfen-Steg-Mechanismus 168
 Zementallergie 281
 Zement, antibiotikahaltiger 315
 Zementapplikation 200
 Zementierung 198, 199, 200, 202, 294, 315
 – Antibiotikazusatz 199, 315
 – einzeitige 202
 – inadäquate 294
 – Technik 199
 – Vakuummischung 200
 Zohlen-Zeichen 343
 Zugangswege, operative 123
 Zweipunktgang 378
 Zwischenanamnese 420