

Alkadhi · Leschka  
Flohr · Marincek



# Praxisbuch Herz-CT

- Grundlagen
- Durchführung
- Befundung



Springer

Hatem Alkadhi

Sebastian Leschka

Borut Marincek

Thomas Flohr

**Praxisbuch Herz-CT**

*“This page left intentionally blank.”*

Hatem Alkadhi  
Sebastian Leschka  
Borut Marincek  
Thomas Flohr

# Praxisbuch Herz-CT

Mit 118 Abbildungen

**PD Dr. med. Hatem Alkadhi**  
**PD Dr. med. Sebastian Leschka**  
**Professor Dr. med. Borut Marincek**  
Institut für Diagnostische Radiologie  
UniversitätsSpital Zürich  
Rämistrasse 100  
CH-8091 Zürich

**PD Dr. med. Thomas Flohr**  
Siemens Medizin Systeme  
MED CTE PA  
Siemensstraße 1  
D-91301 Forchheim

ISBN 978-3-540-88956-4 Springer Medizin Verlag Heidelberg

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

Dieses Werk ist urheberrechtlich geschützt. Die dadurch begründeten Rechte, insbesondere die der Übersetzung, des Nachdrucks, des Vortrags, der Entnahme von Abbildungen und Tabellen, der Funksendung, der Mikroverfilmung oder der Vervielfältigung auf anderen Wegen und der Speicherung in Datenverarbeitungsanlagen, bleiben, auch bei nur auszugsweiser Verwertung, vorbehalten. Eine Vervielfältigung dieses Werkes oder von Teilen dieses Werkes ist auch im Einzelfall nur in den Grenzen der gesetzlichen Bestimmungen des Urheberrechtsgesetzes der Bundesrepublik Deutschland vom 9. September 1965 in der jeweils geltenden Fassung zulässig. Sie ist grundsätzlich vergütungspflichtig. Zuwiderhandlungen unterliegen den Strafbestimmungen des Urheberrechtsgesetzes.

**Springer Medizin Verlag**  
[springer.de](http://springer.de)

© Springer Medizin Verlag Heidelberg 2009

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.

Produkthaftung: Für Angaben über Dosierungsanweisungen und Applikationsformen kann vom Verlag keine Gewähr übernommen werden. Derartige Angaben müssen vom jeweiligen Anwender im Einzelfall anhand anderer Literaturstellen auf ihre Richtigkeit überprüft werden.

Planung: Dr. Sabine Ehlenbeck  
Projektmanagement: Inger Trimpin  
Layout und Einbandgestaltung: deblik Berlin  
Satz: Fotosatz-Service Köhler GmbH – Reinhold Schöberl, Würzburg

SPIN: 12448586

Gedruckt auf säurefreiem Papier 2126 – 5 4 3 2 1 0

# Vorwort

---

## *Praxisbuch Herz-CT.*

Sie haben sich gefragt, was sich hinter diesem Titel verbirgt?

Eine kurze Antwort vorneweg sei erlaubt: Das Buch fasst auf sehr praxisrelevante Weise alles zusammen, was Sie für die Herzbildgebung mithilfe der Computertomographie in ihrem Alltag benötigen.

Nach gründlichem Studium unzähliger Bücher haben wir beschlossen, dieses Buch zu verfassen. Ein immer wiederkehrendes Gefühl sagte uns, dass es genau hier – nämlich bei der praxisnahen Vermittlung der Herz-CT – eine Lücke gibt, die wir gerne schließen wollen.

Das Buch soll Ihnen, Ärztinnen und Ärzte wie auch MTRA, auf kurze, aber treffende Art und Weise von den theoretischen Grundlagen über die Durchführung der Untersuchung bis zur Befundung und Interpretation der Bilder die Herz-CT vermitteln. Insbesondere ist es uns ein zentrales Anliegen, essenzielle Informationen rasch verfügbar zu machen. Hilfreich hierbei sind zahlreiche Illustrationen und Zeichnungen, viele übersichtliche Tabellen sowie Tipps und Tricks zu jedem einzelnen Thema. Besonders bemüht haben wir uns, die sonst oftmals schwierig zu verstehenden physikalischen Grundlagen der CT-Technik bei der Herzbildgebung prägnant und leicht verständlich zu beleuchten.

Die Themen des Buches reichen von der Wahl des Untersuchungs- und Kontrastmittelprotokolls über die Datenrekonstruktion bis hin zur Bildinterpretation von normalen und pathologisch veränderten Herzkranzgefäßen, Herzkammern, Herzklappen sowie perikardialen Strukturen. Die übersichtliche Gliederung und die Aufteilung in mehrere kurze Kapitel erlauben es, sowohl relevante Fakten rasch zu erfassen als auch wichtige Informationen während der Untersuchung problemlos nachzuschlagen.

Wir hoffen, Ihnen mit diesem Buch eine Anleitung an die Hand zu geben, welche ein beständiger und wertvoller Begleiter an Ihrem Arbeitsplatz sein wird.

Wir bedanken uns bei allen, die beim Schreiben dieses Buches mit Rat und Tat zur Seite gestanden haben.

Hatem Alkadhi  
Sebastian Leschka  
Thomas Flohr  
Borut Marincek  
Zürich, im März 2009

## Die Herausgeber

---



PD Dr. Hatem Alkadhi ist Leitender Arzt am Institut für Diagnostische Radiologie des UniversitätsSpitals Zürich. Er absolvierte sein Studium der Humanmedizin an der Ludwig-Maximilians-Universität München. Seine Dissertation verfasste er am Institut für Neuroradiologie, Klinikum Großhadern. Anschließend begann er seine Ausbildung am Institut für Neuroradiologie, an der Klinik für Neurochirurgie, sowie am Institut für Diagnostische Radiologie des UniversitätsSpitals Zürich. Dort erlangte er den Facharzt für Radiologie und den Facharzt für Diagnostische Neuroradiologie. Seit 2004 ist er am Institut für Diagnostische Radiologie des UniversitätsSpitals Zürich als Oberarzt und seit 2006 als Leitender Arzt für Computertomographie und Leiter für kardiovaskuläre Bildgebung tätig. Seit 2005 ist er Leiter des Projekts Computer Aided and Image Guided Medical Interventions am National Center of Competence in Research der Swiss National Science Foundation. Seine Venia Legendi erhielt er 2006. PD Dr. Alkadhi ist Autor und Koautor von mehr als 130 wissenschaftlichen Publikationen, mit Schwerpunkt kardiovaskuläre Bildgebung, dual-energy und Perfusions-CT, Strahlendosis, sowie funktioneller MRT.



PD Dr. Sebastian Leschka ist Oberarzt am Institut für Diagnostische Radiologie des UniversitätsSpitals Zürich. Er absolvierte sein Studium der Humanmedizin an der Freien Universität Berlin. Seine Fortbildung erfolgte in der Kardiologischen Klinik der Charité Berlin, am UniversitätsSpital Zürich sowie im Kantonsspital St. Gallen. Seit 2008 ist er als Oberarzt am Institut für Diagnostische Radiologie des UniversitätsSpitals Zürich tätig. Der Schwerpunkt seiner Tätigkeit liegt in der nicht invasiven kardiovaskulären Bildgebung mit Schwerpunkt auf der Computertomographie. PD Dr. Leschka wurden bisher 17 nationale und internationale Forschungspreise für seine Arbeiten zur Computertomographie des Herzens verliehen. Seine Venia Legendi erhielt er 2009. Er ist Autor und Koautor von mehr als 60 wissenschaftlichen Publikationen auf dem Gebiet der kardiovaskulären Computertomographie, der Bildgebung des Abdomens und der Notfallradiologie.



Prof. Dr. Borut Marincek ist Ordinarius für Diagnostische Radiologie und Direktor des Instituts für Diagnostische Radiologie am UniversitätsSpital Zürich. Nach dem Medizinstudium an der Universität Zürich absolvierte er die Weiterbildung zum Facharzt für Radiologie und Nuklearmedizin an den Universitätsspitalern in Zürich und Bern. Er war Research Fellow in Stanford, USA. Anschließend kehrte er als Oberarzt an das Institut für Diagnostische Radiologie des Inselspitals Bern zurück. Nach der Habilitation an der Medizinischen Fakultät der Universität Bern war er Leitender Arzt am Institut für Diagnostische Radiologie des UniversitätsSpitals Zürich. Er leitete danach als Chefarzt das Institut für Diagnostische Radiologie und Nuklearmedizin des Kantonsspitals Zug. Er ist Ehrenmitglied und Träger der H.R. Schinzmédaille der Schweizerischen Gesellschaft für Radiologie, Ehrenmitglied der Deutschen Röntgengesellschaft, der Royal Belgian Radiological Society und der European Society of Cardiac Radiology. Von 1995 bis 1997 war er Präsident der Schweizerischen Gesellschaft für Radiologie, sowie von 2007 bis 2009 Präsident der European Society of Gastrointestinal and Abdominal Radiology (ESGAR). 2009 ist er Präsident des European Congress of Radiology (ECR) in Wien. Prof. Dr. Marincek ist Autor und Koautor von über 250 wissenschaftlichen Publikationen, vorwiegend im Bereich der abdominalen und kardiovaskulären Radiologie, sowie von 49 Buchkapiteln und Büchern.



PD Dr. Thomas Flohr absolvierte sein Studium der Physik an der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg. Er promovierte 1989 zum Doktor für Naturwissenschaften. Seit 1989 arbeitet er bei der Firma Siemens AG im Unternehmensbereich Medical Solutions, Computertomographie/Entwicklung. Seit 1995 ist er maßgeblich an der Entwicklung der Mehrschicht- und Dual Source-Computertomographie (CT) bei Siemens und an der Entwicklung der EKG-gesteuerten Herzbildgebung mit der CT beteiligt. 2002 war er Teilnehmer an der Finalrunde des Innovationspreises des deutschen Bundespräsidenten. Er leitet seit 2003 die CT Physik und Applikationsentwicklung von Siemens Medical. Er erhielt seine Venia Legendi 2007 an der Eberhard-Karls-Universität in Tübingen. PD Dr. Thomas Flohr ist Autor und Koautor von mehr als 80 wissenschaftlichen Publikationen und besitzt 51 Patente.



*“This page left intentionally blank.”*

# Inhaltsverzeichnis

## Teil 1: Grundlagen

<b>1</b>	<b>Technische Grundlagen der Herz-CT</b>	<b>3</b>		
	<i>Thomas Flohr</i>			
1.1	Aufbau eines CT-Gerätes . . . . .	4		
1.2	Prospektiv EKG-synchronisierte Herz-CT . . . . .	4		
1.3	Retrospektiv EKG-synchronisierte Spiral-CT des Herzens . . . . .	7		
1.4	Dual Source CT . . . . .	10		
1.5	Weiterführende Literatur . . . . .	13		
<b>2</b>	<b>Normale Anatomie des Herzens</b> . . . . .	<b>15</b>		
	<i>Sebastian Leschka und Hatem Alkadhi</i>			
2.1	Oberflächenanatomie des Herzens . . . . .	16		
2.2	Herzhöhlen . . . . .	17		
2.2.1	Vorhöfe . . . . .	17		
2.2.2	Ventrikel . . . . .	20		
2.3	Herzklappen . . . . .	24		
2.3.1	Mitralklappe . . . . .	24		
2.3.2	Aortenklappe . . . . .	25		
2.4	Perikard . . . . .	25		
2.5	Normale Anatomie der Pulmonalvenen und anatomische Normvarianten . . . . .	26		
2.6	Anatomie der Herzvenen . . . . .	27		
2.7	Weiterführende Literatur . . . . .	29		
<b>3</b>	<b>Normale Anatomie der Koronararterien und Koronaranomalien</b> . . . . .	<b>31</b>		
	<i>Sebastian Leschka</i>			
3.1	Normale Anatomie der Koronararterien . . . . .	32		
3.1.1	Linke Koronararterie . . . . .	32		
3.1.2	Rechte Koronararterie . . . . .	34		
3.1.3	Konusarterie . . . . .	35		
3.1.4	Sinusknotenarterie . . . . .	35		
3.1.5	Bestimmung des Koronarversorgungstyps . . . . .	36		
3.1.6	Segmentale Einteilung der Koronararterien . . . . .	36		
3.2	Anomalien der Koronararterien . . . . .	37		
3.2.1	Einteilung der Koronaranomalien . . . . .	37		
3.2.2	Vergleich von CT und Herzkatheter bezüglich Beurteilung von Koronar-anomalien . . . . .	42		
3.3	Weiterführende Literatur . . . . .	42		
<b>4</b>	<b>Calcium Scoring: Bedeutung und Indikationen</b> . . . . .	<b>43</b>		
	<i>Sebastian Leschka</i>			
4.1	Durchführung der CT-Untersuchung für das Calcium-Scoring . . . . .	44		
4.2	Auswertung der Untersuchung und Quantifizierung der Koronarkalklast . . . . .	45		
4.2.1	Messmethoden zur Quantifizierung der Koronarverkalkungen . . . . .	45		
4.2.2	Einflussfaktoren auf die Koronarkalkmessung . . . . .	45		
4.3	Interpretation des Calcium-Scores . . . . .	46		
4.4	Weiterführende Literatur . . . . .	48		
<b>5</b>	<b>Kontrastmittelprotokolle bei der CT-Koronarangiographie</b> . . . . .	<b>49</b>		
	<i>Stephan Baumüller</i>			
5.1	Grundlagen der Kontrastmittelpharmakokinetik . . . . .	50		
5.2	Einflussfaktoren auf die arterielle Kontrastierung . . . . .	52		
5.2.1	Patientenspezifische Faktoren . . . . .	52		
5.2.2	Atemlage . . . . .	52		
5.3	Kontrastmittelprotokolle . . . . .	53		
5.3.1	Venöser Zugang . . . . .	53		
5.3.2	Monophasische Kontrastmittelapplikation . . . . .	53		
5.3.3	Biphasische Kontrastmittelapplikation . . . . .	54		
5.3.4	Triphasische Kontrastmittelapplikation . . . . .	54		
5.4	Methoden zur zeitlichen Abstimmung der Kontrastmittelapplikation . . . . .	55		
5.4.1	Fixes Zeitintervall . . . . .	55		
5.4.2	Test-Bolus und Bolus-Tracking . . . . .	55		
5.5	Weiterführende Literatur . . . . .	57		

<b>6</b>	<b>CT-Koronarangiographie: Genauigkeit und Indikationen</b> . . . . .	59
	<i>Hatem Alkadhi</i>	
<b>6.1</b>	<b>Diagnostische Genauigkeit</b> . . . . .	60
6.1.1	Sensitivität . . . . .	61
6.1.2	Spezifität . . . . .	61
6.1.3	Positiver Vorhersagewert . . . . .	62
6.1.4	Negativer Vorhersagewert . . . . .	62
6.1.5	Quantitative Stenosegradierung mit der CT. . . . .	63
<b>6.2</b>	<b>Indikationen</b> . . . . .	64
<b>6.3</b>	<b>Weiterführende Literatur</b> . . . . .	66
<b>7</b>	<b>Triple Rule-Out-CT: Wann und Wie?</b> . . . . .	67
	<i>Thomas Schertler</i>	
<b>7.1</b>	<b>Theorie</b> . . . . .	68
<b>7.2</b>	<b>Triage</b> . . . . .	69
<b>7.3</b>	<b>Triple Rule-Out-CT: Protokoll und Kontrastmittelapplikation</b> . . . . .	69
7.3.1	Protokoll. . . . .	69
7.3.2	Kontrastmittelapplikation. . . . .	70
<b>7.4</b>	<b>Bild-Rekonstruktionen</b> . . . . .	71
<b>7.5</b>	<b>Strahlendosis</b> . . . . .	71
<b>7.6</b>	<b>Weiterführende Literatur</b> . . . . .	73
<b>8</b>	<b>Strahlendosis bei der Herz-CT: Tipps zur Dosisminimierung</b> . . . . .	75
	<i>Paul Stolzmann</i>	
<b>8.1</b>	<b>CT Dosis-Parameter</b> . . . . .	76
8.1.1	Computed Tomography dose index (CTDI). . . . .	76
8.1.2	Volume Computed Tomography dose index (CTDI <sub>vol</sub> ) . . . . .	76
8.1.3	Dosis-Längen-Produkt (DLP) . . . . .	76
8.1.4	Effektive Dosis (Dose <sub>eff</sub> ) . . . . .	76
8.1.5	Pitch . . . . .	77
<b>8.2</b>	<b>Herz-CT – Was ist besonders?</b> . . . . .	77
8.2.1	Zeitliche Auflösung . . . . .	77
8.2.2	Räumliche Auflösung . . . . .	77
<b>8.3</b>	<b>Strategien zur Dosisreduktion</b> . . . . .	77
8.3.1	Topogramm . . . . .	78
8.3.2	Protokolle mit retrospektiver EKG-Synchronisation . . . . .	78
8.3.3	Niedrigdosis-Protokolle mit prospektiver EKG-Synchronisation . . . . .	79
<b>8.4</b>	<b>Dosiswerte</b> . . . . .	81
<b>8.5</b>	<b>Weiterführende Literatur</b> . . . . .	82

<b>9</b>	<b>Datennachverarbeitung: MPR, MIP und VR</b> . . . . .	<b>83</b>
	<i>Thomas Frauenfelder</i>	
<b>9.1</b>	<b>Grundlagen der Datennachverarbeitung</b> . . . . .	<b>84</b>
<b>9.2</b>	<b>2D-Nachverarbeitungsmethoden</b> . . . . .	<b>84</b>
9.2.1	Gerade Multiplanare Reformation (MPR)	84
9.2.2	Gekrümmte MPR . . . . .	85
<b>9.3</b>	<b>3D-Nachverarbeitungsmethoden</b> . . . . .	<b>85</b>
9.3.1	Maximum Intensitätsprojektion (MIP) . . . . .	85
9.3.2	Minimum Intensitätsprojektion (MinIP) . . . . .	86
9.3.3	Volumendarstellung (VR) . . . . .	86
<b>9.4</b>	<b>Hilfsmittel</b> . . . . .	<b>88</b>
<b>9.5</b>	<b>Weiterführende Literatur</b> . . . . .	<b>90</b>

## Teil 2: Durchführung

<b>10</b>	<b>Patientenvorbereitung</b> . . . . .	<b>93</b>
	<i>Sebastian Leschka</i>	
<b>10.1</b>	<b>Aufklärungs- und Informations-</b> <b>gespräch</b> . . . . .	<b>94</b>
<b>10.2</b>	<b>Patientenvorbereitung</b> . . . . .	<b>94</b>
<b>10.3</b>	<b>Korrekte Lagerung des Patienten</b> . . . .	<b>94</b>
<b>10.4</b>	<b>Platzierung der EKG-Elektroden</b> . . . .	<b>95</b>
<b>10.5</b>	<b>Legen einer Venenverweilkanüle</b> . . . .	<b>96</b>
<b>10.6</b>	<b>Prämedikation</b> . . . . .	<b>96</b>
<b>10.6.1</b>	Gabe eines $\beta$ -Blockers zur Herzfrequenz-	
	kontrolle. . . . .	<b>96</b>
<b>10.6.2</b>	Gabe von Nitroglycerin zur Koronar-	
	dilatation . . . . .	<b>98</b>
<b>10.7</b>	<b>Weiterführende Literatur</b> . . . . .	<b>99</b>
<b>11</b>	<b>Untersuchungsprotokolle</b> . . . . .	<b>101</b>
	<i>Sebastian Leschka, Hatem Alkadhi,</i> <i>Hans Scheffel, Thomas Schertler</i>	
<b>11.1</b>	<b>Calcium-Scoring</b> . . . . .	<b>102</b>
<b>11.2</b>	<b>CT-Koronarangiographie</b> . . . . .	<b>102</b>
<b>11.2.1</b>	Standardprotokoll. . . . .	<b>102</b>
<b>11.2.2</b>	Protokoll bei unter-/normalgewichtigen	
	Patienten . . . . .	<b>103</b>
<b>11.2.3</b>	Protokoll bei Patienten mit niedriger	
	Herzfrequenz. . . . .	<b>104</b>
<b>11.3</b>	<b>Beurteilung von aorto-koronaren</b> <b>Bypässen</b> . . . . .	<b>105</b>
<b>11.4</b>	<b>Triple rule-out</b> . . . . .	<b>106</b>

<b>12</b>	<b>Adaptation der Protokolle bei übergewichtigen Patienten</b> . . . . .	107	<b>15</b>	<b>Beurteilung von Stents</b> . . . . .	133
	<i>Paul Stolzmann</i>			<i>Hans Scheffel</i>	
12.1	Probleme in der Bildgebung . . . . .	108	15.1	Stent-Typen . . . . .	134
12.2	Lösungsansätze in der CT . . . . .	108	15.2	Komplikationen. . . . .	134
12.2.1	Grundsätzliche Überlegungen . . . . .	108	15.3	Kontrolle von Stents mit der Herz-CT . . . . .	134
12.2.2	CT-Koronarangiographie . . . . .	108	15.3.1	Protokoll. . . . .	135
12.2.3	Adipositas-Modus. . . . .	109	15.3.2	EKG-Synchronisation . . . . .	135
12.3	Weiterführende Literatur . . . . .	111	15.3.3	Nachbearbeitung . . . . .	135
			15.3.4	Auswertung . . . . .	135
			15.3.5	Diagnostische Genauigkeit . . . . .	136
<b>13</b>	<b>Herzphasen und Datenrekonstruktion</b> . . . . .	113	15.4	Weiterführende Literatur . . . . .	138
	<i>Sebastian Leschka und Hatem Alkadhi</i>				
13.1	Herzphasen . . . . .	114	<b>16</b>	<b>Beurteilung von Bypässen</b> . . . . .	139
13.1.1	Bewegung der Koronararterien während des Herzzyklus . . . . .	114		<i>Hans Scheffel</i>	
13.1.2	Veränderung der Herzphasendauer in Abhängigkeit von der Herzfrequenz . . . . .	116	16.1	Bypass-Typen . . . . .	140
13.2	Datenrekonstruktion . . . . .	116	16.1.1	Venenbypässe . . . . .	140
13.2.1	Synchronisation der Datenrekonstruktion mit dem EKG-Signal. . . . .	116	16.1.2	Arteria mammaria interna Bypässe . . . . .	140
13.2.2	Auswahl des optimalen Rekonstruktionszeitpunktes . . . . .	118	16.2	Komplikationen. . . . .	141
13.2.3	Rekonstruktionsparameter . . . . .	118	16.3	Kontrolle der koronaren Bypässe mit der Herz-CT . . . . .	141
13.2.4	Datenrekonstruktion bei Extrasystolen (»EKG-Editierung«) . . . . .	119	16.3.1	Protokoll. . . . .	142
13.2.5	Empfehlungen für Standardrekonstruktionen bei der Herz-CT. . . . .	120	16.3.2	Nachbearbeitung und Auswertung. . . . .	143
13.3	Erkennen von Bewegungsartefakten und Lösungsvorschläge . . . . .	120	16.3.3	Diagnostische Genauigkeit . . . . .	144
13.4	Weiterführende Literatur . . . . .	122	16.4	Weiterführende Literatur . . . . .	145
			<b>17</b>	<b>Ventrikelfunktion und Herzkammerdimensionen</b> . . . . .	147
				<i>Paul Stolzmann</i>	
			17.1	Grundlagen . . . . .	148
			17.2	Die globale systolische Funktion . . . . .	148
			17.2.1	Definition und Bedeutung . . . . .	148
			17.2.2	Bestimmung der globalen systolischen Funktion. . . . .	149
			17.2.3	Bestimmung . . . . .	150
			17.3	Die regionale Funktion . . . . .	150
			17.3.1	Definition und Bedeutung . . . . .	150
			17.3.2	Bestimmung . . . . .	150
			17.3.3	Bestimmung der regionalen Funktion . . . . .	152
			17.4	Die Herzkammerdimensionen . . . . .	153
			17.4.1	Definition . . . . .	153
			17.4.2	Bestimmung der Dimensionen . . . . .	154
			17.5	Die Interpretation . . . . .	155
			17.6	Die Limitationen . . . . .	155
			17.7	Weiterführende Literatur . . . . .	156

### Teil 3: Befundung

<b>14</b>	<b>Befundung der CT-Koronarangiographie</b> . . . . .	125
	<i>Sebastian Leschka und Hatem Alkadhi</i>	
14.1	Zu verwendende Rekonstruktionen . . . . .	126
14.2	Beurteilung der Koronararterien . . . . .	126
14.2.1	Primäre Beurteilung . . . . .	126
14.2.2	Sekundäre Beurteilung . . . . .	128
14.3	Weiterführende Literatur . . . . .	132

**18      Herzklappendiagnostik. . . . . 157**  
    *Hatem Alkadhi*

**18.1    Herzklappenmorphologie. . . . . 158**

18.1.1 Aortenklappe . . . . . 158

18.1.2 Mitralklappe . . . . . 160

18.1.3 Trikuspidal- und Pulmonalklappe . . . 161

**18.2    Herzklappenfunktion . . . . . 161**

18.2.1 Aortenklappe . . . . . 162

18.2.2 Mitralklappe . . . . . 163

**18.3    Weiterführende Literatur . . . . . 164**

**Teil 4: Appendix**

**19      Appendix . . . . . 167**  
    *Sebastian Leschka und Hatem Alkadhi*

**19.1    Einteilung der Koronarsegmente . . . . 168**

**19.2    Alters- und geschlechtsbezogene  
        Perzentilen des Agatston-Scores . . . . 169**

**19.3    Normwerte Ventrikelfunktion und  
        Herzkammerdimensionen . . . . . 170**

**19.4    Einteilung der Myokardsegmente. . . . 171**

**19.5    Musterbefunde . . . . . 171**

19.5.1 Musterbefund: Keine Verkalkungen,  
        normale Koronararterien ohne Stenosen 171

19.5.2 Musterbefund: Verkalkungen, signifi-  
        kante Koronarstenose . . . . . 172

**Sachverzeichnis . . . . . 173**

# Autorenverzeichnis

---

**PD Dr. med. Hatem Alkadhi**

Institut für Diagnostische Radiologie  
UniversitätsSpital Zürich  
Rämistrasse 100  
CH-8091 Zürich

**Dr. med. Stephan Baumüller**

Institut für Diagnostische Radiologie  
UniversitätsSpital Zürich  
Rämistrasse 100  
CH-8091 Zürich

**Dr. med. Thomas Frauenfelder**

Institut für Diagnostische Radiologie  
UniversitätsSpital Zürich  
Rämistrasse 100  
CH-8091 Zürich

**PD Dr. med. Sebastian Leschka**

Institut für Diagnostische Radiologie  
UniversitätsSpital Zürich  
Rämistrasse 100  
CH-8091 Zürich

**Dr. med. Hans Scheffel**

Institut für Diagnostische Radiologie  
UniversitätsSpital Zürich  
Rämistrasse 100  
CH-8091 Zürich

**Dr. med. Thomas Schertler**

Institut für Diagnostische Radiologie  
UniversitätsSpital Zürich  
Rämistrasse 100  
CH-8091 Zürich

**Dr. med. Paul Stolzmann**

Institut für Diagnostische Radiologie  
UniversitätsSpital Zürich  
Rämistrasse 100  
CH-8091 Zürich

**PD Dr. med. Thomas Flohr**

Siemens Medizin Systeme  
MED CTE PA  
Siemensstraße 1  
D-91301 Forchheim

*“This page left intentionally blank.”*

# Abkürzungsverzeichnis

3D	Dreidimensional	Kg/m <sup>2</sup>	Kilogramm Körpergewicht pro Quadratmeter Körperoberfläche (Maßeinheit für den Body Mass Index)
A.	Arteria		
ACVB	Aorto-Coronarer-Venen-Bypass		
AHA	American Heart Association		
ALARA	As low as reasonably achievable	KHK	Koronare Herzkrankheit
AP	Anteriorer Papillarmuskel	KM	Kontrastmittel
AS	Agatston-Score	kV	Kilovolt
AV	Atrioventrikulär	LA	Linkes Atrium
AVA	Aortic valve area	LAD <sub>sys</sub>	End-systolischer antero-posteriorer Durchmesser des LA
BMI	Body Mass Index	LCA	Left coronary artery
Bpm	Beats per minute	LIMA	Left internal mammarian artery
Ca	Calcium	LMA	Left main artery
CaHA	Calcium-Hydroxyapatit	LOPV	Linke obere Pulmonalvene
cMPR	Gekrümmte multiplanare Reformation	LUPV	Linke untere Pulmonalvene
CK-MB	Myokard-Isoenzym der Kreatin Kinase	LV	Linker Ventrikel
CT	Computertomographie	LVEF	Ejektionsfraktion des LV
CTDI	Computed Tomography dose index	LVID <sub>dia</sub>	End-diastolischer Durchmesser des LV
CTDI <sub>vol</sub>	Volume Computed Tomography dose index	LVMMI	Linksventrikulärer myokardialer Massenindex
CTI	Cavo-trikuspider Isthmus	mA	Milliampère
D1, D2, DIA	Diagonaläste (Seitenäste des Ramus interventricularis anterior)	mAs	Milliampèrsekunden
dl	Deziliter	mg	Milligramm
DLP	Dosis-Längen-Produkt	min	Minute
Dose <sub>eff</sub>	Effektive Dosis	mGy	Milligray
EBCT	Elektronenstrahl-CT	MinDose	Algorithmus zur Reduktion der Röhrenstromstärke auf 4% beim EKG-Pulsing
EDV	End-diastolisches Volumen	MinIP	Minimum-Intensitätsprojektion
EF	Ejektionsfraktion	MIP	Maximum-Intensitätsprojektion
EKG	Elektrokardiogramm	ml	Milliliter
ESV	End-systolisches Volumen	MM	Myokardiale Masse
FOV	Field of view	Mm.	Musculi
g	Gramm	MPR	Multiplanare Reformation
G	Gauge; Maßeinheit für den Außendurchmesser von Kanülen (z.B. 18 G = 1,2 mm)	MPV	Marginal pulmonal vein
		MRT	Magnetresonanztomographie
GY	Gray	MS	Massen-Score
HB	Hauptbronchus	ms	Millisekunde
HF	Herzfrequenz	mSv	Millisievert
HMV	Herzminutenvolumen	MVA	Mitral valve area
HU	Hounsfield units	NaCl	Natriumchlorid
i.v.	Intravenös	NPV	Negativer Vorhersagewert



OM	Obtuse marginal branch; erster Seitenast des Ramus circumflexus	ROI	Region of interest
OPV	Obere Pulmonalvene	ROPV	Rechte obere Pulmonalvene
p.a.	Posterior-anterior	RR-Intervall	Intervall zwischen zwei benach- barten R-Zacken
p.o.	Per os	RUPV	Rechte untere Pulmonalvene
PLA	Posteralast; Seitenast des Ramus circumflexus	RV	Rechter Ventrikel
PP	Posteriorer Papillarmuskel	rWT	Relative Hinterwanddicke
PPV	Positiver Vorhersagewert	sec	Sekunde
PWT <sub>dia</sub>	End-diastolische Hinterwanddicke des LV	Sv	Sievert
QCA	Quantitativer Herzkatheter	SV	Schlagvolumen
RCA	Right coronary artery	SWT <sub>dia</sub>	End-diastolische Dicke des inter- ventrikulären Septums
RCX	Ramus circumflexus	V., Vv.	Vena, Venae
RIMA	Right internal mammarian artery	VCI	Vena cava inferior
RIVA	Ramus interventricularis anterior	VCS	Vena cava superior
RIVP	Ramus interventricularis posterior	Vol.	Volumen
ROA	Regurgitant orifice area	VR	Volume-Rendering
		VS	Volumen-Score

# Teil 1: Grundlagen

- 1 Technische Grundlagen der Herz-CT – 3**  
*Thomas Flohr*
- 2 Normale Anatomie des Herzens – 15**  
*Sebastian Leschka und Hatem Alkadhi*
- 3 Normale Anatomie der Koronararterien und Koronaranomalien – 31**  
*Sebastian Leschka*
- 4 Calcium Scoring: Bedeutung und Indikationen – 43**  
*Sebastian Leschka*
- 5 Kontrastmittelprotokolle bei der CT-Koronarangiographie – 49**  
*Stephan Baumüller*
- 6 CT-Koronarangiographie: Genauigkeit und Indikationen – 59**  
*Hatem Alkadhi*
- 7 Triple Rule-Out-CT: Wann und Wie? – 67**  
*Thomas Schertler*
- 8 Strahlendosis bei der Herz-CT: Tipps zur Dosisminimierung – 75**  
*Paul Stolzmann*
- 9 Datennachverarbeitung: MPR, MIP und VR – 83**  
*Thomas Frauenfelder*

*“This page left intentionally blank.”*

# 1 Technische Grundlagen der Herz-CT

*Thomas Flohr*

- 1.1 Aufbau eines CT-Gerätes – 4
- 1.2 Prospektiv EKG-synchronisierte Herz-CT – 4
- 1.3 Retrospektiv EKG-synchronisierte Spiral-CT des Herzens – 7
- 1.4 Dual Source CT – 10
- 1.5 Weiterführende Literatur – 13

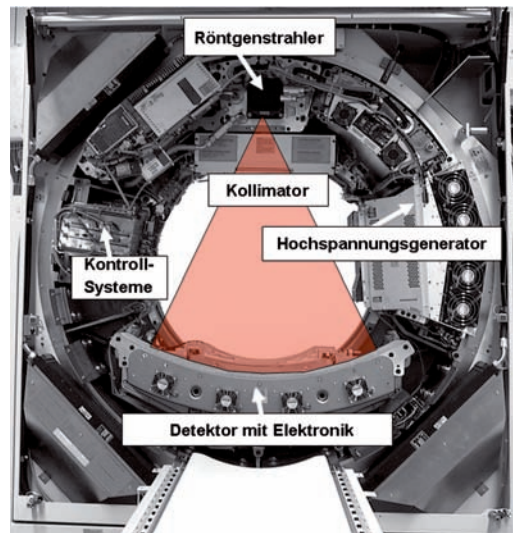
Die Abbildung des Herzens stellt hohe Anforderungen an die Computertomographie (CT). Zum einen ist hohe zeitliche Auflösung erforderlich – je kürzer die Aufnahmezeit eines CT-Bildes ist, desto schärfer wird die bewegte Anatomie des Herzens abgebildet. Zum anderen muss die räumliche Auflösung exzellent sein – idealerweise beträgt sie in jeder Raumrichtung deutlich weniger als einen Millimeter, denn die Koronararterien selbst haben nur wenige Millimeter Durchmesser. Um das Herz phasenkonsistent, z. B. in der diastolischen Ruhephase darzustellen, ist es notwendig, die Datenaufnahme mit dem EKG-Signal des Patienten zu synchronisieren. Zu guter Letzt sollte die Strahlendosis des Patienten bei der Untersuchung so gering wie möglich sein.

Die beiden grundlegenden Untersuchungstechniken für die Herz-CT sind die prospektiv EKG-synchronisierte Sequenzuntersuchung und die retrospektiv EKG-synchronisierte Spiraluntersuchung. Die prospektiv EKG-synchronisierte Sequenz bietet den Vorteil einer sehr geringen Strahlendosis, allerdings mit Einschränkungen bezüglich der maximal zulässigen Herzfrequenz. Die retrospektiv EKG-synchronisierte Spirale ist flexibler einsetzbar und erlaubt neben der Darstellung der Koronargefäße auch zusätzliche funktionale Auswertungen.

Die Aufnahmezeit für ein CT-Bild – der wichtigste Parameter einer Herz-CT Untersuchung – kann mit dual-source CT-Geräten auf Werte unter 100 ms verringert werden. Mit diesen Geräten, die gleichzeitig Daten mit zwei um 90° versetzten Mess-Systemen aufnehmen, ist es möglich, auch Patienten mit höherer Herzfrequenz und mit Arrhythmien zuverlässig zu untersuchen.

## 1.1 Aufbau eines CT-Gerätes

Der Aufbau eines heutigen CT-Gerätes ist in **Abb. 1.1** dargestellt. Der Röntgenstrahler und der gegenüberliegende Detektor sind auf der sogenannten Gantry montiert und rotieren gemeinsam um den Patienten. In einem Mehrschicht CT-Gerät besteht der Detektor aus mehreren in Patientenlängsrichtung angeordneten Detektorzeilen mit je etwa 700–900 Detektorelementen, die ein Messfeld von ca. 50 cm Durchmesser abdecken. Die einzelnen Detektorelemente messen die Röntgenschwächung des Patienten entlang eines Strahls von der Röntgenröhre zum betreffenden Detektorelement. Alle



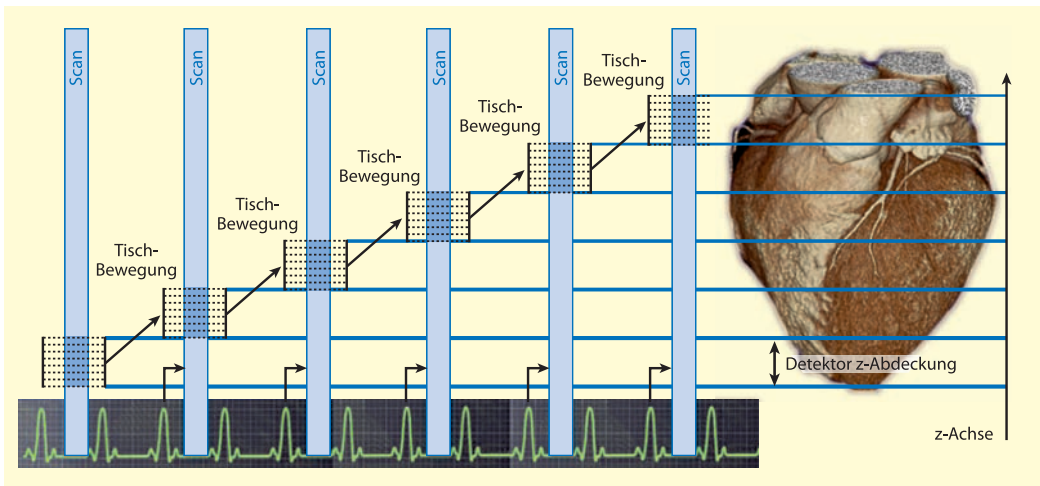
**Abb. 1.1.** Innenansicht eines modernen CT-Gerätes der 3. Generation, in dem das aus Detektor und Röntgenquelle bestehende Mess-System um den Patienten rotiert

Messwerte, die bei einer Winkelposition der Gantry aufgenommen werden, heißen Projektion. Pro Umlauf werden etwa 1000 Projektionen gemessen. Die Umlaufzeit einer modernen CT-Gantry beträgt 0,27–0,35 s. Die Leistung des Röntgenstrahlers liegt im Bereich von 60–120 kW, bei Spannungen zwischen 80 kV und 140 kV. CT-Detektoren bestehen in der Regel aus Szintillatorkristallen. Diese wandeln die auftreffende Röntgenstrahlung in sichtbares Licht um, das in nachgeschalteten Fotodioden detektiert wird. Schlüsselanforderungen für einen geeigneten Szintillator sind hohe Absorptions-Effizienz und kurze Nachleuchtzeit.

## 1.2 Prospektiv EKG-synchronisierte Herz-CT

Die EKG-synchronisierte, sequentielle Untersuchung des Herzens ist ein einfacher Ansatz, der bereits für die Elektronenstrahl-CT (EBCT) eingeführt wurde.

Während der Untersuchung steuert das EKG-Signal des Patienten den Zeitpunkt der Aufnahme axialer CT-Bilder (**Abb. 1.2**). Der Patiententisch wird an die definierte Ausgangsposition (z-Position) gefahren. Die z-Richtung ist die Patientenlängsrichtung.



**Abb. 1.2.** Prinzipdarstellung der EKG-synchronisierten, sequentiellen Datenaufnahme. Das EKG-Signal des Patienten ist unten schematisch dargestellt. Die gestrichelten Linien markieren die z-Positionen der einzelnen Detektorzeilen relativ zum Patienten, in diesem Beispiel für ein 8-Zeilen Gerät. Mit einem vom Benutzer wählbaren zeitlichen Abstand zur vorausgehenden R-Zacke werden Teilumlauf-Datensätze auf-

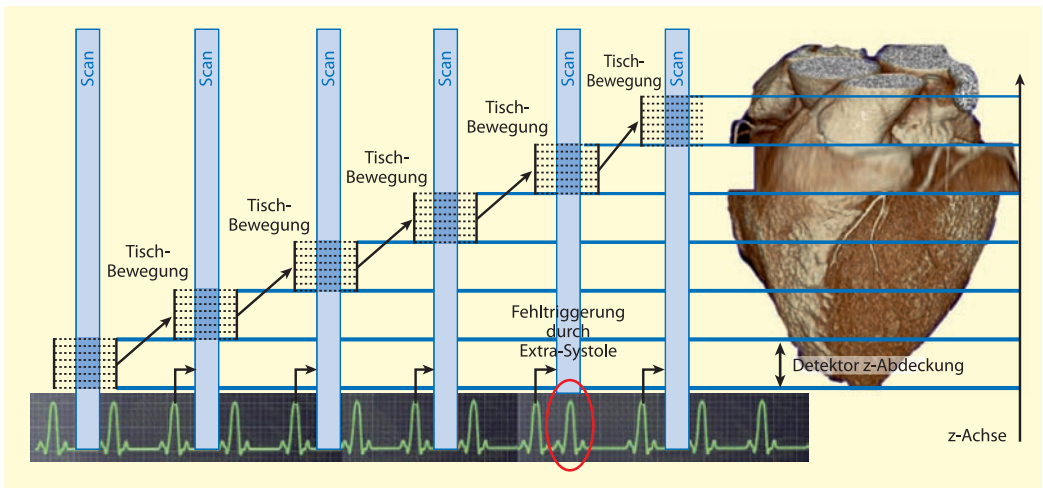
genommen, die als dunkelblaue Rechtecke dargestellt sind. Mit der EKG-synchronisierten Untersuchungstechnik wird das Volumenbild des Herzens aus mehreren entlang der z-Achse aneinandergereihten Teilvolumina aufgebaut, die in aufeinanderfolgenden Herzzyklen erfasst werden. Die Ausdehnung eines Teilvolumenbereiches entspricht der Breite des Detektors im CT-Gerät

tung. In einem vom Benutzer wählbaren zeitlichen Abstand nach einer R-Zacke wird ein axialer CT-Scan ohne Tischbewegung durchgeführt. Dabei nimmt das CT-Gerät eine der aktiven Zeilenanzahl entsprechende Anzahl von CT-Bildern auf, die einen der Detektorbreite entsprechenden Abschnitt des Herzens entlang der z-Achse abdecken. Der Tisch wird nun an die nächste z-Position gefahren, und im entsprechenden zeitlichen Abstand zur nächstmöglichen R-Zacke wird der nächste axiale CT-Scan ausgelöst. Auf diese Weise wird das Herzvolumen sequentiell mit axialen CT-Scans abgedeckt, die jeweils einer Detektorbreite entsprechen. Wegen der notwendigen Zeit für die Tischbewegung kann typischerweise jeder zweite Herzschlag für die Bildgebung genutzt werden (► Kap. 8).

Die zeitliche Auflösung eines CT-Bildes entspricht der Aufnahmezeit der zur Rekonstruktion dieses Bildes verwendeten Datenmenge. Sie darf nicht mit der Gesamtuntersuchungszeit verwechselt werden. So wird z. B. durch den Einsatz breiterer Detektoren die Gesamtuntersuchungszeit verringert, nicht aber die Aufnahmezeit für ein CT-Bild. Zur Optimierung der zeitlichen Auflösung wird pro

Scan ein Teilumlauf-Datenintervall aufgenommen: das entspricht einem Winkelbereich von  $180^\circ$  (ein Halbumlauf) plus dem gesamten Fächerwinkel des Detektors, insgesamt also etwa  $240^\circ$ . Diese Datenmenge ist mindestens zur Rekonstruktion eines CT-Bildes im gesamten Messfeld erforderlich. In der Nähe des Drehzentrums, wo das Herz üblicherweise positioniert wird, reicht ein Halbumlauf an Daten ( $180^\circ$ ) aus. Die zeitliche Auflösung eines Bildes entspricht deshalb der halben Rotationszeit des CT-Scanners, also z. B. 150 ms bei 0,3 s Rotationszeit.

Die EKG-synchronisierte, sequentielle Untersuchung des Herzens ist die Methode mit der geringsten Strahlendosis für den Patienten, denn es werden nur die Daten in der vorgewählten relativen Phase des Herzzyklus gemessen, die dann auch zur Bildrekonstruktion verwendet werden. Dementsprechend wird der Patient auch nur während dieser kurzen Messphasen bestrahlt. Allerdings ist das Verfahren auch wenig flexibel: die gleichzeitige Aufnahme von Daten in verschiedenen Herzphasen, z. B. in der Systole und in der Diastole für Untersuchungen der Herzfunktion ist nicht möglich. Da der Zeitpunkt für den Start des CT-Scans nach einer R-Zacke aus



**Abb. 1.3.** Grenzen der EKG-synchronisierten, sequentiellen Herz-CT. Die Länge des Herzzyklus, in dem ein Scan stattfinden soll, muss aus der mittleren Länge der vorangehenden Herzzyklen abgeschätzt werden, um den Scan in der gewünschten Herzphase auszulösen. Im Falle von Arrhythmien oder Extrasystolen stimmt die abgeschätzte Länge des Herzzyklus nicht mit der tatsächlichen überein, und die Messdaten

werden in der falschen Herzphase aufgenommen. Als Folge treten möglicherweise Stufen oder Bewegungsartefakte in den Bildern auf. Gegenwärtig werden verbesserte Ansätze zur EKG-Synchronisierung eingeführt, die Arrhythmien und Extrasystolen automatisch erkennen, einen Scan gegebenenfalls abbrechen und an der gleichen z-Position wiederholen können

den Längen der vorangehenden Herzzyklen extrapoliert werden muss, stößt die Methode bei Patienten mit Arrhythmien oder Extrasystolen an ihre Grenzen (Abb. 1.3).

Für Patienten mit niedrigerer Herzfrequenz und regelmäßigem Herzschlag lassen sich bei der CT-Koronarangiographie Strahlendosiswerte von etwa 1–3 mSv erreichen (Kap. 8). Neuere Entwicklungen erlauben es, das Anwendungsspektrum EKG-synchronisierter, sequentieller Untersuchungstechniken weiter auszudehnen. So kann z. B. bei Auftreten einer Extrasystole die Datenaufnahme abgebrochen und automatisch an der gleichen z-Position im nächsten normalen Herzzyklus wiederholt werden, oder das Datenaufnahme-Intervall wird über den Bereich eines Teilumlaufs hinaus vergrößert, um retrospektiv die Phasenlage der rekonstruierten Bilder im Herzzyklus optimieren zu können.

#### Tipps

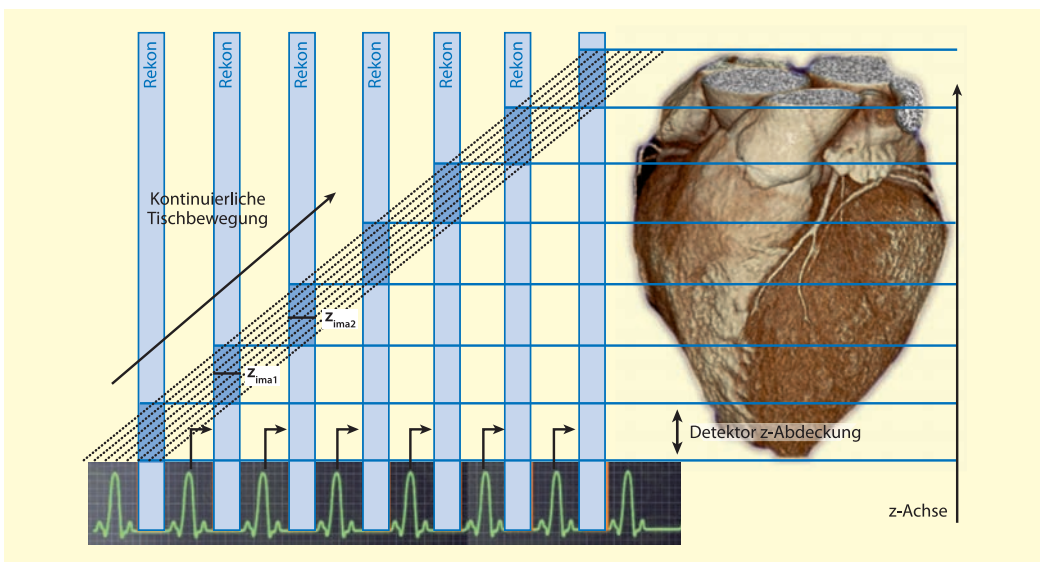
- Für Patienten mit niedrigerer Herzrate und regelmäßigem Herzschlag ist die EKG-synchronisierte, sequentielle CT-Untersuchung des Herzens die Methode der Wahl zur Minimierung der Strahlendosis.
- Die Zeitauflösung der Bilder entspricht der halben Rotationszeit, die Abdeckung pro Herzschlag der Detektorbreite des CT-Scanners.
- Bei der Wahl der Phasenlage der Datenaufnahme im Herzzyklus ist die unterschiedliche Definition der Hersteller zu beachten: während Siemens den Startpunkt des erfassten Datenintervalls definiert, legen andere Hersteller dessen Mitte fest (Kap. 13).

### 1.3 Retrospektiv EKG-synchronisierte Spiral-CT des Herzens

Bei retrospektiv EKG-synchronisierten Untersuchungen wird das Herz mit einem Spiralscan abgedeckt, bei dem der Tisch kontinuierlich bewegt wird und kontinuierlich Messdaten erfasst werden. Parallel dazu wird das EKG des Patienten aufgezeichnet. Es dient nach der Datenaufnahme zur retrospektiven Auswahl derjenigen Segmente aus dem Spiraldaten-satz, die in den verschiedenen Herzschlägen jeweils in der gleichen, vom Benutzer gewünschten Phase des Herzzyklus gemessen wurden und deshalb zur Bildrekonstruktion herangezogen werden (► Kap. 8). **Abb. 1.4** zeigt das Prinzip der retrospektiv EKG-synchronisierten Spiral-CT des Herzens. Anders als bei prospektiv EKG-synchronisierten Techniken können Daten aus jedem Herzzyklus zur Bildrekonstruktion verwendet werden, die gesamte Scanzeit für das Herzvolumen ist deshalb mit retrospektiv EKG-gegateter Spiral-CT kürzer.

Typischerweise besteht die Bildrekonstruktion für die EKG-synchronisierte Spiral-CT aus zwei Schritten. Zunächst werden durch Spiralinterpolation Daten in den gewünschten Bildebenen erzeugt, dann schließt sich eine Teilumlauf-Rekonstruktion ähnlich wie bei der prospektiv EKG-synchronisierten sequentiellen CT an, um die Datenmenge pro Bild zu minimieren und so die Zeitauflösung zu optimieren.

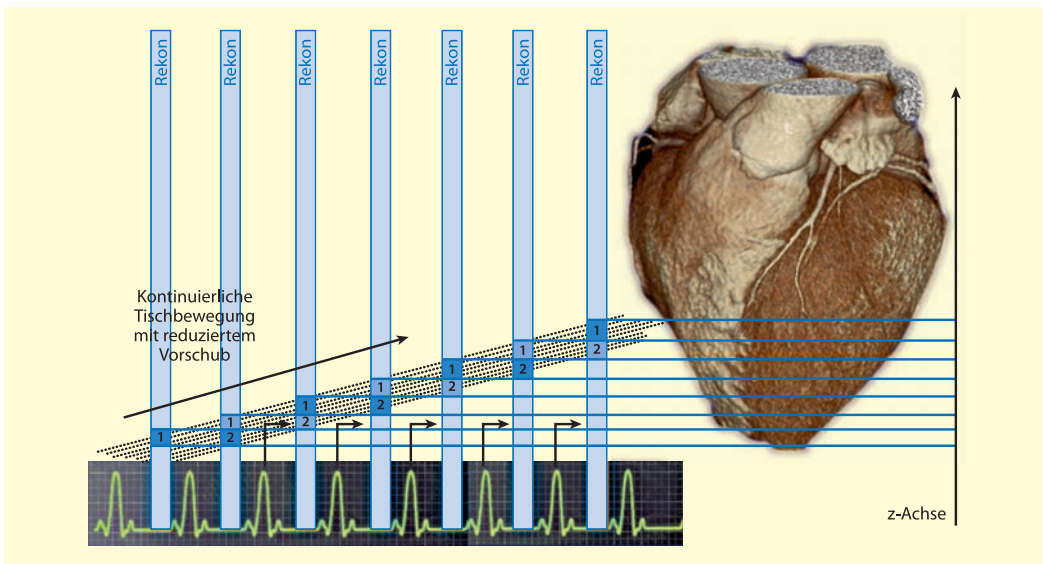
In der klinischen Praxis werden sowohl Ein-Segment als auch Mehr-Segment Ansätze verwendet. Bei einer Ein-Segment Rekonstruktion entsteht jedes Bild aus einem Teilumlauf-Datenintervall, das in einem Herzschlag aufgenommen wird. Die zeitliche Auflösung entspricht deshalb wie bei der EKG-synchronisierten, sequentiellen CT der halben Umlaufzeit des CT-Scanners. Bei einer Mehr-Segment Rekonstruktion wird das Teilumlauf-Datenintervall in mehrere kleinere Intervalle unterteilt, in der Regel zwei bis vier, die in aufeinanderfolgenden Herzzyklen erfasst werden (**Abb. 1.5**). Jedes dieser



**Abb. 1.4.** Prinzipdarstellung der EKG-synchronisierten Spiral-CT. Das EKG-Signal des Patienten ist unten schematisch dargestellt. Die gestrichelten Linien markieren die z-Positionen der einzelnen Detektorzeilen relativ zum Patienten, in diesem Beispiel für ein 8-Zeilen Gerät. Der Tisch bewegt sich kontinuierlich, und es werden kontinuierlich Messdaten erfasst. Zur Bildrekonstruktion werden nur Messdaten herangezogen, die in einem vom Benutzer wählbaren zeitlichen Abstand zur vorausgehenden R-Zacke aufgenommen wurden (in der Abbil-

dung als dunkelblaue Rechtecke für eine Ein-Segment Rekonstruktion markiert). Die beiden horizontalen schwarzen Linien deuten zwei Bildpositionen  $z_{ima1}$  und  $z_{ima2}$  an. Weil aufgrund der kontinuierlichen Tischbewegung in den Bildebenen kein vollständiger Teilumlauf-Datensatz vorliegt, müssen die Daten an den gewünschten z-Positionen durch Spiralinterpolation erzeugt werden. Um das Herz in jeder Herzphase ohne Abtastlücken abzubilden, ist eine Anpassung des Tischvorschubs an die Herzfrequenz des Patienten erforderlich.





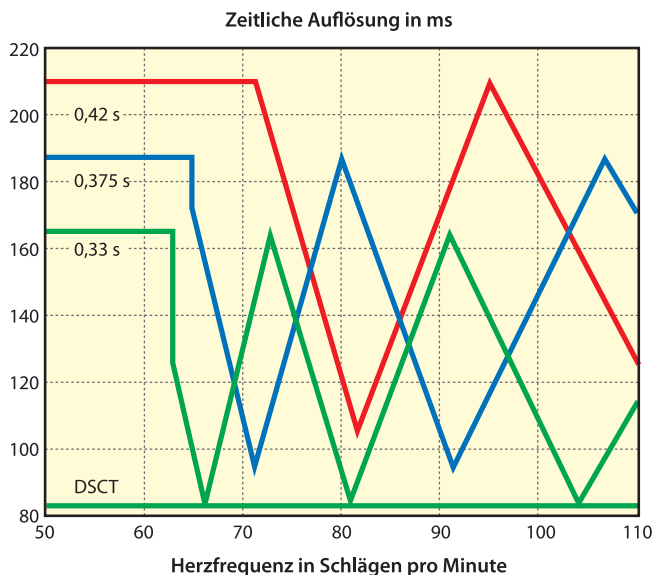
**Abb. 1.5.** Prinzipdarstellung der EKG-gegateten Spiral-CT mit Zwei-Segment-Rekonstruktion. Zwei Datenintervalle aus der gleichen Herzphase zweier aufeinanderfolgender Herzzyklen des Patienten (in der Abbildung bezeichnet mit »1« und »2«) werden zum Teilumlauf-Datenintervall zusammengefügt. Um die zeitliche Auflösung der Bilder zu verbessern, muss jedes der Unterintervalle kürzer sein als das vollständige

Teilumlauf-Datenintervall, woraus sich bestimmte Anhängigkeiten zwischen der Herzfrequenz des Patienten und der Rotationszeit des CT-Scanners ergeben. Verglichen mit Ein-Segment-Rekonstruktionsansätzen (► Kap. 4) ist eine Reduktion des Tischvorschubs (Pitch) erforderlich, denn nun müssen an jeder z-Position des Herzens Messdaten während zweier Herzzyklen aufgenommen werden

kleineren Intervalle erfordert eine kürzere Aufnahmezeit, und wenn sie alle phasenrichtig in der gleichen Herzphase des Patienten gemessen werden, verbessert sich insgesamt die zeitliche Auflösung des Bildes.

Allerdings darf für die Wirksamkeit dieser Methode die Herzfrequenz des Patienten nicht mit Vielfachen der Rotationsfrequenz des CT-Scanners übereinstimmen. Zwei Voraussetzungen müssen erfüllt sein: zum einen müssen die Projektionswinkel der Start- und Endprojektionen der jeweiligen Unterintervalle zusammenpassen, damit durch Aneinanderfügen das gesamte Teilumlauf-Datenintervall aufgebaut werden kann. Für eine Zwei-Segment-Rekonstruktion z. B. muss der Startprojektions-Winkel des zweiten Unterintervalls dem Endprojektions-Winkel des ersten entsprechen, oder umgekehrt. Zum anderen dürfen alle Unterintervalle nur Messdaten aus der gleichen Herzphase enthalten, damit die gesamte »Belichtungszeit« pro Bild reduziert wird. Wenn die Länge eines Herzschlags ein Vielfaches der Rotationszeit des CT-Scanners ist, wider-

sprechen sich beide Anforderungen. Bei einem Patienten mit einer konstanten Herzfrequenz von zum Beispiel 60 Schlägen pro Minute, der mit einem CT-Scanner mit 0,5 s Rotationszeit untersucht wird, entspricht die gleiche Herzphase immer dem gleichen Projektionswinkelbereich. Das Teilumlauf-Datenintervall kann deshalb nicht in kleinere, sich ergänzende Intervalle aus verschiedenen Herzzyklen unterteilt werden. In diesem Fall wird auch bei Anwendung von Mehr-Segment-Algorithmen die zeitliche Auflösung nicht besser sein als die Hälfte der Rotationszeit. Im besten Fall verhalten sich die Herzfrequenz des Patienten und die Rotationszeit des CT-Scanners so, dass das Teilumlauf-Datenintervall bei einer N-Segment-Rekonstruktion in N gleiche Unterintervalle aufgeteilt werden kann, deren Aufnahmezeit gerade das  $1/(2N)$ -fache der Rotationszeit ist. Mit einem Zwei-Segment-Algorithmus lässt sich so eine zeitliche Auflösung von einem Viertel der Rotationszeit erreichen, mit einem Vier-Segment-Algorithmus ein Achtel der Rotationszeit. Allerdings ist die zeitliche Auflösung – wie eben aus-



**Abb. 1.6.** Zeitliche Auflösung als Funktion der Herzfrequenz für CT-Geräte mit Ein-Segment und Zwei-Segment-Rekonstruktionen bei verschiedenen Rotationszeiten. Bei dem hier dargestellten »Adaptive Cardio Volume ACV« Rekonstruktionsverfahren wird – abhängig von der Herzfrequenz des Pa-

tienten – automatisch zwischen Ein-Segment Rekonstruktion bei niedrigen Herzraten und Zwei-Segment Rekonstruktionen bei höheren Herzraten umgeschaltet. Mit eingezeichnet ist die zeitliche Auflösung für ein dual-source CT mit 0,33 s Rotationszeit – sie beträgt herzfrequenzunabhängig 83 ms

geführt – nicht für alle Herzfrequenzen gleich: es gibt wenige »optimale« Herzraten mit bestmöglicher zeitlicher Auflösung, dazwischen andere Herzraten, bei denen die zeitliche Auflösung nicht über die halbe Gantry-Rotationszeit hinaus verbessert werden kann.

Abb. 1.6 zeigt den Verlauf der zeitlichen Auflösung mit Ein-Segment und Zwei-Segment Rekonstruktion bei verschiedenen Rotationszeiten des CT-Scanners als Funktion der Herzfrequenz des Patienten.

Um das Herz in jeder Herzphase ohne Abtastlücken abzubilden, ist eine Anpassung des Tischvorschubs an die Herzfrequenz des Patienten erforderlich. Der Tischvorschub in einer Spiral-CT Untersuchung wird durch den Pitch bestimmt.

#### Tipps

- Der Pitch ist definiert als: Tischvorschub pro Umdrehung dividiert durch die gesamte bestrahlte Breite des Detektors in der z-Richtung.

Typischerweise muss der Pitch im Vergleich zu nicht EKG-synchronisierten Spiraluntersuchungen stark reduziert werden. Bei Ein-Segment Rekonstruktionen sind Werte zwischen 0,2 und 0,3 üblich, wobei niedrige Herzfrequenzen mit niedrigen Pitchwerten einhergehen, während bei höheren Herzraten auch der Pitch entsprechend erhöht werden kann. Mehr-Segment Algorithmen erfordern bei gleicher Herzfrequenz verglichen mit Ein-Segment Rekonstruktion eine weitere signifikante Verringerung der Vorschubgeschwindigkeit. Je größer N ist, desto stärker muss der Pitch reduziert werden, damit eine lückenlose Volumenabtastung während jeder Herzphase in N Herzschlägen gewährleistet ist. Als Folge erhöht sich die Strahlendosis für den Patienten. Mehr-Segment Algorithmen werden deshalb meist nur bei höheren Herzfrequenzen eingesetzt.

Darüber hinaus funktionieren Mehr-Segment Ansätze nur dann gut, wenn das Herz vollkommen gleichmäßig schlägt. Bei Patienten mit Arrhythmien und Extrasystolen lässt sich in der Regel die Bildqualität nicht signifikant steigern. Bei manchen CT-Scannern wird automatisch – abhängig von der

Herzfrequenz des Patienten – zwischen Ein-Segment Rekonstruktion bei niedrigen Herzraten und Zwei-Segment Rekonstruktion bei höheren Herzraten umgeschaltet. Bei anderen CT-Scannern kann die Rotationszeit in mehreren Stufen an die Herzfrequenz des Patienten angepasst werden, um Situationen zu vermeiden, in denen durch Mehr-Segment Rekonstruktion die zeitliche Auflösung nicht verbessert wird. Auch hierfür muss der Herzschlag regelmäßig und vorhersehbar sein. Starke Herzratenvariabilität führt zu reduzierter Bildqualität selbst mit 64-Zeilen CT-Geräten mit 0.3–0.33 s Rotationszeit.

Die EKG-synchronisierte Spiral-CT erlaubt Bildrekonstruktionen zu verschiedenen Herzphasen und so die retrospektive Optimierung der Bildqualität durch Auswahl derjenigen Herzphasen, bei denen am wenigsten Bewegungsartefakte auftreten. Bei manchen CT-Scannern kann diese Optimierung inzwischen automatisch durch entsprechende Software durchgeführt werden.

Neben der morphologischen Information über das Herz und die Koronararterien lassen sich durch Rekonstruktionen in End-Diastole und End-Systole auch Aussagen über die Pumpfunktion oder Herzklappenfunktion gewinnen (► Kap. 17 und ► Kap. 18).

Bei Arrhythmien und Extrasystolen kann das Editieren des EKG-Signals (z. B. Löschen oder Verschieben bestimmter R-Zacken) immer noch zu brauchbaren Bildergebnissen führen (► Kap. 13), während solche Techniken für die EKG-synchronisierte, sequentielle CT momentan nicht gleichwertig verfügbar sind.

Mit Hilfe von EKG-synchronisierten Dosismodulationstechniken (sog. »EKG-Pulsing«) lässt sich die Patientendosis deutlich verringern (► Kap. 8). Während des Spiralscans wird der Strom der Röntgenröhre gemäß dem EKG des Patienten moduliert: er erreicht den voreingestellten Nominalwert nur während einer vom Benutzer definierten Phase des Herzzyklus, die dann auch zur Bildrekonstruktion herangezogen wird (► Kap. 13). Während der restlichen Zeit wird der Röhrenstrom auf Werte zwischen 4% und 25% des Nominalwertes abgesenkt.

EKG-gesteuerte Dosismodulation erfordert die Vorhersage der Länge des kommenden Herzzyklus aus den vorhergehenden und stößt deshalb – ähnlich wie die EKG-synchronisierte, sequentielle Bildge-

bung – auf ihre Grenzen bei Patienten mit Arrhythmien. Seit einiger Zeit haben verschiedene Hersteller jedoch auch Dosismodulations-Verfahren realisiert, die flexibel auf Arrhythmien und Extrasystolen reagieren und so das klinische Anwendungsspektrum dieser Technik deutlich erweitern.

#### Tipps

- Die EKG-synchronisierte Spiral-CT Untersuchung des Herzens ist eine sehr flexible Methode, die wegen der Möglichkeit zur retrospektiven Optimierung der Rekonstruktionsphase auch für *schwierigere* Patienten geeignet ist. Zusätzlich zur Abbildung der Morphologie des Herzens lassen sich Aussagen zur Herzfunktion treffen.
- Nachteil der EKG-synchronisierten Spiral-CT ist die im Vergleich zur prospektiv EKG-synchronisierten, sequentiellen CT höhere Strahlendosis. Diese kann wiederum durch EKG-gesteuerte Dosismodulation erheblich verringert werden. Die EKG-gesteuerte Dosismodulation sollte deshalb immer verwendet werden.
- Bei der Ein-Segment Rekonstruktion der CT-Bilder beträgt deren zeitliche Auflösung die Hälfte der Rotationszeit. Mit Mehr-Segment Rekonstruktionen lässt sich die zeitliche Auflösung verbessern, diese ist dann aber nicht konstant, sondern hängt von der Herzfrequenz des Patienten ab.
- Mehr-Segment Rekonstruktionen erfordern einen verringerten Tischvorschub und sind daher mit einer höheren Strahlendosis assoziiert. In der klinischen Praxis sollten bei Patienten mit hinreichend niedriger Herzfrequenz Ein-Segment Rekonstruktionen, bei Patienten mit höheren Herzfrequenzen maximal Zwei-Segment Rekonstruktionen verwendet werden.

## 1.4 Dual Source CT

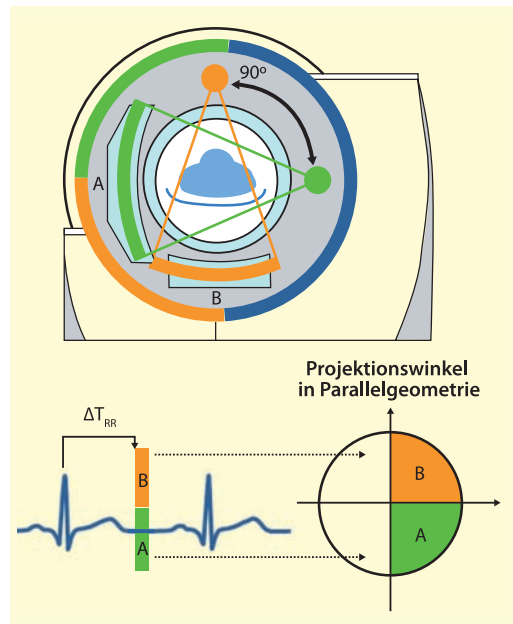
Die Verringerung der Aufnahmezeit pro Bild und damit die Verbesserung der zeitlichen Auflösung sind die wichtigsten Maßnahmen, um die Robust-

heit und die diagnostische Qualität der Herz-CT in der klinischen Routine zu steigern. Unzureichende zeitliche Auflösung manifestiert sich nicht nur in offensichtlichen Bewegungsartefakten, sondern auch in einer unscharfen Abbildung kleiner Strukturen. Ein Teil des »bloating«-Problems geht auf Bewegungsunschärfe zurück: durch die vergrößerte, unscharfe Darstellung kleiner Kalzifikationen in CT-Bildern der Koronararterien wird die Beurteilung des Lumens erschwert. Um zeitliche Auflösung besser als 100 ms klinisch stabil ohne Mehr-Segment Ansätze und ohne Abhängigkeit von der Herzfrequenz des Patienten zu erreichen, sind bei konventionellen CT-Systemen Gantry-Rotationszeiten von weniger als 0,2 s erforderlich. Gleichzeitig müsste zur Aufrechterhaltung adäquater Dosisreserven die Leistung des Röntgenstrahlers auf mehr als 150 kW erhöht werden. Beides ist aus heutiger technischer Sicht kaum realisierbar.

Eine Alternative dazu sind CT-Geräte mit mehreren gegeneinander versetzten Mess-Systemen, die gleichzeitig Daten erfassen. Das im Jahr 2005 eingeführte dual-source CT enthält zwei aus Röntgenstrahler und Detektor bestehende Mess-Systeme, die um 90° versetzt in der Gantry angebracht sind (■ Abb. 1.7). Ein Detektor bildet das gesamte Messfeld mit 50 cm Durchmesser ab, der andere ist aus Platzgründen auf ein kleineres Messfeld (26 cm Durchmesser) beschränkt. Beide Detektoren nehmen gleichzeitig 64 überlappende 0,6 mm Schichten durch Einsatz eines z-Springfokus auf. Die Rotationszeit des Scanners beträgt 0,33 s.

Der wesentliche Vorteil eines dual-source Systems für die Abbildung des Herzens ist die auf ein Viertel der Rotationszeit verringerte Aufnahmezeit pro CT-Bild. In der Nähe des Drehzentrums reicht ein Halbumbau an Daten (180°) für die Bildrekonstruktion aus. Durch den Winkelversatz von 90° zwischen beiden Detektoren kann dieser Halbumbau aus zwei Viertelumläufen zusammengesetzt werden, die von den beiden Mess-Systemen gleichzeitig an der gleichen z-Position des Herzens aufgenommen werden. Damit verbessert sich die zeitliche Auflösung auf ein Viertel der Rotationszeit (83 ms bei 0,33 s Rotationszeit).

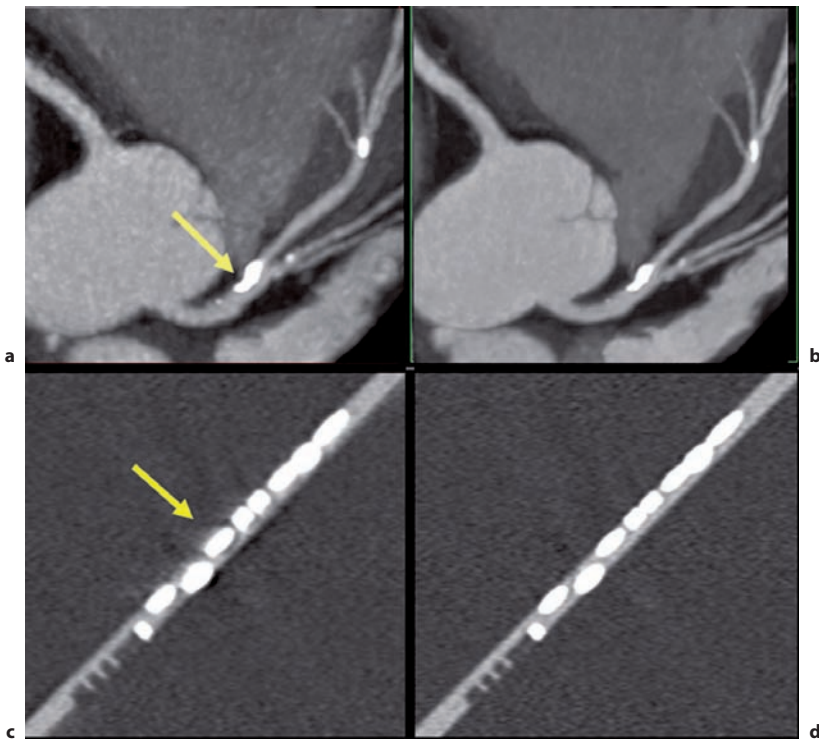
Anders als mit Mehr-Segment Rekonstruktionsansätzen tragen zu jedem Bild nur Daten aus einem Herzzyklus bei, die zeitliche Auflösung ist also



■ **Abb. 1.7.** Schematische Darstellung eines dual-source CT-Gerätes. Zwei um 90° versetzte Mess-Systeme A und B, bestehend aus Röntgenstrahler und Detektor, nehmen gleichzeitig Messdaten auf. Das zur Rekonstruktion eines CT-Bildes erforderliche Halbumbau-Datenintervall in einer vordefinierten Phase des Herzzyklus (das z. B. mit einer Zeitdifferenz  $\Delta T_{RR}$  nach der R-Zacke beginnt) wird aus zwei Viertelumläuf-Datenintervallen zusammengesetzt (hier grün und orange markiert), die gleichzeitig von beiden Detektoren gemessen werden

unabhängig von der Herzfrequenz des Patienten (■ Abb. 1.6). Zahlreiche klinische Studien haben inzwischen gezeigt, dass mit der dual-source CT die Untersuchung der Koronararterien in sehr guter Qualität auch bei Patienten mit hohen Herzfrequenzen und irregulärem Herzschlag möglich ist (► Kap. 6). Auf die Verabreichung von beta-Blockern zur Verringerung der Herzfrequenz und zur Stabilisierung des Herzschlags kann dabei weitgehend verzichtet werden (► Kap. 10). Durch die verbesserte zeitliche Auflösung ergibt sich eine signifikante Verringerung des *bloomings* durch Calcium und somit eine schärfere Demarkierung von Kalzifikationen (■ Abb. 1.8).

Bei dual-source CT-Geräten werden verschiedene Techniken zur Dosisreduktion angewandt. Speziell geformte Vorfilter reduzieren die Patientendosis



**Abb. 1.8a–d.** Verbesserte Darstellung von Kalzifikationen (verringertes Ca-Blooming) als Folge verbesserter zeitlicher Auflösung. Kalzifizierte linke Koronararterie eines Patienten, der einmal mit einem 64-Zeiler mit 165 ms zeitlicher Auflösung untersucht wurde (**a**), in der Folge dann mit einem dual-source CT-Gerät mit 83 ms zeitlicher Auflösung (**b**). Die räumliche Auf-

lösung beider Systeme ist vergleichbar (Bilder mit freundlicher Genehmigung von Prof. Dr. S. Achenbach, Universität Erlangen, Deutschland). Dieses klinische Ergebnis stimmt mit Studien an computersimulierten, bewegten Koronararterien überein, die mit gleicher räumlicher, aber verschiedener zeitlicher Auflösung abgebildet wurden (**c**) 165 ms, (**d**) 83 ms

außerhalb des zentralen Herzbereichs. Durch den ausschließlichen Einsatz der Ein-Segment Rekonstruktion kann der Tischvorschub mit zunehmender Herzfrequenz deutlich erhöht werden, damit verringert sich die Strahlenbelastung für den Patienten. Der Pitch variiert dabei zwischen 0.2 bei niedrigen und 0.5 bei hohen Herzfrequenzen. EKG-gesteuerte Dosismodulationstechniken mit an die Herzrate angepasster Länge des Hochdosis-Plateaus und flexibler Reaktion auf Arrhythmien sind für den klinischen Routineeinsatz verfügbar (► Kap. 13).

Gegenwärtig wird das dual-source Prinzip weiterentwickelt durch:

- Einsatz von Detektoren mit größerer Breite in z-Richtung
- Vergrößerung des Messfeldes des kleineren Detektors

- Weitere Erhöhung der Gantry-Rotationsgeschwindigkeit
- Einführung einer speziellen Untersuchungstechnik, welche mit sehr hohen Pitchwerten von bis zu 3.2 die Untersuchung des gesamten Herzvolumens in etwa 0.25 s ermöglicht, mit deutlich weniger als 100 ms Aufnahmezeit pro CT-Bild

#### Tipps

- Dual-source CT-Geräte bieten durch den Einsatz von zwei um 90° versetzten Mess-Systemen eine zeitliche Auflösung von einem Viertel der Rotationszeit (83 ms bei 0.33 s Rotationszeit).



- Diese zeitliche Auflösung ist unabhängig von der Herzfrequenz.
- Dual-source CT-Geräte erlauben die zuverlässige Untersuchung von Patienten mit hoher Herzrate und arrhythmischem Herzschlag. Auf den Einsatz von beta-Blockern kann in der Regel verzichtet werden.
- Durch die Verbesserung der zeitlichen Auflösung verringern sich *blooming*-Artefakte.
- Bei der EKG-synchronisierten Spiral-CT mit dual-source Geräten ist der Einsatz der EKG-gesteuerten Dosismodulation unabdingbar zur Verringerung der Strahlendosis.
- Die Breite des Nominaldosisplateaus sollte an die jeweilige Herzfrequenz des Patienten angepasst werden: Von 60–70% bei Herzraten <60 Schlägen pro Minute, 60–80% bei 60–70 Schlägen pro Minute, 55–80% bei 70–80 Schlägen pro Minute, und 30–80% bei Herzraten >80 Schlägen pro Minute (► Kap. 13).

## 1.5 Weiterführende Literatur

- Flohr TG, McCollough CH, Bruder H, et al. First performance evaluation of a dual-source CT (DSCT) system. *Eur Radiol* 2006;16:256-268.
- Flohr TG, Schaller S, Stierstorfer K, et al. Multi-detector row CT systems and image-reconstruction techniques. *Radiology* 2005;235:756-773.
- Matt D, Scheffel H, Leschka S, et al. Dual-source CT coronary angiography: image quality, mean heart rate, and heart rate variability. *AJR Am J Roentgenol* 2007;189:567-573.
- Ohnesorge B, Flohr T, Becker CR, et al. Cardiac Imaging by Means of Electrocardiographically Gated Multisection Spiral CT: Initial Experience. *Radiology* 2000;217:564-571.

*“This page left intentionally blank.”*

# 2 Normale Anatomie des Herzens

*Sebastian Leschka und Hatem Alkadhi*

## 2.1 Oberflächenanatomie des Herzens – 16

## 2.2 Herzhöhlen – 17

2.2.1 Vorhöfe – 17

2.2.2 Ventrikel – 20

## 2.3 Herzklappen – 24

2.3.1 Mitralklappe – 24

2.3.2 Aortenklappe – 25

## 2.4 Perikard – 25

## 2.5 Normale Anatomie der Pulmonalvenen und anatomische Normvarianten – 26

## 2.6 Anatomie der Herzvenen – 27

## 2.7 Weiterführende Literatur – 29

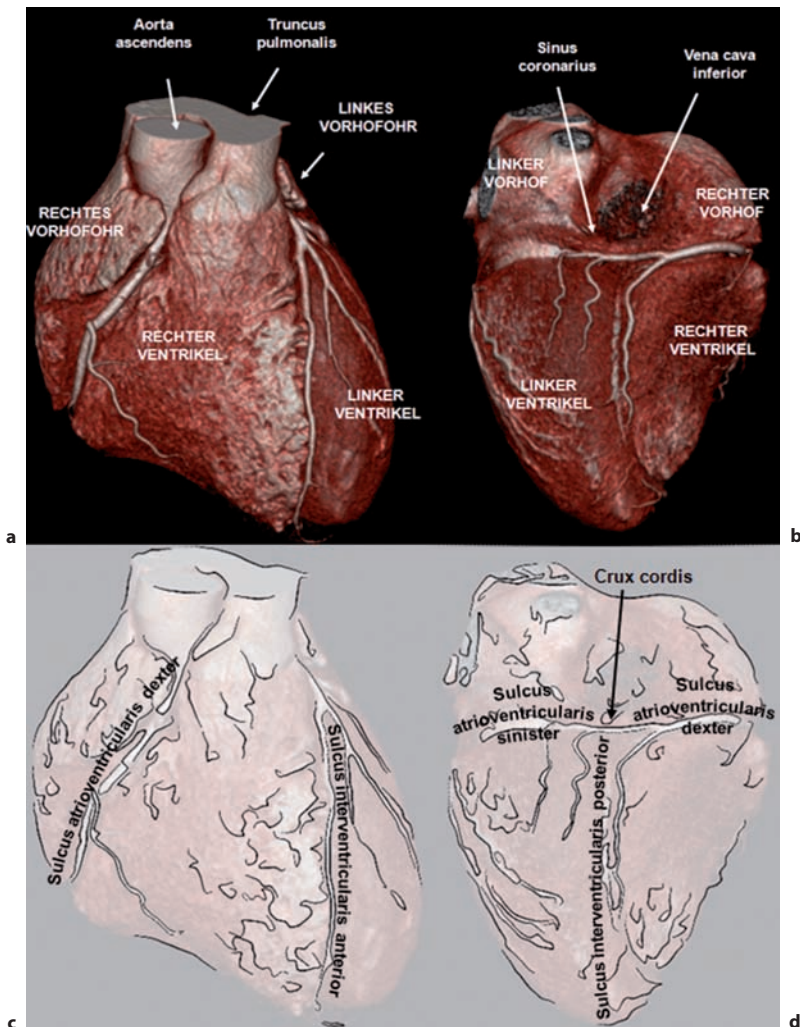


Die Herz-CT wird primär für die Beurteilung der Koronararterien durchgeführt. Dennoch finden sich im CT-Datensatz auch detaillierte morphologische Informationen über die anatomischen Strukturen des Herzens. Folgende anatomische kardiale Strukturen sollten daher bei der Befundung einer Herz-CT mitbeachtet werden:

- Die Herzhöhlen,
- die Herzklappen,
- das Perikard,
- die Pulmonalvenen und
- die Herzvenen.

## 2.1 Oberflächenanatomie des Herzens

VR-Rekonstruktionen stellen die Oberflächenanatomie des Herzens am genauesten dar (■ Abb. 2.1), sind aber nicht geeignet zur morphologischen Beurteilung der kardialen Binnenstrukturen. Die grobe Beurteilung des Herzens mit den einzelnen Herzhöhlen (linker und rechter Vorhof, linker und rechter Ventrikel), der Vorhofohren und der zuführenden Venen (obere und untere Hohlvene, Sinus



■ **Abb. 2.1a–d.** Oberflächenanatomie der Herzens. Die VR-Bilder in der oberen Bildhälfte zeigen die Oberflächenstrukturen in einer Ansicht von anterior (**a**) und von diaphragmal (**b**).

Die Schemazeichnungen in der unteren Bildhälfte zeigen die *Sulci atrioventriculares* und *Sulci interventriculares* von anterior (**c**) und von diaphragmal (**d**)

coronarius) sowie der abgehenden großen mediastinalen Arterien (Aorta ascendens, Truncus pulmonalis) ist jedoch möglich. Zwischen rechtem Vorhof und rechtem Ventrikel zeigt sich als flache Furche der *Sulcus atrioventricularis dexter*, in welchem die rechte Koronararterie verläuft. Zwischen linkem Vorhof und linkem Ventrikel ist der *Sulcus atrioventricularis sinister*, welcher den Ramus circumflexus enthält. Zwischen dem linken und rechten Ventrikel befindet sich an der Vorderseite des Herzens der *Sulcus interventricularis anterior* und an der diaphragmalen Seite der *Sulcus interventricularis posterior*; in jedem Sulcus verläuft der gleichnamige Ramus. An der diaphragmalen Seite des Herzens bilden der Sulcus interventricularis posterior und die beiden Sulci atrioventriculares ein unvollständiges Kreuz, welches als *Crux cordis* bezeichnet wird. In unmittelbarer Nähe zu dieser Stelle befindet sich der Abgang des Ramus interventricularis posterior und die Mündung des Sinus coronarius in den rechten Vorhof.

2.2 Herzhöhlen

Die Identifikation der vier Herzhöhlen folgt unabhängig von ihrer räumlichen Lage im Thorax nach definierten morphologischen Kriterien (■ Tab. 2.1).

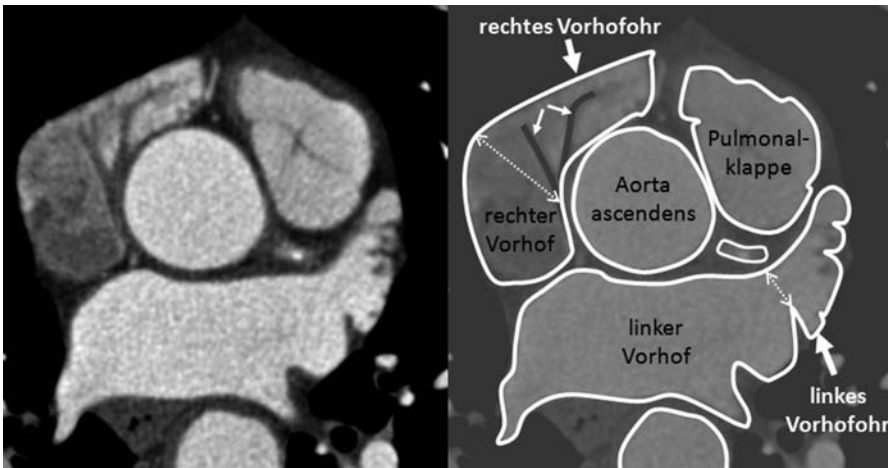
2.2.1 Vorhöfe

Die Unterscheidung zwischen morphologisch linkem und rechtem Vorhof erfolgt anhand der Vorhofohren (■ Abb. 2.2): Das rechte Vorhofohr hat eine dreieckige Form, weist eine breite Öffnung zum Vorhof auf und hat häufig prominente Mm. pectinati. Das linke Herzohr ist dagegen durch eine fingerförmige Konfiguration und einer engen Öffnung zum Vorhof charakterisiert.

Rechter Vorhof

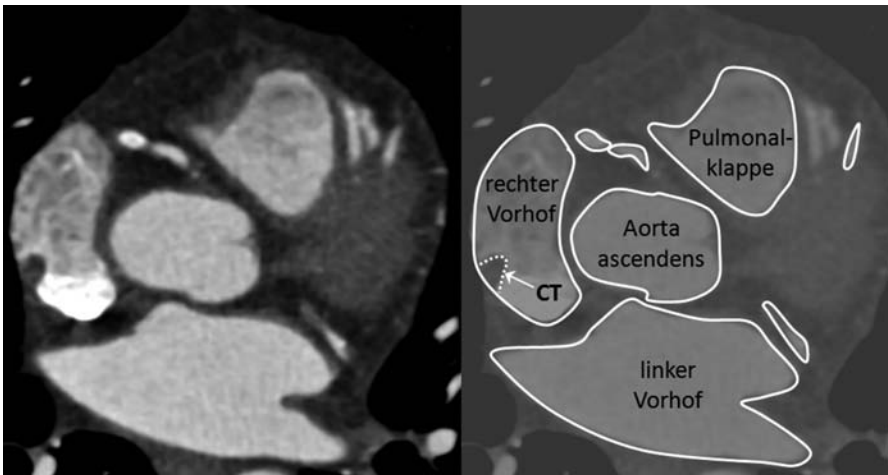
Der rechte Vorhof verbindet das systemische venöse System mit dem rechten Ventrikel. Drei sys-

■ <b>Tab. 2.1.</b> Morphologische Kriterien zur Identifikation der vier Herzhöhlen	
<b>Rechter Vorhof</b>	<b>Linker Vorhof</b>
Morphologisches Hauptmerkmal:	
<b>Rechtes Vorhofohr</b>	<b>Linkes Vorhofohr</b>
<ul style="list-style-type: none"><li>— weite Öffnung zum rechten Vorhof</li><li>— dreieckige Form</li><li>— große Mm. pectinati</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>— schmale Öffnung zum linken Vorhof</li><li>— fingerförmig</li><li>— kleine Mm. pectinati</li></ul>
Wichtige anatomische Strukturen:	
<ul style="list-style-type: none"><li>— Sinus coronarius (Thebesische Klappe)</li><li>— Hohlvenenmündung (Eustachische Klappe)</li><li>— Crista terminalis</li><li>— Cavo-trikuspider Isthmus</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>— Pulmonalvenenmündung</li></ul>
<b>Rechter Ventrikel</b>	<b>Linker Ventrikel</b>
Morphologisches Hauptmerkmal:	
grobe Trabekularisierung	feine Trabekularisierung
Weitere morphologische Unterscheidungskriterien:	
<ul style="list-style-type: none"><li>— Papillarmuskeln (4–5) vom Septum und der parietalen Wand</li><li>— Muskelring zwischen rechtsventrikulärer Ein- und Ausstrombahn</li><li>— Moderatorband</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>— Papillarmuskeln (2) nur von der parietalen Wand</li><li>— Fibröse Trennung von linksventrikulärer Ein- und Ausstrombahn</li></ul>



**Abb. 2.2.** Axiale Schicht auf Höhe der Vorhöfohren. Das rechte Vorhof ist gekennzeichnet durch eine weite Öffnung zum rechten Vorhof, eine dreieckige Form und das Vorhanden-

sein von Mm. pectinati (*kleine Pfeile*). Das linke Vorhof hat eine schmale Öffnung zum linken Vorhof, ist fingerförmig und hat nur kleine – in der CT oft nicht sichtbare – Mm. pectinati



**Abb. 2.3.** Axiale Schicht auf Höhe der Aortenklappe. An der dorso-lateralen Wand Darstellung einer vertikal orien-

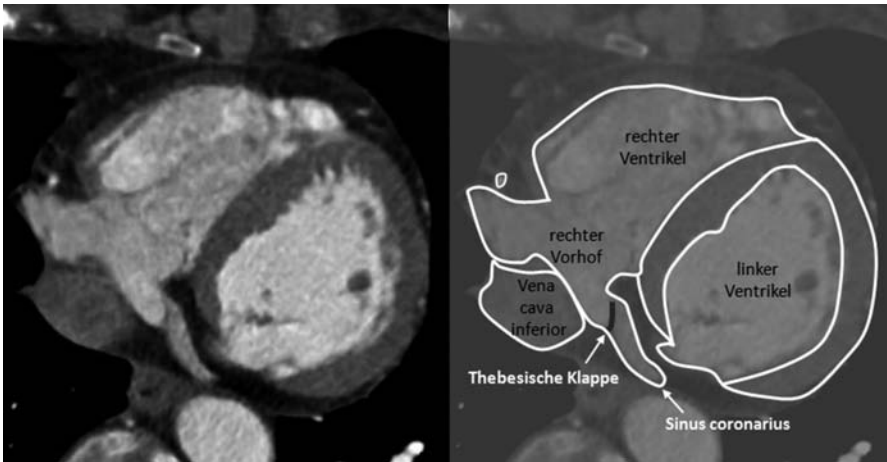
tierten Muskelbrücke. Diese zieht von der oberen zur unteren Hohlvene und wird als Crista terminalis (CT) bezeichnet

temische Venen drainieren in das Herz: Vena cava superior und inferior und der Sinus coronaries; alle drei münden zwischen Crista terminalis und interatrialem Septum in den Sinus venosus-Anteil des rechten Vorhofs. Die Vena cava superior drainiert das Blut der oberen Körperhälfte und die Vena cava inferior das Blut der unteren Körperhälfte in den rechten Vorhof. Der Sinus coronarius sammelt einen Großteil des Blutes aus dem Myokard.

Wichtige anatomische Strukturen des rechten Vorhofs sind:

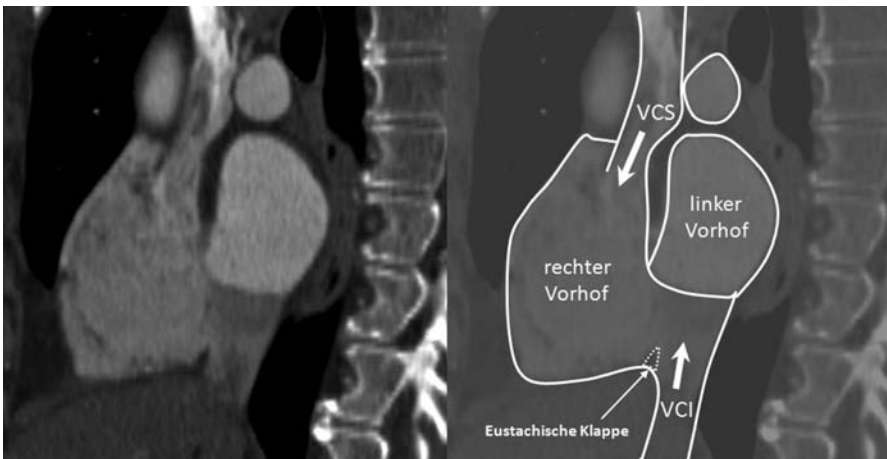
#### **Crista terminalis** (Abb. 2.3):

- Lineare, vertikale Muskelstruktur an der dorso-lateralen Wand des rechten Vorhofs, welche zwischen oberer und unterer Hohlvene verläuft
- Entsteht aus der Fusion zwischen dem primitiven anterioren rechten Vorhof und dem posterioren Sinus venosus-Anteil des rechten Vorhofes



■ **Abb. 2.4.** Axiale Schicht durch den diaphragmalen Anteil des Herzens. Der Sinus coronarius mündet in den rechten Vorhof benachbart zur Mündung der Vena cava inferior. An der

Mündung des Sinus coronarius findet sich häufig eine rudimentäre Klappe (Thebesische Klappe) von unterschiedlicher Ausprägung



■ **Abb. 2.5.** Vertikalschnitt durch die Mündung der Hohlvenen in den rechten Vorhof. An der Vena cava inferior (VCI)

findet sich gelegentlich als dünne Struktur eine Eustachische Klappe

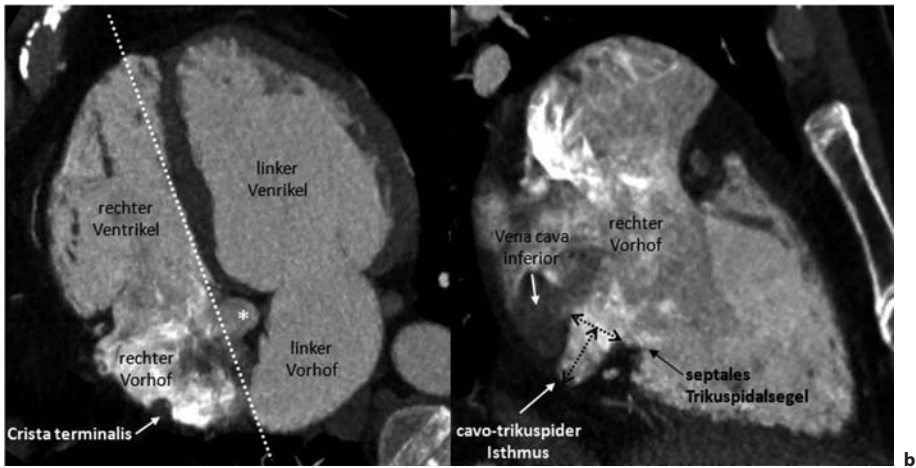
#### Sinus coronarius (■ Abb. 2.4):

- Verläuft transvers im Sulcus atrioventricularis sinister zwischen linkem Vorhof und linkem Ventrikel an der diaphragmalen Seite des Herzens
- An der Öffnung des Sinus coronarius kann sich eine Endokardfalte unterschiedlich starker Ausprägung finden, welche als **Thebesische Klappe** bezeichnet wird; diese hat im Allgemeinen keine Bedeutung, kann jedoch ein Problem bei der Elektrodenimplantation eines biventrikulären

Schrittmachers und bei der Radiofrequenzablation bei Vorhofflimmern darstellen

#### Eustachische Klappe (■ Abb. 2.5):

- Inkonstant an der Einmündung der Vena cava inferior in den rechten Vorhof gelegene dünne, oftmals mobile Struktur
- Rudiment der Fetalzeit, in der sie das fetale Blut von der Vena cava inferior in Richtung des Foramen ovale leitet



■ **Abb. 2.6a,b.** Vierkammerblick durch den diaphragmalen Anteil des Herzens (**a**). Zwischen atrialen Septum und Mündung des Sinus coronarius befindet sich der cavo-trikuspide Isthmus (CTI, \*). Nach vorne wird der CTI durch das septale Trikuspidalsegel und nach hinten durch die Mündung der

Vena cava inferior begrenzt. Nach Rekonstruktion parallel zum ventrikulären Septum (*gestrichelte Linie*) ergibt sich ein Längsschnitt durch den CTI (**b**), an welchem die Basisweite und die Tiefe des CTI vor Radiofrequenzablation ausgemessen werden kann

#### Cavo-trikuspider Isthmus (■ Abb. 2.6):

- Rechtsatriale Aussackung zwischen Vena cava inferior und septalem Trikuspidalsegel
- Wichtige Region für die Ablation bei Vorhofflattern
- Ein kurzer und gerader cavo-trikuspider Isthmus korreliert mit einer geringeren Anzahl an notwendigen Ablationen

#### Linker Vorhof

In den linken Vorhof münden im Regelfall je zwei Pulmonalvenen links und rechts. Die rechtsseitige Ober- und Mittellappenvene verbinden sich zur rechten oberen Pulmonalvene, während die linke Oberlappenvene und die Unterlappenvenen auf jeder Seite getrennt in den Vorhof münden.

### 2.2.2 Ventrikel

Die Ventrikelwanddicke ist nicht geeignet zur Beurteilung eines morphologisch links- oder rechtsseitigen Ventrikels, da die Myokarddicke von der Druck- und Volumenbelastung des nachgeschalteten Kreislaufsystems bestimmt wird. So können Pa-

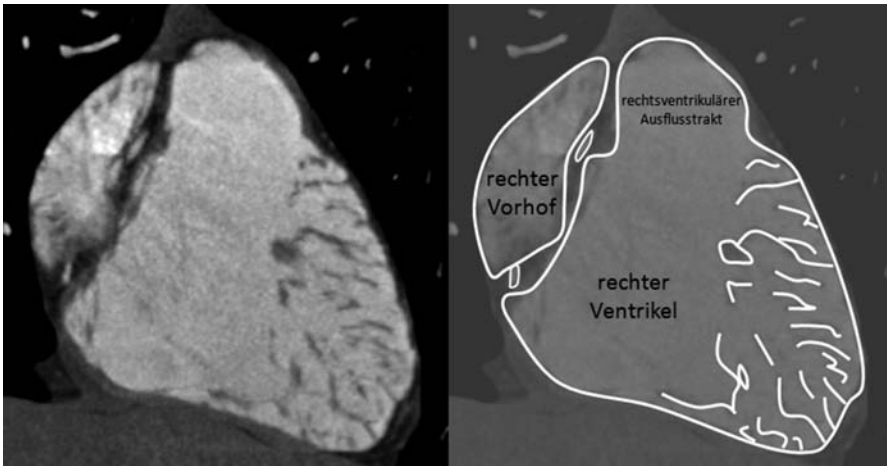
tienten mit pulmonal-arterieller Hypertonie oder mit kongenitalen Herzfehlern eine größere Myokarddicke im rechten als im linken Ventrikel aufweisen. Morphologisches Hauptmerkmal zur Unterscheidung der Ventrikel ist das Muster der Trabekularisierung (■ Tab. 2.1): Der linke Ventrikel zeigt sehr feine Trabekel, während der rechte Ventrikel tiefe muskuläre Trabekel hat, welche typischerweise parallel zur rechtsventrikulären Ein- und Ausstrombahn verlaufen (■ Abb. 2.7).

#### Rechter Ventrikel

Als weitere morphologische Merkmale hat der rechte Ventrikel:

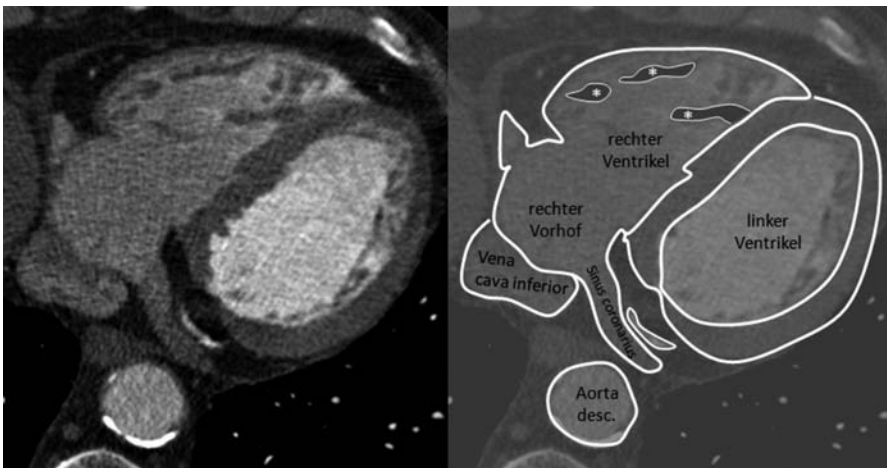
- **4–5 Papillarmuskeln** (■ Abb. 2.8), welche sowohl vom interventrikulären Septum als auch von der anterioren Ventrikelwand entspringen
- **Infundibulärer Muskelring** (■ Abb. 2.9), welcher die rechtsventrikuläre Ein- und Ausstrombahn unterteilt
- **Moderatorband** (■ Abb. 2.10): Ein prominentes Muskelbündel, welches von den septomarginalen Trabekeln über den vorderen Papillarmuskel zur parietalen Ventrikelwand verläuft. Es enthält Anteile des rechtsventrikulären Reizleitungssystems (Tawara-Schenkel)





■ **Abb. 2.7.** Vertikaler Längsschnitt durch den rechten Ventrikel. Die Trabekel des rechten Ventrikels sind zahlreich, lang-

streckig und verlaufen parallel zum rechtsventrikulären Ein- bzw. Ausflusstrakt



■ **Abb. 2.8.** Axiale Schicht durch den diaphragmalen Anteil des Herzens. Die Papillarmuskeln (\*) des rechten Ventrikels

entspringen sowohl vom interventrikulären Septum als auch von der anterioren Ventrikelwand

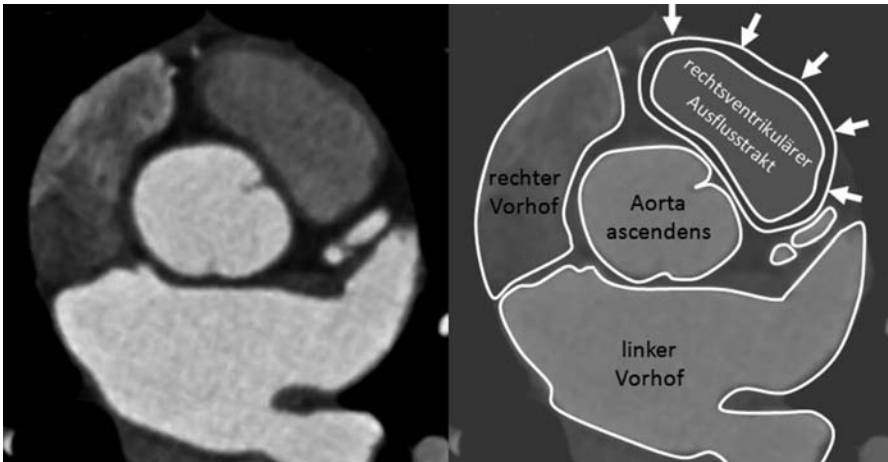
### Linker Ventrikel

Neben der feinen Trabekularisierung hat der linke Ventrikel als weitere morphologische Merkmale:

- **2 große Papillarmuskeln** (■ Abb. 2.11), welche von der freien anterioren und posterioren Wand

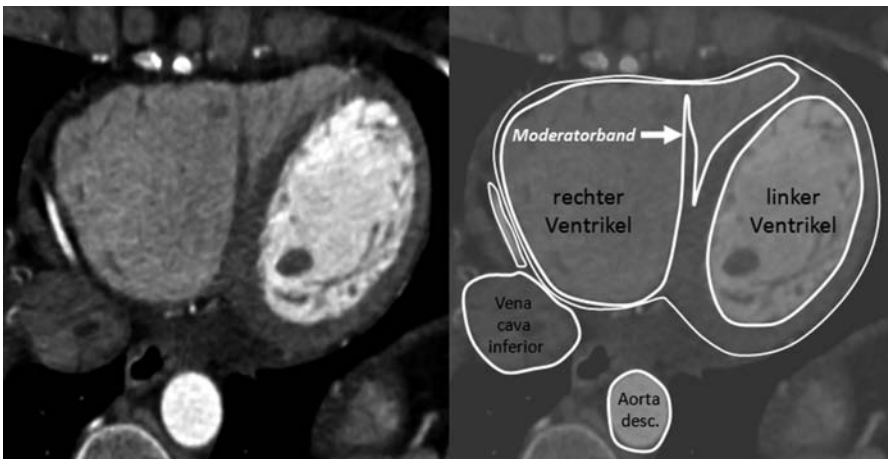
des linken Ventrikels entspringen. Papillarmuskeln im linken Ventrikel entspringen nie vom interventrikulären Septum

- **Fibröse Membran** (■ Abb. 2.12) zwischen links-ventrikulärer Ein- und Ausstrombahn.



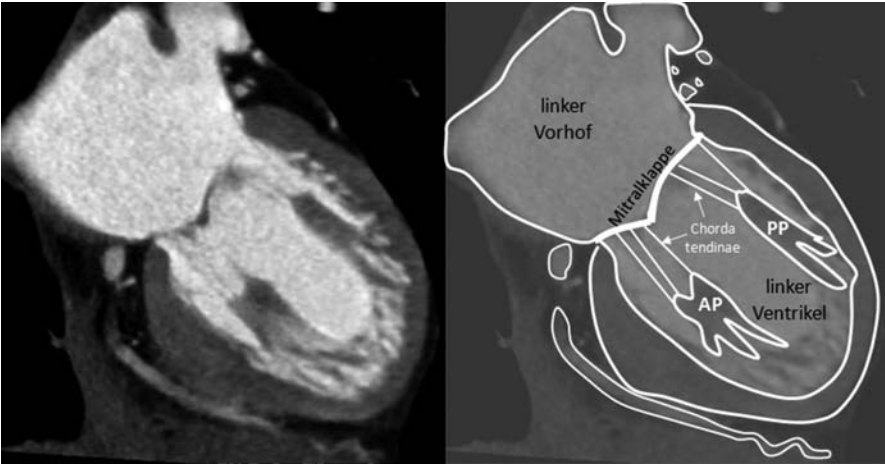
■ **Abb. 2.9.** Axiale Schicht durch den rechtsventrikulären Ausflusstrakt. Die rechtsventrikuläre Ein- und Ausstrom-

bahnen werden durch einen muskulären Ring (Pfeile) voneinander getrennt



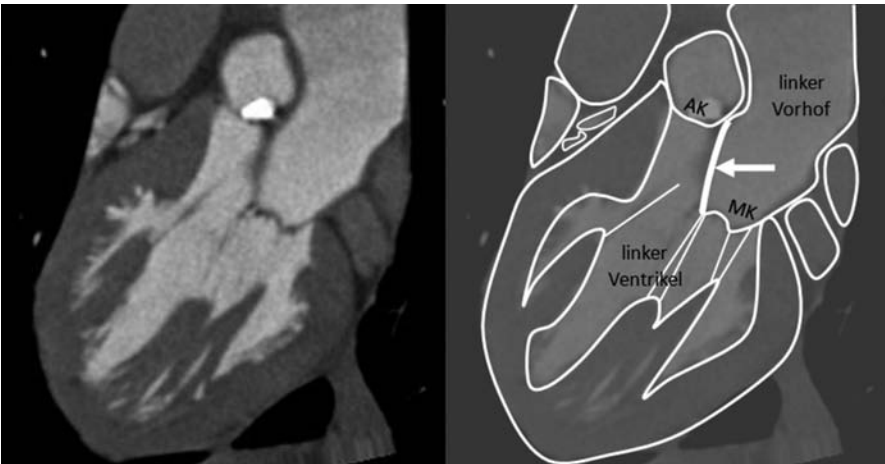
■ **Abb. 2.10.** Axiale Schicht durch den rechten Ventrikel. Das Moderatorband als typisches morphologisches Charakteristikum des rechten Ventrikels entspringt vom anterioren Papil-

larmuskel und verläuft zum septomarginalen Trabekel und interventrikulären Septum



■ **Abb. 2.11.** Vertikaler Längsschnitt durch den linken Ventrikel. Ein anteriorer (AP) und ein posteriorer Papillarmuskel (PP) entspringen beide von der parietalen Ventrikelwand. Über

Chordae tendinae sind die Papillarmuskeln mit der Mitralklappe verbunden



■ **Abb. 2.12.** Drei-Kammer-Blick durch den linken Ventrikel. Die linksventrikulären Ein- und Ausstrombahnen sind durch eine dünne fibröse Membran (Pfeil) voneinander getrennt



## 2.3 Herzklappen

2

In jeder Herzhälfte sind Vorhof und Ventrikel durch eine *Segelklappe* (Atrioventrikularklappe; links: Mitralklappe, rechts: Trikuspidalklappe) sowie Ventrikel und nachgeschaltete Arterie durch eine *Taschenklappe* (Semilunarklappe; links: Aortenklappe, rechts: Pulmonalklappe) getrennt.

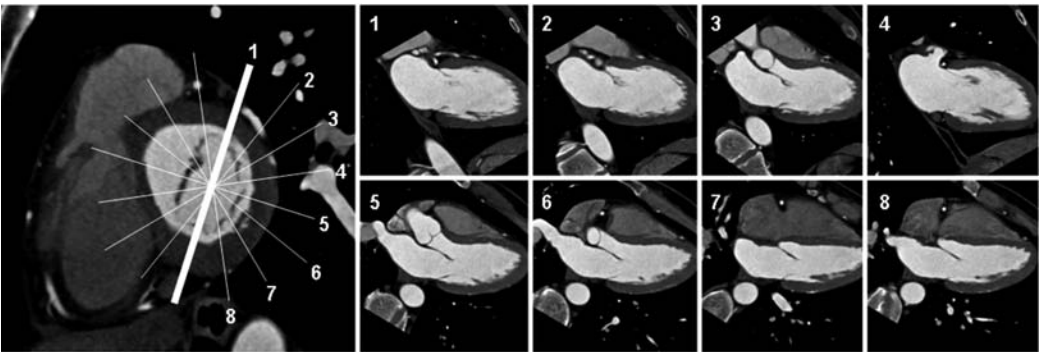
Die rechtsseitigen Herzklappen (und hier insbesondere die Trikuspidalklappe) sind aufgrund der geringeren Klappendicke und dem üblicherweise auf das linke Herz fokussierten Kontrastmittelprotokolls in der Herz-CT (► Kap. 5) nicht konklusiv beurteilbar.

### 2.3.1 Mitralklappe

Die Mitralklappe besteht aus einem anterioren (septalen) und posterioren (parietalen) Mitralsegel. Von den freien Rändern der Mitralsegel verlaufen dünne Sehnenfäden (*Chordae tendinae*, ■ Abb. 2.12) zu den Papillarmuskeln.

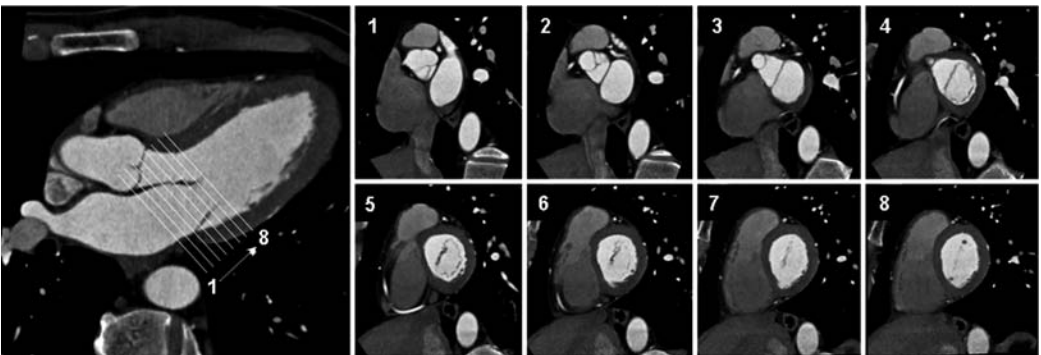
#### Tipps

- Die Mitralsegel, Kommissuren, Mitralklappenannulus und Chordae tendinae lassen sich am besten in Längsachsenrekonstruktionen beurteilen (■ Abb. 2.13).
- Die Beurteilung der Papillarmuskeln erfolgt bevorzugt auf Kurzachsenrekonstruktionen (■ Abb. 2.14).



■ **Abb. 2.13.** Längsachsenrekonstruktionen durch die Mitralklappe. Ausgehend von einer Mittellinie (1) durch die mitrale Kommissur werden radiäre Längsachsenrekonstruktionen an-

gefertigt (2–8). Diese Rekonstruktionen eignen sich besonders zur Beurteilung der Mitralsegel, des Annulus und der Chordae tendinae

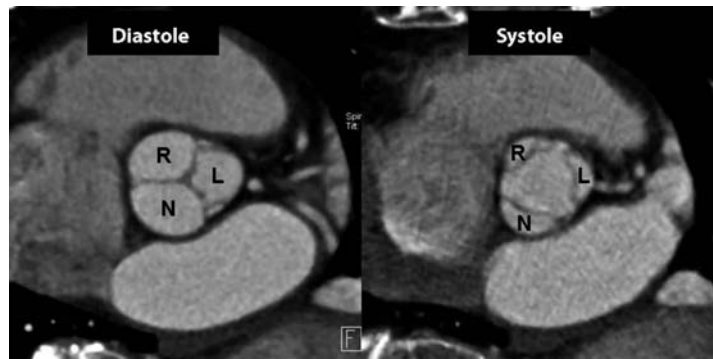


■ **Abb. 2.14.** Kurzachsenrekonstruktionen (1–8) durch die Mitralklappe und den valvulären Halteapparat. Diese Rekon-

struktionen eignen sich besonders zur Beurteilung der Papillarmuskeln

## 2.4 · Perikard

■ **Abb. 2.15a,b.** Axiale Schicht durch die Aortenklappe in der Diastole (a) und Systole (b). Die Aortentaschen werden aufgrund der Koronararterienabgänge als rechts-koronare (R), links-koronare (L) und nicht-koronare Aortentasche (N) bezeichnet



### 2.3.2 Aortenklappe

Die Aortenklappe besteht im Normalfall aus drei Taschen (**trikuspide Aortenklappe**), welche nach dem Abgang der Koronararterien benannt sind (■ Abb. 2.15):

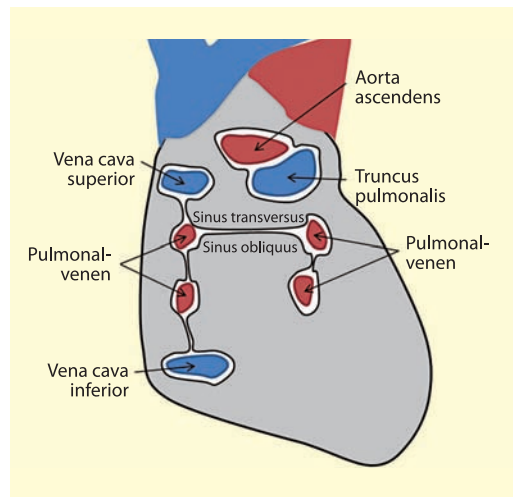
- *Valvula semilunaris dextra* = rechts-koronare Aortentasche
- *Valvula semilunaris sinistra* = links-koronare Aortentasche
- *Valvula semilunaris septalis* = nicht-koronare Aortentasche

## 2.4 Perikard

Um das epikardiale Fettgewebe ist in der Herz-CT das Perikard als dünne Linie abgrenzbar. Dieses umschließt die Aorta ascendens, den Truncus pulmonalis, die Vena cava superior und inferior sowie die Pulmonalvenen. Durch die perikardialen Umschlagfalten an den Gefäßen entstehen zwei freie Räume im Perikard (■ Abb. 2.16):

- Der **Sinus transversus** ist posterior des linken Vorhofs gelegen und trennt die abgehenden Gefäße (Aorta und Truncus pulmonalis in der Porta arteriosa) von den zuführenden Venen (V. cava superior, V. cava inferior und Vv. pulmonales in der Porta venosa),
- der **Sinus obliquus** ist inferior des linken Vorhofs zwischen den Vv. pulmonales gelegen.

In den transversalen Schichten der Herz-CT sind die Recessi des Perikards (■ Abb. 2.17) als nicht-kontrastrierte Strukturen vor der Aorta ascendens (Re-

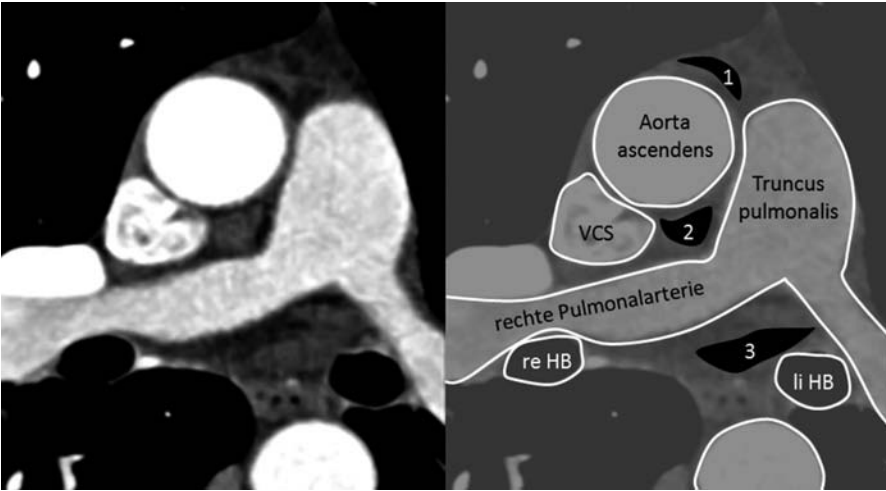


■ **Abb. 2.16.** Schemazeichnung der perikardialen Umschlagfalten (Ansicht von dorsal)

cessus aortalis anterior superior), zwischen Aorta ascendens und rechter Pulmonalarterie (Recessus aortalis superior posterior) und dorsal des Truncus pulmonalis (Recessus pericardii posterior) nachweisbar.

#### Tipps

- Die perikardialen Recessi dürfen nicht mit einer mediastinalen Lymphadenopathie verwechselt werden. Nachverfolgen der fraglichen Strukturen durch die transversalen Schichten oder Anfertigung von schrägen Rekonstruktionen kann bei der Differenzierung hilfreich sein.



**Abb. 2.17.** Recessi des Perikards. 1=Recessus aortalis anterior superior, 2=Recessus aortalis posterior superior, 3=Recessus pericardii posterior des Sinus pericardii obliquus.

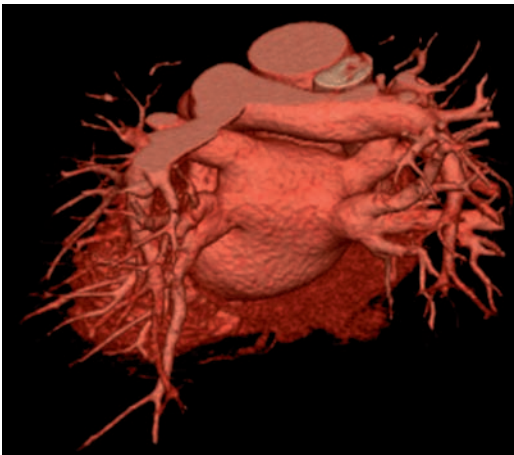
(VCS=Vena cava superior, re HB=rechter Hauptbronchus, li HB=linker Hauptbronchus)

## 2.5 Normale Anatomie der Pulmonalvenen und anatomische Normvarianten

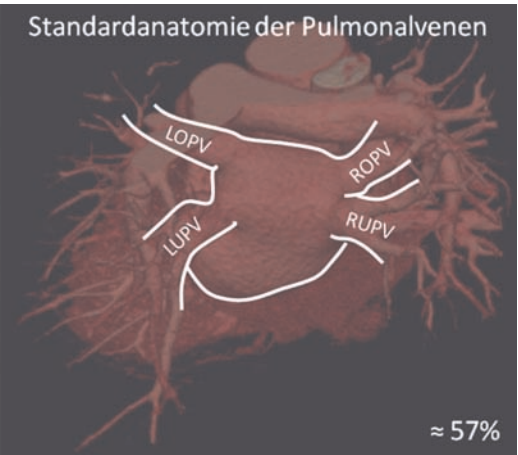
Die »normale Anatomie« der Pulmonalvenen mit je zwei Pulmonalvenen auf jeder Seite des linken Vorhofs findet sich in weniger als 60% der Patienten (Abb. 2.18).

Die anatomischen Normvarianten der Pulmonalvenen sind insbesondere bei geplanter Radiofrequenzablation bei Vorhofflimmern bedeutend (Abb. 2.19):

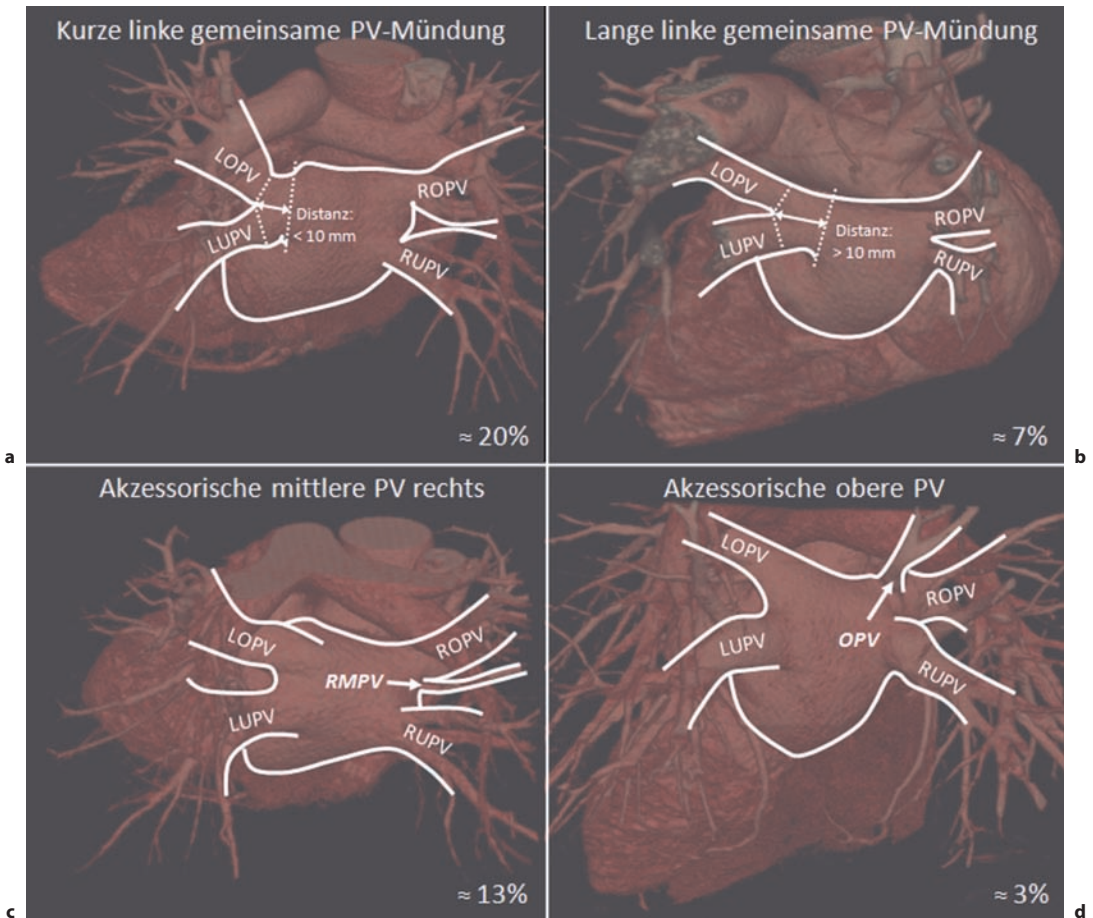
- **Kurze gemeinsame Pulmonalvenenmündung links** (20%): Diese ist definiert als eine gemeinsame Endstrecke von <10 mm.



**Abb. 2.18.** Standardanatomie der Pulmonalvenen. In etwa 57% der Bevölkerung münden links und rechts je zwei Pulmonalvenen in den linken Vorhof. Die mittlere Pulmonalvene mün-



det in die obere linke Pulmonalvene. (LOPV=linke obere Pulmonalvene, LUPV=linke untere Pulmonalvene, ROPV=rechte obere Pulmonalvene, RUPV=rechte untere Pulmonalvene)



■ **Abb. 2.19a–d.** Anatomische Varianten der Pulmonalvenenmündung: Kurze gemeinsame linke Pulmonalvene (a), lange gemeinsame linke Pulmonalvene (b), akzessorische mittlere Pulmonalvene rechts (RMPV, c) und akzessorische obere Pul-

monalvene (OPV, d). (LOPV=linke obere Pulmonalvene, LUPV=linke untere Pulmonalvene, ROPV=rechte obere Pulmonalvene, RUPV=rechte untere Pulmonalvene)

- **Lange gemeinsame Pulmonalvenenmündung links** (7%): Diese ist definiert als eine gemeinsame Endstrecke von >10 mm.
- **Akzessorische mittlere Pulmonalvene rechts** (13%)
- **Akzessorische obere Pulmonalvene** (3%)

## 2.6 Anatomie der Herzvenen

Die Herzvenen (■ Abb. 2.20, ■ Tab. 2.2) sammeln das venöse Blut aus dem Myokard und drainieren

zum größten Teil über eine zentrale Vene (**Sinus coronarius**) in den rechten Vorhof. Ein Teil des venösen Blutes (insbesondere aus dem rechten Ventrikel und rechten Vorhof) gelangt direkt in die rechtsseitigen Herzhöhlen zurück.

Die große Herzvene (V. cordis magna) und die mittlere Herzvene (V. cordis media) verlaufen parallel zu den Koronararterien (Ramus interventricularis anterior und Ramus circumflexus bzw. Ramus interventricularis posterior). Die übrigen Herzvenen haben dagegen einen von den Koronararterien differierenden Verlauf.



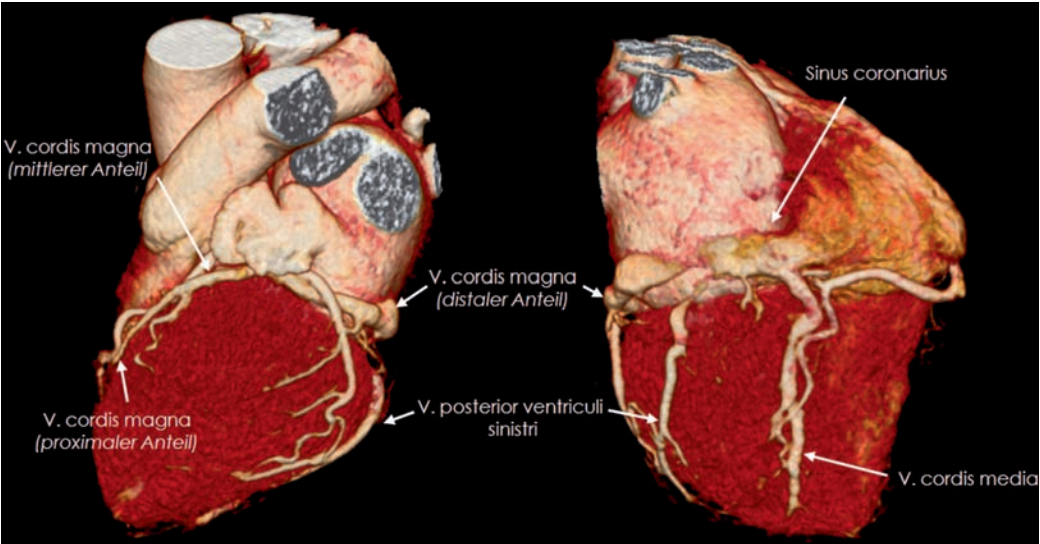







Abb. 2.20. Standardanatomie der Herzvenen

Tab. 2.2. Anatomie der Herzvenen	
Herzvene	Verlauf
V. cordis magna	verläuft im proximalen Anteil über die Vorderseite des rechten Ventrikels, im mittleren Anteil parallel zum Ramus interventricularis posterior im Sulcus interventricularis anterior und im distalen Anteil im Sulcus atrioventricularis sinister parallel zum Ramus circumflexus; Mündung in den Sinus coronarius
V. cordis parva	verläuft parallel zum Ramus marginalis dexter der rechten Koronararterie; Mündung in 1/3 der Fälle in den Sinus coronarius, zu 2/3 direkt in den rechten Vorhof
V. cordis media	verläuft parallel zum Ramus interventricularis posterior im Sulcus interventricularis posterior; Mündung in den Sinus coronarius in etwa 85% der Fälle
V. marginalis sinistra	verläuft parallel zum distalen Ramus interventricularis anterior im Sulcus interventricularis anterior; Mündung in die V. cordis magna
V. posterior ventriculi sinistri	verläuft vom Apex zum Sinus coronarius an der internen Seite des linken Ventrikels; Mündung in den distalen Anteil der V. cordis magna
V. obliqua atrii sinistri Marshall	kleine Vene an der Rückwand des linken Vorhofs ; inkonsistent ausgebildet; Mündung in den Sinus coronarius
Vv. Cordis anteriores	mehrere kleine Venen an der Vorderseite des Herzens, welche zu etwa 80% direkt in den rechten Vorhof münden
V. cordis minimi Thebesius	ziehen durch die Herzwand und münden in alle vier Herzhöhlen; in der Herz-CT nicht sichtbar
Sinus coronarius	Erweiterung der großen Herzvenen unmittelbar vor Einmündung in den rechten Vorhof

Anatomische Varianten der Herzvenenmorphologie					
Bemerkung	nur Vv. cordis anteriores und V. cordis parva münden direkt in den rechten Vorhof	alle Herzvenen münden in den Sinus coronarius	V. cordis parva mündet in den Sinus coronarius; die Vv. cordis anteriores münden in den rechten Vorhof	nur V. cordis magna, V. posterior ventriculi sinistri und V. marginalis sinistral münden in den Sinus coronarius	nur V. posterior ventriculi sinistri und V. marginalis sinistral münden in den Sinus coronarius
Prävalenz	51%	21%	15%	12%	1%

■ **Abb. 2.21.** Schematische Darstellung der anatomischen Varianten der Herzvenenmorphologie

**Tipps**

- Bei verzögerter Bildakquisition mit entsprechend kontrastierten Herzvenen kann es zu Unterscheidungsschwierigkeiten zwischen Herzvene (V. cordis magna, V. cordis media) und Koronararterie kommen. Als Unterscheidungskriterien verlaufen die Herzvenen über den Koronararterien und sind räumlich von der Koronarbifurkation getrennt.

**Fazit**

Unabhängig von der räumlichen Lage werden die einzelnen Herzhöhlen anhand spezifischer morphologischer Merkmale identifiziert.

Die linksseitigen Herzklappen stellen sich im Gegensatz zu den rechtsseitigen Herzklappen in der Herz-CT mit exzellenter Qualität dar.

Sowohl die Pulmonalvenen als auch die Herzvenen zeigen eine Vielfalt an anatomischen Normvarianten.

Häufige anatomische Varianten der Herzvenenmorphologie sind in ■ Abb. 2.21 zusammengefasst.

**Tipps**

- Üblicherweise haben anatomische Normvarianten der Herzvenen keine pathologische Bedeutung. Die Kenntnis der individuellen Herzvenenmorphologie kann jedoch vor geplanter biventrikulärer Schrittmacherimplantation bedeutsam sein.

2.7 Weiterführende Literatur

Alkadhi H, Bettex D, Wildermuth S, et al. Dynamic cine imaging of the mitral valve with 16-MDCT: a feasibility study. *AJR* 2005;185:636-646

Leschka S, Oechslin E, Husmann L, et al. Pre- and postoperative evaluation of congenital heart disease in children and adults with 64-section CT. *RadioGraphics* 2007;27:829-846

Oyama N, Oyama N, Komuru K, et al. Computed tomography and magnetic resonance imaging of the pericardium: anatomy and pathology. *Magn Reson Med* 2004;3:145-52.

Rabin DN, Rabin S, Mintzer RA. A pictorial review of coronary artery anatomy on spiral CT. *Chest* 2000;118:488-491

Rensing BJ, Bongaerts AH, van Geuns RJ, et al. In vivo assessment of three dimensional coronary anatomy using electron beam computed tomography after intravenous contrast administration. *Heart* 1999;82:523-525

*“This page left intentionally blank.”*

# 3 Normale Anatomie der Koronararterien und Koronaranomalien

*Sebastian Leschka*

## 3.1 Normale Anatomie der Koronararterien – 32

- 3.1.1 Linke Koronararterie – 32
- 3.1.2 Rechte Koronararterie – 34
- 3.1.3 Konusarterie – 35
- 3.1.4 Sinusknotenarterie – 35
- 3.1.5 Bestimmung des Koronarversorgungstyps – 36
- 3.1.6 Segmentale Einteilung der Koronararterien – 36

## 3.2 Anomalien der Koronararterien – 37

- 3.2.1 Einteilung der Koronaranomalien – 37
- 3.2.2 Vergleich von CT und Herzkatheter bezüglich Beurteilung von Koronaranomalien – 42

## 3.3 Weiterführende Literatur – 42



Die Koronararterien dienen der arteriellen Versorgung des Myokards und des Erregungsleitungssystems (Sinusknoten, Atrioventrikularknoten). Die Koronararterien sind dabei funktionelle Endarterien. Neben einem komplexen anatomischen Aufzweigungsmuster zeigen die Koronararterien eine große Vielfalt an Varianten. Die Standard-Anatomie der Koronararterien ist in weniger als 50% aller Patienten zu finden.

### 3.1 Normale Anatomie der Koronararterien

Das Koronargefäßsystem setzt sich aus der rechten und linken Koronararterie zusammen. Die rechte Koronararterie (RCA) versorgt im Allgemeinen den rechten Ventrikel, den inferioren Anteil des interventrikulären Septums und einen Teil der inferioren Wand des linken Ventrikels. Die linke Koronararterie besteht aus dem linken koronaren Hauptstamm, welcher sich in den Ramus interventricularis anterior (RIVA) und den Ramus circumflexus (RCX) aufteilt. Der RIVA versorgt die Vorderwand des linken Ventrikels, den Apex sowie die anterioren Anteile des interventrikulären Septums. Der RCX versorgt die Lateralwand

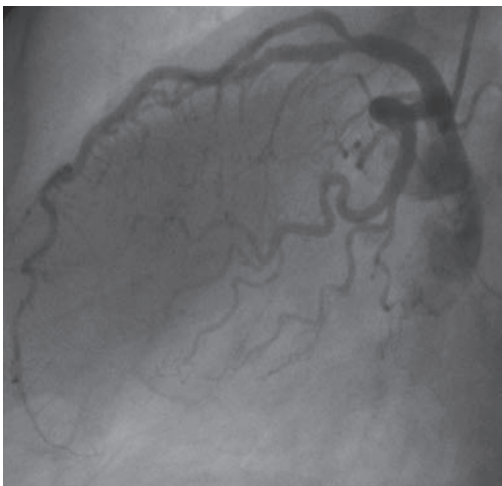
sowie einen Teil der inferioren Wand des linken Ventrikels.

#### 3.1.1 Linke Koronararterie

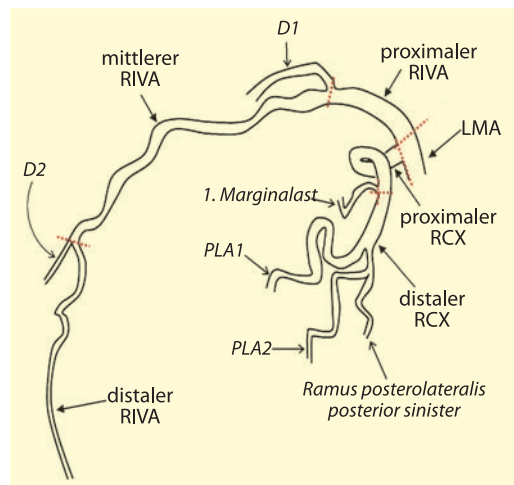
Die linke Koronararterie (Abb. 3.1, Abb. 3.2) entspringt einige Millimeter oberhalb der Ebene des rechten Koronarostiums als linker koronarer Hauptstamm aus dem links-koronaren Sinus der Aorta ascendens und teilt sich nach einer variablen Strecke in den RIVA und den RCX auf. Der linke koronare Hauptstamm fehlt in 4% aller Patienten, so dass der RIVA und der RCX aus einem gemeinsamen oder separaten Ostium aus der Aortenwurzel entspringen.

In etwa 20% der Fälle teilt sich der linke koronare Hauptstamm nicht in zwei (Bifurkation) sondern drei Koronararterien auf. In diesen Fällen entspringt ein Ramus intermedius in der Teilung zwischen RIVA und RCX. Der Ramus intermedius kann vom Verlauf und Versorgungsgebiet einem Diagonalast des RIVA oder einem Marginalast des RCX entsprechen (Abb. 3.3).

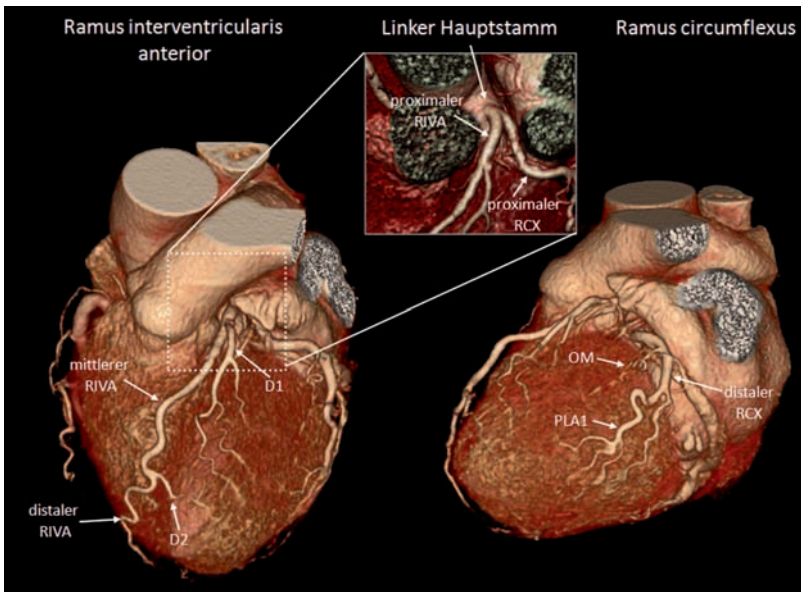
Der RIVA verläuft im Sulcus interventricularis anterior bis zur Herzspitze und umgreift diese bis zum Sulcus interventricularis posterior. Aus dem RIVA entspringen meist 2 (1–3) *Diagonaläste*, welche



**Abb. 3.1.** Anatomie der linken Koronararterie in der Katheterangiographie (links) mit Schemazeichnung (rechts). Aus dem linken koronaren Hauptstamm (LMA) entspringen der RIVA und der RCX. Der RIVA besteht aus einem proximalen, mittleren und distalen Segment, welche durch die Abgänge des ersten (D1) und zweiten Diagonalastes (D2) unterteilt

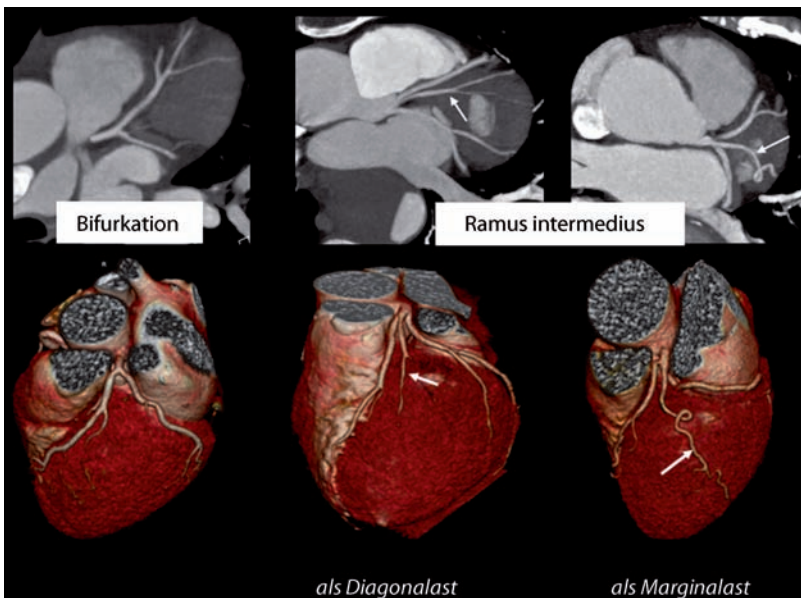


werden. Der RCX hat ein proximales und ein distales Segment, welche durch den Abgang des ersten Marginalastes unterschieden werden. Aus dem distalen RCX entspringt der erste (PLA1) und zweite Posteriorlateralast (PLA2) sowie inkonstant ein in Richtung Crux cordis verlaufender Ramus posterolateralis posterior sinister



**Abb. 3.2.** Anatomie der linken Koronararterie in VR-Rekonstruktionen der Herz-CT (selber Patient wie in Abb. 3.1). In der Ansicht von antero-lateral (links) ist der RIVA mit seinen Segmenten dargestellt. Der linke koronare Hauptstamm und

die Abgänge von RIVA und RCX sind erst nach virtueller Entfernung des Truncus pulmonalis und des linken Vorhofohrs erkennbar (Ausschnitt). In der Ansicht von dorso-lateral (rechts) ist der RCX mit seinen Seitenästen dargestellt



**Abb. 3.3.** Darstellung des Ramus intermedius in der Herz-CT anhand von MIP- (obere Reihe) und VR-Rekonstruktionen (untere Reihe). In 1/3 der Patienten liegt ein Ramus intermedius vor, sodass anstatt der normalen Bifurkation zwischen RIVA und RCX (links) eine Trifurkation vorliegt. Der Ramus in-

termedius kann als Diagonalastäquivalent nach antero-lateral über den linken Ventrikel (Mitte) oder als Marginalastäquivalent nach lateral über den linken Ventrikel (rechts) verlaufen. Im Allgemeinen fehlt dann der entsprechende erste Diagonalast aus dem RIVA bzw. der erste Marginalast aus dem RCX

die Vorderwand des linken Ventrikels versorgen. Zusätzlich entspringen aus dem RIVA mehrere Septalarterien zum interventrikulären Septum.

Der RCX verläuft im linken Sulcus atrioventricularis und gibt normalerweise einen größeren *Marginalast* sowie 1-3 *Posterolateraläste* zur Lateralwand des linken Ventrikels ab. Der RCX verläuft weiter bis zur Crux cordis und kann bei links-dominantem Versorgungstyp darüber hinaus bis in den rechtsseitigen Sulcus atrioventricularis reichen. Bei der am häufigsten bestehenden rechts-dominanten Koronarversorgung ist der distale RCX ein sehr schmalkalibriges Gefäß.

### 3.1.2 Rechte Koronararterie

Die rechte Koronararterie (RCA; ■ Abb. 3.4, ■ Abb. 3.5) entspringt aus dem rechts-koronaren Sinus der Aortenwurzel. Die RCA verläuft im Sulcus atrioventricularis dexter zur Crux cordis. Dort teilt sich die Arterie in den *Ramus interventricularis posterior* (RIVP) und den *Ramus posterolateralis dexter*. Der RIVP verläuft nach antero-lateral im Sulcus interventricularis

posterior und versorgt den unteren Abschnitt des interventrikulären Septums und die Hinterwand des linken Ventrikels. Aus dem mittleren Abschnitt entspringen mehrere rechtsventrikuläre Äste zur Lateral- und Vorderwand des rechten Ventrikels. Der größte rechtsventrikuläre Seitenast entspringt üblicherweise an der Kante zwischen lateraler und inferiorer Wand des rechten Ventrikels und wird als *Ramus marginalis* bezeichnet.

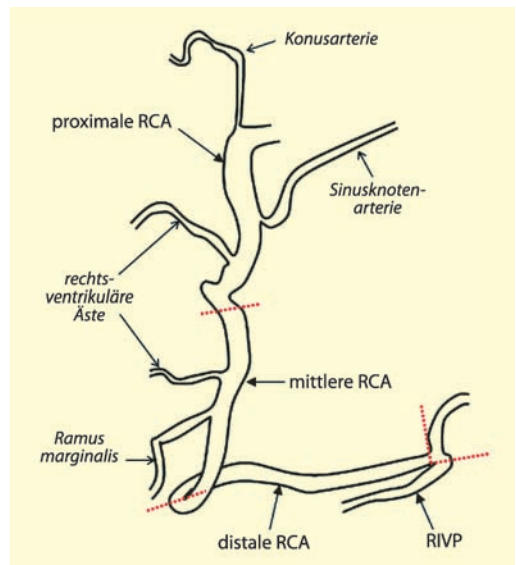
#### Tipps

Folgende Kriterien definieren die normale Koronaranatomie:

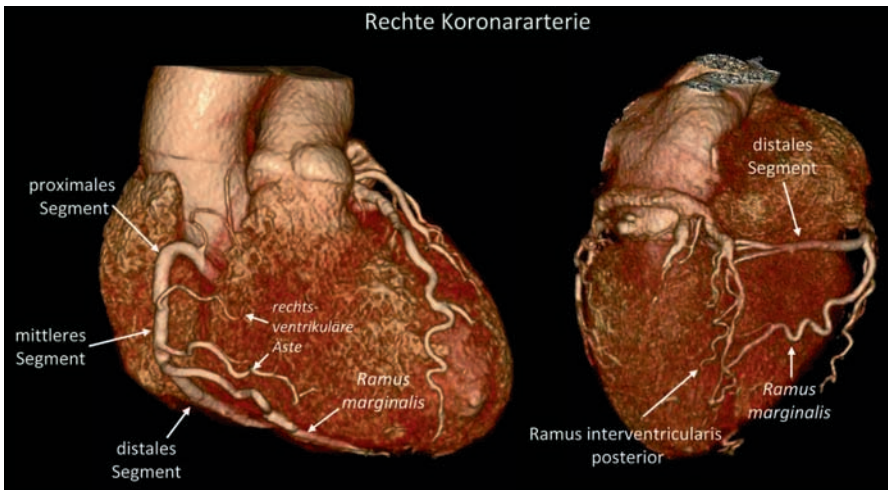
- Der linke koronare Hauptstamm entspringt aus dem links-koronaren Sinus und teilt sich in den RIVA und den RCX auf.
- Der RIVA verläuft hinter dem Truncus pulmonalis im Sulcus interventricularis anterior.
- Der RCX verläuft im Sulcus atrioventricularis sinister.
- Die RCA entspringt aus dem rechts-koronaren Sinus und verläuft im Sulcus atrioventricularis dexter.



■ **Abb. 3.4.** Anatomie der RCA in der Katheterangiographie (links) und als Schemazeichnung (rechts). Die RCA besteht aus einem proximalen, mittleren und distalen Segment. Häufig entspringen aus dem proximalen Abschnitt eine Konusarterie und eine Sinusknotenarterie. Aus dem proximalen und middle-



ren Abschnitt entspringen mehrere rechtsventrikuläre Äste. Nahe dem Umschlagpunkt zwischen anteriorer und diaphragmaler rechtsventrikulärer Herzwand der Ramus marginalis. An der Crux cordis entspringt beim rechts-dominanten Koronarversorgungstyp der Ramus interventricularis posterior (RIVP)



**Abb. 3.5.** Anatomie der RCA in VR-Rekonstruktionen der Herz-CT (selber Patient wie in Abb 3.4). In der Ansicht von anterior (*links*) ist der RIVA mit seinen Segmenten dargestellt.

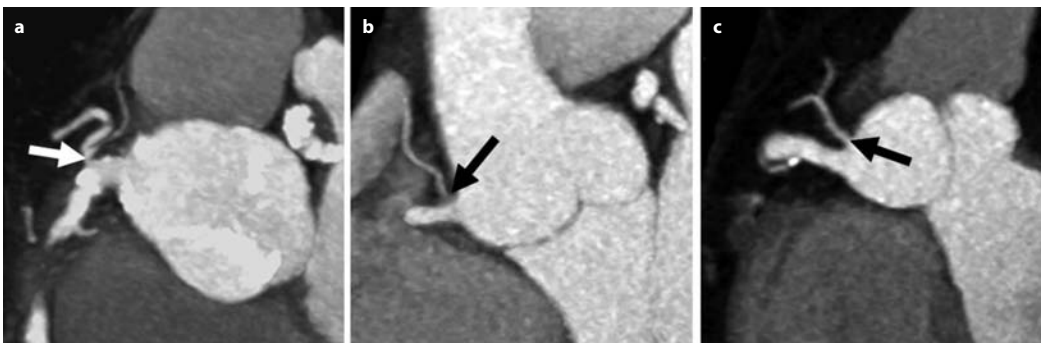
In der Ansicht von diaphragmal (*rechts*) ist der Abgang des Ramus interventricularis posterior an der Crux cordis dargestellt

### 3.1.3 Konusarterie

Die Konusarterie (Abb. 3.6) entspringt in etwa 2/3 der Fälle als erster Ast des RCA. In den übrigen Fällen entspringt sie direkt aus dem rechten Koronarostium oder oberhalb davon direkt aus dem rechts-koronaren Sinus der Aorta. Die Konusarterie verläuft kranialwärts über den rechts-ventrikulären Ausflusstrakt in Richtung RIVA. Bei ostialen Stenosen der linken oder rechten Koronararterie kann die Konusarterie dialtieren und als Kollateralkreislauf dienen (so genannter »*Vieussen'scher Ring*«).

### 3.1.4 Sinusknotenarterie

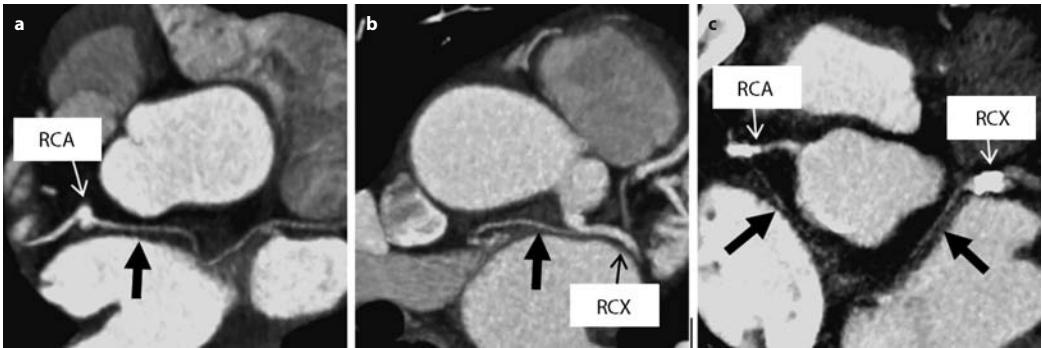
Die Sinusknotenarterie (Abb. 3.7) entspringt in etwa 2/3 der Fälle aus der proximalen RCA. In 18% findet sich ein Abgang aus dem proximalen RCX und bei etwa 10% je eine Sinusknotenarterie aus der RCA und dem RCX. In seltenen Fällen kann die Sinusknotenarterie auch direkt aus der Aorta entspringen. Die Sinusknotenarterie verläuft nach rechts-lateral zum kranialen interatrialen Septum. In seltenen Fällen besteht eine Kollateralverbindung zwischen der Sinusknotenarterie und Seiten-



**Abb. 3.6a–c.** Varianten des Konusarterienabgangs. In 65% entspringt die Konusarterie aus der proximalen RCA (a), in 23%

aus dem rechts-koronaren Ostium (b) und in 12% direkt aus der Aorta ascendens (c)





**Abb. 3.7a–c.** Varianten des Sinusknotenarterienabgangs. In 72% entspringt die Sinusknotenarterie aus der RCA (a), in

18% aus dem RCX (b) und in 10% sowohl aus der RCA und dem RCX (c)

ästen der distalen RCA, welche als *Arteria auricularis magna accessoria* (»Kugel'sche Arterie«) bezeichnet wird.

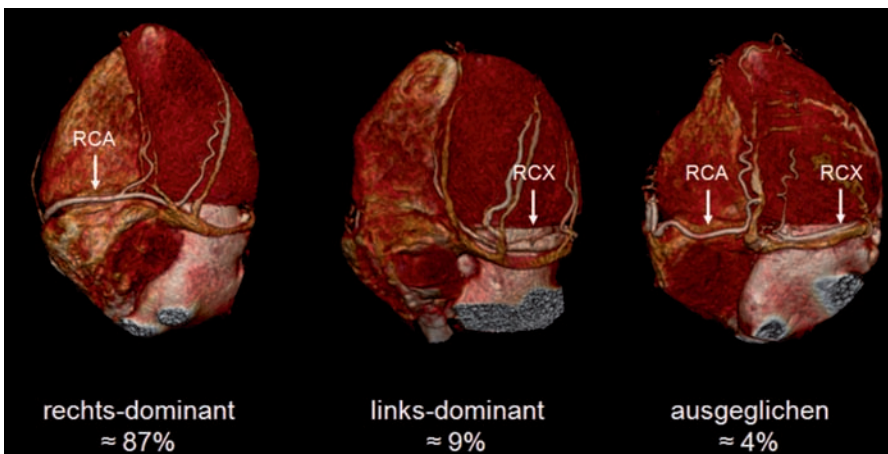
sorgung ausgeglichen und je ein RIVP entspringt aus der RCA und dem RCX (Abb. 3.8).

### 3.1.5 Bestimmung des Koronarversorgungstyps

Der Abgangsort des RIVP bestimmt den Koronarversorgungstyp: In etwa 87% der Patienten entspringt der RIVP von der RCA im Sinne eines rechts-dominanten Koronarversorgungstyp; bei etwa 9% ist die Versorgung links-dominant und der RIVP geht vom RCX ab; bei etwa 4% ist die Koronarver-

### 3.1.6 Segmentale Einteilung der Koronararterien

In vielen radiologischen Instituten und Herzkatheterlaboren hat sich anstatt einer Beschreibung der Koronarabschnitte eine Einteilung der Koronararterien in Koronarsegmente durchgesetzt. Die segmentale Einteilung erfolgt üblicherweise anhand des 1976 veröffentlichten 15-Segment- und des 1999 publizierten 29-Segment-Modells der *American Heart*



**Abb. 3.8.** Der Koronarversorgungstyp ist definiert durch das Ursprungsgefäß des RIVP: In etwa 87% entspringt der RIVP aus der RCA (rechts-dominanter Versorgungstyp), in etwa 9%

aus dem RCX (links-dominanter Versorgungstyp) und in etwa 4% sowohl aus RCA und RCX (ausgeglichener Versorgungstyp)

*Association* (■ Tab. 19.1). Sowohl in wissenschaftlichen CT-Studien als auch in der Katheterangiographie wird häufig aus praktischen Gründen das 15-Segment-Modell bevorzugt.

Die RCA wird in ein proximales, mittleres und distales Segment unterteilt. Trennlinie zwischen mittlerem und distalem Segment ist der Umschlagpunkt zwischen anteriorer und diaphragmaler rechtsventrikulärer Herzwand. Die Trennung zwischen proximalem und mittlerem Segment erfolgt in der Hälfte der Strecke zwischen rechtem Koronarsinustum und Umschlagpunkt zwischen anteriorem und diaphragmalem rechten Ventrikel.

Der RIVA wird in ein proximales, mittleres und distales Segment unterteilt. Die Unterteilung der RIVA-Segmente erfolgt gemäß den publizierten Schemata anhand der Abgänge der Septaläste. Da diese in der Herz-CT nur inkonstant dargestellt werden, erfolgt die Unterteilung hier nach dem Abgang des ersten und zweiten Diagonalastes. Der RCX wird in ein proximales und distales Segment unterteilt. Unterscheidungskriterium ist der Abgang des ersten Marginalastes.

## 3.2 Anomalien der Koronararterien

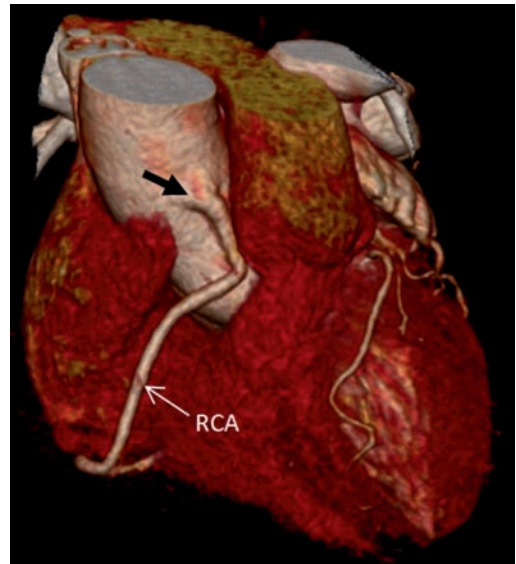
Die Prävalenz von Koronaranomalien in der Bevölkerung beträgt etwa 1,2%. Die meisten Koronaranomalien sind asymptomatisch und stellen in der Herz-CT einen Zufallsbefund dar. Einige Koronaranomalien können jedoch hämodynamische Veränderungen des Blutflusses bewirken und eine myokardiale Ischämie oder den plötzlichen Herztod verursachen. Diese Anomalien werden als »maligne« Koronaranomalien bezeichnet, um sie von den asymptomatischen (»benignen«) Koronaranomalien abzugrenzen.

### 3.2.1 Einteilung der Koronaranomalien

Die verschiedenen Koronaranomalien werden unterteilt in:

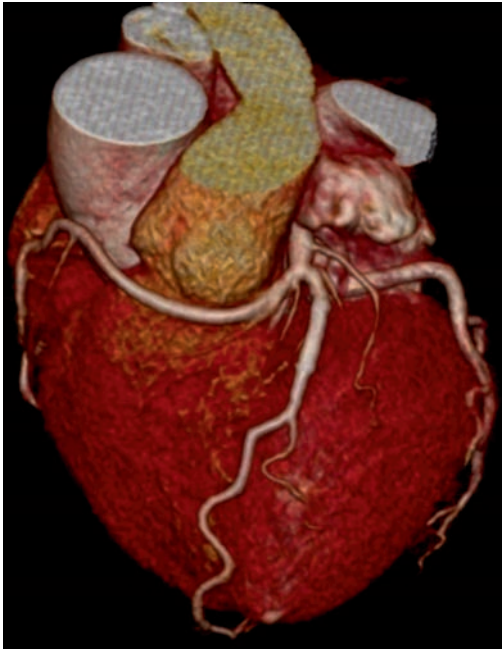
#### Anomalien des Ursprungs:

1. »high take off« (■ Abb. 3.9): (asymptomatisch)
- Abgang der linken oder rechten Koronararterie oberhalb des sino-tubulären Übergangs



■ **Abb. 3.9.** High-take-off-Anomalie. Die RCA entspringt oberhalb des sino-tubulären Übergangs aus der Aorta ascendens (schwarzer Pfeil)

- Prävalenz in selektierten Untersuchungskohorten in bis zu 6%
  - Schwierigkeit bei der selektiven Katheterangiographie und Verletzungsgefahr bei Aortenklappenersatz und/oder Aortengraft
2. Fehlender linker koronarer Hauptstamm mit getrennten Ostien von RIVA und RCX: (*asymptomatisch*)
    - Prävalenz etwa 0,4%
    - Schwierigkeit bei der selektiven Katheterangiographie
  3. Singuläre Koronararterie (■ Abb. 3.10): (Symptomatik abhängig vom Verlauf der anomalen Koronararterie)
    - Prävalenz etwa 0,024%
  4. Ursprung der Koronararterie aus einer Pulmonalarterie: (*häufig symptomatisch*)
    - Extrem selten; Prävalenz etwa 1:300.000
    - Häufigste Variante: normaler Ursprung der RCA und Ursprung der linken Koronararterie aus dem Truncus pulmonalis (*Bland-White-Garland-Syndrom*)
  5. Ursprung einer Koronararterie aus einem anderen Aortensinus (■ Abb. 3.11): (*meist asymptomatisch*)

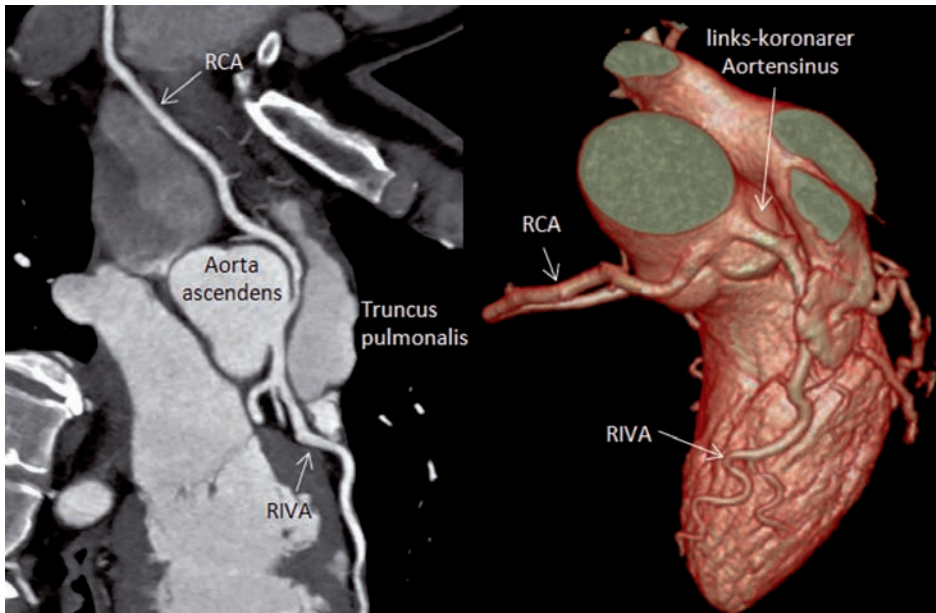


**Abb. 3.10.** Singuläre Koronararterie. Alle drei Koronaräste entspringen aus dem linken koronaren Hauptstamm. Die anomale RCA hat einen präpulmonalen Verlauf

- Symptome je nach Verlauf der anomalen Koronararterie
- RCA vom links-koronaren Sinus: Prävalenz 0,03–0,17%; Verlauf am häufigsten interarteriell mit plötzlichem Herztod in bis zu 30% der Fälle
- RCX / RIVA vom rechts-koronaren Sinus: Prävalenz 0,32–0,67%; RCX am häufigsten mit retro-aortalem Verlauf; RIVA häufig mit präpulmonalem oder interarteriellen Verlauf
- LCA vom rechts-koronaren Sinus: Prävalenz 0,09–0,11%; Verlauf in bis zu 75% interarteriell
- RCX / RIVA vom nicht-koronaren Sinus: sehr selten; meist kein interarterieller Verlauf

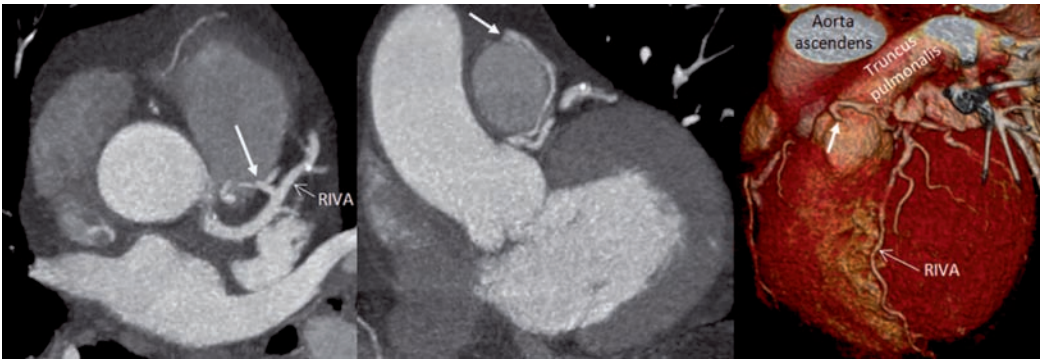
#### Anomalien der Mündung:

1. Arterio-venöse Koronarfistel (■ Abb. 3.12): (häufig symptomatisch)
  - Prävalenz etwa 0,1–0,2%
  - Drainage meist in den rechten Ventrikel (45%), rechten Vorhof (25%) oder in eine Pulmonalarterie (15%)
  - Dilatation der Koronararterie aufgrund der Volumenbelastung und myokardiale Minderperfusion im distalen Stromgebiet (*Steal-Phänomen*)



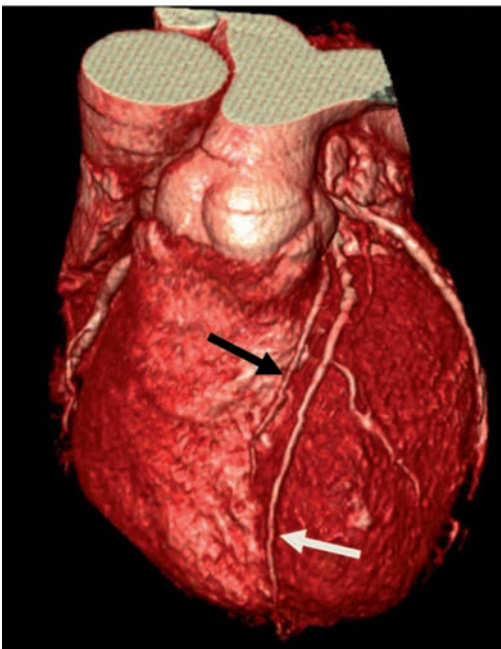
**Abb. 3.11.** Anomaler Abgang der RCA aus dem links-koronaren Aortensinus. Die RCA verläuft im proximalen Abschnitt

zwischen Aorta ascendens und Truncus pulmonalis und zeigt daher einen partiell interarteriellen Verlauf



■ **Abb. 3.12.** Fistel (Pfeil) des proximalen RIVA zum Truncus pulmonalis

- Drainage in den rechten Ventrikel, rechten Vorhof, Koronarsinus, eine Herzvene oder eine Pulmonalvene führt zu einem *Links-Rechts-Shunt*
  - Drainage in den linken Ventrikel, linken Vorhof oder die Pulmonalarterie führt zu Veränderungen wie bei einer Aortenklappeninsuffizienz
2. Koronararkaden: (*meist asymptomatisch*)
    - größere Verbindungen entstehen als Kollateralen bei Koronarobstruktionen oder als kongenitale Differenzierungsstörung
    - kongenitale Koronararkaden sind im Gegensatz zu Kollateralen häufig im Bereich der Crux lokalisiert
    - das Shuntvolumen ist nur selten relevant

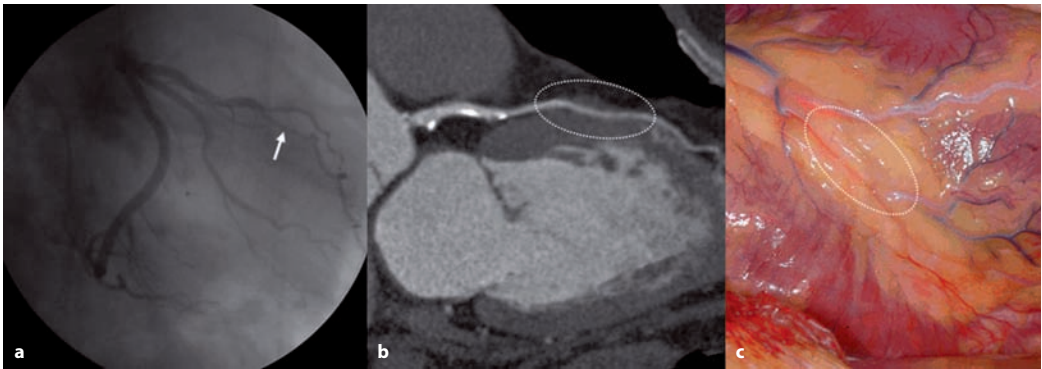


■ **Abb. 3.13.** Duplikation des RIVA. Früh endendes kurzes RIVA-Segment (schwarzer Pfeil) sowie längeres RIVA-Segment (weißer Pfeil), welches aus der proximalen RIVA entspringt. Beide RIVA-Segmente verlaufen in ihrem distalen Anteil im Sulcus interventricularis anterior

#### Anomalien des Verlaufs:

1. Duplikation des RIVA (■ Abb. 3.13): (*asymptomatisch*)
  - Differenzierungsstörung mit früh endendem kurzen RIVA-Segment sowie längerem RIVA-Segment, welches aus der RIVA oder der RCA entspringt; beide RIVA-Segmente verlaufen in ihrem distalen Anteil im Sulcus interventricularis anterior
  - Prävalenz etwa 0,13–1,0%
  - wichtig vor koronaren Bypassoperationen
2. Myokardbrücken (■ Abb. 3.14): (*meist asymptomatisch*)
  - kongenitale Variante, bei der ein Teil der Koronararterie intramyokardial verläuft (meist mittlerer/ distaler RIVA)
  - unterschiedliche Prävalenz, in der Herz-CT etwa 30%
3. Ektasien/Aneurysmata der Koronararterien (■ Abb. 3.15): (*meist asymptomatisch*)
  - Prävalenz bis zu 5%
  - Definition: Dilatation eines Koronarsegmentes auf mehr als das 1,5-fache eines angrenzenden normalen Koronarsegmentes (Ektasie) bzw. auf mehr als das 2-fache (Aneurysma)





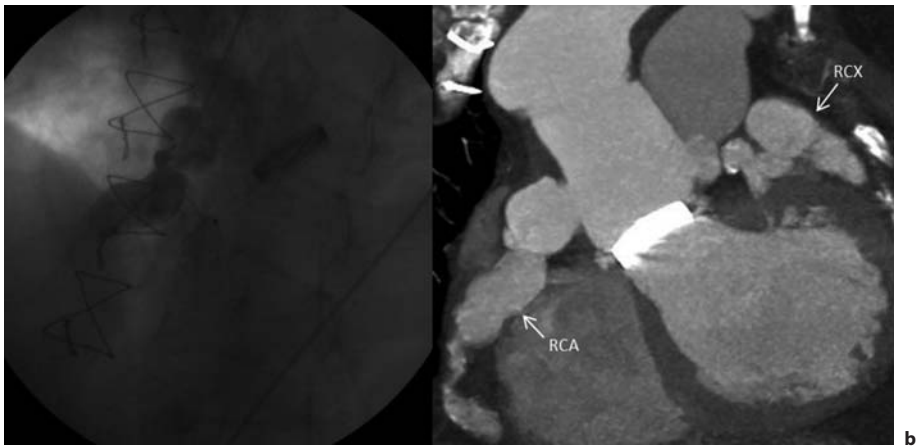
■ **Abb. 3.14.** Myokardbrücke des distalen RIVA in der Katheterangiographie (a), in der Herz-CT (b) und im intraoperativen Situs (c). In der Katheterangiographie ist eine diskrete systolische Verengung des distalen RIVA erkennbar (Pfeil). In der

Herz-CT zeigt sich der intramyokardiale Verlauf des RIVA mit darüberliegendem Myokard (Kreis). Die Myokardbrücke wurde intraoperativ bei einer aorto-koronaren Bypassoperation bestätigt

- Große Aneurysmata verursachen turbulente Flusstörungen und bergen das Risiko eines thrombotischen Verschlusses und einer Ruptur

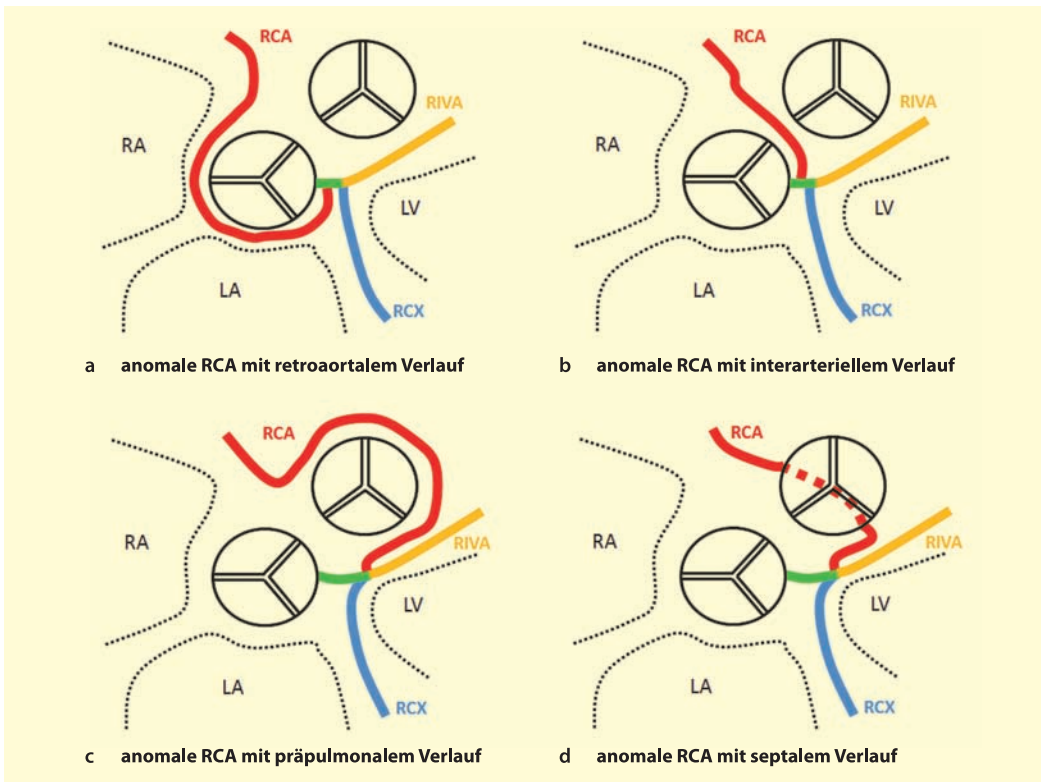
Jede von einer anderen Koronararterie oder einem anderen Aortensinus abgehende anomale Koronararterie zeigt einen anomalen Verlauf, bevor sie ihr normales Versorgungsgebiet erreicht. Der anomale Verlauf wird beschrieben als (■ Abb. 3.16):

- **Retroaortal:** Die anomale Koronararterie verläuft hinter der Aorta ascendens.
- **Interarteriell** (■ Abb. 3.17): Die anomale Koronararterie verläuft zwischen Aorta ascendens und Truncus pulmonalis.
- **Präpulmonal** (■ Abb. 3.10): Die anomale Koronararterie verläuft vor dem Truncus pulmonalis.
- **Septal:** Die anomale Koronararterie verläuft intramyokardial durch das interventrikuläre Septum.



■ **Abb. 3.15a,b.** Multiple sakkuläre Koronararterienaneurysmata. Die Katheterangiographie (a) zeigt mehrere sakkuläre

Aneurysmata der RCA. Im Herz-CT korrespondierende Darstellung der Aneurysmata der RCA und des RCX (b)

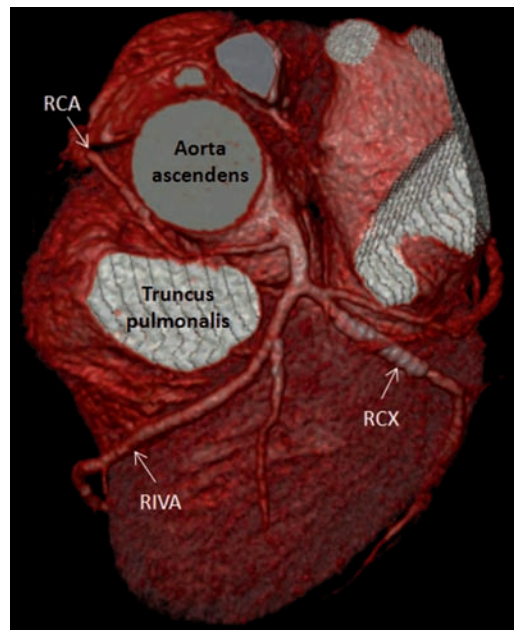


■ **Abb. 3.16.** Schema der möglichen Koronarverläufe am Beispiel einer singulären Koronararterie mit anomaler RCA

#### Tipps

- VR-Rekonstruktionen bieten einen guten Überblick über den Ursprung der anomalen Koronararterie.
- Der Verlauf der Koronar anomalie ist meist am besten in den transversalen Schichten zu beurteilen, da umgebende kardiale Strukturen die anomale Koronararterie bei der VR-Rekonstruktion verdecken.
- Anomalien des Ursprungs stellen insbesondere ein Problem bei der selektiven Katheterangiographie dar. Eine genaue Beschreibung des Ursprungs der anomalen Koronararterie kann bei einer späteren Herzkatheteruntersuchung hilfreich sein.

■ **Abb. 3.17.** Singuläre Koronararterie mit interarteriellem Verlauf der anomalen RCA zwischen Aorta scendens und Truncus pulmonalis



Tab. 3.1. Vergleich zwischen CT und Herzkatheter in der Beurteilung von Koronaraneomalien

Studienreferenz	CT-System	Koronar-aneomalien	Bemerkung
Shi et al., 2004	16-Zeilen	alle	47% der Koronaraneomalien wurden im Herzkatheter nicht identifiziert oder inkorrekt klassifiziert
Schmitt et al., 2005	4-/16-Zeilen	alle	Diskrepanz bei 45% der Patienten bezüglich Verlauf der anomalen Koronararterie
Menisoglu et al., 2005	Elektronenstrahl	alle	Diskrepanz bei 36% der Patienten bezüglich Verlauf der anomalen Koronararterie
Leschka et al., 2008	64-Zeilen	Myokardbrücken	54% der Myokardbrücken wurden im Herzkatheter nicht identifiziert

Wichtig ist das korrekte Erkennen einer möglicherweise »malignen« Variante einer Koronaraneomalie. Zu den Koronaraneomalien mit einem erhöhten Risiko einer myokardialen Ischämie gehören:

- Ursprung der Koronararterie aus einer Pulmonalarterie
- Interarterieller Verlauf der anomalen Koronararterie
- Arterio-venöse Fistel
- Myokardbrücke mit tiefem intramyokardialen Verlauf der Koronararterie
- Großes Koronararterienaneurysma

College of Cardiology und das American College of Radiology (»Appropriateness Criteria«) als Goldstandard bewertet.

Fazit

Die Herz-CT ist der Goldstandard für die Beurteilung von Koronaraneomalien.  
Kenntnis der normalen Anatomie der Koronararterien und der zahlreichen anatomischen Normvarianten sind grundlegend für die korrekte Interpretation von Koronaraneomalien.

3.2.2 Vergleich von CT und Herzkatheter bezüglich Beurteilung von Koronaraneomalien

Die Herz-CT bietet gegenüber dem Herzkatheter die Möglichkeit, nicht nur das Koronarlumen und den projektionsradiographischen Verlauf abzuschätzen, sondern zudem die anomale Koronararterie im Kontext der benachbarten kardialen Strukturen abzubilden. Entsprechend konnte bereits mit frühen CT-Systemgenerationen in mehreren Studien ein Vorteil der Herz-CT gegenüber dem Herzkatheter insbesondere in der genauen Beurteilung des Verlaufs der anomalen Koronararterie nachgewiesen werden (Tab. 3.1).

Dementsprechend wurde die Herz-CT zur Beurteilung von Koronaraneomalien durch das American

3.3 Weiterführende Literatur

Cademartiri F, La Grutta L, Malago R, et al. Prevalence of anatomical variants and coronary anomalies in 543 consecutive patients studied with 64-slice CT coronary angiography. Eur Radiol 2008;18:781-791

Kacmaz F, Ozbulbul NI, Alyan O, et al. Imaging of coronary artery anomalies: the role of multidetector computed tomography. Coron Artery Dis 2008;19:203-209

Karaca M, Kirilmaz A, Oncel G, et al. Contrast-enhanced 64-slice computed tomography in detection and evaluation of anomalous coronary arteries. Tohoku J Exp Med 2007; 213:249-259

Leschka S, Koepfli P, Husmann L, et al. Myocardial bridging: depiction rate and morphology at CT coronary angiography – comparison with conventional coronary angiography. Radiology 2008;246:754-62

Leschka S, Stolzmann P, Scheffel H, et al. Prevalence and morphology of coronary artery ectasia with dual-source CT coronary angiography. Eur Radiol 2008;PMID:18641995

# 4 Calcium Scoring: Bedeutung und Indikationen

*Sebastian Leschka*

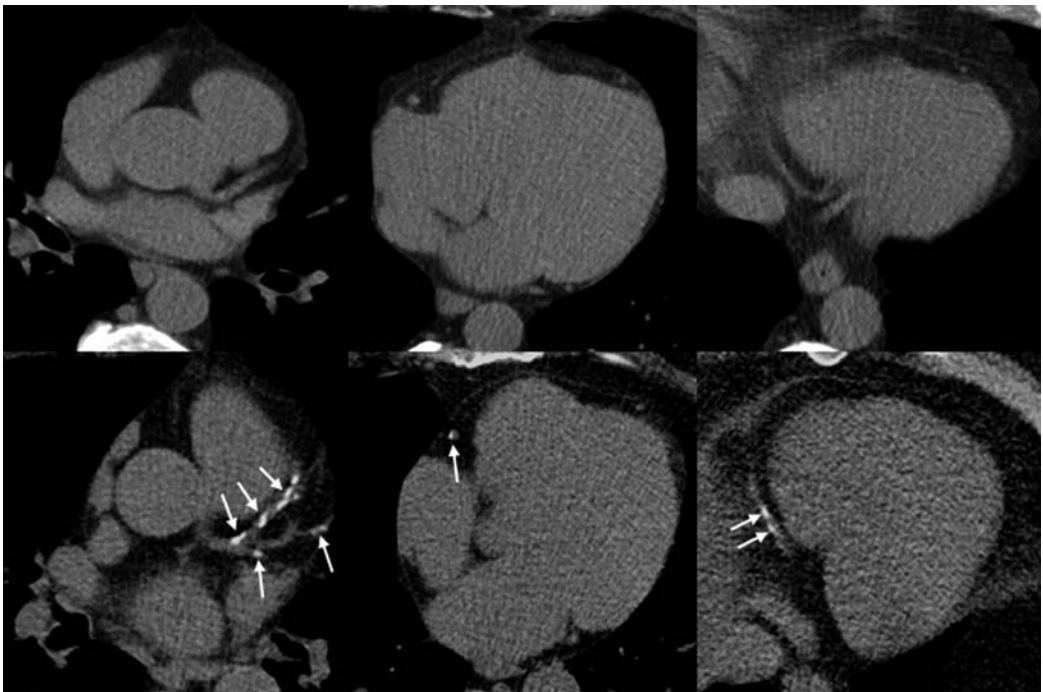
- 4.1 Durchführung der CT-Untersuchung für das Calcium-Scoring: – 44
- 4.2 Auswertung der Untersuchung und Quantifizierung der Koronarkalklast – 45
  - 4.2.1 Messmethoden zur Quantifizierung der Koronarverkalkungen – 45
  - 4.2.2 Einflussfaktoren auf die Koronarkalkmessung – 45
- 4.3 Interpretation des Calcium-Scores – 46
- 4.4 Weiterführende Literatur – 48

Die Quantifizierung der Koronarverkalkung (»Calcium-Scoring«) wurde vor etwa 20 Jahren mit der Elektronenstrahl-CT begonnen. Aufgrund der weiten Verbreitung und der Möglichkeit einer anschließenden CT-Koronarangiographie hat sich in den letzten Jahren zunehmend die Mehrzeilen-CT für diesen Verwendungszweck durchgesetzt. Die Messwerte beider Methoden zeigen dabei eine hervorragende Übereinstimmung. Verkalkungen der Koronararterien gelten als ein empfindlicher Marker für das Vorliegen einer koronaren Arteriosklerose. Koronarverkalkungen finden sich zunehmend im fortgeschrittenen Stadium der arteriosklerotischen Plaqueentwicklung, können histopathologisch jedoch bereits in der zweiten Lebensdekade nachweisbar sein. Bei CT-Untersuchungen sind Koronarverkalkungen etwa ab dem 40. Lebensjahr bei Männern und etwa ab dem 45. Lebensjahr bei Frauen zu erwarten. Verglichen mit der Histopathologie hat das Ausmaß der Koronarverkalkung eine direkte Beziehung zur arteriosklerotischen Plaquebelastung in den Koronararterien, entspricht jedoch nur etwa einem Fünftel des Plaquevolumens. Das Vorliegen von Koronarverkalkungen zeigt, dass arteriosklerotische

Plaques in den Koronararterien vorhanden sind. Umgekehrt bedeutet jedoch das Fehlen von Koronarverkalkungen nicht den Ausschluss von Plaques. Die Prävalenz von signifikanten Koronarstenosen durch nicht-verkalkte Plaques beim Fehlen von Koronarverkalkungen beträgt etwa 3–5%. Da Koronarverkalkungen nachweisbar sind, bevor eine koronare Herzkrankheit klinisch manifest wird, bietet das Calcium-Scoring die Möglichkeit, asymptomatische Patienten mit einem erhöhten Myokardinfarktrisiko frühzeitig zu identifizieren.

#### 4.1 Durchführung der CT-Untersuchung für das Calcium-Scoring:

Das Calcium-Scoring erfolgt als native Niedrigdosis-CT. Verkalkungen sind hier sehr einfach anhand hyperdenser Areale entlang der Koronararterien zu identifizieren (■ Abb. 4.1). Traditionell erfolgt die Koronarkalkmessung an 3 mm dicken Rekonstruktionen, sodass als Parametereinstellung bei der CT eine weite Detektorkollimation ausreichend ist



■ **Abb. 4.1.** Axiale Schichten einer nativen Herz-CT. Obere Reihe: Kein Nachweis von Koronarverkalkungen in einer 48-jährigen

Frau. Untere Reihe: Multiple Koronarverkalkungen (Pfeile) in allen drei Koronararterien bei einem 67-jährigen Mann

(► Kap. 11). Die Untersuchung erfolgt entweder sequentiell mit prospektiver EKG-Synchronisierung oder im Helikalmodus mit retrospektiver EKG-Synchronisierung (► Kap. 6).

## 4.2 Auswertung der Untersuchung und Quantifizierung der Koronarkalklast

Die Koronarkalkmessung erfolgt semiautomatisch und rechnergestützt. Hierzu stehen von verschiedenen Herstellern Softwarelösungen zur Verfügung. Gemeinsam ist ihnen, dass Strukturen erhöhter CT-Dichte visuell hervorgehoben werden und dann vom Auswerter als Koronarverkalkung verifiziert werden müssen. Die Quantifizierung des Koronarkalks erfolgt dann automatisch. Gemäß internationalem Standard gelten Dichteanhebungen ab 130 HU in den Koronararterien, welche nicht Koronarstents oder Metallclips entsprechen, als koronare Verkalkungen.

### 4.2.1 Messmethoden zur Quantifizierung der Koronarverkalkungen

Zur Quantifizierung der Koronarverkalkung sind drei Methoden gebräuchlich (► Tab. 4.1):

#### 1. Agatston-Score (AS):

- Prinzip: Multiplikation der Plaquefläche mit einem Wichtungsfaktor der CT-Dichte
- Traditioneller und gebräuchlicher Wert für die Koronarkalkmessung
- Wert sehr anfällig gegenüber Bewegungsartefakten und insbesondere Bildrauschen; daher nur moderate Reproduzierbarkeit des Wertes

#### 2. Volumen-Score (VS):

- Prinzip: Bestimmung des Volumens aller Voxel eines Plaques, welche einen CT-Dichtewert von mindestens 130 HU haben
- Wert anfällig für Partialvolumeneffekte, jedoch bessere Reproduzierbarkeit als der AS

#### 3. Massen-Score (MS):

- Prinzip: Volumen und mittlere CT-Dichte eines Plaques werden anhand eines Kalibrierungsfaktors als Massenäquivalent von Calciumhydroxylapatit ausgedrückt

- Kalibrierungsfaktor ist abhängig vom verwendeten CT-System und CT-Protokoll
- Bessere Reproduzierbarkeit des Wertes verglichen mit dem AS

#### Tipps

- Die beste Datenlage bezüglich Risikostratifizierung und prognostischem Nutzen besteht für den AS.
- Aufgrund der Limitationen des AS und insbesondere der besseren Reproduzierbarkeit von VS und MS könnten sich diese Methoden in Zukunft durchsetzen; im Befund sollte daher sowohl AS, VS als auch MS festgehalten werden, um eine Vergleichsbasis der Messergebnisse bei Wiederholungsuntersuchungen zu gewährleisten
- Der VS und der MS zeigen die geringste Abhängigkeit vom verwendeten CT-System

### 4.2.2 Einflussfaktoren auf die Koronarkalkmessung

Die folgenden Faktoren wurden in bisherigen Studien als Einflussgrößen auf die Koronarkalkmessung identifiziert. Es empfiehlt sich daher ein standardisiertes Protokoll zu verwenden.

#### Röhrenstrom:

- Reduktion von 100 mA auf 60 mA liefert vergleichbare Messwerte für AS und VS

#### Röhrenspannung:

- Reduktion von 120 kV auf 100 kV liefert vergleichbare Genauigkeit und Reproduzierbarkeit (cave: Adaptationsfehler)

#### Schichtdicke:

bei Verwendung von 1 mm- gegenüber 3 mm-Schichtdicke signifikant höhere Messwerte für AS (+29,7%), VS (+47,1%) und MS (+47,2%)

#### Field-of-view:

- keine Änderung der Messwerte bei 180×180 mm<sup>2</sup>, 220×220 mm<sup>2</sup> und 380×380 mm<sup>2</sup>, jedoch kleinere Verkalkungen bei 180×180 mm<sup>2</sup> besser detektierbar



Tab. 4.1. Prinzip der Messmethode sowie Vor- und Nachteile des Agatston-, Volumen- und Massen-Score			
Bewertungs-scores	Agatston-Score (AS)	Volumen-Score (VS)	Massen-Score (MS)
Kommentar	<p><math>AS = WF \times A_{\text{Plaque}}</math></p> <p><math>WF = \begin{cases} = 1, &amp; \text{wenn } 130 \text{ HU} \leq CT_{\text{max}} &lt; 200 \text{ HU} \\ = 2, &amp; \text{wenn } 200 \text{ HU} \leq CT_{\text{max}} &lt; 300 \text{ HU} \\ = 3, &amp; \text{wenn } 300 \text{ HU} \leq CT_{\text{max}} &lt; 400 \text{ HU} \\ = 4, &amp; \text{wenn } 400 \text{ HU} \leq CT_{\text{max}} \end{cases}</math></p> <p>mit WF=Wichtungsfaktor, <math>A_{\text{Plaque}}</math>=Plauefläche, <math>CT_{\text{max}}</math>=maximale CT-Dichte im Plaque</p> <ul style="list-style-type: none"><li>Wert basiert auf der maximalen CT-Dichte der Koronarverkalkung und der Plauefläche</li><li>der Score wird anhand eines Wichtungsfaktors semiquantitativ erfasst</li></ul>	<p><math>VS = V_{\text{Voxel}} \times n_{\text{Voxel}}</math></p> <p><math>n_{\text{Voxel}}</math>=Anzahl der Voxel mit einer CT-Dichte von <math>\geq 130</math> HU, <math>V_{\text{Voxel}}</math>=Volumen der einzelnen Voxel</p> <ul style="list-style-type: none"><li>Wert basiert auf der Summe der Volumina aller Voxel innerhalb eines Plaques, welche eine CT-Dichte von <math>\geq 130</math> HU haben</li><li>die absolute Höhe der CT-Dichte oberhalb 130 HU wird für die Berechnung nicht berücksichtigt</li></ul>	<p><math>MS = C_{\text{HA}} \times V_{\text{Plaque}} \times \overline{CT}_{\text{Plaque}}</math></p> <p><math>C_{\text{HA}}</math>=Kalibrierungsfaktor, <math>V_{\text{Plaque}}</math>=Volumen des Plaques, <math>\overline{CT}_{\text{Plaque}}</math>=mittlere CT-Dichte der Plaques</p> <ul style="list-style-type: none"><li>Wert basiert auf dem Vergleich der CT-Dichte einer bekannten Äquivalentmasse Calciumhydroxylapatit mit derjenigen des Plaques</li><li>der MS errechnet sich aus der mittleren CT-Dichte eines Plaques und seines Volumens multipliziert mit einem gerätespezifischen Kalibrierungsfaktor</li></ul>
Vorteile	<ul style="list-style-type: none"><li>Beste Datenlage aller Koronarkalkbewertungsscores bezüglich Risikostratifizierung und prognostischem Mehrwert</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>bietet eine bessere Reproduzierbarkeit der Ergebnisse als der AS</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>bietet eine bessere Reproduzierbarkeit der Ergebnisse als der AS</li><li>entspricht einem realen physischen Wert</li></ul>
Nachteile	<ul style="list-style-type: none"><li>AS ist abhängig vom Bildrauschen, da die maximale CT-Dichte innerhalb eines Plaques den Wichtungsfaktor beeinflusst</li><li>Anpassung notwendig, wenn die Datenakquisition nicht in 3 mm dicken, nicht-überlappenden Schichten erfolgte</li><li>der AS entspricht nicht direkt einem physischen Wert</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>der VS ist empfindlich gegenüber Partialvolumenartefakten: Objekte, welche kleiner als ein Voxel sind, zählen mit dem kompletten Voxelvolumen</li><li>das gemessene Volumen eines verkalkten Koronarplaques ist abhängig vom verwendeten Grenzwert</li><li>der VS entspricht daher nicht direkt einem physischen Wert</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>Verglichen mit dem AS und dem VS weniger gute Datenlage zur Risikostratifizierung vorhanden</li></ul>

Rekonstruktionsintervall:

- Bewegungsartefakte führen zu einer signifikanten Veränderung des AS um bis zu 16%
- individuelle Wahl des besten Rekonstruktionsintervalls mit den geringsten Bewegungsartefakten erhöht die Genauigkeit und verringert die Variabilität
- ein negativer Calcium Score in einem Rekonstruktionsintervall schließt nicht einen positiven Score in angrenzenden Rekonstruktionszeitpunkten aus

EKG-Synchronisierung:

- geringere Variabilität des AS bei retrospektivem EKG-Gating (4%) gegenüber der prospektiven EKG-Trigge rung (35%)

4.3 Interpretation des Calcium-Scores

Die Koronarkalklast korreliert signifikant mit der Wahrscheinlichkeit für einen zukünftigen Myokard-

Tab. 4.2. Therapeutische Empfehlungen aufgrund des Agatston-Scores

Agatston-Score	Wahrscheinlichkeit von Koronarstenosen	Kardiovaskuläres Risiko	Empfehlungen
0	Sehr unwahrscheinlich (<5%)	Sehr gering	Diskussion allgemeiner Hinweise zur Primärprävention kardiovaskulärer Erkrankungen
1–10	Unwahrscheinlich (<10%)	Gering	Diskussion allgemeiner Hinweise zur Primärprävention kardiovaskulärer Erkrankungen
11–100*	Nicht-signifikante Stenosen wahrscheinlich	Moderat	Verminderung der individuellen Risikofaktoren und Primärprävention kardiovaskulärer Erkrankungen, Acetylsalicylsäure p.o. täglich empfehlenswert
101–400*	Nicht-signifikante Stenosen sehr wahrscheinlich, signifikante Stenosen möglich	Moderat bis hoch	Verminderung der individuellen Risikofaktoren und Sekundärprävention kardiovaskulärer Erkrankungen, Erwägung eines Stresstest zur weiteren Risikostratifikation
>400*	Hohe Wahrscheinlichkeit (>90%) von zumindest einer signifikanten Koronarstenose	hoch	Aggressive Modifikation der individuellen Risikofaktoren, Erwägung eines Stresstest zur Beurteilung einer induzierbaren Ischämie

Empfehlungen gemäß Rumberger et al., Mayo Clin Proc 1999;74:243–252

\* sollte der Agatston-Score oberhalb der 75. Perzentile liegen, sind die Empfehlungen der nächsthöheren Stufe zu beachten

infarkt. In einer Metaanalyse lag das relative Risiko für das Auftreten eines Herzinfarktes beim Vorliegen von Koronarverkalkungen zwischen 1 und 22 mit einem gewichteten Mittelwert von 4. Zusätzliche Informationen und eine genauere Risikostratifizierung ermöglicht der Vergleich des Calcium-Scores mit asymptomatischen Individuen des gleichen Alters und Geschlechts und damit eine Einordnung in Perzentilen (Tab. 19.2). Hierzu stehen im Internet auch Kalkulatoren zur Perzentilenbestimmung zur Verfügung (z. B. [www.mesa-nhlbi.org/calcium/input.aspx](http://www.mesa-nhlbi.org/calcium/input.aspx)).

Patienten, deren Calcium-Score oberhalb der alters- und geschlechtsbezogenen 75. Perzentile liegt, haben ein signifikant höheres Risiko für einen Myokardinfarkt und profitieren von einer aggressiven Lipidsenkungstherapie auf einen Zielwert des LDL auf <100 mg/dl. Der Calcium-Score scheint darüberhinaus auch geeignet, den Erfolg einer Statintherapie zu kontrollieren: In Patienten ohne Therapie steigt der Calcium-Score in Folgeuntersuchungen an, dagegen nimmt der Wert ab oder zeigt keine Progression unter Statintherapie.

Eine aktuelle Richtlinie zur Interpretation des Calcium-Scores mit Empfehlungen zum weiteren diagnostischen und therapeutischen Vorgehen beruht auf dem AS (Tab. 4.2). Bei Patienten mit einem

Koronarkalkwert >75% der alters- und geschlechtsrelativierten Perzentile wird der Patient in die nächsthöhere Risikogruppe eingeordnet.

Der additive Nutzen des Calcium-Scores zusätzlich zu den traditionellen Risikostratifizierungsmodellen (z. B. Framingham, PROCAM) konnte in mehreren Studien (St. Francis Heart Study, South Bay Heart Study) gezeigt werden. Der Calcium-Score hat sich dabei als unabhängiger Risikofaktor herausgestellt. Insbesondere bei subklinischer kalzifizierter Arteriosklerose bei Patienten mit niedrigem und mittlerem Risiko gemäß Framingham erlaubt der Calcium-Score eine genauere Risikoeinschätzung.

Tipps

Anwendung der Koronarkalkmessung in der klinischen Praxis

- Das Calcium-Scoring kann als eine isolierte Untersuchung für das Abschätzen des kardiovaskulären Risikoprofils eines Patienten oder in Kombination mit einer anschließenden CT-Koronarangiographie durchgeführt werden.



- Der Zeitabstand für Wiederholungsmessungen des Calcium-Scores ist aktuell nicht definiert. Die Variabilität der Koronarkalkmessung müsste in jedem Fall geringer sein als die physiologische Änderung der Koronarkalklast im Kontrollzeitraum. Die Zunahme an koronaren Verkalkungen wird mit 25-35% pro Jahr geschätzt, sodass eine signifikante Änderung der Koronarkalklast bei Kontrolluntersuchungen erst nach etwa 3 bis 5 Jahren zu erwarten ist.

Von einigen Autoren wird das Calcium-Scoring als Maßstab für die Auswertbarkeit der nachfolgenden CT-Koronarangiographie verwendet: Je nach Autor wird dabei bei einem AS von mehr als 400 bis 1000 empfohlen, auf eine kontrastmittelverstärkte CT zu verzichten, da der positiv prädiktive Wert der CT-Koronarangiographie aufgrund falsch-positiver Beurteilungen zu gering wird. Ein klarer Schwellenwert des AS ist hierzu nicht definiert worden.

Bei adäquater Indikation für die CT-Koronarangiographie (► Kap. 6), d. h. bei geringer bis intermediärer Vortestwahrscheinlichkeit, ist keine hohe Koronarkalklast zu erwarten. Umgekehrt betrachtet sollte man bei einer hohen Koronarkalklast (z. B. AS>1000) die Indikation zur CT-Koronarangiographie überdenken, da der Patient eine hohe Vortestwahrscheinlichkeit hat.

#### Fazit

Die Herz-CT für die Bestimmung des Calcium-Scores ist eine native CT-Untersuchung mit niedriger Dosis.

Von den verwendeten Messmethoden für koronare Verkalkungen bietet der Agatston-Score die längste Erfahrung und eine sehr gute Datenlage bezüglich kardiovaskulärer Risikostatifizierung des Patienten.

Neuere Messmethoden wie der Massenscore und der Volumen-Score zeigen eine bessere Reproduzierbarkeit bei Wiederholungsmessungen, verfügen jedoch aktuell noch nicht über eine dem Agatston-Score vergleichbare Datenlage.

Die Koronarkalkmessung wird durch zahlreiche Einflussfaktoren bestimmt und zeigt dementsprechend eine gewisse Variabilität der Messergebnisse bei Wiederholungsmessung und bei Verwendung verschiedener CT-Systeme.

## 4.4 Weiterführende Literatur

- Hoff JA, Chomka EV, Krainik AJ, et al. Age and gender distributions of coronary artery calcium detected by electron beam tomography in 35,246 adults. *Am J Cardiol* 2001; 87:1335–1339
- O'Rourke R, Brundage B, Froelicher V, et al. American College of Cardiology/American Heart Association expert consensus document on electron beam computed tomography for the diagnosis and prognosis of coronary artery disease. *J Am Coll Cardiol* 2000;36:326–340
- Rumberger JA, Brundage BH, Rader DJ, et al. Electron beam computed tomographic coronary calcium scanning: a review and guidelines for use in asymptomatic persons. *Mayo Clin Proc* 1999;74:243–252
- Wexler L, Brundage B, Crouse J, et al. Coronary artery calcification: pathophysiology, epidemiology, imaging methods, and clinical implications. A statement for health professionals from the American Heart Association Writing Group. *Circulation* 1996;94:1175–1192

# 5 Kontrastmittelprotokolle bei der CT-Koronarangiographie

*Stephan Baumüller*

## 5.1 Grundlagen der Kontrastmittelpharmakokinetik – 50

## 5.2 Einflussfaktoren auf die arterielle Kontrastierung – 52

5.2.1 Patientenspezifische Faktoren – 52

5.2.2 Atemlage – 52

## 5.3 Kontrastmittelprotokolle – 53

5.3.1 Venöser Zugang – 53

5.3.2 Monophasische Kontrastmittelapplikation – 53

5.3.3 Biphasische Kontrastmittelapplikation – 54

5.3.4 Triphasische Kontrastmittelapplikation – 54

## 5.4 Methoden zur zeitlichen Abstimmung der Kontrastmittelapplikation – 55

5.4.1 Fixes Zeitintervall – 55

5.4.2 Test-Bolus und Bolus-Tracking – 55

## 5.5 Weiterführende Literatur – 57

Fortschritte in der Entwicklung von hochmodernen, leistungsfähigen Computertomographen mit deutlich verbesserter zeitlicher und räumlicher Auflösung führten dazu, dass die Kontrastmittelapplikation ein zunehmend kritisches Element bei der Kontrastmittelverstärkten CT-Koronarangiographie darstellt. So müssen die Kontrastmittelprotokolle mit jeder neuen Generation von Computertomographen angepasst werden, zumal eine optimale Kontrastierung des Herzens und der Koronararterien und somit eine perfekte zeitliche Abstimmung zwischen Kontrastmittelapplikation und Beginn der Bildakquisition für die erfolgreiche Durchführung einer CT-Koronarangiographie unverzichtbar sind.

## 5.1 Grundlagen der Kontrastmittelpharmakokinetik

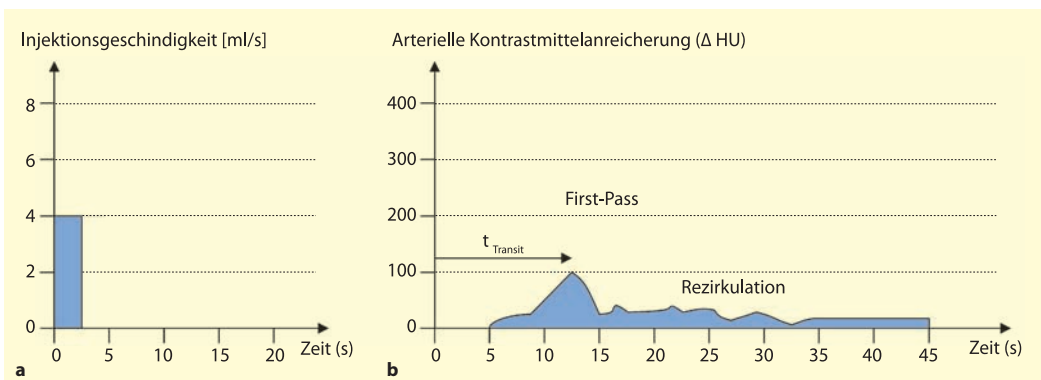
Um die Effekte der anwenderabhängigen Kontrastmittelapplikation auf die arterielle Gefäßkontrastierung besser zu verstehen, folgt ein kurzer Überblick über die Pharmakokinetik der jodhaltigen Kontrastmittel während der Frühphase der arteriellen Kontrastierung.

Intravenös appliziertes Kontrastmittel in eine antekubitale Vene fließt über die brachialen Venen und die Vena cava superior ins rechte Herz, über den Truncus pulmonalis in die Lungen und ins linke Herz, bevor es zum ersten Mal den systemischen Kreislauf erreicht und als arterielle Kontrastmitteleinreicherung in der Aorta ascendens detektiert werden kann. Dieser Zirkulationsablauf wird als »First-

Pass« bezeichnet. Das Zeitintervall zwischen der Kontrastmitteleinreicherung im Truncus pulmonalis und der arteriellen Kontrastmitteleinreicherung in der Aorta ascendens wird als Transitzeit ( $t_{\text{Transit}}$ ) bezeichnet (► Kap. 7). Nachdem nun das Kontrastmittel durch den systemischen Kreislauf weitergeflossen ist, gelangt es erneut über die großen zuführenden Venen ins rechte Herz, durchfließt die Lungen und erscheint schließlich wiederum im systemischen Kreislauf. Diesen Vorgang nennt man Rezirkulation. Bei der Durchführung einer CT-Koronarangiographie trägt somit nicht nur der First-Pass sondern auch die Rezirkulation zur Kontrastierung des Herzens und der Koronararterien bei (■ Abb. 5.1).

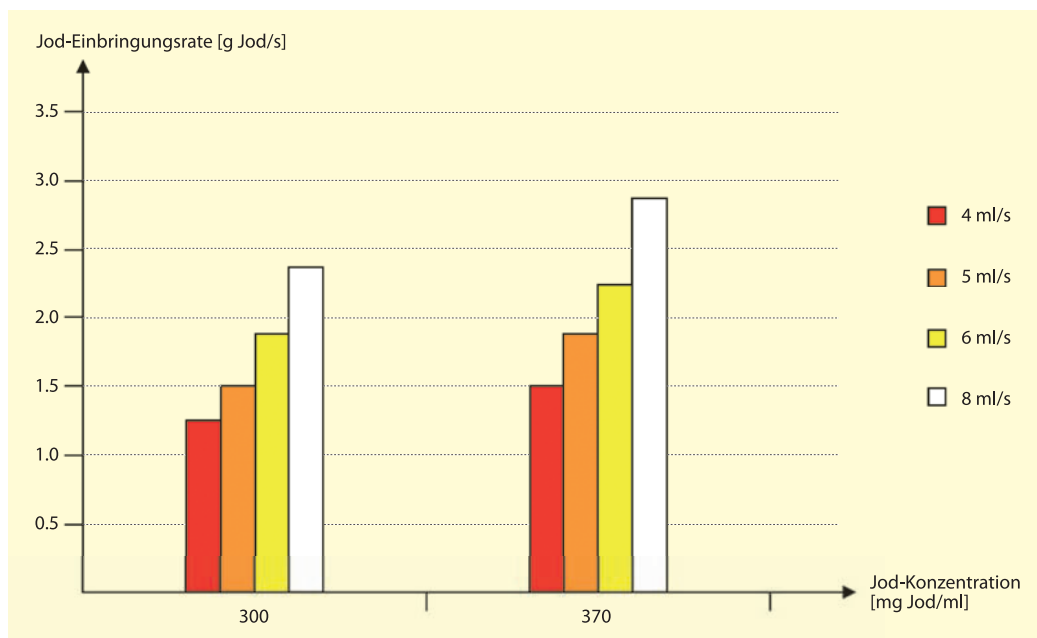
Bei der CT-Koronarangiographie spielt zudem die Auswahl der Injektionsparameter des Kontrastmittels eine wichtige Rolle. Die Jod-Einbringungsrate [g Jod/s] (sog. Jod-Flux) sowie die Dauer der Kontrastmittelinjektion [s] bestimmen zusammen das Gesamtvolumen des applizierten Kontrastmittels, bzw. die total applizierte Jodmenge. Die arterielle Anreicherung des Kontrastmittels ist direkt proportional zur Jod-Einbringungsrate:

- Bei Verdoppelung der Jod-Einbringungsrate erhält man eine annähernd zweifach stärkere arterielle Kontrastierung.
- Die Jod-Einbringungsrate kann entweder durch die Erhöhung der Injektionsgeschwindigkeit [ml/s] oder durch die Verwendung höher konzentrierter Kontrastmittel erreicht werden (■ Abb. 5.2).



■ **Abb. 5.1a,b.** a Schematische Darstellung der Applikation eines Kontrastmittelbolus mit einem Volumen von 10 ml bei einer Injektionsrate von 4 ml/s während einer Zeit von 2,5 s. b Kurve der arteriellen Kontrastmitteleinreicherung mit steilem

Anstieg der arteriellen Kontrastierung entsprechend dem First-Pass des Kontrastmittelbolus sowie der wellenförmig verlaufenden Rezirkulationsphase. (Adaptiert nach Fleischmann D. Eur Radiol., 2003;13:N39-43)



**Abb. 5.2.** Jod-Einbringungsrate bei zwei verschiedenen Kontrastmittelkonzentrationen. Die Jod-Einbringungsrate kann für eine gegebene Kontrastmittelkonzentration anhand der Injektionsgeschwindigkeit variiert werden. Hochkonzent-

rierte Kontrastmittel ermöglichen höhere Jod-Einbringungs-raten bei gleicher Injektionsgeschwindigkeit. (Adaptiert nach Fleischmann D. Eur Radiol., 2003;13:N39-43)

Es ist zu beachten, dass gerade hochkonzentrierte Kontrastmittel eine höhere Viskosität aufweisen. Da diese Kontrastmittel bei höherer Temperatur verbesserte rheologische Eigenschaften aufweisen, sollten sie immer angewärmt (37°C) werden.

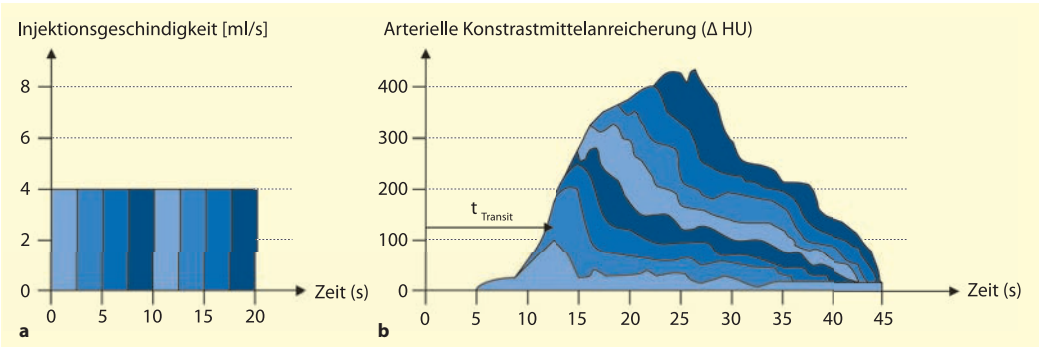
Bei Verlängerung der Dauer der Kontrastmittel-injektion müssen sowohl der First-Pass sowie die Rezirkulation berücksichtigt werden. Die Kontrastmittelapplikation mit einem Volumen von z. B. 80 ml kann als 8 »aufeinanderfolgende« Kontrastmittelboli von je 10 ml Volumen verstanden werden. In diesem Fall hat jeder dieser 8 Boli einen Effekt auf die arterielle Kontrastierung. Die kumulative arterielle Kontrastierung resultiert aus der totalen Kontrastmittelmenge und widerspiegelt somit die Summe der arteriellen Kontrastierung aller 8 »aufeinanderfolgenden« Kontrastmittelboli. Wie in **Abb. 5.3** dargestellt, überlappen sich die Effekte der Rezirkulation und des First-Pass:

- Eine Verlängerung der Injektionsdauer führt zu einem kontinuierlichen Anstieg der arteriellen

Kontrastmittelanreicherung mit einem verzögerten Maximum.

#### Tipps

- Die arterielle Anreicherung des Kontrastmittels ist direkt proportional zur Jod-Einbringungsrate (sog. Jod-Flux).
- Erhöhung der Injektionsgeschwindigkeit [ml/s] oder Verwendung hochkonzentrierter Kontrastmittel resultieren in einer höheren Jod-Einbringungsrate.
- Bei Verkürzung der Injektionsdauer ist für dieselbe arterielle Kontrastmittelanreicherung eine Erhöhung der Jod-Einbringungsrate notwendig.
- Verlängerung der Injektionsdauer führt zu einem kontinuierlichen Anstieg der arteriellen Kontrastmittelanreicherung mit verzögertem Maximum.
- Verdoppelung der Jod-Einbringungsrate ergibt eine annähernd zweifach stärkere arterielle Kontrastierung.



**Abb. 5.3a,b.** a Schematische Darstellung der Applikation eines Kontrastmittelbolus mit einem Volumen von 80 ml bei einer Injektionsrate von 4 ml/s während einer Zeit von 20 s. b Additionskurve der kumulativen arteriellen Kontrastmittelanreicherung basierend auf 8 »aufeinanderfolgenden« Kon-

trastmittelboli. Die Verlängerung der Injektionsdauer führt zu einem kontinuierlichen Anstieg der arteriellen Kontrastmittelanreicherung mit verzögertem Maximum. (Adaptiert nach Fleischmann D. Eur Radiol., 2003;13:N39-43)

## 5.2 Einflussfaktoren auf die arterielle Kontrastierung

### 5.2.1 Patientenspezifische Faktoren

Neben anwenderabhängigen Injektionsparametern haben auch patientenspezifische Faktoren wie Blutdruck, Herzfrequenz, Herzminutenvolumen und Körpergewicht einen Einfluss auf die Geometrie des Kontrastmittelbolus und somit auf die Kontrastierung des Herzens und der Koronararterien. Hierbei ist insbesondere das Herzminutenvolumen von entscheidender Bedeutung. Ein vermindertes Herzminutenvolumen führt zu einer geringeren Vermischung des Kontrastmittels durch nicht angereichertes Blut. Daraus resultiert eine höhere arterielle Kontrastmittelanreicherung. Deshalb ist die arterielle Kontrastierung bei Patienten mit einem niedrigeren Herzminutenvolumen höher als bei Patienten mit einem normalen oder gesteigerten Herzminutenvolumen.

Da das Körpergewicht direkten Einfluss auf das intravasale Blutvolumen sowie das Herzminutenvolumen hat und sich ebenfalls umgekehrt proportional zur Kontrastierung verhält, empfiehlt es sich, die Injektionsgeschwindigkeit und die Kontrastmittelmenge an die Konstitution des Patienten anzupassen (Tab. 5.1).

### 5.2.2 Atemlage

Ein weiterer, patientenspezifischer Einfluss auf die arterielle Kontrastmittelverteilung zeigt sich bei tiefer Inspiration des Patienten vor Beginn der Bildakquisition. Hierbei kommt es zu einer Steigerung des intrathorakalen Drucks mit temporärer Stauung des über die Vena cava superior einströmenden Kon-

**Tab. 5.1.** Übersicht über die Injektionsraten und Kontrastmittelmengen in Abhängigkeit des Körpergewichts und der Bildakquisitionszeit. Größeres Körpergewicht bedarf einer Erhöhung der Injektionsgeschwindigkeit sowie einer größeren Kontrastmittelmenge

	5 ml/sec	5,5 ml/sec	6 ml/sec
Bildakquisitionszeit	BMI < 25	BMI 25–30	BMI > 30
7 sec	65 ml	69 ml	73 ml
8 sec	67 ml	70 ml	75 ml
9 sec	69 ml	72 ml	80 ml
10 sec	71 ml	74 ml	82 ml
11 sec	73 ml	82 ml	92 ml
12 sec	78 ml	90 ml	102 ml
13 sec	83 ml	98 ml	110 ml
14 sec	88 ml	104 ml	118 ml
15 sec	9 ml	110 ml	126 ml

trastmittels. Gleichzeitig findet eine Steigerung des intraabdominalen Drucks statt mit konsekutiver Flusssteigerung des nicht-kontrastierten Blutes über die Vena cava inferior. In der Folge erreicht vermehrt nicht-kontrastiertes Blut die pulmonale Zirkularisation und das Herz, was zu einer verminderten arteriellen Kontrastierung führt.

#### Tipps

- Anpassung der Kontrastmittelmenge und der Kontrastmittelkonzentration an das Körpergewicht sowie das Herzminutenvolumen des Patienten.
- Keine tiefe, sondern lediglich mittlere Inspiration vor Beginn der CT-Koronarangiographie.

## 5.3 Kontrastmittelprotokolle

### 5.3.1 Venöser Zugang

Die Kontrastmittelapplikation bei der CT-Koronarangiographie unterliegt einigen Besonderheiten, die sich hauptsächlich aus der Lage des Herzens ergeben. Sowohl die Nähe des Herzens zu den brachialen Gefäßen und somit zum Injektionszugang des Kontrastmittels, als auch die Lage des Herzens als Schaltstück zwischen dem pulmonalen und dem systemischen Kreislauf erfordern eine optimierte zeitliche Abstimmung der Kontrastmittelapplikation, um störende Hochkontrastartefakte zu verhindern. Für die hohe Bildakquisitionsgeschwindigkeit moderner CT-Systeme muss die Kontrastmittelgeometrie während der Aufnahmezeit optimale Bedingungen aufweisen. Zudem setzt der geringe Gefäßdurchmesser der Koronararterien eine rasche und hohe Kontrastmittelkonzentration für eine gute Beurteilbarkeit distaler Segmente und Seitenäste voraus.

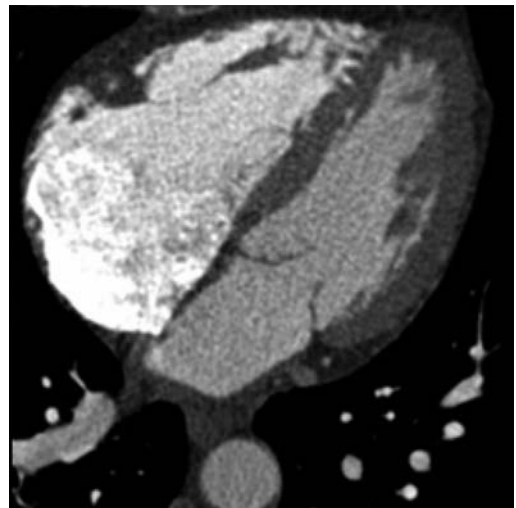
Für ausreichend hohe Flussraten wird das Kontrastmittel in der Regel über eine periphere 18-G Venenverweilkanüle in eine antekubitale Vene injiziert. Bei der Fragestellung nach der Beurteilung von Bypässen sollte die Kontrastmittelapplikation ausschliesslich über antekubitale Venen der rechten Armbeuge erfolgen, da bei einer Kontrastmit-

telapplikation über den linken Arm Hochkontrastartefakte in der Vena anonyma entstehen können.

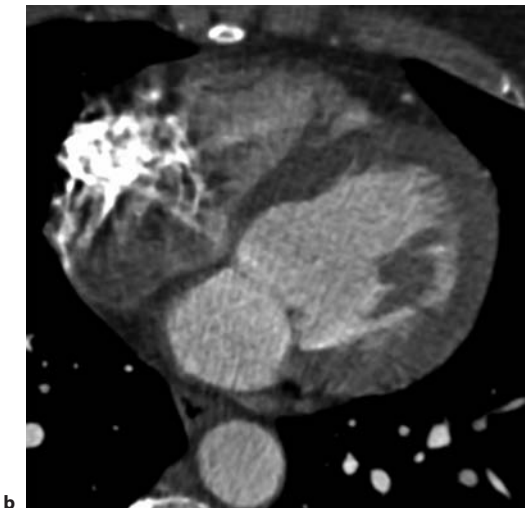
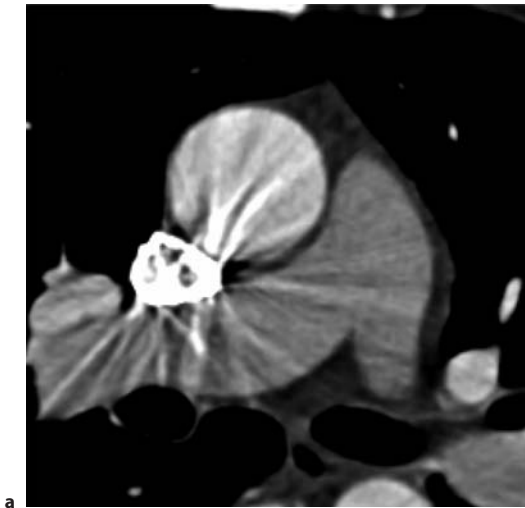
Die Kontrastmittelapplikation über einen zentralen Venenverweilkatheter sollte unterbleiben, da hierdurch die Vermeidung von Hochkontrastartefakten und eine homogene Kontrastierung des Herzens praktisch nicht zu erreichen sind.

### 5.3.2 Monophasische Kontrastmittelapplikation

Bei der monophasischen Kontrastmittelapplikation (■ Abb. 5.4) erfolgt die Kontrastierung des Herzens durch eine einmalige Gabe eines Kontrastmittelbolus. Hierbei ist der Kontrastmittelbolus in der Regel weniger kompakt, da ein Teil in den brachialen Venen sowie in der Vena cava superior verbleibt. Die absolut benötigte Kontrastmittelmenge für eine adäquate Kontrastierung des Herzens wird dadurch größer. Zudem sammelt sich zu viel Kontrastmittel im rechten Herzen und den zuführenden Venen an, was das Auftreten von Hochkontrastartefakten begünstigt (■ Abb. 5.5a,b).



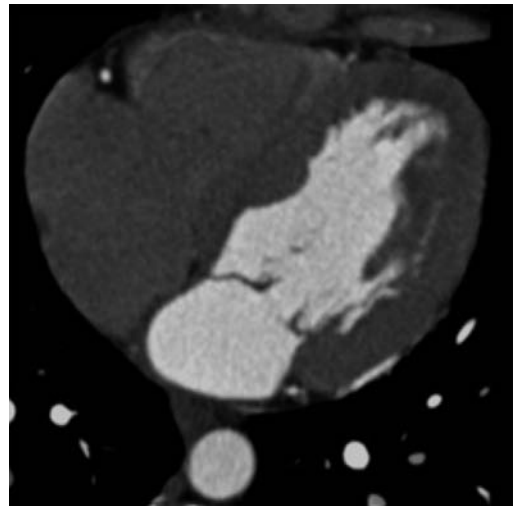
■ **Abb. 5.4.** Monophasische Kontrastmittelapplikation. Suboptimale Kontrastierungsverhältnisse bei zu geringer Kontrastierung des linken Herzens und hoher Kontrastierung des rechten Herzens



■ **Abb. 5.5a,b.** Monophasische Kontrastmittelapplikation. Darstellung von Hochkontrastartefakten durch Kontrastmittel in der Vena cava superior (**a**) sowie im rechten Vorhof (**b**). Die Beurteilbarkeit benachbarter Strukturen wird dadurch deutlich eingeschränkt

### 5.3.3 Biphasische Kontrastmittelapplikation

Bei der biphasischen Kontrastmittelapplikation (■ Abb. 5.6) erfolgt im Anschluss an die Kontrastmittelgabe die Applikation eines NaCl-Bolus. Einerseits erreicht man somit eine gute Kontrastierung des linken Herzens, während andererseits das rechte Herz jedoch eine zu geringe oder keine Kontrastie-



■ **Abb. 5.6.** Biphasische Kontrastmittelapplikation. Gute Kontrastierung des linken Herzens bei ungenügender Kontrastierung des rechten Herzens. Erschwerte Abgrenzbarkeit der rechtsventrikulären Strukturen sowie des interventrikulären und interatrialen Septums

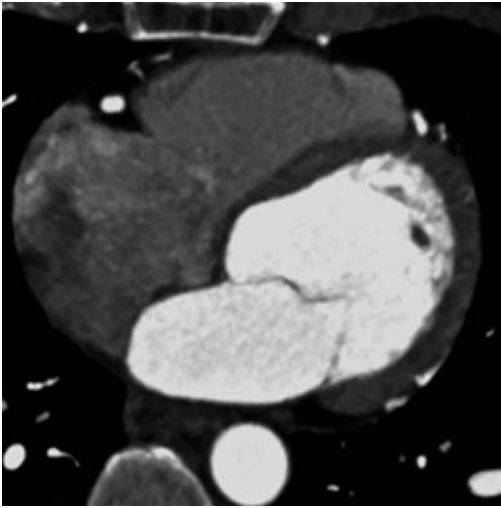
rung mehr aufweist. Dies führt zu einer erschwerten Abgrenzbarkeit der rechtsventrikulären Strukturen sowie des interventrikulären und interatrialen Septums. Die Bestimmung von Ventrikelfunktionen und die Berechnung der Myokardmasse ist dann oft nicht mehr akkurat durchführbar.

### 5.3.4 Triphasische Kontrastmittelapplikation

Eine optimale Kontrastierung der CT-Koronarangiographie weist einen hohen Kontrast im linken Herz und den Koronararterien auf (ca. 300–400 HU), während das rechte Herz eine mässig hohe (ca. 100–150 HU), homogene Kontrastierung besitzt.

Eine gute Kontrastierung zwischen dem rechten und dem linken Herz erhält man bei zusätzlicher Gabe eines weniger konzentrierten Kontrastmittelmischens im Anschluss an die hochkonzentrierte Kontrastmittelapplikation. Zudem sollte das in der Brachialvene sowie der Vena cava superior verbliebene Kontrastmittel eine möglichst geringe Konzentration aufweisen. Zu diesem Zweck erfolgt die Gabe eines NaCl-Bolus direkt nach der Kontrastmittelapplikation. Somit kann das Volumen dieses »Tot-





**Abb. 5.7.** Triphasische Kontrastmittelapplikation. Optimale Kontrastierung des Herzens bei hohem Kontrast im linken Herz und den Koronararterien sowie mäßiger, homogener Kontrastierung im rechten Herz

raumes« (ca. 20–30 ml) zur verbesserten Kontrastierung des Herzens und der Koronararterien genutzt werden, während gleichzeitig störende Hochkontrastartefakte minimiert werden. Um diese optimalen Bedingungen der Herzkontrastierung zu erreichen, kommt die triphasische Kontrastmittelapplikation (Abb. 5.7) zur Anwendung. Hierbei empfiehlt sich die Verwendung eines Dual-Kopf-Injektors zur direkten Mischung und Applikation von Kontrastmittel und NaCl-Lösung.

#### Tipps

- Zum Erzielen von ausreichend hohen Flussraten und guter arterieller Kontrastierung nur angewärmtes Kontrastmittel (37°C) über eine 18-G-Venenverweilkannüle in eine antekubitale Vene applizieren.
- Zur Beurteilung von Bypässen Kontrastmittel ausschliesslich über eine antekubitale Vene der rechten Armbeuge applizieren.
- Keine Kontrastmittelapplikation über einen zentralen Venenverweilkatheter.
- Die triphasische Kontrastmittelapplikation ermöglicht eine optimale Herzkontrastierung.

## 5.4 Methoden zur zeitlichen Abstimmung der Kontrastmittelapplikation

Bei Patienten mit kardiovaskulären oder kardialen Erkrankungen kann das Zeitintervall ( $t_{\text{Transit}}$ ) zwischen der Kontrastmittelanreicherung im Truncus pulmonalis und der arteriellen Kontrastmittelanreicherung in der Aorta ascendens stark variieren. Eine perfekte zeitliche Abstimmung zwischen der Kontrastmittelapplikation und dem Beginn der Bildakquisition ist daher für die erfolgreiche Durchführung der CT-Koronarangiographie unverzichtbar. Allerdings bleibt diese optimale zeitliche Abstimmung eine nicht zu unterschätzende Herausforderung. Auf der einen Seite besteht der Anspruch, Bilder von diagnostischer Qualität zu erzeugen, während andererseits die benötigte Kontrastmittelmenge zu begrenzen ist. Noch komplizierter gestaltet sich dieser Sachverhalt bei Berücksichtigung patientenspezifischer Faktoren.

### 5.4.1 Fixes Zeitintervall

Das früher oft verwendete fixe Zeitintervall zwischen der Kontrastmittelapplikation und dem Beginn der Bildakquisition eignet sich für die Durchführung der CT-Koronarangiographie nicht, da bei Patienten mit einem verminderten oder erhöhten Herzminutenvolumen die optimale Koordination zwischen der Kontrastmittelapplikation und dem Aufnahmestart der Untersuchung möglicherweise nicht gelingt.

### 5.4.2 Test-Bolus und Bolus-Tracking

Eine optimale zeitliche Abstimmung zwischen der Kontrastmittelapplikation und dem Beginn der Bildakquisition kann durch die Anwendung verschiedener Techniken erreicht werden. Die heutzutage meistverwendeten Techniken sind die Bestimmung der Transitzeit des Kontrastmittels durch den pulmonalen Kreislauf mit Hilfe des Test-Bolus und des Bolus-Trackings (Tab. 5.2).

Die Technik des Test-Bolus und des Bolus-Trackings basiert auf kontinuierlichen Messungen der



Tab. 5.2. Gegenüberstellung der Methoden zur zeitlichen Abstimmung der Kontrastmittelapplikation		
	Test-Bolus	Bolus-Tracking
Technik	Bestimmung der Transitzeit des Kontrastmittels anhand einer Anreicherungskurve	Monitoring der arteriellen Kontrastmittelanreicherung in Echtzeit
Vorteile	Echtzeitanpassung der Kontrastmittelgabe an die Transitzeit des Patienten	Einfach und schnell Einsparung von Kontrastmittel Reduktion der Strahlendosis Geringere Anfälligkeit bei Arrhythmien

Zunahme der Kontrastmittelanreicherung in der Aorta ascendens.

Test-Bolus

Die Bestimmung der Transitzeit des Kontrastmittels ( $t_{\text{Transit}}$ ) anhand des Test-Bolus beruht auf dynamischen Messungen in der Aorta ascendens simultan zur Applikation eines Kontrastmittelbolus (ca. 10–20ml, bzw. ca. 15–20% der gesamten Kontrastmittelmenge). Hierbei entsteht eine spezifische Anreicherungskurve der Kontrastmittelkonzentration in der Aorta ascendens (Abb. 5.8). Die für eine perfekte Kontrastierung des Herzens und der Koronararterien notwendige zeitliche Verzögerung des Beginns der Bildakquisition in Bezug auf die Kontrastmittelapplikation kann so bestimmt werden.

Bolus-Tracking

Das Bolus-Tracking basiert auf der Bestimmung der Kontrastmittelanreicherung in der Aorta ascendens in Echtzeit. Bei Erreichen eines festgelegten Schwellenwertes (z. B. 140 HU) der Kontrastmittelkonzentration in der Aorta ascendens kann der Start der Bildakquisition manuell oder automatisch erfolgen (Abb. 5.9).

Tipps

- Das fixe Zeitintervall ist für eine gute Kontrastierung des Herzens nicht geeignet.
- Das Bolus-Tracking reduziert die Strahlendosis, spart Kontrastmittel und ist weniger anfällig bei Arrhythmien als die Test-Bolus-Technik.

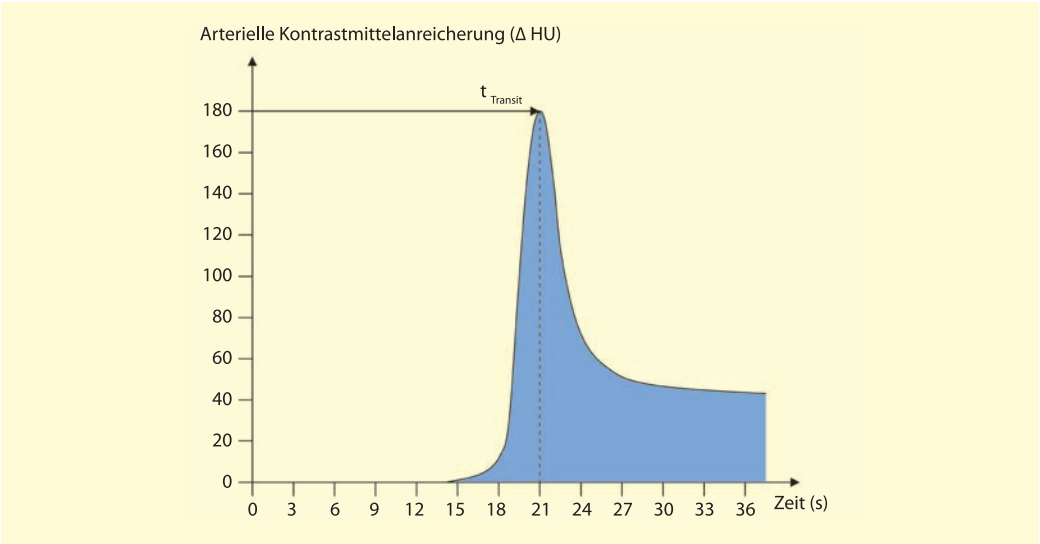
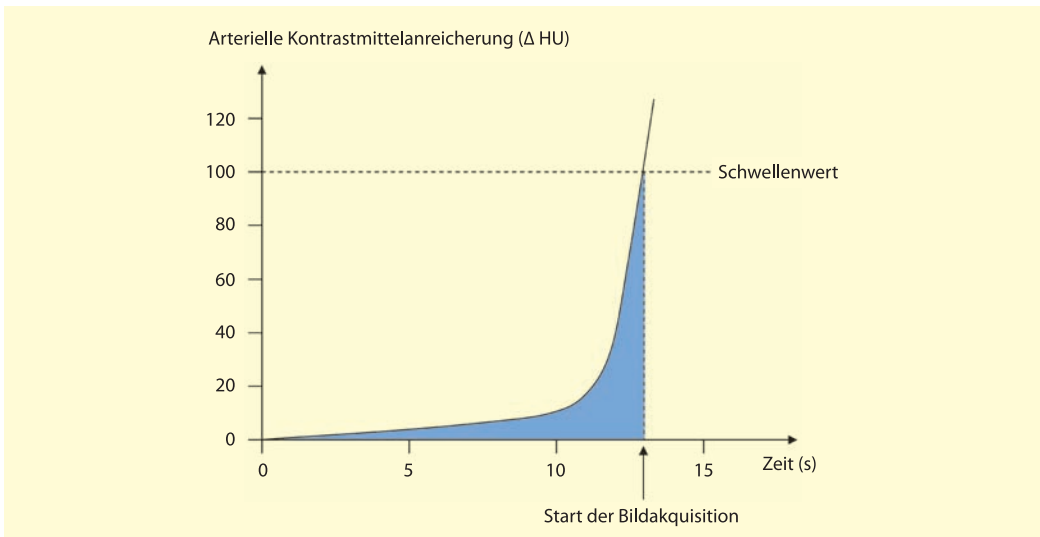


Abb. 5.8. Test-Bolus-Anreicherungskurve der Kontrastmittelkonzentration in der Aorta ascendens



**Abb. 5.9.** Bolus-Tracking-Anreicherungskurve der Kontrastmittelkonzentration in der Aorta ascendens. Bei Erreichen

eines festgelegten Schwellenwertes (z. B. 140 HU) erfolgt der Start der Bildakquisition

### Fazit

Die Herz-CT ist eine leistungsstarke, sich fortlaufend entwickelnde, immer schneller werdende Technologie. Kontrastmittelprotokolle stellen einen integralen Bestandteil dieser Entwicklung dar, welche kontinuierlich optimiert werden müssen, um aus der Technologie vollen Nutzen ziehen zu können.

## 5.5 Weiterführende Literatur

- Bae KT, Heiken JP. Scan and contrast administration principles of MDCT. *Eur Radiol* 2005;15 Suppl 5:E46-59.
- Cademartiri F, Nieman K, van der Lugt A et al. Intravenous contrast material administration at 16-detector row helical CT coronary angiography: test bolus versus bolus-tracking technique. *Radiology* 2004;233:817-23.
- Fleischmann D. High-concentration contrast media in MDCT angiography: principles and rationale. *Eur Radiol* 2003;13 Suppl 3:N39-43.
- Gosselijn MV, Rassner UA, Thieszen SL et al. Contrast dynamics during CT pulmonary angiogram: analysis of an inspiration associated artifact. *J Thorac Imaging* 2004;19:1-7.

*“This page left intentionally blank.”*

# 6 CT-Koronarangiographie: Genauigkeit und Indikationen

*Hatem Alkadhi*

## 6.1 Diagnostische Genauigkeit – 60

- 6.1.1 Sensitivität – 61
- 6.1.2 Spezifität – 61
- 6.1.3 Positiver Vorhersagewert – 62
- 6.1.4 Negativer Vorhersagewert – 62
- 6.1.5 Quantitative Stenosegradierung mit der CT – 63

## 6.2 Indikationen – 64

## 6.3 Weiterführende Literatur – 66

Der Referenzstandard zur Koronardiagnostik in den letzten Jahrzehnten war der invasive Herzkatheter. Dieser zeichnet sich durch eine sehr hohe Ortsauflösung sowie eine sehr hohe zeitliche Auflösung aus. Der Herzkatheter jedoch besitzt auch einige Schwächen. Hierzu gehören die beim Herzkatheter hohe Intra- und Interobserver-Variabilität zur Beurteilung von Stenosen sowie die zwar geringe, jedoch nicht zu vernachlässigende Morbidität und Mortalität der invasiven Untersuchung. Zudem ist der Herzkatheter eine rein lumino-graphische Modalität welche – im Gegensatz zur Herz-CT – atherosklerotische Wandveränderungen der Koronarien nicht abbilden kann.

In den letzten Jahren wurden enorme Anstrengungen unternommen, die Herzkranzgefäße auf nicht-invasive Weise abzubilden. Mit der Einführung der 64-Zeiler CT ist es erstmals gelungen, die Koronararterien in einer für den klinischen Alltag ausreichenden Robustheit und Genauigkeit abzubilden.

Somit steht die Beurteilung der Koronargefäße zur Diagnose oder zum Ausschluss von Stenosen im Mittel-

punkt jeder CT-Koronarangiographie. Von entschei-dender Bedeutung für den Erfolg einer Herz-CT sind die genaue Kenntnis der Stärken und Schwächen der Modalität sowie die kritische Prüfung der Indikation zur nicht-invasiven Untersuchung.

Im nachfolgenden Kapitel werden die diagnosti-sche Genauigkeit der Methode sowie die wichtigsten, klinisch etablierten Indikationen der CT-Koronarangiographie diskutiert. Die CT-Untersuchung von Stents (► Kap. 15) und Bypässen (► Kap. 16) wird – ebenso wie die Rolle der CT-Koronarangiographie zur Abklärung von Koronaromalien (► Kap. 3) in separaten Kapiteln besprochen.

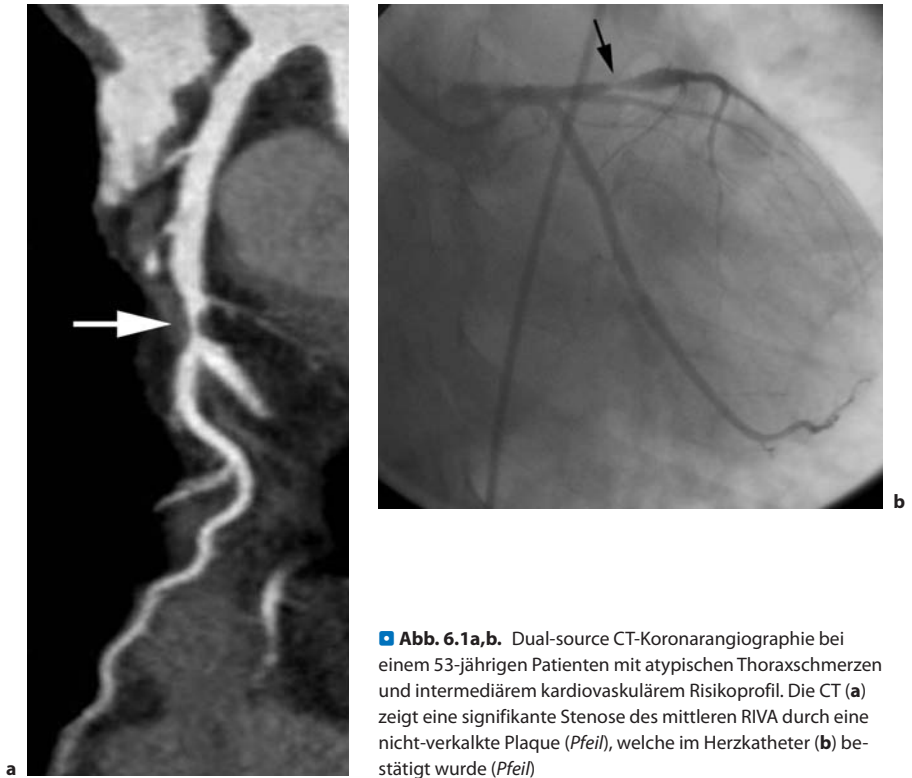
6.1 Diagnostische Genauigkeit

Die diagnostische Genauigkeit der CT-Koronar-angiographie setzt sich aus verschiedenen Parametern (sog. Klassifikatoren) zusammen. Diese werden nachfolgend einzeln aufgeführt.

■ Tab. 6.1. Literaturbeispiele über die diagnostische Genauigkeit der 64-Zeiler und dual-source CT-Koronarangiographie zur Detektion signifikanter Koronarstenosen im Vergleich zum Herzkatheter

Erstautor	CT	Anzahl Patienten	Sensitivität	Spezifität	PPV	NPV
Leschka	64-Zeiler	67	94	97	87	99
Mollet	64-Zeiler	51	100	92	97	100
Nikolaou	64-Zeiler	68	97	72	83	95
Ropers	64-Zeiler	81	96	91	83	98
Scheffel	Dual-source	30	96	98	86	99
Leber	Dual-source	88	95	90	74	99
Johnson	Dual-source	35	100	89	89	100
Leschka	Dual-source	80	97	87	88	97
Ropers	Dual-source	100	98	81	79	98
Weustink	Dual-source	100	99	87	96	95
Alkadhi	Dual-source	150	97	87	83	98
Scheffel	Dual-source <sup>§</sup>	120	97	87	83	98

PPV: positiver Vorhersagewert, NPV: negativer Vorhersagewert, <sup>§</sup>Studie unter Verwendung einer Niedrigdosis-Technik mit prospektiver EKG-Synchronisation (siehe ► Kap. 8)



■ **Abb. 6.1a,b.** Dual-source CT-Koronarangiographie bei einem 53-jährigen Patienten mit atypischen Thoraxschmerzen und intermediärem kardiovaskulärem Risikoprofil. Die CT (a) zeigt eine signifikante Stenose des mittleren RIVA durch eine nicht-verkalkte Plaque (Pfeil), welche im Herzkatheter (b) bestätigt wurde (Pfeil)

### 6.1.1 Sensitivität

Die Sensitivität bezeichnet die Wahrscheinlichkeit, eine tatsächlich existierende Koronarstenose durch die CT-Koronarangiographie also solche zu erkennen (■ Abb. 6.1). Sie berechnet sich nach der Formel: Anzahl der richtig positiven/(Anzahl der richtig positiven *plus* Anzahl der falsch positiven Stenosen).

Bei der Herz-CT beträgt die Sensitivität in der Regel über 90% und steigt mit zunehmender Zahl der Detektoren an (■ Tab. 6.1). Diese hohe Sensitivität wurde bereits mit der 4-Zeiler und 16-Zeiler CT erreicht, nur bestanden hier oftmals Einschränkungen der Bildqualität, welche zu einer erheblichen Zahl nicht-beurteilbarer Segmente führten.

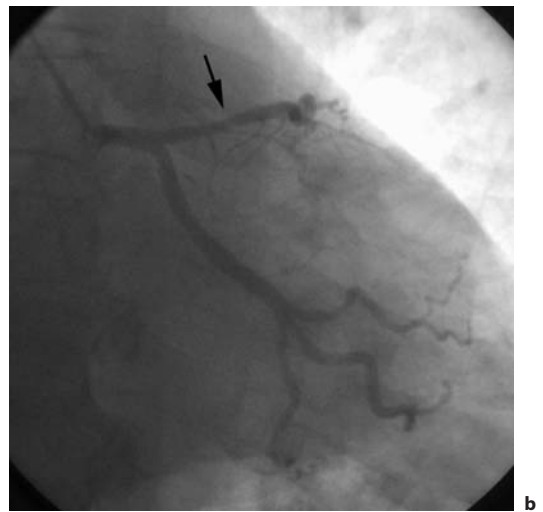
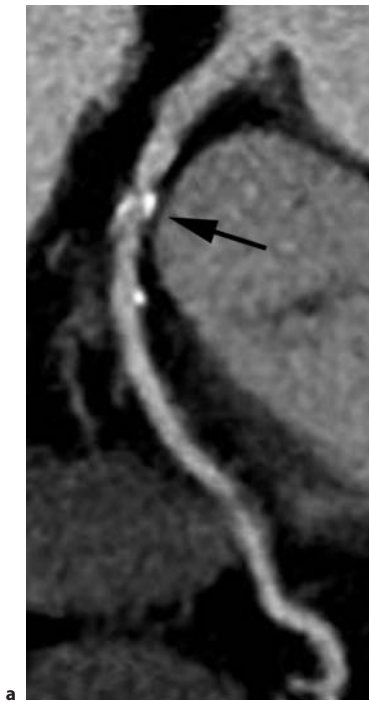
### 6.1.2 Spezifität

Die Spezifität bezeichnet die Wahrscheinlichkeit, tatsächlich normale Herzkranzgefäße durch die

CT-Koronarangiographie als solche zu erkennen. Sie berechnet sich nach der Formel: Anzahl der richtig negativen/(Anzahl der richtig negativen *plus* Anzahl der falsch positiven Stenosen).

Bei der 64-Zeiler und dual-source CT-Koronarangiographie beträgt die Spezifität in der Regel ca. 80–90%, wobei grundsätzlich mit zunehmender Zahl von Detektoren die Spezifität der Methode zunimmt. Der Hauptgrund für den im Vergleich zur Sensitivität geringeren Wert liegt darin begründet, dass im CT gelegentlich signifikante Stenosen diagnostiziert werden, welche sich im Herzkatheter als nicht signifikant herausstellen. Daraus resultieren falsch positive Beurteilungen bei der CT, welche (gemäß Formel) die Spezifität vermindern.

Insbesondere verkalkte Stenosen können im CT – bedingt durch das sog. *blooming* – überschätzt und somit das wahre Ausmaß der Obstruktion des Gefäßlumens falsch eingeschätzt werden (■ Abb. 6.2). Zur Vermeidung solcher Fehleinschätzungen in der Herz-CT siehe ► Kap. 14.



■ **Abb. 6.2a,b.** 64-Zeiler CT-Koronarangiographie bei einer 58-jährigen Patientin mit atypischen Thoraxschmerzen und intermediärem kardiovaskulären Risikoprofil. Die CT (**a**) zeigt eine verkalkte Plaque im mittleren RIVA (*Pfeil*) welche als signifikant stenosierend erachtet wurde. Der Herzkatheter (**b**) zeigte lediglich eine geringgradige Einengung des RIVA (*Pfeil*)

### 6.1.3 Positiver Vorhersagewert

Der positive Vorhersagewert bezeichnet die Wahrscheinlichkeit, dass der Nachweis einer Stenose mit der CT-Koronarangiographie tatsächlich richtig ist. Er berechnet sich nach der Formel: Anzahl der richtig positiven/(Anzahl der richtig positiven *plus* Anzahl der falsch positiven Stenosen).

Vergleichbar mit der Spezifität liegen die Werte für den positiven Vorhersagewert einer 64-Zeiler und dual-source CT unter denjenigen der Sensitivität (■ Tab. 6.1). Der Grund hierfür ist wiederum die Tendenz in der CT-Koronarangiographie, insbesondere verkalkte Stenosen zu überschätzen und somit als falsch positiv zu bewerten.

### 6.1.4 Negativer Vorhersagewert

Der negative Vorhersagewert bezeichnet die Wahrscheinlichkeit, dass der fehlende Nachweis von Stenosen in der Herz-CT tatsächlich richtig ist (■ Abb. 6.3). Er errechnet sich nach der Formel: Anzahl der richtig

negativen/(Anzahl der richtig negativen *plus* Anzahl der falsch negativen Stenosen).

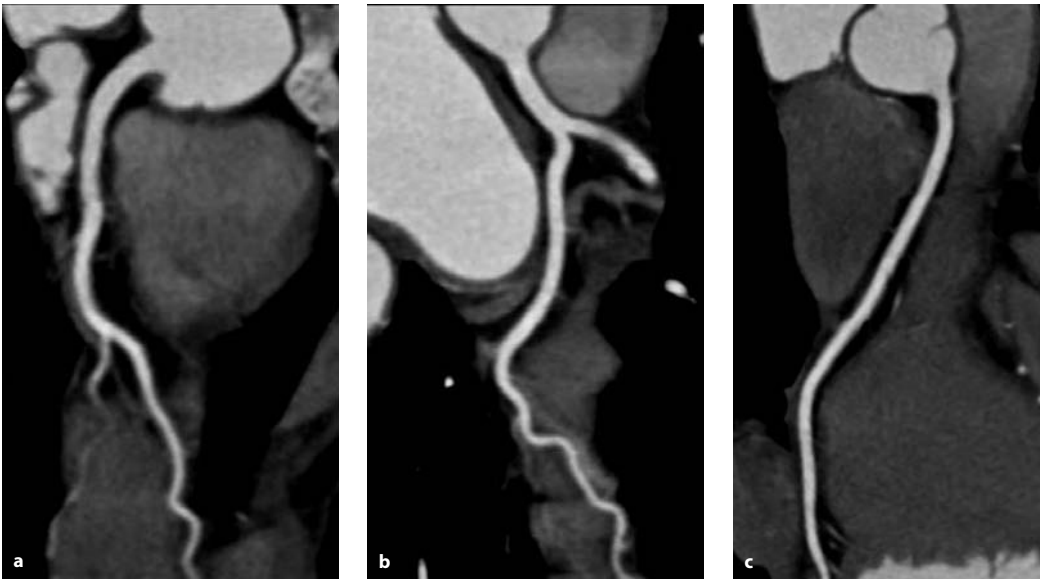
Bei der CT-Koronarangiographie beträgt der negative Vorhersagewert praktisch 100%, und das unabhängig von der Gerätegeneration (■ Tab. 6.1). Das bedeutet, dass mit der CT-Koronarangiographie auf nicht-invasive Weise eine koronare Herzkrankung mit Sicherheit ausgeschlossen werden kann.

#### Tipps

- Klären Sie zunächst ab, ob sämtliche Koronarsegmente mit einer diagnostischen Bildqualität abgebildet wurden.
- Sind alle Segmente mit diagnostischer Bildqualität abgebildet, kann zur Diagnose übergegangen werden.
- Zeigt die CT-Koronarangiographie dann normale Herzkranzgefäße ohne Plaques oder Stenosen, kann eine koronare Herzkrankung sicher ausgeschlossen werden.







**Abb. 6.3a–c.** Dual-source CT-Koronarangiographie bei einer 48-jährigen Patientin mit rezidivierenden atypischen Thoraxschmerzen und niedrigem kardiovaskulären Risikopro-

fil. Die CT zeigt eine regelrechte, glattwandige RIVA (a), RCX (b) und RCA (c) ohne Plaques oder Stenosen. Eine koronare Herzerkrankung ist somit ausgeschlossen

- Ist ein Segment mit einer nicht-diagnostischen Bildqualität abgebildet (trotz Durchsicht verschiedener Rekonstruktionen) oder besteht Unklarheit über das Ausmaß einer Stenose, sollte dies im Befund explizit erwähnt werden, damit allenfalls – gemäß klinischer Situation – eine Weiterabklärung erfolgen kann.
- Eine koronare Herzerkrankung kann nicht sicher ausgeschlossen werden, wenn nicht alle Koronarsegmente (► Kap. 3, ► Kap. 19) mit diagnostischer Bildqualität abgebildet wurden.

Bildakquisition (Projektionsmodalität Herzkatheter *versus* Querschnittsmodalität CT). Da eine quantitative Gradierung von Koronarstenosen ohnehin einen nur limitierten klinischen Wert besitzt, wird daher empfohlen, sich bei der CT-Koronarangiographie auf eine semi-quantitative Gradierung zu beschränken.

#### Tipps

- Es empfiehlt sich eine Einteilung der Stenosegrade im CT vergleichbar mit derjenigen im Herzkatheter:
- 0–25%ige Stenose, 25–50%ige Stenose, 50–75%ige Stenose, 75–99%ige Stenose und Verschluss.

### 6.1.5 Quantitative Stenosegradierung mit der CT

Die quantitative Einteilung einer Stenose gelingt mit der CT im Vergleich zum quantitativen Herzkatheter (QCA) mit einer nur mäßigen Genauigkeit. Dies liegt unter anderem an der ungleichen Art der

Im Allgemeinen werden alle Durchmesserstenosen von über 50% als »signifikant« bezeichnet. Es muss jedoch beachtet werden, dass die direkte Folgerung von der Morphologie (d. h. vom Stenosegrad) auf die Funktion (d. h. der hämodynamischen Signifikanz einer Stenose) unzulässig ist. Dennoch ist dieser Schluss im klinischen Alltag weit verbreitet.

6.2 Indikationen

Die Indikationen zur CT-Koronarangiographie werden von verschiedenen nationalen wie internationalen Fachgesellschaften der Radiologie und Kardiologie definiert und regelmäßig aktualisiert.

Die wichtigste Indikation der CT-Koronarangiographie ist zweifelsfrei die Frage nach einer koronaren Herzerkrankung bei einem symptomatischen Patienten mit einem niedrigen bis intermediären Risikoprofil, bei dem das EKG inkonklusiv bzw. nicht interpretierbar oder ein Belastungstest inkonklusiv oder nicht durchführbar ist (■ Tab. 6.2).

Tipps	
■	Die CT-Koronarangiographie ist keine <i>screening</i> Untersuchung für asymptomatische Patienten.
■	Sie sollte ebenso nicht für sog. »check-up«-Untersuchungen bei asymptomatischen Individuen angewendet werden.

Weitere Indikationen der CT-Koronarangiographie ist die präoperative Abklärung der Herzkrankgefäße vor Herzklappeneingriffen oder vor extra-kardialer Chirurgie. Bewährt hat sich die CT-Koronarangiographie

■ Tab. 6.2. Klinisch etablierte Indikationen zur CT-Koronarangiographie		
	Indikationen, Symptome	Kommentare
1	unklarer Thoraxschmerz, stabiler Patient	Niedrig bis intermediäre Vortestwahrscheinlichkeit, EKG inkonklusiv oder nicht interpretierbar, Belastungstest inkonklusiv oder nicht durchführbar
2	präoperative Abklärung vor nicht-koronarer Herz-Operation	z. B. vor Klappen- oder Tumorchirurgie
3	präoperative Abklärung vor extrakardialer Chirurgie (insbesondere intermediäre und hohe Risikogruppe)	z. B. vor Sanierung eines abdominalen Aortenaneurysmas
4	Patienten mit unklarer, intermittierender Arrhythmie	Im Intervall mit regulärer Herzfrequenz
5	Alternative zum Herzkatheter, falls dieser ein erhöhtes Risiko darstellt	z. B. bei Patienten mit akuter Endokarditis
6	Koronarien nicht oder unvollständig im Herzkatheter abgebildet	z. B. bei Patienten mit Aortendissektionen
7	Abklärung von Koronaranomalien	CT als Methode der Wahl (siehe ► Kap. 3)
8	Planung minimal-invasiver Herzklappenchirurgie	
9	Planung von perkutanem oder transapikalem Klappenersatz	
10	Venenmapping	vor ablativen Interventionen
11	Klärung der Ätiologie einer Kardiomyopathie	ischämisch vs. nicht-ischämisch
12	Beurteilung der Koronarien nach Herz-TPL	
13	akuter Thoraxschmerz, initiales EKG und initiale kardiale Biomarker normal	CT optimiert die Triage und reduziert Kosten

Ausgenommen sind in der Tabelle die CT zur Beurteilung von Bypässen und Stents sowie die CT mit simultaner Darstellung der Koronarien, Aorta und Pulmonalarterien beim sog. Triple Rule-Out Protokoll (► Kap. 7, 14, 15).

graphie ebenfalls bei Patienten mit intermittierender, unklarer Arrhythmie, sowie bei Patienten, bei denen der Herzkatheter ein erhöhtes Risiko darstellt oder nicht vollständig bzw. inkonklusiv ist. Zudem ist die CT-Koronarangiographie eine wichtige Modalität zur Planung von minimal-invasiven oder Transkatheter-Klappeninterventionen.

Eine weitere wichtige Indikation der CT-Koronarangiographie ist die Abklärung des Patienten mit einem akuten Thoraxschmerzereignis, sofern dieser nicht für ein akutes Koronarsyndrom typische EKG-Veränderungen sowie keine positiven kardialen Biomarker (Troponin, CK-MB) aufweist. Zahlreiche Studien haben belegt, dass die CT-Koronarangiographie bei diesen Patienten eine wichtige Modalität zur Optimierung der Triage sowie zum kosteneffizienten Patientenmanagement beiträgt.

#### Tipps

- Die CT-Koronarangiographie sollte nicht angewendet werden, wenn der Verdacht auf ein akutes Koronarsyndrom basierend auf typischen EKG-Veränderungen und positiven kardialen Biomarkern besteht.

bination verschiedener kardiovaskulärer Risikofaktoren. Hierzu gehören u. a.:

- Diabetes mellitus
- Arterielle Hypertonie
- Hyperlipidämie, bzw. Hypercholesterinämie
- Nikotinabusus
- Adipositas
- Positive Familienanamnese
- Alter
- Männliches Geschlecht

#### Tipps

- Die Klärung des Risikoprofils zur Einschätzung der Vortestwahrscheinlichkeit des Patienten soll vor jeder CT-Koronarangiographie erfolgen.
- Ein asymptomatischer Patient mit geringem kardiovaskulärem Risiko ist in der Regel kein Kandidat für eine CT-Koronarangiographie.
- Ein symptomatischer Patient mit einem schweren kardiovaskulären Risiko ist ebenfalls kein Kandidat für eine CT-Koronarangiographie.
- Die Klärung des Risikoprofils hilft nicht nur, die nicht-invasive Methode optimal und bei den dafür geeigneten Patienten einzusetzen.

Die Vortestwahrscheinlichkeit des Patienten für eine koronare Herzerkrankung ergibt sich aus der Kom-

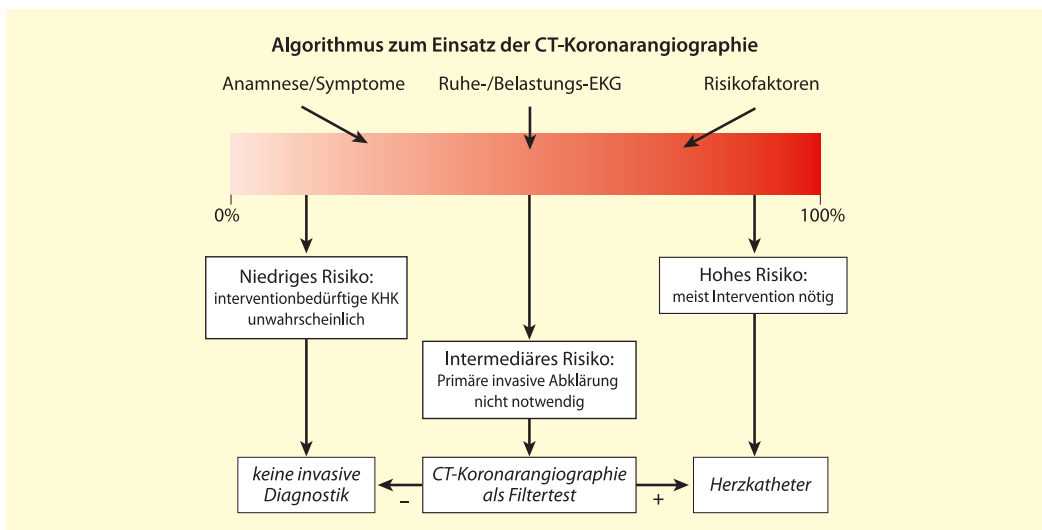


Abb. 6.4. Algorithmus zum Einsatz der CT-Koronarangiographie

zen, sondern hilft auch, CT-Koronarangiographien mit nicht-diagnostischer Bildqualität zu verhindern: Ein Patient mit einer hohen Vortestwahrscheinlichkeit für eine KHK wird in der Regel eine hohe koronare Kalklast besitzen (■ Abb. 6.4). Somit ist die Wahrscheinlichkeit hoch, dass die CT-Koronarangiographie bei diesem Patienten Koronarsegmente mit nicht-diagnostischer Bildqualität aufweisen wird.

### Fazit

Die CT-Koronarangiographie ist eine exzellente Methode zur nicht-invasiven Abklärung der Koronarien. Die genauen Kenntnisse der Stärken und Schwächen der Methode sind essentiell, um Sie optimal einsetzen zu können. Hierzu gehört ebenfalls die kritische Prüfung der Indikation der Untersuchung, welche für den Erfolg der nicht-invasiven Abklärung entscheidend ist.

Die hohe Sensitivität und insbesondere der exzellente negative Vorhersagewert erlaubt den Einsatz der Methode als Filtertest bei Patienten mit einem niedrigen bis intermediären kardiovaskulären Risikoprofil.

Ein Patient mit normalen Koronararterien in der Herz-CT benötigt in der Regel keine weitere invasive Abklärung mittels Herzkatheter.

Zeigt die CT-Koronarangiographie signifikante Stenosen, oder sind ein oder mehrere Koronarsegmente mit nicht-diagnostischer Bildqualität abgebildet, sollte – je nach klinischem Kontext – eine Weiterabklärung erfolgen.

## 6.3 Weiterführende Literatur

- Alkadhi H, Scheffel H, Desbiolles L, et al. Dual-source computed tomography coronary angiography: influence of obesity, calcium load, and heart rate on diagnostic accuracy. *Eur Heart J* 2008;29:766-776.
- Hendel RC, Patel MR, Kramer CM, et al. ACCF/ACR/SCCT/SCMR/ASNC/NASCI/SCAI/SIR 2006 appropriateness criteria for cardiac computed tomography and cardiac magnetic resonance imaging. *J Am Coll Cardiol* 2006;48:1475-1497.
- Hoffmann U, Nagurney J, Moselewski F, et al. Coronary multi-detector computed tomography in the assessment of patients with acute chest pain. *Circulation* 2006;114:2251-2260.
- Leschka S, Alkadhi H, Plass A, et al. Accuracy of MSCT coronary angiography with 64-slice technology: first experience. *Eur Heart J* 2005;26:1482-1477.
- Ropers U, Ropers D, Pflederer T, et al. Influence of heart rate on the diagnostic accuracy of dual-source computed tomography coronary angiography. *J Am Coll Cardiol* 2007;50:2393-2398.
- Scheffel H, Alkadhi H, Leschka S, et al. Low-dose CT coronary angiography in the step-and-shoot mode: diagnostic performance. *Heart* 2008;94:1132-1127.

# 7 Triple Rule-Out-CT: Wann und Wie?

*Thomas Schertler*

- 7.1 Theorie – 68
- 7.2 Triage – 69
- 7.3 Triple Rule-Out-CT: Protokoll und Kontrastmittelapplikation – 69
  - 7.3.1 Protokoll – 69
  - 7.3.2 Kontrastmittelapplikation – 70
- 7.4 Bild-Rekonstruktionen – 71
- 7.5 Strahlendosis – 71
- 7.6 Weiterführende Literatur – 73

Der akute Thoraxschmerz ist ein häufiges Symptom und stellt ein großes medizinisches wie auch gesundheitsökonomisches Problem dar. Trotz der Häufigkeit des akuten Thoraxschmerzes bleibt die frühzeitige Triage in Notfallsituationen schwierig. Die Anamnese, die initialen Bluttests (kardiale Biomarker oder D-Dimere) und das EKG erlauben häufig keine konklusive Aussage über die Ätiologie der Beschwerden. Eine sichere Entlassung des Patienten ohne weitere Abklärung ist deshalb nur in seltenen Fällen möglich.

Mehrzeiler-Computertomographen (CT) haben in den letzten Jahren enorme Fortschritte in der Bildgebung kardiovaskulärer Erkrankungen gezeigt. Die neueren Generationen von 64-Zeiler und dual-source CTs besitzen eine noch höhere zeitliche und räumliche Auflösung. Der Vorteil eines solchen Systems liegt in der schnelleren und zunehmend herzfrequenzunabhängigeren Bildakquisition. Zudem erfüllt die dual-source CT Anforderungen an ein vielseitig einsetzbares Gerät für die Bildgebung in der Akutversorgung. So gelingt es heute, Patienten mit akutem Thoraxschmerz schnell und nicht-invasiv umfänglich zu untersuchen. EKG-synchronisierte CT-Angiographieprotokolle in Kombination mit dezidierten Kontrastmittel (KM)-Applikationsprotokollen erlauben es, gleichzeitig die Lungenarterien, die thorakale Aorta und die Koronararterien darzustellen. Es können so in einem einzigen Untersuchungsgang, mit dem sogenannten Triple rule-out-Protokoll, zuverlässig lebensbedrohliche Ursachen eines akuten Thoraxschmerzes wie die Lungenembolie, die Aortendissektion und die koronare Herzkrankheit, ausgeschlossen oder diagnostiziert werden.

## 7.1 Theorie

Der akute Thoraxschmerz ist ein häufiges Krankheitsbild in der Notfallmedizin, welches nicht selten zu diagnostischen Schwierigkeiten führt. Anamnese, Symptomatik und Bluttests sind in vielen Fällen ungenügend, sodass eine adäquate Triage bei Patienten mit akutem Thoraxschmerz oft misslingt. Das Resultat sind unnötige Untersuchungen, unnötige Spitalaufenthalte und folglich unnötige Kosten. Neben lebensbedrohlichen Erkrankungen wie der Lungenembolie, der Aortendissektion oder des akuten Koronarsyndroms kommt differentialdiagnostisch eine Vielzahl nicht oder weniger lebensbedrohlicher Er-

krankungen in Frage. Eine schnelle, zuverlässige und nicht-invasive Diagnostik vaskulärer und nicht-vaskulärer Pathologien ist somit wünschenswert, um therapeutische Maßnahmen ohne Verzug einleiten zu können.

Regelmäßig stellt sich das Problem, dass laborchemische Tests und die klinische Präsentation des Patienten unspezifisch sind und keine genaue Fragestellung an die CT möglich ist (Ausschluss einer Lungenembolie und Aortendissektion). Dies erschwert die Arbeit des Radiologen, da gerade bei vaskulären Thoraxpathologien ein spezifisches CT-Protokoll (mit oder ohne EKG-Synchronisation) gewählt werden muss, um bewegungsartefaktfreies Bildmaterial generieren zu können. Weiter ist, je nach Fragestellung, ein spezifisches KM-Applikations-Protokoll zu wählen, welches eine optimale und diagnostische Kontrastierung des zu untersuchenden Gefäßterritoriums liefert (► Kap. 5). Eine Mixtur aus unterschiedlichen Thorax-CT- und KM-Applikationsprotokollen wäre demnach optimal, um möglichst vielen Fragestellungen an die CT gerecht werden zu können. Das Triple rule-out-Protokoll stellt ein solches diagnostisches Werkzeug dar, welches es ermöglicht, mit hoher diagnostischer Zuverlässigkeit sämtliche thorakalen vaskulären und nicht-vaskulären Strukturen bei Patienten mit akutem Thoraxschmerz zu untersuchen. Der Vorteil eines solchen CT-Protokolls liegt neben den bereits genannten darin, dass in vielen Fällen auf eine weitere Bildgebung verzichtet werden kann.

### Tipps

- Das Triple rule-out ist ein EKG-synchronisiertes CT-Protokoll des Thorax, welches eine simultane Kontrastierung der Pulmonalarterien, der thorakalen Aorta und der Koronararterien erlaubt.
- Mit einer einzigen Untersuchung können schnell und sicher lebensbedrohliche vaskuläre und nicht-vaskuläre Ursachen eines akuten Thoraxschmerzes diagnostiziert oder ausgeschlossen werden.

## 7.2 Triage

Eines der großen Probleme in der Diskussion über den akuten Thoraxschmerz und CT-Bildgebung ist die Triage der Patienten beziehungsweise die korrekte Indikationsstellung und der korrekte Zeitpunkt für ein Triple rule-out-CT. Welche Patienten sollen wann mit dem Triple rule-out-Protokoll untersucht werden und welches Patientengut könnte davon profitieren? Die Symptomatik, Labor, EKG, Alter und Geschlecht des Patienten spielen in der Diagnosefindung beim akuten Thoraxschmerz eine entscheidende Rolle. Auf eine sinnvolle Bildgebung kann jedoch häufig nicht verzichtet werden, eben dann, wenn Labortest oder das EKG nicht konklusiv sind. Die exakte Rolle des Triple rule-out-Protokolls bei Patienten mit akutem Thoraxschmerz ist noch nicht klar definiert (■ Abb. 7.1).

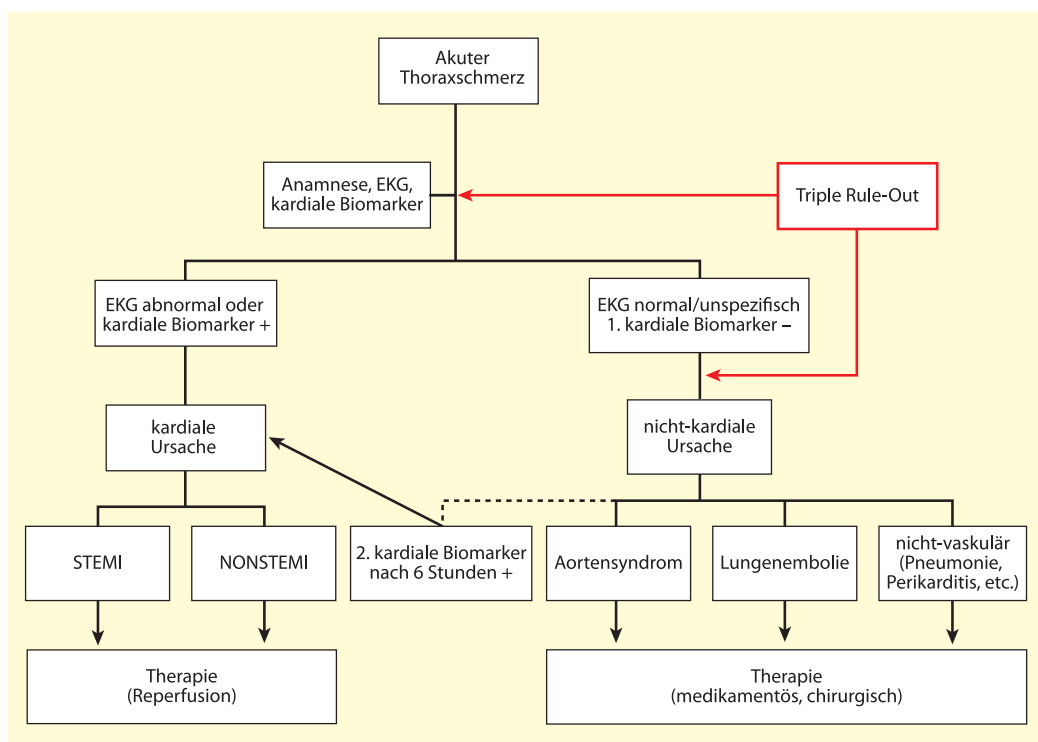
### Tipps

- Der Zeitpunkt der Durchführung eines Triple rule-out-Protokolls ist idealerweise frühzeitig zu wählen, um einerseits schnell zu einer Diagnose zu gelangen und um andererseits unnötige, teils invasive und strahlenintensive Zusatzuntersuchungen zu vermeiden.

## 7.3 Triple Rule-Out-CT: Protokoll und Kontrastmittelapplikation

### 7.3.1 Protokoll

Bei der Durchführung eines Triple rule-out-Protokolls (► Kap. 11) kann ein 64-Zeiler CT oder ein dual-source CT verwendet werden.



■ **Abb. 7.1.** Die exakte Bedeutung und der Zeitpunkt der CT-Diagnostik bei Patienten mit akutem Thoraxschmerz sind noch nicht eindeutig definiert. Unumstritten ist die Rolle der CT-Diagnostik bei nicht-kardialen Ursachen des akuten Thoraxschmerzes (Aortendissektion, Lungenembolie und nicht-

vaskuläre Pathologien). Ein möglichst früher Einsatz des Triple rule-out-Protokolls könnte die Diagnosestellung beschleunigen und so den Zeitpunkt des Beginns einer adäquaten Therapie vorverlegen





**Abb. 7.2.** VR-Darstellung des Herzens und der großen thorakalen Gefäße. Die diagnostische Kontrastierung der Lungenarterien, der Aorta und der Koronararterien erlaubt eine zu-

verlässige Diagnostik oder, wie im vorliegenden Beispiel, einen Ausschluss lebensbedrohlicher vaskulärer Pathologien

Das Triple rule-out-Protokoll besteht aus einer einzigen Spirale mit EKG-Synchronisation, wobei der gesamte Thorax von der Lungenspitze bis zur Herzspitze untersucht wird, um sämtliche vaskuläre und nicht-vaskuläre Thoraxstrukturen abzubilden. Aufgrund der schnellen Volumenabdeckung der CT gelingt es, die Untersuchung in ca. 13 Sekunden durchzuführen. Erfahrungsgemäß können die Patienten während dieser Zeit den Atem problemlos anhalten, sodass die Untersuchung in einer einzigen Atempause durchführbar ist. Auf eine vorgängige Gabe von Betablockern kann beim dual-source CT verzichtet werden (► Kap. 10).

Die Untersuchung kann in kranio-kaudaler Richtung durchgeführt werden.

Die relativen und absoluten Ausschlusskriterien und Kontraindikationen für ein Triple rule-out-Protokoll sind identisch zu anderen KM-verstärkten Röntgenuntersuchungen: Nephropathie und bekannte allergische Reaktion auf jodhaltige Kontrastmittel.

Relative Kontraindikationen sind: Alter <40 Jahre und Schwangerschaft.

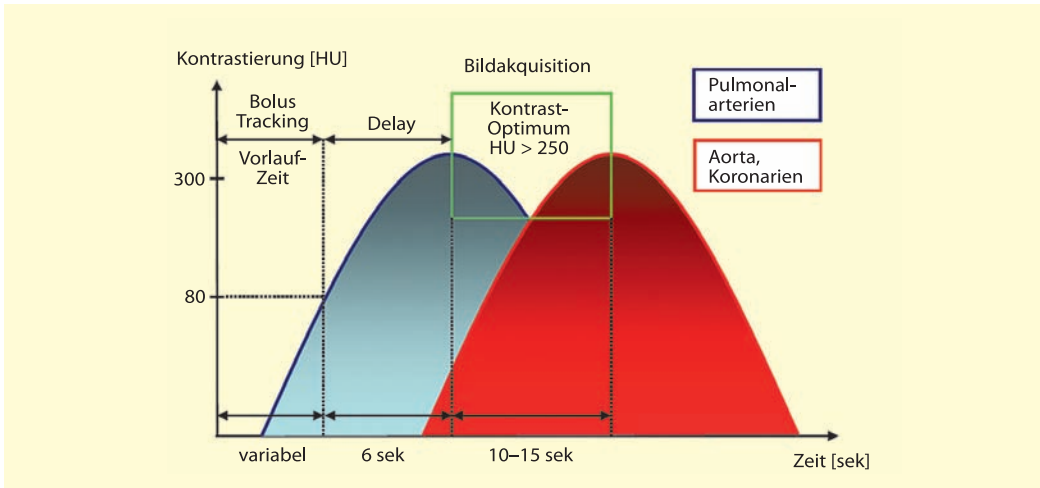
Beim Triple rule-out-Protokoll gelten zusätzlich erhöhte initiale Herzenzyme und auf ein akutes koronares Syndrom verdächtige EKG-Veränderungen als relative Kontraindikationen.

### 7.3.2 Kontrastmittelapplikation

Beim Triple rule-out-Protokoll kommt der Kontrastmittelapplikation eine zentrale Bedeutung zu. Erst die zeitliche Koordination von Datenakquisition und Kontrastmittel-Applikation ermöglicht eine synchrone und diagnostische Abbildung der Pulmonalarterien, der Aorta, und der Koronararterien. Dichtewerte von mindesten 250 HU in den einzelnen Gefäßterritorien werden empfohlen (► Abb. 7.2).

Die Test-Bolus- und die Bolus-Tracking-Technik sind nach heutigem Wissensstand gleichwertig (► Kap. 5). Wegen der Einfachheit und Robustheit ist das Bolus-Tracking zu bevorzugen.

Im Gegensatz zur CT-Koronarangiographie empfiehlt sich ein tieferer Schwellenwert von 80 HU in der region of interest (ROI) in der Aorta ascendens.



**Abb. 7.3.** Für ein Triple rule-out-CT wird ein spezifisches Kontrastmittelprotokoll verwendet. Der Scan-Start wird mittels Bolus-Tracking automatisch initiiert und berücksichtigt die Zeit zwischen der pulmonalen und aortalen/koronaren Kontrastierung, die sogenannte Transit Zeit (etwa 11 Sekunden).

Nach Erreichen des Schwellen-Wertes von 80 HU in der Aorta ascendens und einer Verzögerung von 6 Sekunden (Tischpositionierung und Atemkommando) beginnt der Scan in kranio-kaudaler Richtung. Die Bildakquisition benötigt ca. 10–15 Sekunden.

Die Bildakquisition soll nach einer Verzögerung von 6 Sekunden automatisch erfolgen (Abb. 7.2). Ca. 100–120 ml KM werden mit einer Flussgeschwindigkeit von 4 ml/Sekunde appliziert, gefolgt von 30 ml Kochsalzlösung mit derselben Flussgeschwindigkeit.

Das Protokoll berücksichtigt die Transit Zeit zwischen der pulmonalen und der aortalen Anreicherung, welche etwa 11 Sekunden beträgt (Abb. 7.3).

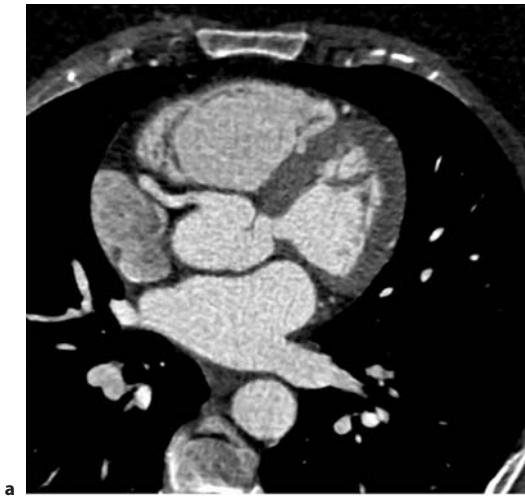
Wichtig ist zu beachten, dass die Bildakquisition in Atemmittellage und nicht bei forcierter Inspiration durchgeführt wird (Kap. 5). Eine forcierte Inspiration kann durch das Valsalva-Manöver eine insuffiziente und nicht-diagnostische Kontrastierung der thorakalen Gefäße verursachen.

## 7.4 Bild-Rekonstruktionen

Die Bild-Rekonstruktionen werden identisch zur CT-Koronarangiographie durchgeführt (Kap. 14). Beim Triple rule-out-Protokoll wird ebenso der gesamte Thorax sowohl mit einem weichen als auch mit einem kantenanhebenden Filter rekonstruiert (FOV ca. 400 mm, vorzugsweise in der Mid-Diastole). Beide Rekonstruktionen können mit einer Schichtdicke von 2 mm und einem Inkrement von 1,5 mm rekonstruiert werden (Abb. 7.4).

## 7.5 Strahlendosis

Ein wichtiger Aspekt beim Triple rule-out-Protokoll ist die Strahlenbelastung – insbesondere da das EKG-synchronisierte Triple rule-out-Protokoll im Vergleich zu nicht-EKG-synchronisierten Standardprotokollen des Thorax oder zu einem reinen Herz-CT trotz dosisreduzierender Maßnahmen eine höhere Strahlenbelastung für den Patienten darstellt (Kap. 8). Die geschätzte durchschnittliche effektive Strahlendosis beim Triple rule-out-Protokoll beträgt 15–17 mSv. Dieser Wert liegt über dem von CT-Standardprotokollen für den Thorax. In Anbetracht der Tatsache, dass mit einem Triple rule-out-Protokoll jedoch allfällige zusätzliche strahlenintensive Folgeuntersuchungen, wie beispielsweise die Koronarangiographie, vermieden werden können, relativiert sich die höhere Strahlendosis. Nichtsdestotrotz muss die klinische Indikation und der Einsatz einer Triple rule-out Untersuchung vorsichtig gestellt werden, um unnötige Strahlenbelastungen zu vermeiden, und um einen klinischen Nutzen bei Patienten mit akutem Thoraxschmerz erzielen zu können.



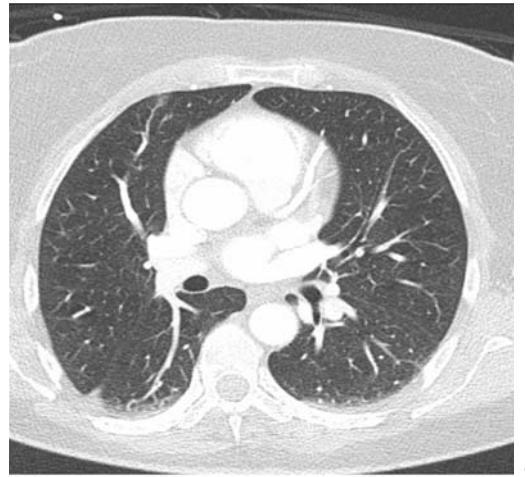
0,75 mm/0,5 mm  
B26f/FoV etwa 180–200 mm



0,75 mm/0,5 mm  
B46f/FoV etwa 180–200 mm



2,0 mm/1,5 mm  
B30f/FoV etwa 400 mm



2,0 mm/1,5 mm  
B60f/FoV etwa 400 mm

**Abb. 7.4a–d.** Bild-Rekonstruktionen beim Triple rule-out-Protokoll. Standardmäßig werden Datensätze mit kleinerem FOV von ca. 200 mm für die Koronardiagnostik (weicher Filter, **a**; kantenanhebender Filter, **b**) und Datensätze mit einem FOV

von ca. 400 mm für das Mediastinum, Pulmonalarterien und Aorta (weicher Filter, **c**) wie auch für das Lungenparenchym (kantenanhebender Filter, **d**) rekonstruiert

**Fazit**

Das Triple rule-out-Protokoll erlaubt eine schnelle und nicht-invasive Diagnostik vaskulärer und nicht-vaskulärer Strukturen bei Patienten mit akutem Thoraxschmerz.

Das Triple rule-out-Protokoll mit dezidiertem KM-Protokoll liefert eine diagnostische Bildqualität sämtlicher thorakaler Gefäßterritorien sowie eine diagnostische Bildqualität nicht-vaskulärer thorakaler Strukturen.

Nicht jeder Patient mit akutem Thoraxschmerz qualifiziert für ein Triple rule-out-Protokoll. Eine exakte Indikationsstellung ist essenziell, um einerseits unnötige Strahlenbelastungen zu vermeiden und um andererseits das diagnostische Potential dieser Methode gezielt einsetzen zu können.

Die präzise Planung der Untersuchung von der Lungenspitze zur Herzspitze ist wichtig, um unnötige Strahlenbelastungen zu vermeiden. Die Bildakquisition soll nicht mit forcierter Inspiration, sondern in Atemmittellage erfolgen.

**7.6 Weiterführende Literatur**

- Johnson TR, Nikolaou K, Wintersperger BJ, et al. Optimization of contrast material administration for electrocardiogram-gated computed tomographic angiography of the chest. *J Comput Assist Tomogr* 2007;31:265-271.
- Rogg JG, De Neve JW, Huang C, et al. The triple work-up for emergency department patients with acute chest pain: how often does it occur? *J Emerg Med* 2008;Sep 12. [Epub ahead of print]
- Schertler T, Scheffel H, Frauenfelder T, et al. Dual-source computed tomography in patients with acute chest pain: feasibility and image quality. *Eur Radiol* 2007;17:3179-3188.
- White CS, Kuo D, Kelemen M, et al. Chest pain evaluation in the emergency department: can MDCT provide a comprehensive evaluation? *AJR* 2005;185:533-540.

*“This page left intentionally blank.”*

# 8 Strahlendosis bei der Herz-CT: Tipps zur Dosisminimierung

*Paul Stolzmann*

## 8.1 CT Dosis-Parameter – 76

- 8.1.1 Computed Tomography dose index (CTDI) – 76
- 8.1.2 Volume Computed Tomography dose index (CTDI<sub>vol</sub>) – 76
- 8.1.3 Dosis-Längen-Produkt (DLP) – 76
- 8.1.4 Effektive Dosis (Dose<sub>eff</sub>) – 76
- 8.1.5 Pitch – 77

## 8.2 Herz-CT – Was ist besonders? – 77

- 8.2.1 Zeitliche Auflösung – 77
- 8.2.2 Räumliche Auflösung – 77

## 8.3 Strategien zur Dosisreduktion – 77

- 8.3.1 Topogramm – 78
- 8.3.2 Protokolle mit retrospektiver EKG-Synchronisation – 78
- 8.3.3 Niedrigdosis-Protokolle mit prospektiver EKG-Synchronisation – 79

## 8.4 Dosiswerte – 81

## 8.5 Weiterführende Literatur – 82

Die Computertomographie geht mit einer im Vergleich zu anderen diagnostischen Röntgenuntersuchungen höheren Strahlenexposition pro Untersuchung einher. Die CT stellt insgesamt den größten Anteil an ionisierender Strahlung in der medizinischen Anwendung, obwohl sie nur ca. 4% aller Röntgenuntersuchungen ausmacht.

»As Low As Reasonably Achievable« gilt als das grundlegende Prinzip zur Optimierung der Strahlenexposition. Dieses Prinzip muss insbesondere bei Herz-CT-Untersuchungen berücksichtigt werden. Die Kenntnis der Dosisparameter und Zusammenhänge mit der Bildqualität ist Grundlage für den radiologischen Strahlenschutz.

Wichtige Strategien zur Dosisbegrenzung in der Herz-CT beinhalten die strenge Prüfung der Indikation (► Kap. 6), die Protokollwahl, die Elektrokardiographie (EKG)-basierte Röhrenstrommodulation, sowie die Röhrenstrom- und Spannungsreduktion. Weitere Möglichkeiten zur Dosisminimierung sind die Herzfrequenz-Pitch-Adaptation und die Einstellung frei wählbarer Pulsingfenster.

## 8.1 CT Dosis-Parameter

### 8.1.1 Computed Tomography dose index (CTDI)

- Parameter der absorbierten Dosis, Einheit Gray (Gy)
- Radiation dose Profile – Integral für Aufnahme eines computertomographischen Bildes
- Idealerweise rechteckige Form, jedoch seitlicher Überhang

### 8.1.2 Volume Computed Tomography dose index (CTDI<sub>vol</sub>)

- Berücksichtigt die örtliche Separation der einzelnen Radiation dose Profile
- Örtliche Separation ist abhängig vom Pitch; ergo CTDI<sub>vol</sub> ist abhängig vom Pitch
- Anzeige auf Konsole ermöglicht Protokollvergleich
- Parameter der absorbierten Dosis, Einheit Gray (Gy)

- Unterschätzt die Dosis bei Kindern und schlanken Patienten, überschätzt die Dosis bei adipösen Patienten

### 8.1.3 Dosis-Längen-Produkt (DLP)

- DLP Dosisintegral (CTDI<sub>vol</sub>) entlang der z-Achse
- DLP berücksichtigt die Scanlänge
- Einheit mGy x cm

Reduzieren Sie die Scanlänge, um das Dosis-Längen-Produkt zu minimieren!  
Beginnen Sie bei der Adjustierung der Scanlänge für die Herz-CT ca. 1–2 cm unterhalb der Carina.  
Überprüfen und adjustieren Sie die Scanlänge der CT-Koronarangiographie mit Hilfe des durchgeführten CalciumScoring Datensatzes!

### 8.1.4 Effektive Dosis (Dose<sub>eff</sub>)

- Parameter beschreibt das Risiko eines biologischen Schadens
- Setzt die Strahlenbelastung einer Teilkörperbestrahlung in Relation zu einer Ganzkörperbestrahlung
- Monte Carlo Simulationen sind die Grundlage zur Abschätzung der Organdosis unter Berücksichtigung des jeweiligen Bestrahlungsrisikos
- Einheit Sievert (Sv)
- Approximation der effektiven Dosis durch DLP und Konversionskoeffizienten  $k$ :

Für Thorax-CT-Untersuchungen ist  $k=0.0017 \text{ mSv}/(\text{mGy}\times\text{cm})$

$$\text{Dose}_{\text{eff}} = \kappa \times \text{DLP}$$

#### Tipps

- Berechnen Sie die effektive Dosis ihres Herz-CT-Protokolls durch die Multiplikation des Dosis-Längen-Produkts (DLP) mit dem Konversionsfaktor für den Thorax  $k=0.0017 \text{ mSv}/(\text{mGy}\times\text{cm})$ .



### 8.1.5 Pitch

- Pitch ist der dimensionslose Parameter der örtlichen Separation
- Quotient aus Tischvorschub pro Rotation und Detektorbreite im Spiral-CT

#### Tipps

- Für die Herz-CT gilt: Je niedriger der Pitch, desto höher die Dosis.

## 8.2 Herz-CT – Was ist besonders?

Die Herz-CT benötigt eine hohe zeitliche Auflösung zur Vermeidung von Bewegungsartefakten. Die Datenakquisition muss mit dem EKG synchronisiert werden (► Kap. 6). Zusätzlich ist eine hohe Ortsauflösung essentiell, um kleinste Koronarsegmente isotrop aufgelöst darstellen zu können. Die Zusammenhänge zwischen der Auflösung und der Dosis werden im Folgenden erläutert.

### 8.2.1 Zeitliche Auflösung

- Je besser die zeitliche Auflösung, desto weniger Bewegungsartefakte
- Keine redundanten Daten aus mehreren Projektionen, weil das Mitteln der Daten die zeitliche Auflösung verschlechtert
- Minimal nötige Datenmenge für die Rekonstruktion eines Bildes beträgt  $180^\circ$  (»partielle Rekonstruktionstechnik«), daher entspricht die zeitliche Auflösung ca. der Hälfte der Rotationszeit
- Zeitliche Auflösung proportional zur Rotationsgeschwindigkeit der Röhre, daher kurze Rotationszeiten gefordert
- Akquisition der  $180^\circ$  kann während eines (single-segment) oder mehrerer (multi-segment) Herzzyklen erfolgen

### Multi-segment Rekonstruktionen

- Daten werden während verschiedener Herzschläge akquiriert
- Daten aus bis zu vier Herzzyklen können bei multi-segment Rekonstruktion benutzt werden

und erhöhen die zeitliche Auflösung bei dezierten Herzfrequenzen

- Multi-segment Rekonstruktionen bei der 64-Zeilen-CT verbessern die Bildqualität bei Herzfrequenzen  $>65$  bpm im Vergleich zu single-segment Rekonstruktionen, jedoch nicht die diagnostische Genauigkeit
- Mögliche Missregistrationen verschlechtern die Bildqualität, daher limitieren unregelmässige Herzraten die Anwendung von multi-segment Rekonstruktionen
- Niedriger Pitch ist Voraussetzung und verursacht eine hohe Dosis

#### Tipps

- Kurze Rotationszeiten erfordern einen niedrigen Pitch zur kontinuierlichen Datenakquisition.
- Der Preis für die hohe zeitliche Auflösung ist eine höhere Strahlendosis.

### 8.2.2 Räumliche Auflösung

- Je höher die benötigte räumliche Auflösung, desto kleiner muss auch die Kollimation sein
- Je kleiner die Kollimation, desto weniger Photonen treffen auf das einzelne Detektorelement
- Je weniger Photonen pro Detektorelement, desto höher ist das Bildrauschen
- Daher ist die Erhöhung des Röhrenstroms oder der Spannung erforderlich, um gleiches Bildrauschen zu generieren

#### Tipps

- Erhöhtes Bildrauschen durch kleine Detektorkollimationen muss durch einen höheren Photonenfluss kompensiert werden.
- Der Preis für eine hohe räumliche Auflösung ist eine höhere Strahlendosis.

## 8.3 Strategien zur Dosisreduktion

Grundlegende Strategien zur Dosisreduktion beinhalten die korrekte Indikationsstellung (► Kap. 6),

um die Strahlenexposition zu rechtfertigen. Der Nutzen der Herz-CT-Untersuchung für den Patienten muss stets das assoziierte potentielle Risiko überwiegen. Der Optimierungsansatz bedeutet zudem, dass alle Maßnahmen ergriffen werden sollen, um die Dosis zu minimieren.

### 8.3.1 Topogramm

- Der Beitrag des Topogramms zur Strahlenbelastung einer CT wird in der Regel ignoriert
- Das »ALARA«-Prinzip ist auch hier gefordert
- Die Strahlenbelastung des Topogramms mit Standardeinstellungen der Hersteller kann ein mehrfaches einer konventionellen Thoraxaufnahme betragen

Reduzieren Sie die Dosis des Topogramms!

1. Wählen Sie die niedrigste Röhrenspannung (maximal 80 kV),
2. erniedrigen Sie den Röhrenstrom und
3. orientieren Sie den Strahlengang postero-anterior.

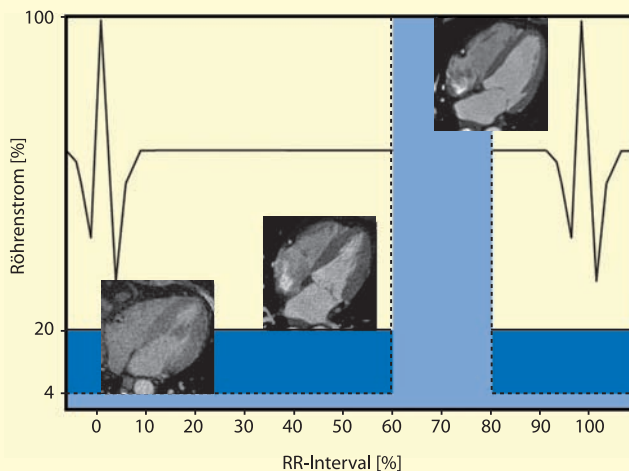
Der postero-anteriorer-Strahlengang wird durch eine Untertischposition der Röntgenröhre erreicht. Die Röntgenstrahlen durchdringen dann zuerst den Tisch (und Patienten), so dass niedrig-energetische Photonen absorbiert werden. Diese Röntgenröhrenposition bei 180° hat keinen Einfluss auf die Bildqualität, aber reduziert die Patientendosis (und insbesondere Mammadosis).

### 8.3.2 Protokolle mit retrospektiver EKG-Synchronisation

Bei der Verwendung von retrospektiver EKG-Synchronisation erfolgt die Datenakquisition kontinuierlich während einer Spirale. Die folgenden Techniken minimieren dabei die Patientendosis:

#### EKG-basierte Röhrenstrommodulation

- Definiert als die Verminderung auf 4–25% des nominalen Röhrenstroms während der Systole, sog. EKG-basierte Röhrenstrommodulation (Abb. 8.1)
- Ermöglicht eine Dosisreduktion um bis zu 50%
- Die Verwendung der EKG-basierten Röhrenstrommodulation hat keinen Einfluss auf die



■ **Abb. 8.1.** EKG-basierte Röhrenstrommodulation. Bei der Verwendung der EKG-basierten Röhrenstrommodulation wird der Röhrenstrom auf 20% oder 4% (MinDose) des nominalen Röhrenstroms außerhalb des eingestellten Pulsfensters (hier 60–80% des RR-Intervalls) gesenkt. Daraus resultiert ein

unterschiedliches Rauschen in den CT-Bildern bei 4%, 20% und 100% des Röhrenstroms (v.l.). Die Absenkung des Röhrenstroms auf 20% erlaubt die Durchführung einer Funktionsanalyse, hingegen sind bei 4% die Bilder für die Funktionsanalyse nicht mehr geeignet

diagnostische Aussagekraft der Untersuchung (► Kap. 6)

- Das RR-Intervall in welchen der volle Röhrenstrom appliziert wird (sog. Pulsingfenster) kann – herstellerabhängig – frei durch den Untersucher eingestellt werden

Tipps

- Adaptieren Sie das Pulsingfenster an die Herzfrequenz des Patienten! (■ Tab. 8.1)

■ **Tab. 8.1.** Adaptation der Pulsingfenster an die individuelle Herzfrequenz.

Herzfrequenz (bpm)	<60	60–70	70–80	>80
Pulsing [%]	60–70	60–80	55–80	30–80

Angaben in Prozent des RR-Intervalls

Bei einer hohen zeitlichen Auflösung des Scanners können single-segment Rekonstruktionen auch bei hohen Herzfrequenzen angefertigt werden. Der Pitch kann dann mit steigenden Herzfrequenzen erhöht werden. Trotz breiterer Pulsingfenster bei höheren Herzfrequenzen sinkt dann die effektive Dosis für den Patienten. Angemerkt werden muss, dass dabei das Bildrauschen konstant bleibt und nicht durch den Pitch beeinflusst wird.

**Röhrenstrom- und Spannungsreduktion**

Reduktionen der Röhrenspannung und des Röhrenstroms sind sehr effektive Strategien zur Dosisminimierung, denn die **Dosis** ist

- proportional zum Quadrat der Röhrenspannung und
- linear proportional zum Röhrenstrom.

Tipps

- Eine Reduktion der Röhrenspannung geht mit einem erhöhten Bildkontrast einher. Besonders ausgeprägt ist dieser Effekt für Stoffe mit einer hohen Atomzahl wie iodhaltiges Röntgenkontrastmittel. Verursacht wird dies



durch den höheren Anteil des Photoelektrischen Effekts an der Gesamtschwächung bei niedrigeren kV-Werten, welcher stärker als der Compton-Effekt von der Atomzahl abhängt (■ Abb. 8.2).

Reduktionen der Röhrenspannung und des -stroms gehen einher mit

- signifikant erhöhtem Kontrast
- signifikant erhöhtem Bildrauschen in Patienten mit gleichem Körperquerschnitt (d. h. Body Mass Index, BMI)
- signifikant höherem Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis
- signifikant reduzierter Dosis
- kein Unterschied in der diagnostischen Bildqualität.

Wählen Sie für Protokolle mit **retrospektiver**

**EKG-Synchronisation** (■ Abb. 8.3) bei

Normalgewichtige Patienten mit einem BMI < 25 kg/m<sup>2</sup>

- eine Röhrenspannung von **100 kV**

Übergewichtige Patienten mit einem BMI > 25 kg/m<sup>2</sup>

- eine Röhrenspannung von **120 kV**

**8.3.3 Niedrigdosis-Protokolle mit prospektiver EKG-Synchronisation**

Bei der Verwendung von Niedrigdosis-Protokollen mit prospektiver EKG-Synchronisation (sog. step-and-shoot, cardio sequenz, SnapShot Pulse, etc.) erfolgt die Datenakquisition schrittweise: Der Patiententisch ist während der Akquisition stationär und bewegt sich nur zwischen den Aufnahmen sequentiell zur nächsten z-Position. Der Aufnahmezeitpunkt innerhalb des RR-Intervalls wird vorgängig durch den Untersucher gewählt. Durch die im Vergleich zu Protokollen mit retrospektiver EKG-Synchronisation kürzere Aufnahmezeit wird die Dosis reduziert. Es stehen jedoch im Gegensatz zur Spiralakquisition keine weiteren Rekonstruktionen zur Evaluation der Koronarien (► Kap. 6), der Vent-

rikelfunktionen (► Kap. 17), oder der Klappenfunktion (► Kap. 18) zur Verfügung.

**Tipps**

Um alle Koronarsegmente gleichzeitig diagnostisch abzubilden, benutzen Sie Niedrigdosis-Protokolle mit **prospektiver EKG-Synchronisation**:

- mit dem 64-Zeilen-CT nur bei **regelmäßigen Herzfrequenzen < 60 bpm**. Wählen Sie dann 65% des RR-Intervalls als Aufnahmezeitpunkt.
- mit der dual-source-CT nur bei **regelmäßigen Herzfrequenzen < 70 bpm**. Wählen Sie dann 70% des RR-Intervalls als Aufnahmezeitpunkt.

- Diese Bedingungen gewährleisten eine diagnostische Bildqualität nahezu aller Koronarsegmente (ca. 98%).

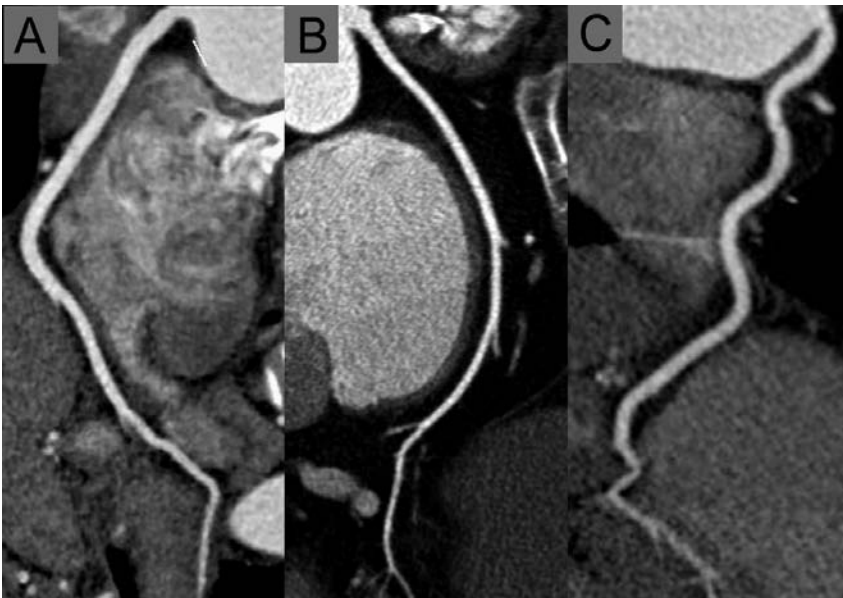
**Röhrenstrom- und Röhrenspannungsreduktion**

Auch bei Verwendung der prospektiven EKG-Synchronisation kann eine Röhrenspannungsreduktion zur Dosisminimierung genutzt werden (■ Abb. 8.2).

**Tipps**

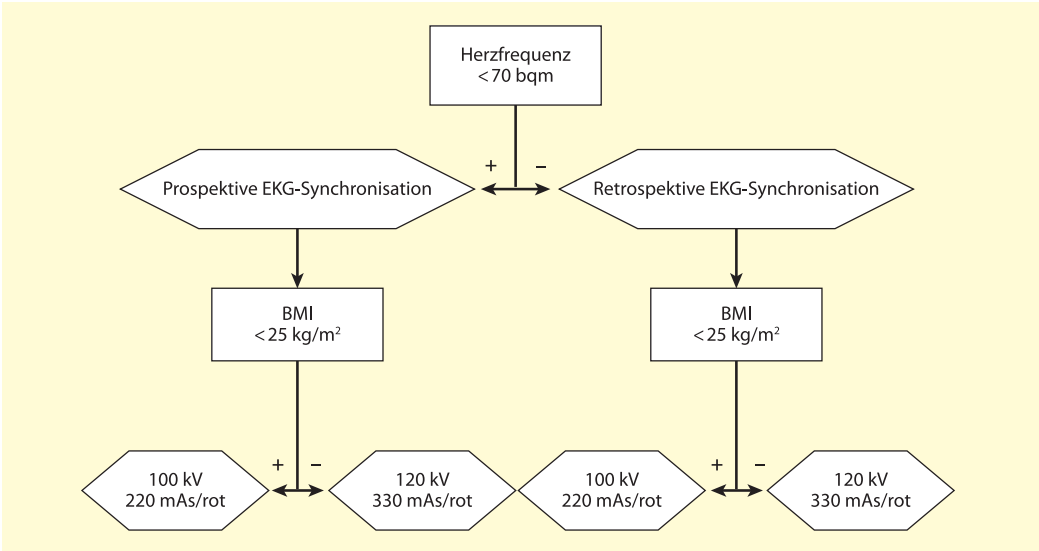
- Wählen Sie den **Röhrenstrom** und die **Röhrenspannung** bei Niedrigdosis-Protokollen mit **prospektiver EKG-Synchronisation** identisch wie bei Protokollen mit retrospektiver EKG-Synchronisation nach dem BMI des Patienten (■ Abb. 8.3).

- Reduzieren Sie die Kontrastmittelmenge um ~20% bei **Protokollen mit 100 kV**.
- Halten Sie dabei die Injektionsdauer konstant. Reduzieren Sie den Injektionsfluss um 20%.



■ **Abb. 8.2.** Gekrümmte MPR der rechten Koronararterie bei drei Patienten mit drei verschiedenen Niedrigdosis-Protokollen mit prospektiver EKG-Synchronisation. (A) Bei diesem Patienten mit einem BMI von 27,3 kg/m<sup>2</sup> konnten signifikante Koronarstenosen unter der Verwendung von 120 kV sicher ausgeschlossen werden (2,9 mSv). (B) Die Reduktion der Röhrenspannung auf 100 kV bei dieser Patientin mit einem BMI von 24,1 kg/m<sup>2</sup> ermöglichte die Untersuchung mit

1,7 mSv und nahezu gleichem Bildrauschen aber signifikant erhöhter Gefäßkontrastierung als mit 120 kV. (C) Dieser Patient mit einem BMI von 21,3 kg/m<sup>2</sup> wurde bei 100 kV mit 1,2 mSv und einer gleichzeitig um 20% reduzierten Kontrastmittelmenge untersucht. Dieser Algorithmus erzielt bei Patienten mit einem BMI <25 kg/m<sup>2</sup> eine zu 120 kV vergleichbare Kontrastierung



**Abb. 8.3.** Entscheidungsbaum zur Protokoll- und Parameterwahl. Grundlegend für die Protokollwahl ist die Herzfrequenz: Patienten mit regelmäßigen Herzfrequenzen <70 bpm können mit Niedrigdosis-Protokollen mit prospektiver EKG-Synchronisation untersucht werden. Bei Herzfrequenzen >70 bpm kommt die retrospektive EKG-Synchronisation zur Anwendung. Mit der 64-Zeiler-CT sollte diese Herz-

frequenz-Schwelle von 70 bpm auf 60 bpm erniedrigt werden. In einem zweiten Schritt bestimmt der BMI des Patienten die Scanparameter: Unabhängig von der Art der EKG-Synchronisation sollte eine Röhrenspannung von 100 kV bei Patienten mit einem BMI <25 kg/m² und 120 kV mit einem BMI >25 kg/m² ausgewählt werden

### 8.4 Dosiswerte

Die effektive Dosis der Herz-Untersuchung hängt vom Scannertyp (64-Zeiler-CT vs. dual-source-CT) und vom ausgewählten Protokoll ab (■ Tab. 8.2).

■ Tab. 8.2. Dosiswerte für die Koronarangiographie	
	Dose <sub>eff</sub> [mSv]
<b>64-Zeiler-CT</b> (retrospektive EKG-Synchronisation)*	9–15
<b>Dual-source-CT</b>	
Prospektive EKG-Synchronisation 100 kV	1–3
Prospektive EKG-Synchronisation 120 kV	2–4
Retrospektive EKG-Synchronisation 100 kV*	4–6
Retrospektive EKG-Synchronisation 120 kV*	7–11
<b>Invasiver diagnostischer Herzkatheter</b>	2–23
Dose <sub>eff</sub> =effektive Dosis, mSv=Millisievert, *mit EKG-basierter Röhrenstrommodulation	

#### Fazit

Um dem »ALARA«-Prinzip gerecht zu werden – also die Dosis »so niedrig wie nötig und so hoch wie nötig« zu halten – muss primär die Indikation zur Herz-CT korrekt gestellt sein. Die Optimierung der Scanparameter beginnt bei der Akquisition des Topogramms. Die Scanlänge muss immer so kurz wie möglich geplant und ggf. nach einem CalciumScoring erneut justiert werden. Anschließend bestimmen die Protokoll- und Scanparameterwahl die effektive Dosis der CT-Koronarangiographie: Die Auswahl von prospektiver oder retrospektiver EKG-Synchronisation wird durch die Herzfrequenz des Patienten bestimmt. Parallel und unabhängig vom ausgewählten Protokoll, erlaubt die Auswahl der richtigen Scanparameter nach dem BMI des Patienten eine signifikante Dosisreduktion. Bei Protokollen mit retrospektiver EKG-Synchronisation wird zusätzlich die EKG-basierte Röhrenstrommodulation angewendet.

## 8.5 Weiterführende Literatur

Hausleiter J, Meyer T, HAdamitzky M, et al. Radiation dose estimates from cardiac multislice computed tomography in daily practice: impact of different scanning protocols on effective dose estimates. *Circulation* **2006**;113:1305-1310

Leschka S, Stolzmann P, Schmid FT, et al. Low kilovoltage cardiac dual-source CT: attenuation, noise, and radiation dose. *Eur Radiol* **2008**;18:1809-1817

Primak AN, McCollough CH, Bruesewitz MR, et al. Relationship between noise, dose, and pitch in cardiac multi-detector row CT. *Radiographics* **2006**;26:1785-1794

Stolzmann P, Leschka S, Scheffel H, et al. Dual-source CT in step-and-shoot mode: noninvasive coronary angiography with low radiation dose. *Radiology* **2008**;249:71-80

Stolzmann P, Scheffel H, Schertler T, et al. Radiation dose estimates in dual-source computed tomography coronary angiography. *Eur Radiol* **2008**;18:592-599

# 9 Datennachverarbeitung: MPR, MIP und VR

*Thomas Frauenfelder*

## 9.1 Grundlagen der Datennachverarbeitung – 84

### 9.2 2D-Nachverarbeitungsmethoden – 84

9.2.1 Gerade Multiplanare Reformation (MPR) – 84

9.2.2 Gekrümmte MPR – 85

### 9.3 3D-Nachverarbeitungsmethoden – 85

9.3.1 Maximum Intensitätsprojektion (MIP) – 85

9.3.2 Minimum Intensitätsprojektion (MinIP) – 86

9.3.3 Volumendarstellung (VR) – 86

## 9.4 Hilfsmittel – 88

## 9.5 Weiterführende Literatur – 90



Die Vielzahl an Herz-CT-Untersuchungen sowie die dabei anfallende Datenmenge verlangt nach einfachen, zeitsparenden und für den Untersucher wie auch Betrachter geeigneten Methoden.

Heute stehen eine Vielzahl von Datennachverarbeitungsmethoden zur Verfügung. Vor allem Multiplanare Reformationen (MPR), Maximum(Minimum)-Intensitätsprojektionen (MIP/MinIP) und Volumendarstellungen (VR) werden zur verbesserten Diagnostik und Präsentation von kardialen Pathologien verwendet. Jede dieser Darstellungsarten hat – basierend auf den technischen Grundlagen – spezifische Einsatzbereiche in der Herz-CT-Bildgebung (■ Tab. 9.1).

Während MPR und MIP universal einsetzbare Methoden für die Befundung der Koronarien, Herzklappen und des Herzens sind, hat die VR ihre wichtigste Bedeutung bei der Planung herzchirurgischer Eingriffe sowie zur Übersicht der Anatomie nach Bypass-Operationen (► Kap. 16).

Der Einsatz dieser Nachverarbeitungsmethoden bedarf spezifischer Software und Hochleistungsrechnern, da zusätzlich zur räumlichen Darstellung auch die vierte Dimension »Zeit« bei der Beurteilung von Herz-CT-Bildern eine wichtige Rolle spielt.

9.1 Grundlagen der Datennachverarbeitung

Die Grundlage jeder Datennachverarbeitung bildet die Einzelreformation in den verschiedenen Herz-

phasen. Nur mittels dünner Schichten mit isotroper Voxelgröße können qualitativ gleichartige Bilder in allen gewünschten Ebenen erstellt werden (► Kap. 14). Diese Voxel bilden einen Volumendatensatz, der für die Nachverarbeitungen verwendet wird.

Eine optimale Durchführung der Untersuchung sowie ein anschließendes, allfälliges Editieren des EKG's reduzieren Artefakte und verbessern die Qualität der Datennachverarbeitung (► Kap. 13).

9.2 2D-Nachverarbeitungsmethoden

9.2.1 Gerade Multiplanare Reformation (MPR)

MPR ist definiert als die Darstellung der Pixel in einer Ebene im 3D-Volumendatensatz. Diese Ebene kann frei gewählt werden. Die Schichtdicke ist auf das Minimum festgelegt.

Aufgrund der anatomischen Lage des Herzens und des Verlaufes der Koronararterien ist eine Befundung mittels MPR unabdingbar. In der täglichen Routine werden die Koronarien, Herzklappen und Herzkammern mittels gezieltem Legen von Ebenen in den Verlauf der Strukturen betrachtet (► Kap. 14). Für die Beurteilung der Koronarien werden meistens zwei Ebenen, welche senkrecht zueinander stehen, benötigt. Dies erlaubt eine genaue Abschätzung der Morphologie und des Ausmaßes von Ste-

9

■ Tab. 9.1. Stärken und Schwächen der Nachverarbeitungsmethoden

Methode	Anatomisch Korrekte 3D-Darstellung	Fähigkeit, Kalk oder Stent von Kontrast zu unterscheiden	Fähigkeit der Darstellung von Thromben	Hohe Sensitivität und Spezifität	Genaue Messungen von Strukturen und Gefäßlumen	Gesamtes Gefäß in einem Bild
Axiale Schichten	--	+++	+++	+++	++	--
Gerade MPR	--	+++	+++	+++	+++	--
Gekrümmte MPR	--	+++	+++	++	++	+++
MIP	+	++	+	++	+	++
VR	+++	--	--	+	--	+++

Adaptiert von Budoff M, Shinbane J. Cardiac CT Imaging, Chapter 4, p 50, Springer Verlag 2006, London

nosen. Da die Orientierung der Schicht vom Untersucher frei gewählt werden kann, ist es möglich, dass es zu unterschiedlichen Interpretationen zwischen zwei Untersuchern kommen kann. Daher müssen spezifische Gefäßbaschnitte immer mittels Ebenen aus verschiedenen Blickwinkeln beurteilt werden.

### 9.2.2 Gekrümmte MPR

Eine spezielle MPR ist die gekrümmte MPR, welche es ermöglicht, die gesamte Koronararterie in einer Ebene darzustellen. Diese Ebene entspricht dem gewundenen Verlauf des Gefäßes durch das 3D-Volumen. Gekrümmte MPR sollten nach der Beurteilung der axialen Bilder mittels konventionellen MPR erstellt werden. Hierzu wird diejenige Einzelrekonstruktion der Herzphasen gewählt, welche den maximalsten Durchmesser der Gefäße und den geringsten Anteil an Bewegungsartefakten aufweist. Die Mittellinie des Gefäßes kann entweder manuell markiert oder mittels einer speziellen Pfaderkennungssoftware automatisch berechnet werden. Die Applikation erstellt gekrümmte MPR parallel zur Gefäßmittellinie, welche sich zusätzlich um diese Mittellinie rotieren lassen (■ Abb. 9.1). Gewisse Hersteller kombinieren diese Applikation mit der automatischen Erkennung der Gefäßmittellinie und erlauben eine

kombinierte Ansicht senkrecht zum Gefäßverlauf und Gefäßdurchmesser.

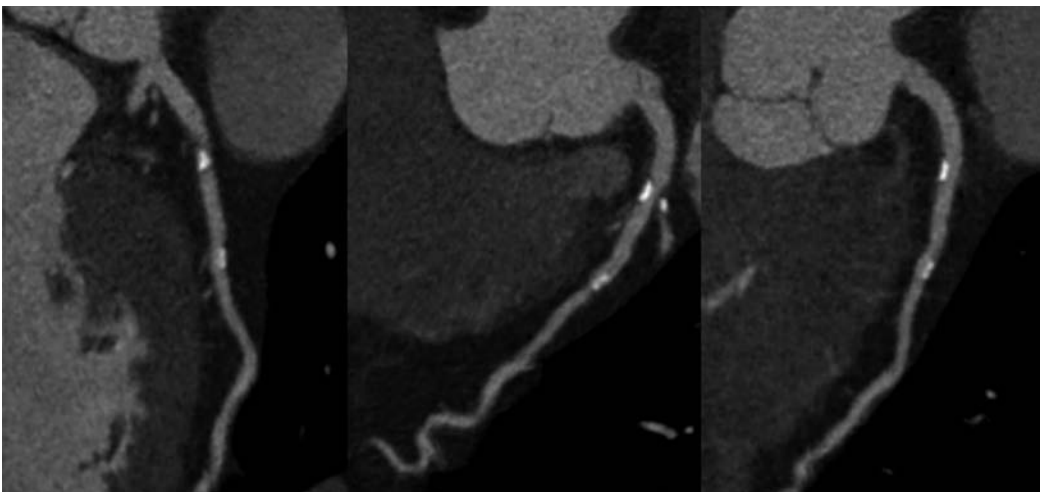
#### Tipps

- Bei jeder Untersuchung sollte zuerst eine Durchsicht der axialen Schichten erfolgen (► Kap. 14).
- Relevante Stellen sollten immer in zwei zueinander senkrechten Schichten beurteilt werden.
- Gekrümmte MPR sollte nicht als einziges Reformatationsverfahren verwendet werden.

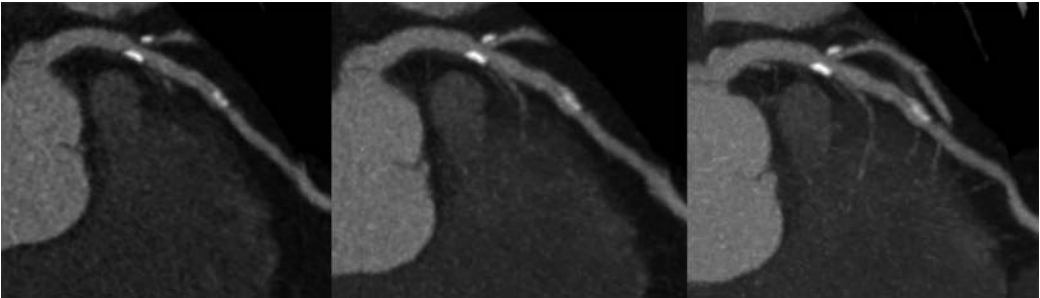
## 9.3 3D-Nachverarbeitungsmethoden

### 9.3.1 Maximum Intensitätsprojektion (MIP)

Bei dieser Nachverarbeitungsmethode werden nur die Punkte mit dem höchsten Dichtewert innerhalb des Datensatzes dargestellt. Das generierte Bild ist insofern ähnlich einer konventionellen Angiographie, da auch hier Gefäße übereinander projiziert werden. Zur Erstellung einer MIP wird eine Projektionsdarstellung aus dem gewünschten Blickwinkel gebildet, indem jedem Pixel entsprechend seines Dichtewertes ein Graustufenwert zugeteilt wird.



■ **Abb. 9.1.** Gekrümmte MPR entlang des RIVA. Erst in einer dritten Projektion ist der reale Stenosegrad sichtbar



■ **Abb. 9.2.** 1 mm dicke gekrümmte MPR sowie 2 mm und 4 mm gekrümmte MIP des RIVA. Die zunehmende Dicke erlaubt eine bessere Charakterisierung der Plaques

9

Zur verbesserten Darstellung der kardialen Strukturen können angrenzende Gefäße und Knochen manuell entfernt werden. Die meisten kommerziell erhältlichen Programme unterstützen den Betrachter bei der Nachverarbeitung und erlauben eine automatische Isolierung des Herzens.

Durch eine weiterführende Segmentierung der kontrastmittelgefüllten Ventrikel kann eine der invasiven Koronarangiographie sehr ähnliche Darstellung erreicht werden, in welcher nur das Gefäßlumen sichtbar ist.

MIP sind für die Darstellung der Koronararterien über eine längere Distanz hilfreich. Da Strukturen in Abhängigkeit von Ihrer Dichte abgebildet werden, können Kalkplaques und Stents sehr einfach vom Gefäßlumen abgegrenzt werden. Bedingt durch die Tatsache, dass es sich hier um eine Projektionsdarstellung handelt, erlaubt diese Methode jedoch keine Beurteilung von Stenosegraden, da Kalkplaques über das Lumen projiziert werden können, und somit hochgradige Stenosen vortäuschen (■ Abb. 9.2).

Der Vorteil der MIP liegt in der visuellen Wiedergabe der CT-Dichtewerte, welche eine Unterscheidung der verschiedenen Materialien, wie z. B. zwischen weichen und harten Plaques erlaubt. Verglichen mit VR entspricht die MIP eher einer dickschichtigen MPR. So weist die MIP keine Tiefenschärfe auf und erlaubt keine Abgrenzung der darunter verlaufenden Gefäße.

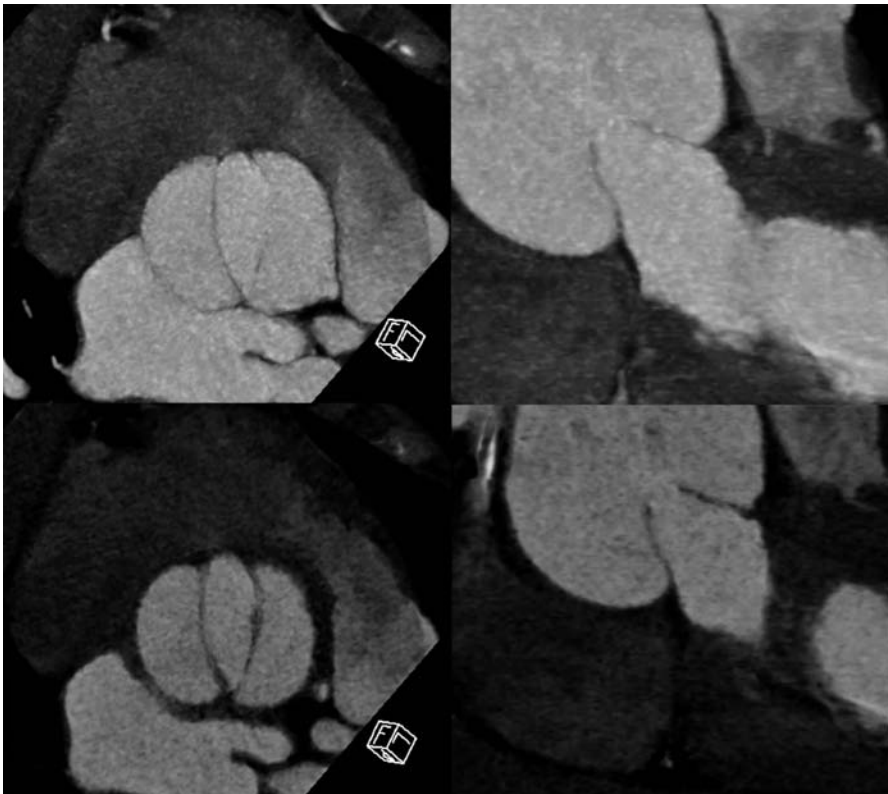
### 9.3.2 Minimum Intensitätsprojektion (MinIP)

Das Gegenteil der MIP ist die Minimum Intensitätsprojektion (MinIP; ■ Abb. 9.3). Diese Methode stellt jeweils die tiefsten Dichtewerte eines ausgewählten Datensatzes dar. MinIP wird heute vor allem zur Darstellung von pulmonalen Strukturen verwendet. Um ein brauchbares Bild zu bekommen, müssen dünne Schichten durch das Datenvolumen ausgewählt werden (3 bis max. 5 mm). In der kardialen Bildgebung dient diese Methode vor allem zur besseren Darstellung der Herzklappen, indem die Klappenränder, welche sehr tiefe Dichtewerte aufweisen, stärker betont werden. Dadurch lassen sich Klappenpathologien, insbesondere bei Echtzeitbetrachtungen, besser darstellen.

Tipps		
■	MIP sollten zur Koronardiagnostik nie mit Schichten dicker als 5 mm verwendet werden.	
■	MIP können wichtige Informationen zur Plaquecharakterisierung liefern.	
■	MinIP verbessern die Darstellung der Herzklappen.	

### 9.3.3 Volumendarstellung (VR)

Die VR (■ Abb. 9.4) gilt heute als der Standard in der 3D-Bildgebung. Diese Methode bildet das gesamte Datenvolumen ab, indem jedem Dichtewert eine



**Abb. 9.3.** Vergleichende Darstellung einer bikuspiden Aortenklappe ohne Raphe in 2 Ebenen in der MIP-Technik (oben)

und in der MinIP-Technik (unten). Die MinIP liefert eine kontrastreichere Darstellung der Klappe

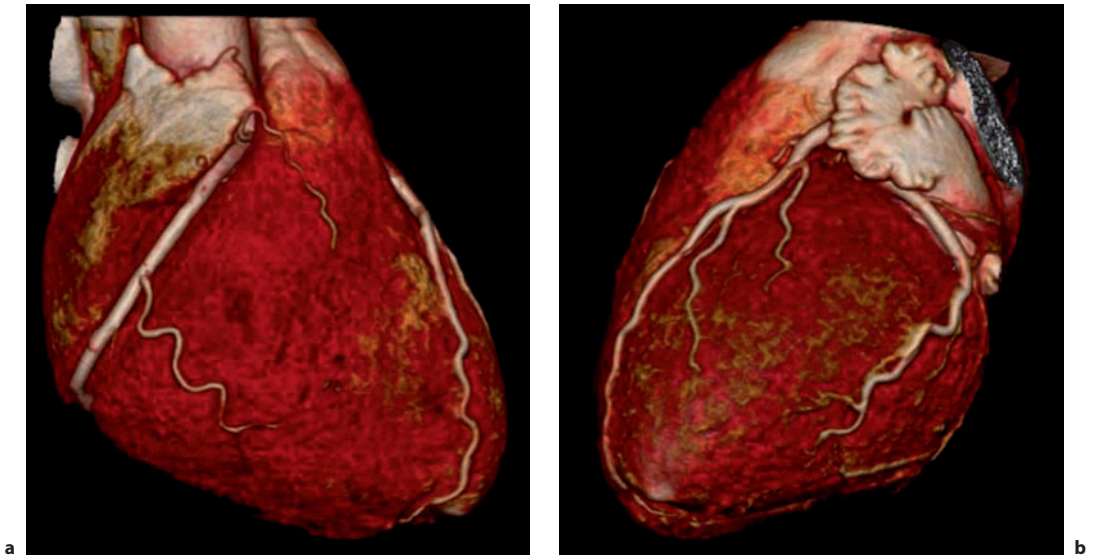
Farbe und eine Transparenz zugeteilt werden. In einem zweiten Schritt wird die Helligkeit der einzelnen Voxel durch die Berechnung einer virtuellen Lichtquelle festgelegt. Im Gegensatz zu den anderen 3D-Methoden wird bei der VR der gesamte Datensatz abgebildet.

Die VR findet durch ihre große Variabilität und Flexibilität eine breite Anwendung in der 3D-Bildgebung. In der kardialen Bildgebung hat die VR bezüglich der Diagnostik eine geringe Bedeutung. Sie dient vor allem der Darstellung des anatomischen Verlaufes der Koronararterien und Bypässe. Bezüglich Stenosegrad und Wandbeschaffenheit der Gefäße liefert die VR keine Informationen.

Im klinischen Alltag werden mittels der VR Anomalien und Varianten der Koronargefäße und der genauen Lokalisation von Bypassanastomosen dargestellt. Diese Informationen sind vor allem für den

Chirurgen von großem Wert. Denn gerade die Fähigkeit der VR, anatomische Strukturen exakt in 3 Dimensionen wiederzugeben, ermöglicht die Entwicklung und Einführung neuer herzchirurgischer Verfahren. So erleichtern VR-Darstellungen zusammen mit räumlichen Messungen die Durchführung minimal-invasiver Eingriffe an Koronarien und Klappen.

Die Workstation der meisten Hersteller ermöglichen das Laden der Einzelrekonstruktionen aller Herzphasen. Dadurch ist es möglich, kritische Stellen bei gleichbleibender Einstellung in verschiedenen Herzphasen zu beurteilen. Zudem können mittels speziellen »4D Cine-Viewer« spezifische Regionen dynamisch betrachtet werden. Diese Echtzeitdarstellungen der Herzbewegung sind mit jeder der hier beschriebenen Nachverarbeitungsmethoden möglich.



■ Abb. 9.4a,b. Volumendarstellung von normaler rechter (a) und linker Koronararterie (b)

#### Tipps

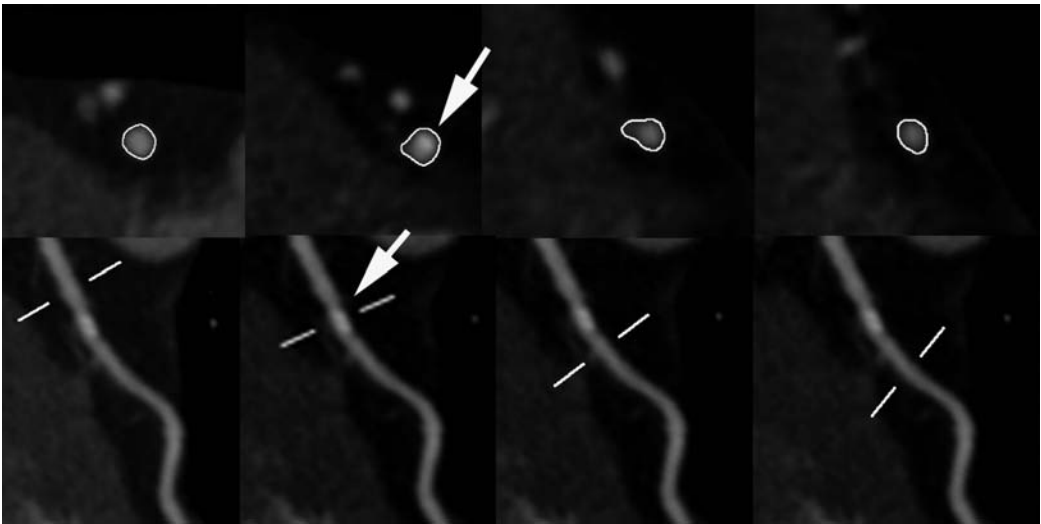
- VR darf nie zur Diagnostik von Stenosen oder Plaques verwendet werden.
- Für den ungeübten Betrachter ist VR eine wichtige Stütze, da sie eine Übersicht über die kardiale Anatomie bietet. Dies gilt vor allem für die komplexe Anatomie nach Bypass-Operationen.
- VR soll zur klinischen Präsentation von Befunden herangezogen werden.
- VR sind für das Erkennen von Artefakten hilfreich.

## 9.4 Hilfsmittel

Workstations verschiedener Hersteller erlauben heute eine automatische Erkennung der Koronararterien. Gefäße und Seitenäste werden automatisch bis in die Peripherie segmentiert. Diese automatische Pfaderkennung ist jedoch nur in qualitativ guten Untersuchungen möglich. D. h. es bedarf einer optimalen Kontrastierung der Gefäße ohne Artefakte. In

allen anderen Fällen ist eine manuelle Korrektur des Pfades notwendig. Bedenken Sie immer, dass trotz all dieser Hilfsmittel eine Beurteilung der Koronargefäße auf den axialen Schichtbildern und MPR unabdingbar ist.

Ein häufig vorhandenes Hilfsmittel ist die semi-automatische Quantifizierung des Stenosegrades von Koronararterien. Nach der Positionierung von zwei Markern in einen verengten und einen benachbarten normalkalibrigen Gefäßabschnitt berechnet der Computer den Stenosegrad, basierend auf der automatischen Segmentation der Querschnittsfläche des Gefäßes. Diese Messung ist mit Vorsicht zu genießen, da eine Vielzahl von Faktoren die Messungen beeinflussen. So führt eine zu schwache Kontrastierung des Gefäßes zu einer Unterschätzung der Querschnittsfläche (■ Abb. 9.5). Gewisse Hersteller erlauben die Anpassung der Schwellenwerte für die Gefäßlumensegmentierung, was wiederum zu Fehlern bzw. einer verminderten Reproduzierbarkeit führt. Zudem kann es vorkommen, dass Kalkplaques, welche sehr häufig die Ursache für Stenosen sind, in die Querschnittflächenberechnung mit eingeschlossen werden und so zu einer Unterschätzung des Stenosegrades führen.



**Abb. 9.5.** Semiautomatische Segmentierung einer Stenose. Aufgrund des geringen Kalkgehaltes im Plaque (*Pfeil*) wurde die Stenose vom System nicht erkannt

#### Tipps

- Die semi-automatische Stenosequantifizierung ist mit Vorsicht zu genießen.
- Die Methode hat eine hohe Fehleranfälligkeit und ist ganz erheblich von einer guten Untersuchungsqualität abhängig.
- Sie kann ergänzend – jedoch nicht alleinig – zur Quantifizierung von Stenosen verwendet werden.

#### Fazit

Die Datennachverarbeitung spielt im Rahmen der Herz-CT-Bildgebung eine sehr wichtige Rolle.

Jede der aktuell verfügbaren Datennachverarbeitungsmethoden hat ihr Haupteinsatzgebiet.

Ein gezielter Einsatz der verschiedenen Methoden erhöht die Genauigkeit und Sicherheit der Beurteilung.

Eine gute Kenntnis der verschiedenen kommerziell erhältlichen Diagnostikhilfsmittel ist

unabdingbar, um deren Schwächen und Stärken in die Beurteilung mit einzuschließen.

Die Herz-CT-Untersuchung muss primär mittels MPR beurteilt werden.

MIP dient der besseren Charakterisierung der Gefäßwand.

MinIP spielt eine Rolle bei der Beurteilung der Herzklappen.

Weder die gekrümmte MPR noch die VR dienen der primären Diagnose von Koronarstenosen.

## 9.5 Weiterführende Literatur

---

Calhoun PS, Kuszyk BS, Heath DG, et al. Three-dimensional volume rendering of spiral CT data: theory and method. Radiographics 1999;19:745-764.

Dodd JD, Ferencik M, Liberthson RR et al. Congenital anomalies of coronary artery origin in adults: 64-MDCT appearance. AJR 2007;188:W138-146.

Ferencik M, Ropers D, Abbara S et al. Diagnostic Accuracy of Image Postprocessing Methods for the Detection of Coronary Artery Stenoses by Using Multidetector CT. Radiology 2007;243:696-702.

Pannu HK, Flohr TG, Corl FM et al. Current concepts in multidetector row CT evaluation of the coronary arteries: principles, techniques, and anatomy. Radiographics 2003;23: S111-125.



# Teil 2: Durchführung

## 10 Patientenvorbereitung – 93

*Sebastian Leschka*

## 11 Untersuchungsprotokolle – 101

*Sebastian Leschka, Hatem Alkadhi, Hans Scheffel, Thomas Schertler*

## 12 Adaptation der Protokolle bei übergewichtigen Patienten – 107

*Paul Stolzmann*

## 13 Herzphasen und Datenrekonstruktion – 113

*Sebastian Leschka und Hatem Alkadhi*

*“This page left intentionally blank.”*

# 10 Patientenvorbereitung

*Sebastian Leschka*

- 10.1 Aufklärungs- und Informationsgespräch – 94
- 10.2 Patientenvorbereitung – 94
- 10.3 Korrekte Lagerung des Patienten – 94
- 10.4 Platzierung der EKG-Elektroden – 95
- 10.5 Legen einer Venenverweilkanüle – 96
- 10.6 Prämedikation – 96
  - 10.6.1 Gabe eines  $\beta$ -Blockers zur Herzfrequenzkontrolle – 96
  - 10.6.2 Gabe von Nitroglycerin zur Koronardilatation – 98
- 10.7 Weiterführende Literatur – 99

Eine Herz-CT-Untersuchung besteht im Allgemeinen aus folgenden Schritten:

1. Aufklärungs- und Informationsgespräch,
2. Patientenvorbereitung,
3. Evtl. Prämedikation mit  $\beta$ -Blockern und/oder Nitroglycerin,
4. Native und/oder kontrastmittelverstärkte Herz-CT,
5. Nachverarbeitung der Bilddaten,
6. Interpretation der Bilddaten und
7. Mitteilung der Untersuchungsergebnisse an den Zuweiser.

Eine optimale Untersuchungsqualität ist der Schlüsselfaktor für die richtige Beurteilung der Untersuchung. Darüber hinaus reduziert eine gute Bildqualität die benötigte Zeitdauer der Befundung. Daher sollte ein großes Augenmerk darauf liegen, jeden einzelnen Schritt zu optimieren. Den Grundstein für eine optimale Bildqualität legt man, bevor die eigentliche Datenakquisition beginnt.

## 10.1 Aufklärungs- und Informationsgespräch

Eine optimale Bildqualität der Herz-CT setzt eine aktive Mitarbeit des Patienten voraus. Daher sollte vor der Untersuchung eine umfassende Information des Patienten zum Ablauf und Anweisungen zum korrekten Verhalten während der Untersuchung erfolgen. Das Informationsgespräch sollte die folgenden Punkte enthalten:

- Aufklärung des Patienten über die Art der Untersuchung
- Erhebung von BMI und Herzfrequenz für die Auswahl des CT-Protokolls
- Vervollständigung der klinischen Angaben (kardiovaskuläre Risikofaktoren, kardiale und extrakardiale Erkrankungen, thorakale Operationen, vorgängige kardiale Diagnostik)
- Abklärung von Kontraindikationen für die etwaige Applikation von i.v.-Kontrastmittel,  $\beta$ -Blocker und Nitroglycerin

## 10.2 Patientenvorbereitung

Die Patientenvorbereitung umfasst die korrekte Lagerung des Patienten auf dem CT-Tisch, Anlegen der EKG-Elektroden und das Legen einer peripheren Venenverweilkanüle.

Obwohl das Auftreten von Bewegungsartefakten bei der Verwendung moderner CT-Systeme gering ist, bleibt eine niedrige und gleichmäßige Herzfrequenz eine der Hauptvoraussetzungen für eine gute Beurteilungsqualität der Koronararterien. Daher sollte jede Herz-CT-Untersuchung in einer möglichst ruhigen und bequemen Atmosphäre durchgeführt werden, um einer Beeinträchtigung des Herzrhythmus durch Angst oder Beunruhigung des Patienten vorzubeugen. Patienten sollten exakte Anweisungen zum Atmen erhalten. Der Patient wird darüber hinaus über die Möglichkeit eines Wärmegefühls und eines metallischen Geschmacks während der Kontrastmittelgabe informiert. Das Wissen um mögliche typische Empfindungen vermindert die Beunruhigung des Patienten während der Untersuchung.

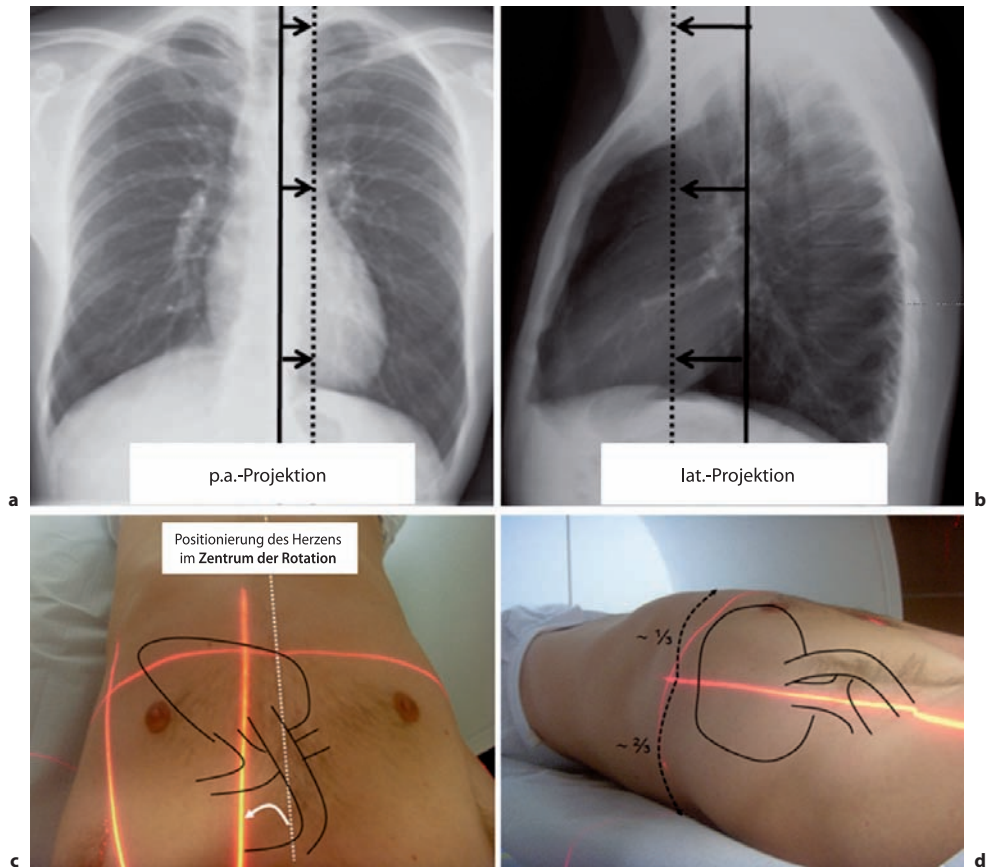
### Tipps

- Die Compliance des Patienten ist von entscheidender Bedeutung für das Gelingen der Untersuchung: Die Mitarbeit des Patienten setzt eine ausreichende Information über den Untersuchungsablauf voraus.
- Üben der korrekten Einatemtechnik in mittlerer Inspiration ohne Pressen sollte vor der Untersuchung etwa 2–3× mit dem Patienten praktiziert werden.

## 10.3 Korrekte Lagerung des Patienten

Der Patient wird auf dem CT-Tisch in Rückenlage positioniert. Das Herz sollte möglichst exakt in der Mitte der Gantry platziert werden, da sich die beste Auflösung bei der CT im Rotationszentrum befindet. Daher sollte die Position des Patienten nicht unmittelbar in der Mittellinie des CT-Tisches sein, sondern um einige Zentimeter nach rechts versetzt. Häufig schwierig ist die korrekte Einstellung der Höhe des CT-Tisches (■ Abb. 10.1).

## 10.4 · Platzierung der EKG-Elektroden



**Abb. 10.1a–d.** Korrekte Lagerung des Patienten in der Frontalansicht und Einstellung der Tischhöhe. Wie aus dem Thoraxröntgen bekannt, ist die Herzmitte in der p.a.-Projektion um einige Zentimeter gegenüber der Körpermittellinie nach links (a) bzw. in der Seitprojektion nach anterior verlagert (b). Daher sollte der Patient von der Mittellinie (rote Linie) um wenige Zentimeter nach rechts (gestrichelte Linie) auf dem CT-Tisch

liegen, um das Herz genau im Rotationszentrum zu positionieren (c). Die Tischhöhe sollte so eingestellt werden, dass das Herz sich im Mittelpunkt der Gantry befindet. Üblicherweise befindet sich die Mitte des Herzens in der Seitansicht auf der oberen Drittellinie (gestrichelte Linie) bei Einteilung in anteroposteriorer Richtung (d)

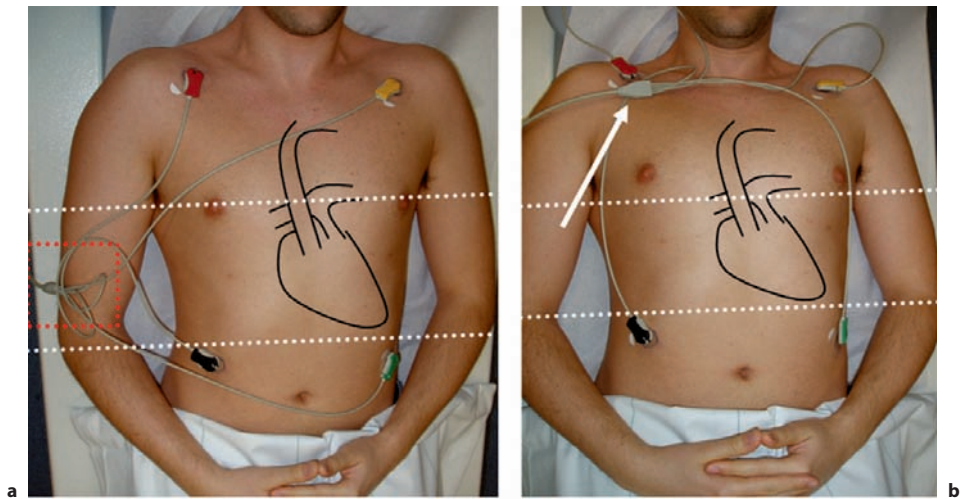
### Tipps

Für die korrekte Lagerung des Patienten auf dem CT-Tisch gelten folgende Faustregeln:

- Frontalansicht: Die Mitte der Gantry sollte etwa auf der Hälfte zwischen Sternum und linker Medioklavikularlinie des Patienten zentriert sein.
- Seitansicht: Wenn man die Seite des Patienten in ein oberes, mittleres und unteres Drittel einteilt, projiziert sich die Mitte des Herzens auf die obere Drittellinie.

## 10.4 Platzierung der EKG-Elektroden

Die EKG-Elektroden sollten außerhalb des Scanbereiches angelegt werden. Äußerste Sorgfalt sollte auf die Lage des EKG-Adapters gerichtet werden; dieser sollte unbedingt außerhalb des Scanbereiches liegen, um Artefakte zu vermeiden (Abb. 10.2).



**Falsche Positionierung** des EKG-Adapters innerhalb des Scanfeldes, wodurch Artefakte verursacht werden können

**Korrekte Positionierung** des EKG-Adapters außerhalb des Scanfeldes

**Abb. 10.2a,b.** Korrekte Positionierung des EKG-Adapters. **a** Der EKG-Adapter (roter Kasten) befindet sich innerhalb des beim Herz-CT zu erwartenden Scanbereichs (gestrichelte

weiße Linien), wodurch möglicherweise Artefakte beim Scan entstehen. **b** Korrekte Lage des EKG-Adapters (weißer Pfeil) außerhalb des Scanbereiches

## 10.5 Legen einer Venenverweilkanüle

Der bevorzugte Zugang für die intravenöse Kontrastmittelgabe ist eine 18 G Venenverweilkanüle in einer rechtsseitigen antekubitalen Vene, um Hochkontrastartefakte durch unverdünntes Kontrastmittel in der linken Vena brachiocephalica zu vermeiden. Um das Risiko einer Kontrastmittelextravasation zu reduzieren, sollte der Zugang immer durch rasches Injizieren physiologischer NaCl-Lösung getestet werden (► Kap. 5).

## 10.6 Prämedikation

Als Medikamente können bei der Herz-CT  $\beta$ -Blocker und/oder Glyceroltrinitrat appliziert werden.

### 10.6.1 Gabe eines $\beta$ -Blockers zur Herzfrequenzkontrolle

#### Dual-source-CT

Moderne dual-source-CT verfügen über eine hohe zeitliche Auflösung und können selbst bei einer Herzfrequenz bis etwa 120/min eine diagnostische Abbildungsqualität der Koronararterien bieten. Eine Herzfrequenzkontrolle mittels  $\beta$ -Blockern ist daher bei Verwendung eines dual-source CT-Systems nicht notwendig.

#### 64-Zeilen-CT

Bei Verwendung eines 64-Zeilen-CT ist dagegen eine recht strenge Herzfrequenzkontrolle empfehlenswert. Eine Prämedikation mit  $\beta$ -Blockern sollte in Erwägung gezogen werden, wenn die Herzfrequenz über 65/min beträgt oder wenn der Herzrhythmus unregelmäßig ist. Bevor  $\beta$ -Blocker gegeben werden, sollte man zunächst die Herzfrequenz während der Inspiration überprüfen. Häufig kommt es zu einer Abnahme und Regularisierung der Herzfrequenz, so dass sich die Gabe von  $\beta$ -Blockern evtl. erübrigt. Die Gabe von  $\beta$ -Blockern ist nur nach vor-

herigem Ausschluss der Kontraindikationen zulässig. Zudem sollten entsprechende Notfallmedikamente und -instrumente im CT-Untersuchungsraum vorhanden sein.

Zur Gabe von  $\beta$ -Blockern hat sich in der Praxis folgendes Schema bewährt (■ Abb. 10.3):

### 1. Schritt: Überprüfung der initialen Herzfrequenz

- bei regelmäßiger Herzfrequenz  $<65/\text{min}$  ist keine  $\beta$ -Blocker-Gabe notwendig
- Bei Herzfrequenz  $>65/\text{min}$  oder bei Sinusarrhythmie sollten  $\beta$ -Blocker gegeben werden
- Zunächst Probe einer Atemanhaltephase unter Kontrolle der Herzfrequenz; bei suffizienter Senkung und Stabilisierung der Herzfrequenz ist keine  $\beta$ -Blocker-Gabe notwendig

### 2. Schritt: Ausschluss von Kontraindikationen für die $\beta$ -Blocker-Gabe

- dekompensierte Herzinsuffizienz
- Asthma bronchiale
- Allergie gegen  $\beta$ -Rezeptor-Antagonisten
- systolischer Blutdruck  $<100 \text{ mmHg}$
- Herzfrequenz  $<60/\text{min}$
- Einnahme von Medikamenten mit Verlängerung der AV-Überleitungszeit (z. B. *Verapamil*, *Diltiazem*, *Digoxin*)

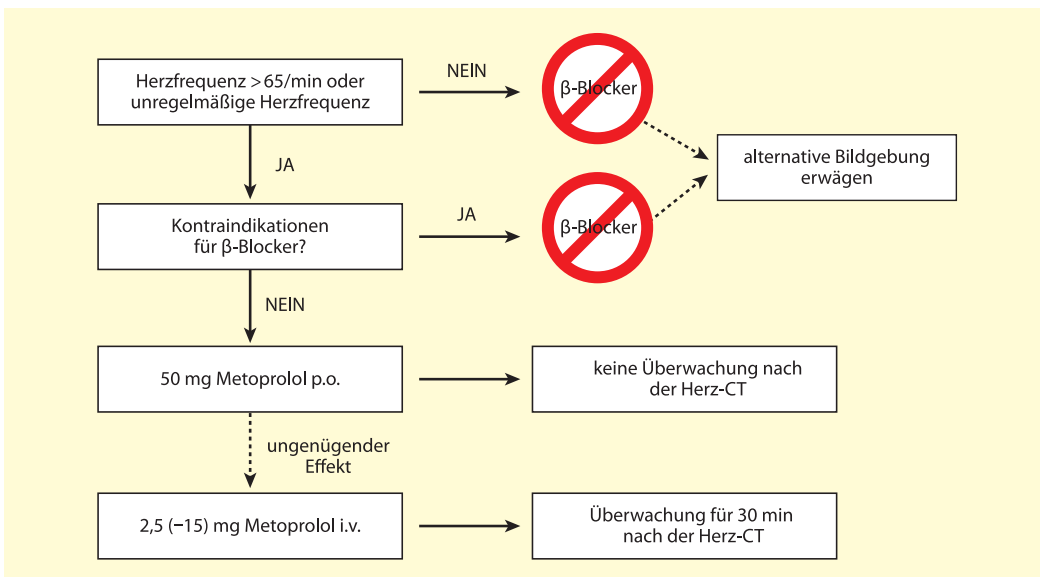
### 3. Schritt: Zunächst Gabe eines oralen $\beta$ -Blockers

- Wahl eines  $\beta_1$ -selektiven Medikamentes (z. B. 50 mg Metoprolol p.o.)
- Wirkungseintritt bei Metoprolol p.o. nach etwa 30–60 Minuten
- Alle 15 min soll eine Blutdruck- und Herzfrequenzkontrolle erfolgen
- Bei ängstlichen Patienten evtl. zusätzlich Gabe eines Anxiolytikums (z. B. 2 mg Lorazepam p.o.)

### 4. Schritt: Bei insuffizienter Herzfrequenzkontrolle Gabe eines $\beta$ -Blockers i.v.

- Gesamtdosis: 2,5 mg (–15 mg) Metoprolol i.v.
- Langsame Applikation des  $\beta$ -Blockers i.v. unter ständiger Herzfrequenzkontrolle
- Initiale Dosis von 2,5 mg Metoprolol i.v.
- Bei ungenügendem Effekt nach 5 min weitere Injektionen bis zu einer Gesamtdosis von 15 mg (vor jeder Gabe Herzfrequenz- und Blutdruckkontrolle):

2,5 mg  $\xrightarrow{5 \text{ min}}$  2,5 mg  $\xrightarrow{5 \text{ min}}$  5 mg  $\xrightarrow{5 \text{ min}}$  5 mg



■ Abb. 10.3. Schema zur Gabe von  $\beta$ -Blockern zur Herzfrequenzkontrolle bei der 64-Zeilen-CT



### 5. Schritt: Überwachung nach der Gabe des $\beta$ -Blockers

- Bei alleiniger oraler Applikation keine Überwachung notwendig
- Bei intravenöser Applikation weitere Überwachung für mindestens 30 min nach der Untersuchung (alle 10 min Blutdruck- und Herzfrequenzkontrolle)
- Entsprechende Interventionsmedikamente sind im Überwachungsraum bereit zu halten (z. B. *inhalative*  $\beta_2$ -Agonisten bei Bronchospasmus, *Atropin* bei Bradykardie  $<45/\text{min}$ )

### 10.6.2 Gabe von Nitroglycerin zur Koronardilatation

Nitroglycerin hat eine antianginöse Wirkung durch Senkung der Vorlast (venöses Pooling) und Senkung der Nachlast (Senkung des peripheren arteriellen Widerstandes). Nitroglycerin wird routinemäßig bei der invasiven Koronarangiographie verabreicht, um die Reproduzierbarkeit der Messungen zu verbessern. Die Erweiterung der epikardialen Koronargefäße und die Erhöhung des koronaren Blutflusses macht man sich bei der Herz-CT zunutze, um die Beurteilbarkeit des Koronarlumens zu verbessern.

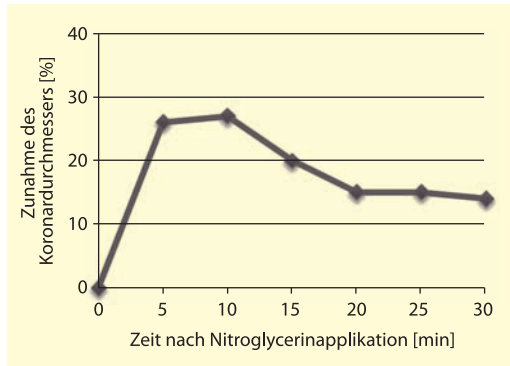
Die Gabe von Nitroglycerin erfolgt nach folgendem Schema:

#### 1. Schritt: Ausschluss von Kontraindikationen wie

- schwere Aortenklappenstenose
- hypertrophe obstruktive Kardiomyopathie
- ausgeprägte hypotone Kreislaufzustände
- Phosphodiesteraseinhibitoren (Sildenafil, z. B. Viagra®)

#### 2. Schritt: Gabe von Nitroglycerin sublingual

- Zeitpunkt der Applikation im Anschluss an die Patientenvorbereitung
- Maximum der Koronardilatation etwa 4–12 min nach Applikation (■ Abb. 10.4)
- übliche Dosis: 2–3 Hübe Glyceroltrinitratspray ( $\approx 0,8$ – $1,2$  mg)



■ **Abb. 10.4.** Zeitlicher Verlauf der Koronardilatation nach sublingualer Applikation von Nitroglycerin

#### Tipps

- Die sublinguale Nitroglycerin-Gabe kann zu einer Reflextachykardie führen.
- Daher ist bei der 64-Zeilen-CT die Nitroglycerin-Gabe nur bei geringer Herzfrequenz oder gleichzeitiger Gabe eines  $\beta$ -Blockers zu empfehlen.
- Bei der dual-source CT ist die Nitroglycerin-Gabe immer und auch ohne Gabe eines  $\beta$ -Blockers zu empfehlen.

#### Fazit

Eine ausführliche Information des Patienten und eine akkurate Vorbereitung ist Grundvoraussetzung für eine qualitativ hochwertige Herz-CT.

Die Rolle einer Herzfrequenzkontrolle mit  $\beta$ -Blockern hat mit modernen CT-Systemen an Bedeutung verloren; dagegen wird die Gabe von Nitroglycerin vor jeder Herz-CT empfohlen.

Korrekte Anwendung und Kenntnisse der Kontraindikationen von  $\beta$ -Blockern und Nitroglycerin sind entscheidend für die Wirkung und Sicherheit der Medikamente.

## 10.7 Weiterführende Literatur

---

- Nicol ED, Arcuri N, Rubens MB, Padley SP. Considerations when introducing a new cardiac MDCT service. Avoiding the pitfalls. Clin Radiol 2008;63:355-369
- Pannu HK, Alvarez W Jr, Fishman EK. Beta-blockers for cardiac CT: a primer for the radiologist. AJR 2006;186:S341-345
- Weigold G. Coronary CT angiography: insights into patient preparation and scanning. Tech Vasc Interv Radiol 2006; 9:205-209

*“This page left intentionally blank.”*

# 11 Untersuchungsprotokolle

*Sebastian Leschka, Hatem Alkadhi, Hans Scheffel, Thomas Schertler*

- 11.1 Calcium-Scoring – 102**
- 11.2 CT-Koronarangiographie – 102**
  - 11.2.1 Standardprotokoll – 102
  - 11.2.2 Protokoll bei unter-/normalgewichtigen Patienten – 103
  - 11.2.3 Protokoll bei Patienten mit niedriger Herzfrequenz – 104
- 11.3 Beurteilung von aorto-koronaren Bypässen – 105**
- 11.4 Triple rule-out – 106**

In Abhängigkeit von der Fragestellung kommen verschiedene Untersuchungsprotokolle bei der Herz-CT zum Einsatz. In diesem Kapitel sind Empfehlungen für Untersuchungsprotokolle bei der 64-Zeiler- und dual-source-CT zusammengefasst.

11.1 Calcium-Scoring (► Kap. 4)

Tab. 11.1. Untersuchungsprotokoll für das Calcium-Scoring	
Kontrastmittelapplikation	Keine
Aufnahmemodus	Retrospektive oder prospektive EKG-Synchronisierung (siehe Tipps)
Röhrenspannung	120 kV
Röhrenstrom	64-Zeilen CT: 80 mAs Dual-source CT: 80 mAs/Rotation
Aufnahmerichtung	Kranio-kaudal
Aufnahmebereich	Von 2 cm unterhalb der Trachealbifurkation bis unterhalb des Herzens
Bildrekonstruktion	3,0 mm (mittelscharfer Rekonstruktionsfilter, z. B. B35f)

Tipps	
■	Bei höherer Herzfrequenz (>70/min) ist eine retrospektive EKG-Synchronisierung zu empfehlen, um Bewegungsartefakte zu minimieren.
■	Bei niedriger Herzfrequenz (<70/min) kann die Untersuchung mit prospektiver EKG-Synchronisierung erfolgen, um die Strahlenexposition zu reduzieren.
■	Die Bildrekonstruktion erfolgt standardmäßig mit einer Schichtdicke von 3 mm.
■	Bei Aufnahme mit retrospektiver EKG-Synchronisierung ist ein Rekonstruktionsinkrement von 50% empfehlenswert, da eine überlappende Bildberechnung Partialvolumeneffekte reduziert und zu einer besseren Reproduzierbarkeit der Messergebnisse führt.

11.2 CT-Koronarangiographie (► Kap. 6)

11.2.1 Standardprotokoll

In Tab. 11.2 sind Standardprotokolle für die CT-Koronarangiographie mit der 64-Zeiler- und dual-source-CT mit retrospektiver EKG-Synchronisation zusammengefasst. Die Röhrenspannung von 120 kV empfiehlt sich bei Patienten mit einem BMI zwischen 25 und 30 kg/m<sup>2</sup>.

Tab. 11.2. Standard-Untersuchungsprotokolle für die CT-Koronarangiographie mit der 64-Zeiler und der dual-source CT.		
	64-Zeiler CT	Dual-Source CT
Herzfrequenzkontrolle	Betablockade ab 65/min	nicht nötig (► Kap. 10)
Bolus-Tracking	ROI in Aorta ascendens	ROI in Aorta ascendens
Volumen	80–100 mL Kontrastmittel in Abhängigkeit von Scanzeit und BMI des Patienten (► Kap. 5)	60–80 mL Kontrastmittel in Abhängigkeit von Scanzeit und BMI des Patienten (► Kap. 5)
Flussrate	5–6 mL/sec in Abhängigkeit vom BMI des Patienten (► Kap. 5)	5–6 mL/sec in Abhängigkeit vom BMI des Patienten (► Kap. 5)
Threshold	140 HU	140 HU
Delay bis Scan-Start	6 sec	6 sec
Röhrenstrom	600–800 mAs	330 mAs/Rotation
Röhrenspannung	120 kV	120 kV

Tab. 11.2 (Fortsetzung)

	64-Zeiler CT	Dual-Source CT
<b>Rotationszeit</b>	330 ms	330 ms
<b>Pitch</b>	0,2	0,2–0,5, HF-abhängig
<b>Kollimation</b>	64×0,6 mm	2×64×0,6 mm
<b>Scan-Richtung</b>	kranio-kaudal	kranio-kaudal
<b>EKG-pulsing</b>	immer verwenden	immer verwenden, allenfalls MinDose (► Kap. 8)
<b>Scan-Range</b>	2 cm unterhalb der Trachealbifurkation bis Unterrand der Herzspitze*	2 cm unterhalb der Trachealbifurkation bis Unterrand der Herzspitze*
<b>Scan-Zeit</b>	9–13 sec, eine Atempause	7–12 sec, eine Atempause
<b>Retrospektive EKG-Synchronisation</b>	ja	ja

\* Anpassung der Scanlänge (z-Achse) nach dem Calcium-Scoring (► Kap. 4, Tab. 11.1)

### 11.2.2 Protokoll bei unter-/normalgewichtigen Patienten (► Kap. 8)

Bei einem BMI unter 25 kg/m<sup>2</sup> kann die Röhrenspannung auf 100 kV reduziert werden (Tab. 11.3).

Bei einem BMI über 30 kg/m<sup>2</sup> können spezifische Adipositasprotokolle verwendet werden (► Kap. 12).

Tab. 11.3. Adaptierung des Untersuchungsprotokolls für die CT-Koronarangiographie bei Patienten mit einem BMI < 25 kg/m<sup>2</sup>

	64-Zeiler-CT	Dual-Source-CT
<b>Herzfrequenzkontrolle</b>	Betablockade ab 65/min	nicht nötig (► Kap. 10)
<b>Bolus-Tracking</b>	ROI in Aorta ascendens	ROI in Aorta ascendens
<b>Volumen</b>	Reduktion der Kontrastmittel-menge um 20% gegenüber dem Standardprotokoll Tab. 11.2 (= etwa 65–80 mL Kontrastmittel in Abhängigkeit von Scanzeit und BMI des Patienten; ► Kap. 5)	Reduktion der Kontrastmittel-menge um 20% gegenüber dem Standardprotokoll Tab. 11.2 (= etwa 50–65 mL Kontrastmittel in Abhängigkeit von Scanzeit und BMI des Patienten; ► Kap. 5)
<b>Flussrate</b>	5–6 mL/sec in Abhängigkeit vom BMI des Patienten (► Kap. 5)	5–6 mL/sec in Abhängigkeit vom BMI des Patienten (► Kap. 5)
<b>Threshold</b>	140 HU	140 HU
<b>Delay bis Scan-Start</b>	6 sec	6 sec
<b>Röhrenstrom</b>	500–600 mAs	220 mAs/Rotation
<b>Röhrenspannung</b>	100 kV	100 kV
<b>Rotationszeit</b>	330 ms	330 ms

■ Tab. 11.3 (Fortsetzung)

	64-Zeiler-CT	Dual-Source-CT
<b>Pitch</b>	0,2	0,2–0,5, HF-abhängig
<b>Kollimation</b>	64×0,6 mm	2×64×0,6 mm
<b>Scan-Richtung</b>	kranio-kaudal	kranio-kaudal
<b>EKG-pulsing</b>	immer verwenden	immer verwenden, allenfalls MinDose (► Kap. 8)
<b>Scan-Range</b>	2 cm unterhalb der Trachealbifurkation bis Unterrand der Herzspitze*	2 cm unterhalb der Trachealbifurkation bis Unterrand der Herzspitze*
<b>Scan-Zeit</b>	9–13 sec, eine Atempause	7–12 sec, eine Atempause
<b>EKG-Synchronisation</b>	Abhängig von der Herzfrequenz: >60/min: retrospektiv (► Kap. 8) <60/min: prospektiv (► Kap. 8, ■ Tab. 11.4)	Abhängig von der Herzfrequenz: >70/min: retrospektiv (► Kap. 8) <70/min: prospektiv (► Kap. 8, ■ Tab. 11.4)

\* Anpassung der Scanlänge (z-Achse) nach dem Calcium-Scoring (► Kap. 4, ■ Tab. 11.1)

### 11.2.3 Protokoll bei Patienten mit niedriger Herzfrequenz (► Kap. 8)

Bei Herzfrequenzen unter 60/min (64-Zeiler-CT) sowie unter 70/min (dual-source-CT) ist die Verwendung eines Niedrigdosisprotokolls mit prospektiver EKG-Synchronisation empfohlen (► Kap. 8, ■ Tab. 11.4).

■ Tab. 11.4. Adaptierung des Untersuchungsprotokolls für die CT-Koronarangiographie bei Patienten mit einer Herzfrequenz <60/min (64-Zeiler-CT) bzw. <70/min (dual-source-CT)

	64-Zeiler CT	Dual-Source CT
<b>Herzfrequenzkontrolle</b>	Betablockade ab 65/min	nicht nötig (► Kap. 10)
<b>Bolus-Tracking</b>	ROI in Aorta ascendens	ROI in Aorta ascendens
<b>Volumen</b>	Abhängig vom BMI (■ Tab. 11.3)	Abhängig vom BMI (■ Tab. 11.3)
<b>Flussrate</b>	5–6 mL/sec in Abhängigkeit vom BMI des Patienten (► Kap. 5)	5–6 mL/sec in Abhängigkeit vom BMI des Patienten (► Kap. 5)
<b>Threshold</b>	140 HU	140 HU
<b>Delay bis Scan-Start</b>	6 sec	6 sec
<b>Röhrenstrom</b>	BMI < 25 kg/m <sup>2</sup> : 500–600 mAs BMI 25–30 kg/m <sup>2</sup> : 600–800 mAs	BMI < 25 kg/m <sup>2</sup> : 220 mAs/rot BMI 25–30 kg/m <sup>2</sup> : 330 mAs/rot
<b>Röhrenspannung</b>	BMI < 25 kg/m <sup>2</sup> : 100 kV BMI 25–30 kg/m <sup>2</sup> : 120 kV	BMI < 25 kg/m <sup>2</sup> : 100 kV BMI 25–30 kg/m <sup>2</sup> : 120 kV
<b>Rotationszeit</b>	330 ms	330 ms
<b>Pitch</b>	0,2	0,2



■ Tab. 11.4 (Fortsetzung))

	64-Zeiler CT	Dual-Source CT
<b>Kollimation</b>	64×0,6 mm	2×64×0,6 mm
<b>Scan-Richtung</b>	kranio-kaudal	kranio-kaudal
<b>Scan-Range</b>	2 cm unterhalb der Trachealbifurkation bis Unterrand der Herzspitze*	2 cm unterhalb der Trachealbifurkation bis Unterrand der Herzspitze*
<b>Scan-Zeit</b>	10–16 sec, eine Atempause	8–14 sec, eine Atempause
<b>EKG-Synchronisation</b>	Prospektiv (► Kap. 8)	Prospektiv (► Kap. 8)

\* Anpassung der Scanlänge (z-Achse) nach dem Calcium-Scoring (► Kap. 4, ■ Tab. 11.1)

### 11.3 Beurteilung von aorto-koronaren Bypässen (► Kap. 15)

■ Tab. 11.5. Untersuchungsprotokolle zur Beurteilung von aorto-koronaren Bypässen für die 64-Zeiler-CT und dual-source-CT

	64-Zeiler-CT	Dual-Source-CT
<b>Herzfrequenzkontrolle</b>	Betablockade ab 65/min.	nicht nötig (► Kap. 10)
<b>Volumen</b>	100 ml Kontrastmittel, gefolgt von 30 mL NaCl	individuelle Adaptation (► Kap. 5)
<b>Flussrate</b>	5 mL/sec	individuelle Adaptation (► Kap. 5)
<b>Röhrenstrom eff.</b>	600–800 mAs	330 mAs/Rotation
<b>Röhrenspannung</b>	120 kV	120 kV
<b>Rotationszeit</b>	330 ms	330 ms
<b>Pitch</b>	0,2, allenfalls 0,3	0,2–0,5, HF-abhängig
<b>Kollimation</b>	64×0,6 mm	2×64×0,6 mm
<b>EKG-pulsing</b>	immer verwenden	immer verwenden, allenfalls zusätzlich MinDose (► Kap. 8)
<b>Retrospektive EKG-Synchronisation</b>	ja	ja

# 11.4 Triple rule-out (► Kap. 7)

**Tab. 11.6.** Untersuchungsprotokoll für das Triple rule-out für die 64-Zeiler-CT und dual-source-CT

	64-Zeiler-CT	Dual-Source-CT
<b>Herzfrequenzkontrolle</b>	Betablockade ab 65/min.	nicht nötig (► Kap. 10)
<b>Bolus-Tracking</b>	ROI in Aorta ascendens	ROI in Aorta ascendens
<b>Volumen</b>	100–120 mL Kontrastmittel, gefolgt von 30 mL NaCL	100–120 mL Kontrastmittel, gefolgt von 30 mL NaCL
<b>Flussrate</b>	4 mL/sec	4 mL/sec
<b>Threshold</b>	80 HU	80 HU
<b>Delay bis Scan-Start</b>	6 sec	6 sec
<b>Röhrenstrom</b>	600–800 mAs	330 mAs/Rotation
<b>Röhrenspannung</b>	120 kV	120 kV
<b>Rotationszeit</b>	330 ms	330 ms
<b>Pitch</b>	0,2/0,3	0,2–0,5, HF-abhängig
<b>Kollimation</b>	64×0,6 mm	2×64×0,6 mm
<b>Scan-Richtung</b>	kranio-kaudal	kranio-kaudal
<b>EKG-pulsing</b>	immer verwenden	immer verwenden, MinDose empfohlen (► Kap. 8)
<b>Scan-Range</b>	gesamter Thorax, ca. 25 cm	gesamter Thorax, ca. 25 cm
<b>Scan-Zeit</b>	10–15 sec, eine Atempause	10–15 sec, eine Atempause
<b>Retrospektive EKG-Synchronisation</b>	ja	ja

# 12 Adaptation der Protokolle bei übergewichtigen Patienten

*Paul Stolzmann*

- 12.1 Probleme in der Bildgebung – 108**
- 12.2 Lösungsansätze in der CT – 108**
  - 12.2.1 Grundsätzliche Überlegungen – 108
  - 12.2.2 CT-Koronarangiographie – 108
  - 12.2.3 Adipositas-Modus – 109
- 12.3 Weiterführende Literatur – 111**

Übergewicht ist einer der am weitesten verbreiteten Risikofaktoren der koronaren Herzkrankheit. In der Herz-CT übergewichtiger Patienten resultiert eine erhöhte Photonen-Absorption in einem niedrigen Signal-zu-Rausch Verhältnis, welche die Bildqualität der Koronarien verschlechtert.

Durch Modifikationen der Herz-CT Protokolle und Algorithmen lassen sich jedoch deutliche Verbesserungen der Bildqualität erzielen.

## 12.1 Probleme in der Bildgebung

Aufgrund der rasch steigenden Prävalenz und der Folgeerscheinungen ist die Adipositas zu einer der bedeutendsten gesundheitspolitischen Herausforderungen geworden.

Im Vergleich zu Normalgewichtigen ist die Mortalität – insbesondere bei Patienten mit einem BMI über  $30 \text{ kg/m}^2$  – deutlich erhöht. Der Zusammenhang von Übergewicht und anderen Risikofaktoren mit der koronaren Herzkrankheit ist erwiesen, wodurch in dieser Population die Diagnostik der koronaren Herzkrankheit zu einem zentralen Thema wird.

Bei übergewichtigen Patienten mit Verdacht auf das Vorliegen einer koronaren Herzkrankheit stoßen viele diagnostische Modalitäten an ihre Grenzen. Das häufige Nichterreichen der Zielherzraten unter körperlicher Belastung beeinträchtigt die Anwendung und den diagnostischen Wert verschiedener Tests. Daher wird häufig bei adipösen Patienten ein Herzkatheter durchgeführt, um eine definitive Diagnose stellen zu können. Die technische Durchführbarkeit ist jedoch auch hier erschwert. Insbesondere die Gewinnung eines arteriellen Zugangs und das Erreichen einer postprozeduralen Hämostase gestalten sich problematisch.

Auch die CT-Koronarangiographie ist mit Schwierigkeiten behaftet. Die höhere Streustrahlung im Körper eines adipösen Patienten führt zu einem niedrigeren Signal-zu-Rausch Verhältnis. Bei der Herz-CT steigt dadurch die Rate der Koronarsegmente mit nicht-diagnostischer Bildqualität. Dies reduziert insbesondere die Spezifität und den positiv prädiktiven Wert des Tests (► Kap. 6).

### Tipps

- Die Anzahl der Koronarsegmente mit nicht-diagnostischer Bildqualität steigt mit einem steigenden BMI bei der CT-Koronarangiographie. Zudem reduziert sich die diagnostische Genauigkeit.

## 12.2 Lösungsansätze in der CT

Im Folgenden werden Möglichkeiten besprochen, um eine möglichst optimale Bildqualität bei adipösen Patienten zu erreichen.

### 12.2.1 Grundsätzliche Überlegungen

Das erhöhte Bildrauschen lässt sich durch folgende Ansätze minimieren:

- Dickere Schichten, breitere Detektorkollimation
- Langsamere Rotationszeiten

Das Auftreten von *Partialvolumenartefakten* und *Bewegungsartefakten* limitiert jedoch die Übertragung dieser Methoden auf die CT-Koronarangiographie.

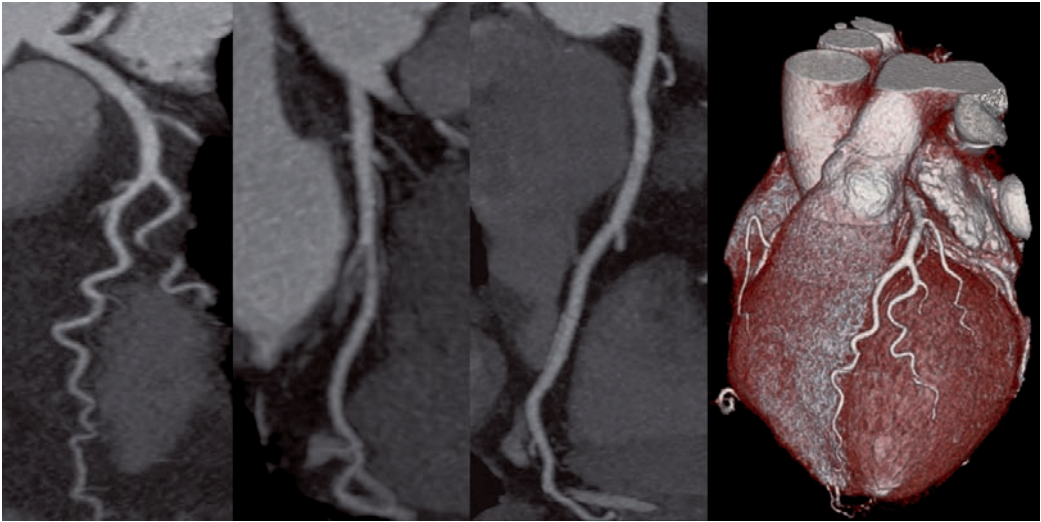
### 12.2.2 CT-Koronarangiographie

Bei übergewichtigen Patienten, die zur CT-Koronarangiographie aufgebeten sind, kann das Bildrauschen auf andere Weise minimiert werden.

### Tipps

- Die Bildqualität bei adipösen Patienten profitiert grundsätzlich von einem erhöhten Röhrenstromzeit-Produkt und/oder erhöhter Röhrenspannung. Der Photonenflux und die damit auf den Detektor treffende Photonenanzahl werden erhöht, und das Bildrauschen wird reduziert.

Bei adipösen Patienten mit einem BMI  $>30 \text{ kg/m}^2$  ist Erhöhung der Röhrenspannung höchst effektiv, da die produzierte Photonenanzahl proportional zum Quadrat der Beschleunigungsspannung steigt.



■ **Abb. 12.1.** Die Verwendung von 140 kV Röhrenspannung bei diesem Patienten mit einem BMI von 34 kg/m<sup>2</sup> reduziert das Bildrauschen und erlaubt den verlässlichen Ausschluss

signifikanter Stenosen des RIVA, des RCX und der RCA (v.l.). Die Erhöhung der Röhrenspannung liefert eine diagnostische Bildqualität (rechts)

Die **Anpassung der Röhrenspannung auf 140 kV** liefert diagnostische Bildqualität in Patienten mit einem **BMI zwischen 30 und 35 kg/m<sup>2</sup>** (■ Abb. 12.1).

Die *reduzierte zeitliche Auflösung* erfordert daher – ähnlich wie bei der Verwendung der 64-Zeilen-CT – eine Herzfrequenz des Patienten <65 bpm. Dies macht u. U. die vorherige *Applikation von Beta-Blockern erforderlich*, um die hohe Bildqualität und die

### 12.2.3 Adipositas-Modus

In Patienten mit einem BMI >35 kg/m<sup>2</sup> erlaubt die dual-source-CT aufgrund seiner Zwei-Röhren-Geometrie die Auswahl eines speziellen Protokolls. Beide Röntgenröhren, die gewöhnlich nach einer ¼ Umdrehung bereits nötige Informationen zur Bildrekonstruktion akquiriert haben, werden im sog. Adipositas-Modus für eine ½ Umdrehung betrieben.

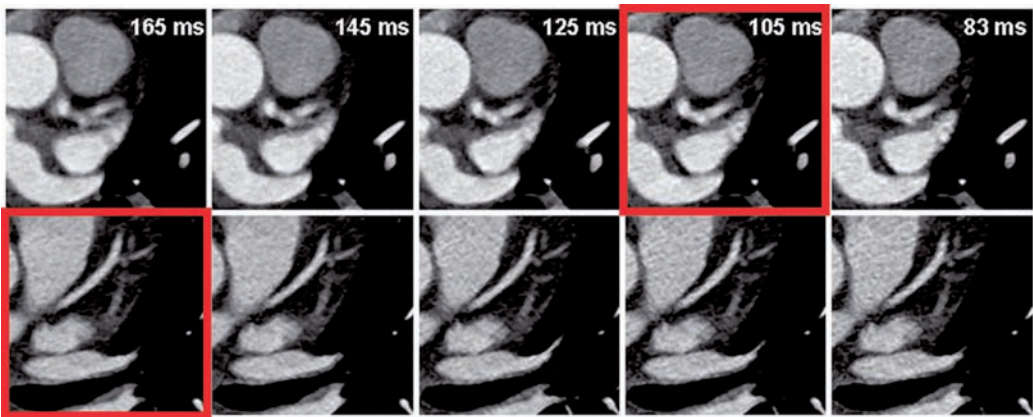
Diese Rekonstruktionen reduzieren die zeitliche Auflösung auf maximal 165 ms. Jedoch tragen mehr Photonen zur Datengewinnung bei, sodass das Bildrauschen reduziert wird.

#### Tipps

- Die Verwendung des Adipositas-Modus der dual-source-CT reduziert das Bildrauschen zu Lasten einer verminderten zeitlichen Auflösung.

		Herzfrequenz			
Body Mass Index		125 ms	105 ms	82 ms	82 ms
		145 ms	125 ms	105 ms	82 ms
		165 ms	145 ms	125 ms	105 ms
		165 ms	145 ms	125 ms	105 ms

■ **Abb. 12.2.** Herzfrequenz und BMI im Adipositas-Modus. Je höher die Herzfrequenz ist, desto höher muss die gewählte zeitliche Auflösung der Rekonstruktion sein, um das Auftreten von Bewegungsartefakten zu minimieren. Jedoch gilt auch: Je höher der BMI, desto mehr Daten werden für eine rauschreduzierte Rekonstruktion benötigt. Dies macht bei Patienten mit hohem BMI und hohen Herzfrequenzen ein Abwägen zwischen Rauschen und zeitlicher Auflösung erforderlich



■ **Abb. 12.3.** Herzfrequenz und BMI im Adipositas-Modus. MPR verschiedener Rekonstruktionen mit unterschiedlicher zeitlicher Auflösung (Spalten) unter Verwendung des Adipositas-Modus zweier Beispielpatienten (Reihen). Bei einem übergewichtigen Patienten mit einem BMI von 43,7 kg/m<sup>2</sup> und einer Herzfrequenz von 84 bpm (obere Reihe) wurde die beste

Bildqualität (niedrigste Bewegungsunschärfe und adäquates Bildrauschen) bei einer zeitlichen Auflösung von 105 ms bestimmt (roter Kasten). Bei einer Patientin mit BMI von 54,1 kg/m<sup>2</sup> und einer niedrigeren Herzfrequenz von 60 bpm (untere Reihe) wurde die beste Bildqualität bei einer zeitlichen Auflösung von 165 ms bestimmt

damit verbundene hohe diagnostische Genauigkeit der CT-Koronarangiographie zu garantieren.

Daten, die im Adipositas-Modus akquiriert wurden, erlauben verschiedene single-segment-Rekonstruktionen unterschiedlicher zeitlicher Auflösung. Der Benutzer kann im Anschluss an die Untersuchung an der Konsole verschiedene Rekonstruktionen mit unterschiedlichen zeitlichen Auflösungen zwischen 83–165 ms anfertigen (■ Abb. 12.2). Je nach Auswahl der zeitlichen Auflösung werden größere oder kleinere Kreissegmente in die Datenrekonstruktion eingeschlossen.

#### Tipps

Für den Adipositas-Modus gilt:

- Je **niedriger** die ausgewählte **zeitliche Auflösung**, desto **niedriger** das **Bildrauschen** (■ Abb. 12.3).

Im Vergleich zu Protokollen mit 120 kV oder 140 kV, ermöglicht die Verwendung des Adipositas-Modus bei Patienten mit einem BMI >35 kg/m<sup>2</sup> eine

- signifikante Reduktion des Bildrauschens
- signifikante Erhöhung des Signal-zu-Rausch-Verhältnisses, und
- signifikant bessere Bildqualität.

#### Tipps

Verwenden Sie den **Adipositas-Modus**

- bei einem **BMI von über 35 kg/m<sup>2</sup>**.
- Gewährleisten Sie dann **niedrige Herzfrequenzen**, ggf. durch die Applikation von Beta-Blockern.

#### Fazit

Die koronare Herzkrankheit hat eine erhöhte Prävalenz bei Übergewichtigen.

Die Bildqualität der CT-Koronarangiographie sinkt mit einem steigenden BMI des Patienten. Entgegenwirkend lässt sich die Bildqualität durch einen höheren Photonenfluss signifikant verbessern:

Die Anpassung der Röhrenspannung auf 140 kV ist praktikabel bei Patienten mit einem BMI zwischen 30 und 35 kg/m<sup>2</sup>.

Bei Patienten mit einem BMI >35 kg/m<sup>2</sup> steht darüber hinaus mit der dual-source-CT der Adipositas-Modus zur Verfügung.

### 12.3 Weiterführende Literatur

---

- Alkadhi H, Scheffel H, Desbiolles L, et al. Dual-source computed tomography coronary angiography: influence of obesity, calcium load, and heart rate on diagnostic accuracy. *Eur Heart J* **2008**;29:766–776
- Raff GL, Gallagher MJ, O'Neill WW, et al. Diagnostic accuracy of noninvasive coronary angiography using 64-slice spiral computed tomography. *J Am Coll Cardiol* **2005**;46:552–557
- Romero-Corral A, Montori VM, Somers VK, et al. Association of bodyweight with total mortality and with cardiovascular events in coronary artery disease: a systematic review of cohort studies. *Lancet* **2006**;368:666–678

*“This page left intentionally blank.”*



# 13 Herzphasen und Datenrekonstruktion

*Sebastian Leschka und Hatem Alkadhi*

## 13.1 Herzphasen – 114

- 13.1.1 Bewegung der Koronararterien während des Herzzyklus – 114
- 13.1.2 Veränderung der Herzphasendauer in Abhängigkeit von der Herzfrequenz – 116

## 13.2 Datenrekonstruktion – 116

- 13.2.1 Synchronisation der Datenrekonstruktion mit dem EKG-Signal – 116
- 13.2.2 Auswahl des optimalen Rekonstruktionszeitpunktes – 118
- 13.2.3 Rekonstruktionsparameter – 118
- 13.2.4 Datenrekonstruktion bei Extrasystolen »EKG-Editierung« – 119
- 13.2.5 Empfehlungen für Standardrekonstruktionen bei der Herz-CT – 120

## 13.3 Erkennen von Bewegungsartefakten und Lösungsvorschläge – 120

## 13.4 Weiterführende Literatur – 122

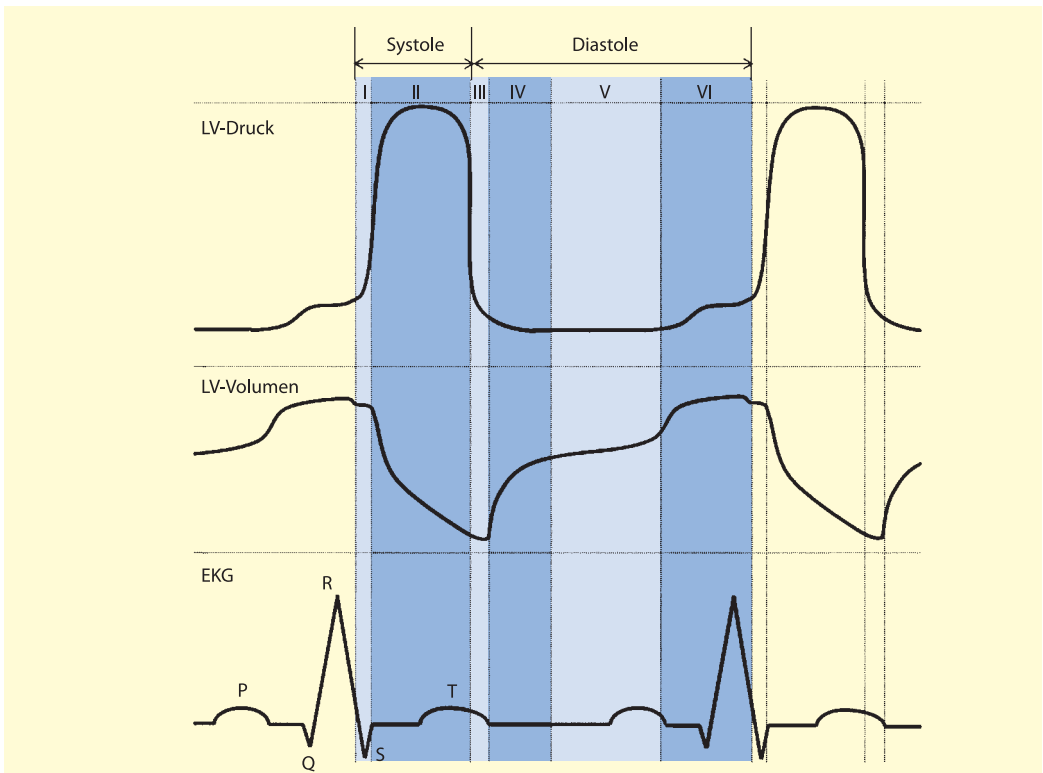
Trotz aller Fortschritte in der CT-Technologie sind Bewegungsartefakte auch mit den modernsten CT-Geräten noch immer eine der Hauptursachen für eine eingeschränkte Beurteilbarkeit der Koronararterien. Grund hierfür ist die hohe und ungleichmäßige Bewegung der Koronararterien. Dabei ist das Bewegungsmuster der einzelnen Koronararterien während des Herzzyklus und in Abhängigkeit von der Herzfrequenz sehr unterschiedlich. Die Auswahl eines geeigneten Zeitfensters für die Bilddatenrekonstruktion ist daher essentiell für eine qualitativ hochwertige Darstellung des Herzens und der Koronararterien und damit für eine richtige Diagnose.

## 13.1 Herzphasen

Grundsätzlich unterteilt sich die Herzaktion in die Systole (Austreibung des Blutes aus den Ventrikeln in den Kreislauf) und die Diastole (Füllung der Ventrikel mit Blut aus den Vorhöfen). Systole und Diastole werden in weitere Abschnitte unterteilt (■ Abb. 13.1).

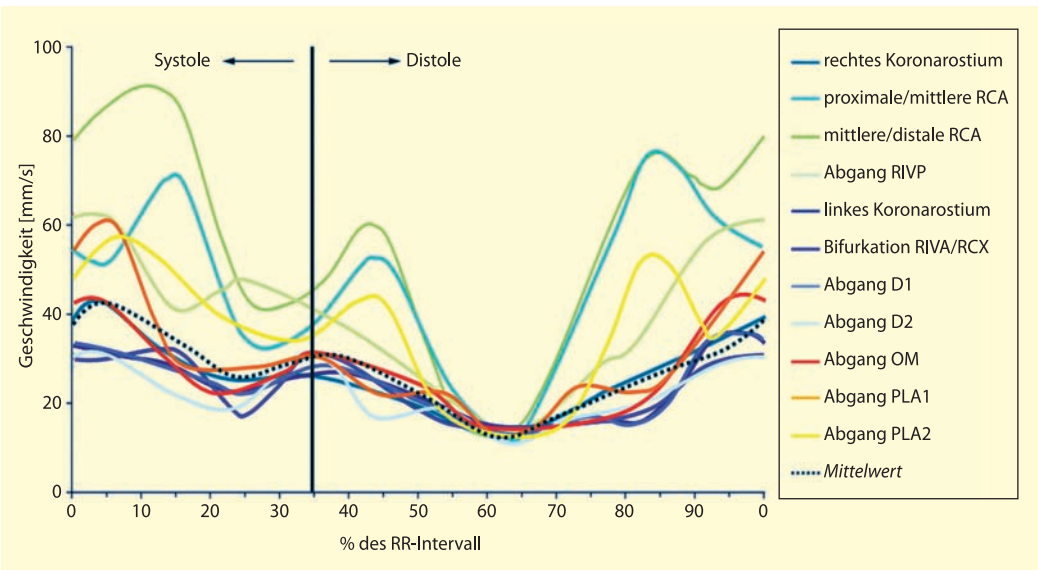
### 13.1.1 Bewegung der Koronararterien während des Herzzyklus

Die einzelnen Koronarsegmente zeigen während des Herzzyklus ein differierendes Bewegungsmuster (■ Abb. 13.2).



■ **Abb. 13.1.** Herzphasen. Das Diagramm zeigt den Verlauf des linksventrikulären Drucks (oben), des linksventrikulären Volumens (Mitte) und das korrespondierende EKG (unten). Die Systole setzt sich aus der **isovolumetrischen Kontraktion (I)** bei noch geschlossenen Semilunarklappen und der **Austreibungsphase (II)** bei geöffneten Semilunarklappen zusammen. Am Ende von Phase II schließen sich die Semilunarklappen. Die Diastole beginnt mit der **isovolumetrischen Er-**

**schlaffung (III)** bei geschlossenen Semilunar- und Atrioventrikularklappen, gefolgt von einer raschen **Füllungsphase (IV)**. Nachfolgend kommt es zur **Diastase (V)**, bei der nur eine geringe Blutverlagerung zwischen Vorhöfen und Ventrikeln erfolgt und die Herzbewegung minimal ist. Am Ende der Diastole erfolgt die **Vorhofsystole (VI)**. Danach beginnt eine erneute Kammersystole



**Abb. 13.2.** Individuelle Geschwindigkeitsprofile der einzelnen Koronarsegmente während des Herzzyklus. Die höchste mittlere Geschwindigkeit haben die Segmente der rechten Koronararterie, gefolgt von denjenigen des Ramus circum-

flexus und des Ramus interventricularis anterior. Trotz unterschiedlicher Bewegungsmuster hat die Bewegungsgeschwindigkeit aller Koronarsegmente zwischen 55–65% des RR-Intervalls eine relative Ruhephase

Das mittlere und distale Segment der RCA und die distalen Segmente des RCX haben über den größten Teil des Herzzyklus eine hohe Geschwindigkeit, wohingegen die Segmente des RIVA eine relativ geringe Bewegung besitzen. In der frühen Systole (etwa 0–20% des RR-Intervalls), frühen Diastole (40–50% des RR-Intervalls) und späten Diastole (80–90% des RR-Intervalls) zeigen nahezu alle

Koronarsegmente eine schnelle Bewegung. Alle Koronarsegmente haben in der mittleren Diastole (etwa 55–65% des RR-Intervalls) ein Bewegungsminimum und eine zweite relative Ruhephase in der Enddiastole (etwa 25–35% des RR-Intervalls).

Entsprechend der Koronarbewegung sind die einzelnen Phasen des Herzzyklus unterschiedlich gut zur CT-Datenrekonstruktion geeignet (Tab. 13.1).

**Tab. 13.1.** Eignung der einzelnen Herzphasen zur CT-Datenrekonstruktion

Herzphase	Entsprechung im EKG	Eignung zur CT-Datenrekonstruktion
Isovolumetrische Kontraktion	S-Zacke	--
Systolische Austreibungsphase	ST-Strecke und frühe T-Welle	o
Isovolumetrische Erschlaffung	Späte T-Welle	+
Diastolische Füllungsphase	Frühe TP-Strecke	-
Diastase	Späte TP-Strecke und P-Welle	++
Vorhofssystole	PQ-Strecke und Q-/R-Zacken	--

-- = ungeeignet, - = meist ungeeignet, o = bedingt geeignet, + = oft gut geeignet, ++ = meist gut geeignet

### 13.1.2 Veränderung der Herzphasen- dauer in Abhängigkeit von der Herzfrequenz

Bei niedriger Herzfrequenz ist die diastolische Ruhephase länger als die systolische Ruhephase; daher ist die Mitdiastole bei niedriger Herzfrequenz meist am besten zur CT-Datenrekonstruktion geeignet. Mit zunehmender Herzfrequenz verkürzen sich die Systole und Diastole ungleichmäßig: Die Systolendauer nimmt zwischen 60/min und 200/min um etwa die Hälfte ab, während sich die Diastole um etwa 80% verkürzt. Zudem wird die Koronarbewegungsgeschwindigkeit in der Diastole mit hoher Herzfrequenz mehr erhöht als dies für die Endsystole der Fall ist. Mit höherer Herzfrequenz liefert daher die endsystolische Datenrekonstruktion häufig bessere Ergebnisse als eine mitdiastolische Rekonstruktion.

#### Tipps

Der Umschlagpunkt zwischen besserer systolischer als diastolischer Datenrekonstruktion ist abhängig von der zeitlichen Auflösung des verwendeten CT-Gerätes; bei besserer zeitlicher Auflösung können kürzere Ruheperioden der Koronarbewegung mit geringer Geschwindigkeit genutzt werden, während bei schlechterer zeitlicher Auflösung lange Ruhephasen mit evtl. höherer mittlerer Geschwindigkeit nötig sind.

Als Faustregel finden sich bei einer Herzfrequenz von

- <70/min weniger Bewegungsartefakte in der Diastole, und bei
- >80/min weniger Bewegungsartefakte in der Systole.

## 13.2 Datenrekonstruktion

### 13.2.1 Synchronisation der Datenrekonstruktion mit dem EKG-Signal

Ziel der EKG-Synchronisation ist eine Kompensation der Herzbewegung.

#### Absolute und relative EKG-Synchronisation

Zur Datenrekonstruktion muss ein geeignetes Zeitfenster während des Herzzyklus ausgewählt werden. Die Synchronisation mit dem EKG-Signal kann relativ oder absolut erfolgen (■ Abb. 13.3):

#### Tipps

Die Position des Rekonstruktionsintervalls wird von den einzelnen Herstellern unterschiedlich definiert. Zum Beispiel bedeutet eine 60%-Rekonstruktion

- den Beginn des Datenrekonstruktionsfensters bei *Siemens*, und
- die Mitte des Datenrekonstruktionsfensters bei *General Electrics*, *Philips* und *Toshiba*.

#### Relative EKG-Synchronisation:

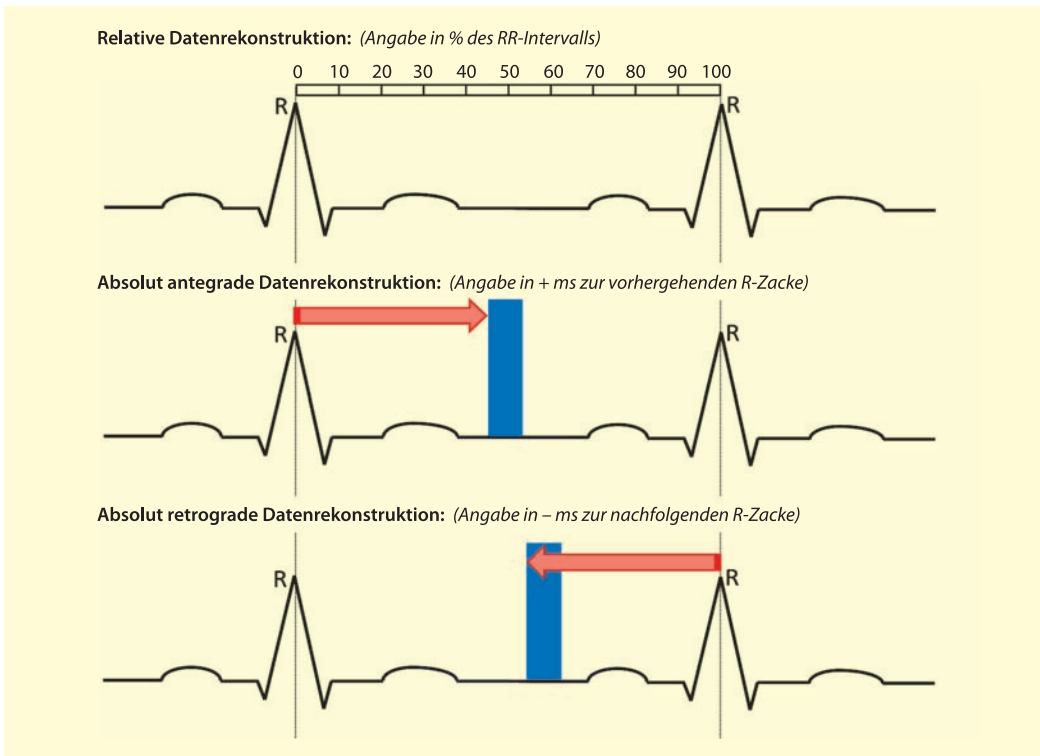
- das Zeitfenster für die Bilddatenrekonstruktion wird anhand eines Prozentwertes zwischen zwei R-Zacken bestimmt
- eine endsystolische Rekonstruktion findet sich üblicherweise bei 25-45% und eine mitdiastolische bei 60-80% des RR-Intervalles
- die relative EKG-Synchronisation ist die gebräuchlichste Form der Datenrekonstruktion, da die relativen Werte sich bei unterschiedlichen Herzfrequenzen nur gering ändern

#### Absolut retrograde EKG-Synchronisation:

- der Rekonstruktionszeitpunkt wird als fester Abstand (in -ms) vor einer R-Zacke definiert
- bei der absolut retrograden EKG-Synchronisation müssen für unterschiedliche Herzfrequenzen differierende Werte für die Wahl des Zeitfensters verwendet werden

#### Absolut antegrade EKG-Synchronisation:

- der Rekonstruktionszeitpunkt wird als fester Abstand (in +ms) nach einer R-Zacke definiert



**Abb. 13.3.** Möglichkeiten der Datenrekonstruktion relativ zur R-Zacke des EKG-Signals. Bei der relativen Methode wird der Zeitpunkt der Datenrekonstruktion als prozentualer Wert des Zeitintervalls zwischen zwei aufeinanderfolgenden R-Za-

cken definiert. Bei der absoluten Methode wird der Zeitpunkt der Datenrekonstruktion als ms nach der vorherigen R-Zacke (*absolut antegrad*) oder als ms vor der nachfolgenden R-Zacke (*absolut retrograd*) bestimmt

- bei Arrhythmie bietet die absolut antegrade Rekonstruktion Vorteile, da sich die Systole bei unterschiedlichen Herzfrequenzen am wenigsten verändert (► Kap. 13.1.2)

#### Tipps

- Bei Arrhythmie kann zunächst mit der relativen EKG-Synchronisation versucht werden, eine suffiziente Bildqualität zu erzielen.
- Sollte die relative Rekonstruktion kein adäquates Ergebnis liefern, kann mittels absolut antegrader EKG-Synchronisation häufig eine ausreichende Suppression von Bewegungsartefakten erreicht werden

### Einzel- und Mehrsegmentrekonstruktionsalgorithmen

Für die Datenrekonstruktion sind zumindest die Projektionsdaten einer 180°-Rotation der Gantry notwendig. Je nach Anzahl der verwendeten Herzschläge wird nach Einzel- und Mehrsegmentrekonstruktionsalgorithmen unterschieden.

#### Einzelsegmentrekonstruktion:

- für die Bildrekonstruktion werden nur die Projektionsdaten eines Herzschlages verwendet
- die zeitliche Auflösung errechnet sich als:  $t_{\max} = t_{\text{Rot}}/2$  (z. B. bei einer Rotationszeit  $t_{\text{Rot}}$  von 330 ms ergibt sich eine zeitliche Auflösung  $t_{\max}$  von 165 ms)
- Nachteil:** Bei sehr hoher Herzfrequenz kann die relative Ruhephase der Koronararterien zu kurz für die zeitliche Auflösung sein und eine Konturunschärfe der Koronararterien resultieren.

**Mehrsegmentrekonstruktion:**

- für die Bildrekonstruktion werden die Projektionsdaten zweier oder mehrerer aufeinanderfolgender Herzschläge verwendet
- die zeitliche Auflösung errechnet sich als:  $t_{\max} = (t_{\text{Rot}}/2)/n$  Herzschläge (z. B. bei einer Rotationszeit  $t_{\text{Rot}}$  von 330 ms und 4 verwendeten Herzschlägen ergibt sich eine zeitliche Auflösung  $t_{\max}$  von 4 ms)
- *Nachteil:* Die errechnete maximale zeitliche Auflösung gilt nur für bestimmte Herzfrequenzen (► Kap. 1). Daneben sind Mehrsegmentrekonstruktionsalgorithmen sehr empfindlich gegenüber Schwankungen der Herzfrequenz, sodass bei variabler Herzfrequenz zusätzliche Artefakte durch die Mittelung der Daten über mehrere Herzschläge die eventuellen Vorteile einer höheren zeitlichen Auflösung nivellieren können.

**Tipps**

- Dual-source-CT-Geräte bieten eine zeitliche Auflösung von 83 ms bei Einzelsegmentrekonstruktion, welche selbst für hohe Herzfrequenzen ausreichend ist
- die Nachteile von Mehrsegmentrekonstruktionsalgorithmen finden sich auch bei der dual-source-CT, sodass auch hier auf eine Mehrsegmentrekonstruktion verzichtet werden sollte

**Tipps**

Als Faustregel empfehlen sich mit der 64-Zeilen- und dual-source-CT folgende Rekonstruktionen:

- bei niedriger Herzfrequenz (<70/min) reicht meist eine einzelne Rekonstruktion in der Mitdiastole (60–70% des RR-Intervall)
- bei mittlerer Herzfrequenz (70–80/min) sind häufig mehrere Rekonstruktionen in der Diastole notwendig (50–80% des RR-Intervall)
- bei hoher Herzfrequenz (>80/min) sind meist mehrere Rekonstruktionen in der Systole und Diastole notwendig (30–80% des RR-Intervall)

Das Schema in ■ Abb. 13.4 zeigt eine Empfehlung für das praktische Vorgehen. Im Falle von Artefakten in einzelnen Koronarsegmenten empfiehlt sich die Anfertigung einer Rekonstruktionsserie in 1 oder 2 kritischen Schichten in 5%-Schritten (sogenannte »Previewserie«). Anhand dieser Testrekonstruktionen lässt sich häufig ein geeignetes Rekonstruktionsfenster finden, ohne dass durch hohen Rechenaufwand die Bildnachverarbeitung und -interpretation verzögert wird.

Die Software vieler CT-Geräte erlaubt heute die automatische Detektion von geeigneten Rekonstruktionen einer CT-Untersuchung in der Systole bzw. Diastole (sogenanntes »motion path mapping«). Dadurch kann der erste Schritt beim praktischen Vorgehen der ■ Abb. 13.4 ersetzt werden.

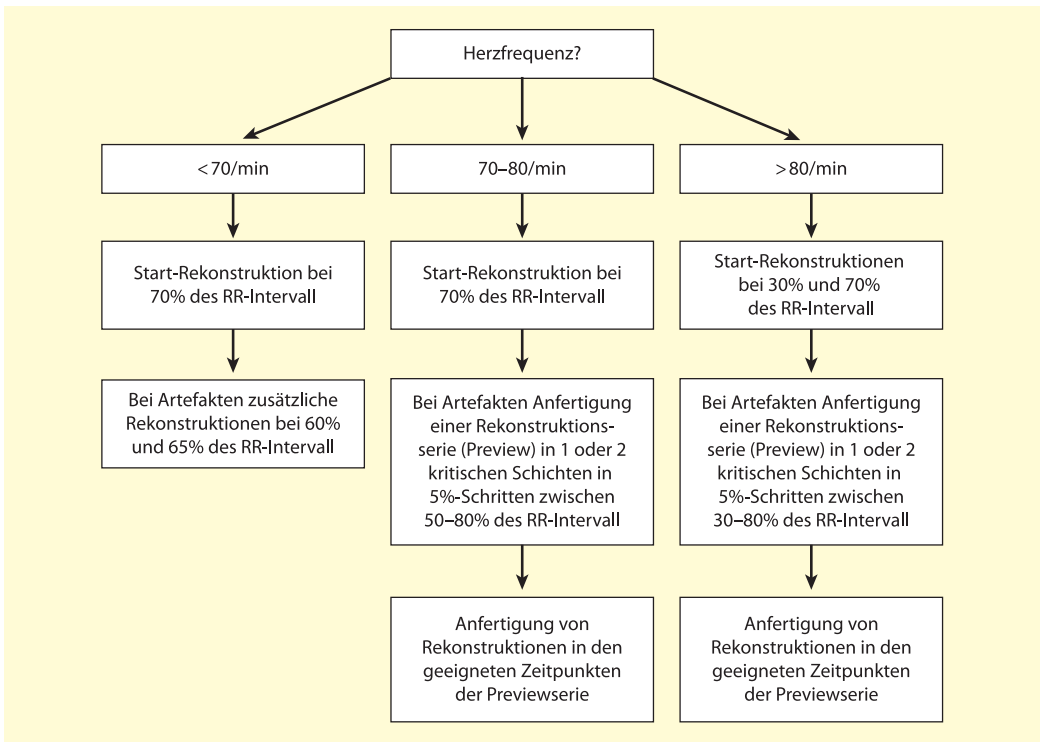
**13.2.2 Auswahl des optimalen Rekonstruktionszeitpunktes**

Der optimale Rekonstruktionszeitpunkt ist derjenige mit keinen oder geringen Bewegungsartefakten. Bei Verwendung von 4- und 16-Zeilen-CT-Geräten ist eine individuelle Auswahl von Rekonstruktionszeitpunkten für jede der Koronararterien unabhängig von der Herzfrequenz obligat. Mit der besseren zeitlichen Auflösung von 64-Zeilen und dual-source-CT-Geräten ist häufig ein einzelner Rekonstruktionszeitpunkt für alle Koronararterien ausreichend.

**13.2.3 Rekonstruktionsparameter**

**Field-of-view**

Das Field-of-view sollte möglichst so gewählt werden, dass das Herz vollständig enthalten ist. So wird gewährleistet, dass die möglichst beste räumliche Auflösung in den xy-Achsen erreicht ist. Bei der üblicherweise verwendeten Bildmatrix von 512×512 Pixel und der von modernen CT-Geräten erreichten Auflösung in der z-Achse von 0,4 mm ergibt sich theoretisch bei einem Field-of-view von 205×205 mm eine Rekonstruktion mit isotropen Voxeln von 0,4 mm Kantenlänge.



**Abb. 13.4.** Praktisches Vorgehen für die Identifikation des optimalen Rekonstruktionszeitpunktes in Abhängigkeit von der Herzfrequenz

### Schichtdicke und Schichtinkrement

Die rekonstruierte Schichtdicke entspricht der räumlichen Auflösung in der z-Achse. Die Schichtdicke sollte geringfügig weiter als die physikalische Detektorbreite gewählt werden (z. B. 0,75 mm Schichtdicke bei 0,6 mm Detektorbreite). Bei CT-Geräten mit sogenanntem »z-flying focal spot« (► Kap. 1) werden die Bilddaten bereits überlappend aus benachbarten Detektoren entnommen; bei diesen CT-Geräten kann auch ohne Qualitätsverlust eine der Detektorbreite entsprechende Schichtdicke gewählt werden. Als Rekonstruktionsinkrement wird bei der Herz-CT eine Überlappung von etwa 30–50% der Schichtdicke empfohlen (z. B. eine Schichtdicke von 0,75 mm und 0,5 mm Inkrement).

### Rekonstruktionsfilter

Der verwendete Rekonstruktionsfilter sollte bei der Herz-CT einen ausgewogenen Kompromiss zwischen Kantenanhebung und Rauschunterdrückung

bieten. Dadurch wird zum einen eine konturscharfe Abbildung der Koronararterien und von Koronarplaques, zum anderen eine Limitierung des Bildrauschens gewährleistet. Verschiedene CT-Geräte bieten hierzu spezielle »Herz-CT-Filter« an. Im Falle von Koronarstenosen oder ausgeprägten Verkalkungen sollte zudem ein Datensatz mit einem etwas schärferen Rekonstruktionsfilter berechnet werden, um eine artifizielle Vergrößerung dichter Strukturen (sogenanntes »blooming«) zu reduzieren (► Kap. 14, ► Kap. 15).

### 13.2.4 Datenrekonstruktion bei Extrasystolen (»EKG-Editierung«)

Normalerweise gibt das CT-Gerät automatisch Synchronisationspunkte zwischen den Projektionsdaten und dem EKG-Signal vor. Unter EKG-Editierung versteht man eine Änderung bzw. Korrektur der

■ Tab. 13.2. Anwendung der EKG-Editierung bei verschiedenen EKG-Veränderungen

EKG-Veränderung	EKG-Editierungsmaßnahme
einzelne Extrasystolen ohne komplexe Arrhythmiemuster (z. B. kein Bigeminus) oder Vorhofflimmern mit reduzierter AV-Überleitung auf die Ventrikel	Löschen des R-Zackenindikators an der vorzeitigen R-Zacke und Einfügen von 2–3 Indikatoren im darauffolgenden Herzschlag
Fehlregistrierung des QRS-Komplexes (z. B. bei Schenkel-block)	Manuelle Repositionierung der R-Zackenindikatoren auf geeignete Stellen des QRS-Komplexes
niedrige Herzfrequenz (<40/min) oder Ausfall eines Herzschlages	Einfügen eines zusätzlichen Synchronisationspunktes an den Datenblöcken mit Artefakten

Synchronisationspunkte durch den Benutzer. Diese Methode kann bei leichten Herzfrequenzvariationen erfolgreich sein (■ Tab. 13.2).

### 13.2.5 Empfehlungen für Standardrekonstruktionen bei der Herz-CT

Die ■ Tab. 13.3 gibt eine Empfehlung für die Anfertigung von Standardrekonstruktionen für den Herz-CT-Datensatz bei der Verwendung eines 64-Zeilen-CT.

## 13.3 Erkennen von Bewegungsartefakten und Lösungsvorschläge

Bewegungsartefakte bei der Herz-CT können sich äußern als:

- **Konturunschärfe der Koronararterien** (so genanntes »blurring«)
  - entstehen, wenn die aktuelle Koronarbewegungsgeschwindigkeit die zeitliche Auflösung des CT-Gerätes übersteigt
  - betreffen meist nur einzelne Koronarsegmente mit hoher Geschwindigkeit (typi-

■ Tab. 13.3. Empfehlung für Standardrekonstruktionen bei der Herz-CT

	Schichtdicke	Inkrement	Rekonstruktionsfilter	Field-of-view	Fenster	RR-Intervall	Bemerkung
1	0,75 mm	0,5 mm	mittel-scharf	entsprechend der Herzgröße (etwa 200×200 mm)	Fenstermitte: 200 HU, Fensterbreite: 700 HU	Bester Rekonstruktionszeitpunkt(e)	Für die Beurteilung der Koronararterien; ggf. zusätzliche Rekonstruktionen bei Artefakten
2	0,75 mm	0,5 mm	scharf	entsprechend der Herzgröße (etwa 200×200 mm)	Fenstermitte: 400 HU, Fensterbreite: 1200 HU	Bester Rekonstruktionszeitpunkt(e)	Für die Beurteilung von Stents (► Kap. 15) und bei Verkalkungen (► Kap. 14); ggfs. zusätzliche Rekonstruktionen bei Artefakten
3	1,5 mm	1,0 mm	mittel-scharf	entsprechend der Herzgröße (etwa 200×200 mm)	Fenstermitte: 200 HU, Fensterbreite: 700 HU	5–100% in 5%-Schritten	Für die Analyse der Ventrikel- (► Kap. 17) und Herzklappenfunktion (► Kap. 18)



Tab. 13.3 (Fortsetzung)

	Schichtdicke	Inkrement	Rekonstruktionsfilter	Field-of-view	Fenster	RR-Intervall	Bemerkung
4	2,0 mm	1,5 mm	mittel-scharf	etwa 400×400 mm	Fenstermitte: 80 HU, Fensterbreite: 360 HU	egal	Für die Beurteilung der mitabgebildeten mediastinalen, thorakalen und abdominalen Weichteile
5	2,0 mm	1,5 mm	sehr scharf	etwa 400×400 mm	Fenstermitte: -600 HU, Fensterbreite: 1300 HU	egal	Für die Beurteilung des mitabgebildeten Lungenparenchyms

scherweise das mittlere Segment der RCA), während andere Segmente in der gleichen Schicht keine Artefakte aufweisen

■ **Stufenartefakte** (so genannte »stair-step-artifacts«)

- entstehen durch Bewegung des Herzens oder des Patienten
- äußern sich als gegeneinander verschobene Schichtblöcke
- Stufenartefakte nur kardialer Strukturen deuten auf eine ungleichmäßige Bewegung des Herzens hin (z. B. variable Herzfrequenz, Arrhythmie)

- Stufenartefakte kardialer und extrakardialer Strukturen sind durch eine Bewegung des Patienten verursacht (z. B. Körperbewegung, Atemartefakte, Sprechartefakte); diese lassen sich durch eine optimale Vorbereitung des Patienten oftmals vermeiden (► Kap. 10).

Bewegungsartefakte können zu einer langwierigen Nachverarbeitung des Datensatzes führen. Zudem können einzelne Artefakte auch Koronarstenosen vortäuschen (► Kap. 14). Hinweise zum Erkennen von Bewegungsartefakten und mögliche Lösungsansätze sind in Tab. 13.4 zusammengefasst.

Tab. 13.4. Bewegungsartefakte und Lösungsvorschläge

Artefakt	Merkmal	Ursache	Lösungsvorschläge vor der Untersuchung	Lösungsvorschläge nach der Untersuchung
Konturunschärfe	Artefakt nur auf einzelne Segmente einer Schicht begrenzt	Bewegungsgeschwindigkeit eines Koronar-segments übersteigt die zeitliche Auflösung	Bei hoher Herzfrequenz Applikation eines $\beta$ -Blockers	Auswahl eines anderen Rekonstruktionszeitpunktes (► Kap. 13.2) Versuch mit einem Mehrsegmentrekonstruktionsalgorithmus
Einzelne Stufenartefakte auf das Herz begrenzt	Artefakte finden sich nur in einzelnen Schichtblöcken	Extrasystolen	Versuch der Applikation eines $\beta$ -Blockers zur Rhythmisierung	EKG-Editierung (► Kap. 13.4)
Mehrere Stufenartefakte auf das Herz begrenzt	Artefakte finden sich in mehreren Schichtblöcken	Variable Herzfrequenz	Versuch der Applikation eines $\beta$ -Blockers zur Rhythmisierung Wahl eines Einzel- anstatt Mehrsegmentrekonstruktionsalgorithmus	Individuelle Auswahl von optimalen Rekonstruktionszeitpunkten für die Koronar-segmente (► Kap. 13.2)
Stufenartefakte kardialer und extrakardialer Strukturen	Artefakte finden sich am Herz und extrakardialen Strukturen (Sternum, Leber)	Patientenbewegung, Atemartefakte, Sprechartefakte	ausführliche Instruktion des Patienten vor der Untersuchung Üben der Atem-anhaltephase mit dem Patienten bei 4- und 16-Zeilen-CT evtl. Präoxygenierung des Patienten	KEINE

**Fazit**

- Die einzelnen Koronararterien zeigen ein individuelles und komplexes Bewegungsmuster während des Herzzyklus.
- Die CT-Datenrekonstruktion erfolgt synchronisiert zum EKG-Signal; relative Rekonstruktionen sind am gebräuchlichsten; absolut antegrade Rekonstruktionen können Vorteile bei Arrhythmie bieten.
- Ein Mehrsegmentrekonstruktionsalgorithmus erhöht die zeitliche Auflösung des CT-Gerätes durch Mittelung der Projektionsdaten mehrerer Herzschläge; diese maximale zeitliche Auflösung besteht nur bei definierten Herzfrequenzen. Daneben kann die Mehrsegmentrekonstruktion bei variablen Herzfrequenzen zu zusätzlichen Artefakten führen.
- Bei einzelnen Extrasystolen kann durch EKG-Editierung meist eine suffiziente Bildqualität erreicht werden.
- Das Erkennen der Ursache eines Bewegungsartefaktes ist wichtig, um geeignete Gegenmaßnahmen treffen zu können.

**13.4 Weiterführende Literatur**

- Cademartiri F, Mollet NR, Runza G, et al. Improving diagnostic accuracy of MDCT coronary angiography in patients with mild heart rhythm irregularities using ECG editing. *AJR* 2006;186:634-638
- Herzog C, Abolmaali N, Balzer JO, et al. Heart-rate-adapted image reconstruction in multidetector-row cardiac CT: influence of physiological and technical prerequisite on image quality. *Eur Radiol* 2002;12:2670-2678
- Leschka S, Alkadhi H, Stolzmann P, et al. Mono- versus bisegment reconstruction algorithms for dual-source computed tomography coronary angiography. *Invest Radiol* 2008; 43:703-11.
- Leschka S, Husmann L, Desbiolles LM, et al. Optimal image reconstruction intervals for non-invasive coronary angiography with 64-slice CT. *Eur Radiol* 2006;16:1964-1972
- Leschka S, Scheffel H, Desbiolles L, et al. Image Quality and Reconstruction Intervals of Dual-Source CT Coronary Angiography: Recommendations for ECG-Pulsing Windowing. *Invest Radiol* 2007;42:543-549
- Sato T, Anno H, Kondo T, et al. Applicability of ECG-gated multislice helical ct to patients with atrial fibrillation. *Circ J* 2005;69:1068-1073

# Teil 3: Befundung

- 14 Befundung der CT-Koronarangiographie – 125**  
*Sebastian Leschka und Hatem Alkadhi*
- 15 Beurteilung von Stents – 133**  
*Hans Scheffel*
- 16 Beurteilung von Bypässen – 139**  
*Hans Scheffel*
- 17 Ventrikelfunktion und Herzkammerdimensionen – 147**  
*Paul Stolzmann*
- 18 Herzklappendiagnostik – 157**  
*Hatem Alkadhi*

*“This page left intentionally blank.”*

# 14 Befundung der CT-Koronarangiographie

*Sebastian Leschka und Hatem Alkadhi*

**14.1 Zu verwendende Rekonstruktionen – 126**

**14.2 Beurteilung der Koronararterien – 126**

14.2.1 Primäre Beurteilung – 126

14.2.2 Sekundäre Beurteilung – 128

**14.3 Weiterführende Literatur – 132**

Die Vermeidung von Fehlinterpretationen bei der Beurteilung der CT-Koronaranatomie ist von größter Bedeutung für das weitere diagnostische und therapeutische Prozedere. Die größte Stärke der CT-Koronarangiographie liegt in ihrem hohen negativen prädiktiven Wert von praktisch 100%. Signifikante Stenosen können mit dieser Methode sicher ausgeschlossen werden (► Kap. 6). Daher sollte selbst bei initial normal erscheinender CT-Koronarangiographie eine zweite Beurteilung zur Vermeidung falsch-negativer Befunde durchgeführt werden. Darüberhinaus können falsch-positive CT-Befunde nachfolgend einen unnötigen, d.h. vermeidbaren Herzkatheter zur Folge haben.

Die Beurteilung der CT-Koronarangiographie muss an einer Workstation erfolgen, welche die Rekonstruktion und Durchsicht von multi-planaren Reformationen (MPR), Maximum-Intensitäts-Projektionen (MIP) und allenfalls Volume-Rendering (VR)-Bildern erlaubt (► Kap. 9). Im Gegensatz zu CT-Untersuchungen anderer Körperregionen ist es bei der CT-Koronarangiographie nicht möglich, eine Diagnose ausschließlich anhand von axialen CT-Bildern zu stellen.

## 14.1 Zu verwendende Rekonstruktionen

- Einzelrekonstruktion im optimalen Rekonstruktionszeitpunkt (z. B. 0,75 mm/0,5 mm, weicher Filter) ► Kap. 13
- Einzelrekonstruktion im optimalen Rekonstruktionszeitpunkt (z. B. 0,75 mm/0,5 mm, scharfer Filter) ► Kap. 13
- ggf. Einzelrekonstruktion (z. B. 0,75 mm/0,5 mm, weicher Filter) in einer anderen Herzphase ► Kap. 13

## 14.2 Beurteilung der Koronararterien

■ Abb. 14.1 illustriert einen Standardalgorithmus zur Beurteilung der CT-Koronarangiographie (► Kap. 9).

### 14.2.1 Primäre Beurteilung

#### 1. Beurteilung der axialen Schichten

- Beurteilung der Bildqualität
- erster Eindruck über mögliche Schwierigkeiten bei der Beurteilung
- Übersichtsbeurteilung der Koronarangiographie
- Identifikation von Plaques

#### 2. Analyse der Plaques in bi-orthogonalen Rekonstruktionen

- interaktive Verwendung dünn-schichtiger MPR in zwei perpendikulären Ebenen
- bei gewundenen Koronararterien (z.B. hypertensive Koronaropathie) Verwendung von MIP (3-5 mm), um die Koronararterien in einem längeren Verlauf beurteilen zu können
- bei Koronarstents Verwendung gekrümmter Rekonstruktionen (cMPR) entlang der Mittellinie der Stents und Verwendung von Rekonstruktionen mit einem kantenanhebenden Filter (► Kap. 15)

#### 3. Verifizierung der Pathologien in den axialen Schichten, da diese nicht durch Nachbearbeitungsmaßnahmen manipuliert sind

Nach den primären Beurteilungsschritten sind zwei unterschiedliche Ergebnisse möglich:

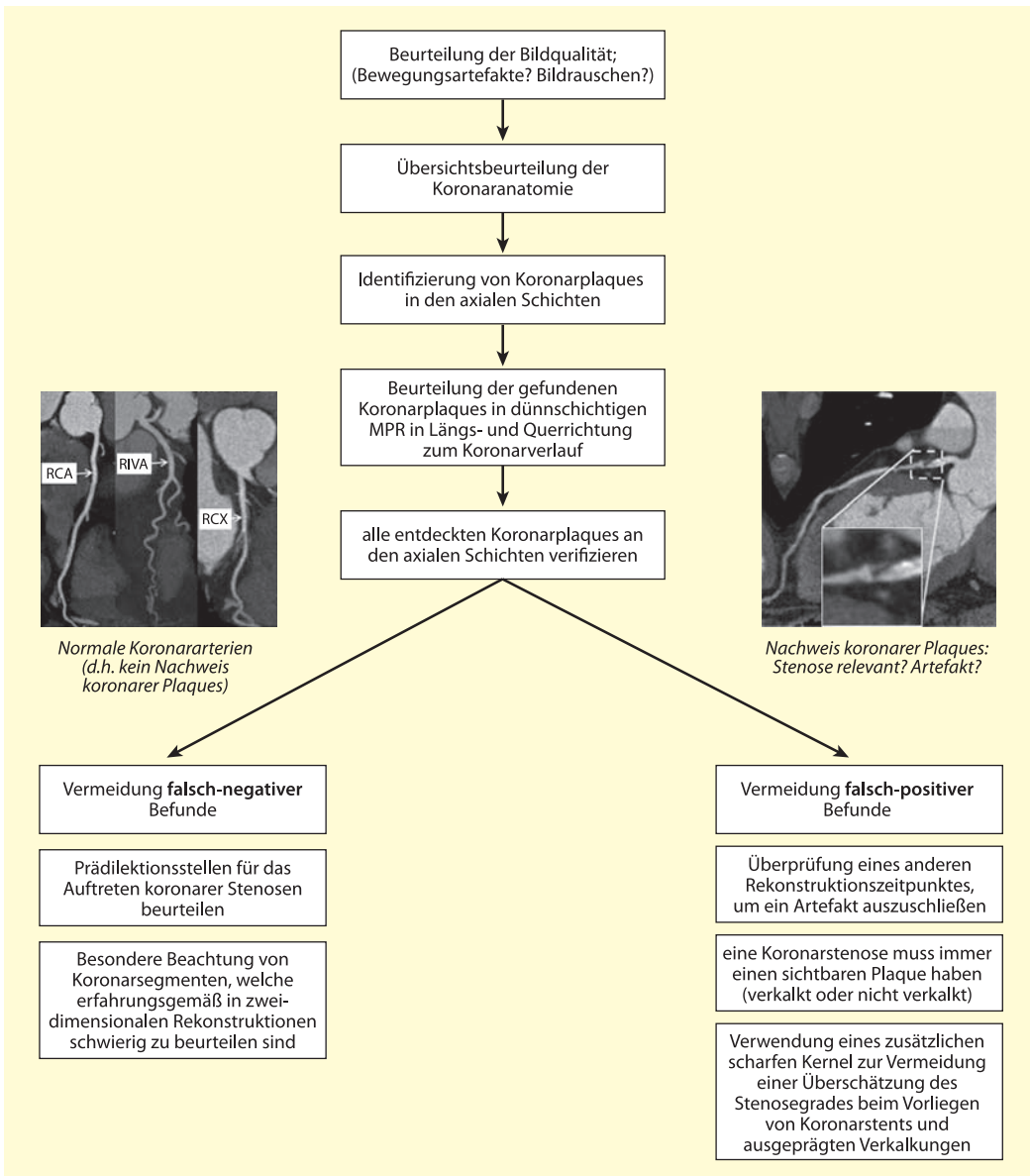
Zum einen können die Koronararterien zunächst normal erscheinen (d. h. ohne Nachweis von Plaques). Dann sollte eine sekundäre Beurteilung zur Vermeidung falsch-negativer Befunde erfolgen.

Zum anderen können primär eine oder mehrere Koronarläsionen entdeckt worden sein. Dann sollte eine sekundäre Beurteilung zur Vermeidung falsch-positiver Befunde aufgrund von Artefakten oder der Überschätzung von Stenosen stattfinden.

#### Typische Fehlerquellen

Dickschichtige MIP sollten vermieden werden, da Stenosen maskiert werden können.

Keine Verwendung von VR-Rekonstruktionen für die primäre Beurteilung, da die Darstellung der Koronararterien erheblich von den VR-Einstellungen beeinflusst wird: Eine suboptimale Einstellung kann eine Stenose verdecken oder eine artifizielle »Stenose« kreieren. Darüberhinaus bieten VR-Bil-



**Abb. 14.1.** Algorithmus zur Befundung der CT-Koronarangiographie. Die primären Beurteilungsschritte dienen zur Identifikation von Plaques in den Koronararterien. In den se-

kundären Beurteilungsschritten erfolgt eine Nachbegutachtung zur Vermeidung falsch-negativer und falsch-positiver Befunde

der keine suffizienten Informationen über das Gefäßlumen, insbesondere bei Verkalkungen oder Stents (► Kap. 15).

#### Tipps

- Gut geeignet für die primäre Beurteilung sind
  - axiale Schichten, da sie nicht durch das Postprocessing verfälscht sind;
  - doppelt schräg angulierte MIP mit einer Schichtdicke von etwa 2–5 mm, da sie die Gefäße in einem längeren Verlauf abbilden.

### Hinweise zur Vermeidung falsch-negativer Befunde

#### Beachtung von Prädispositionsstellen für koronare Stenosen

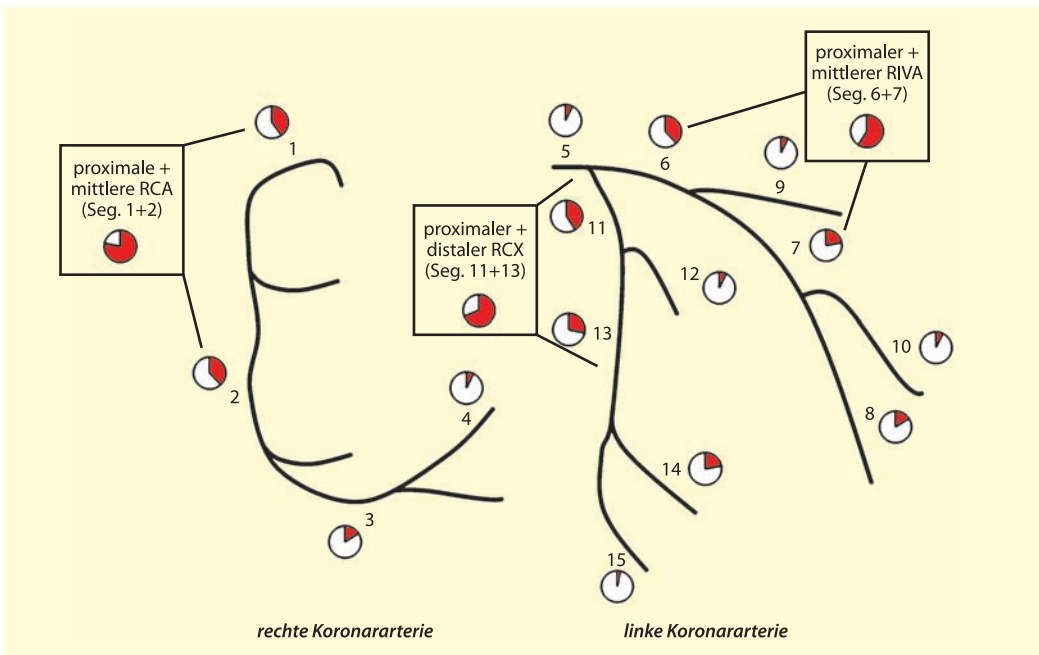
Zunächst werden diejenigen Koronarsegmente mit bekanntermaßen hoher Prävalenz an Koronarstenosen gezielt ein zweites Mal betrachtet. Gemäß unseren Erfahrungen ist die Prävalenz in der Regel am höchsten im Ramus interventricularis anterior (RIVA, ca. 50%), gefolgt vom Ramus circumflexus (RCX, ca. 30%) und der rechten Koronararterie (RCA, ca. 20%) (■ Abb. 14.2, ■ Tab. 14.1).

#### Tipps

- Ca. 60–70% aller relevanten Koronarstenosen finden sich im
  - proximalen und mittleren Segment der RCA,
  - proximalen und mittleren Segment des RIVA,
  - proximalen und distalen Segment des RCX

### 14.2.2 Sekundäre Beurteilung

Nach der primären Beurteilung ist eine sekundäre, gezielte Durchsicht der CT-Datensätze zu empfehlen, um falsch-negative und falsch-positive Beurteilungen zu vermeiden.



■ **Abb. 14.2.** Prävalenz von relevanten Koronarstenosen in den einzelnen Koronarsegmenten. Die Prävalenz ist am höchsten im Ramus interventricularis anterior (RIVA) gefolgt vom Ramus circumflexus (RCX) und der rechten Koronar-

terie (RCA). Die höchste Prävalenz bezüglich der Segmente findet sich im proximalen und mittleren Segment der RCA, im proximalen und mittleren Segment des RIVA sowie im proximalen und distalen Segment des RCX



**Tab. 14.1.** Prävalenz von signifikanten Koronarstenosen in den einzelnen Koronarsegmenten

Segment	Anteil an Stenosen in allen Koronarsegmenten	Anteil an Stenosen in der zugehörigen Koronararterie
1	10%	40%
2	9%	38%
3	4%	16%
4	2%	7%
5	4%	8%
6	17%	37%
7	10%	22%
8	3%	6%
9	8%	16%
10	3%	6%
11	12%	41%
12	2%	7%
13	8%	28%
14	6%	22%
15	1%	3%
16	2%	4%

### Beurteilung von oftmals schwierig zu beurteilenden Koronarsegmenten

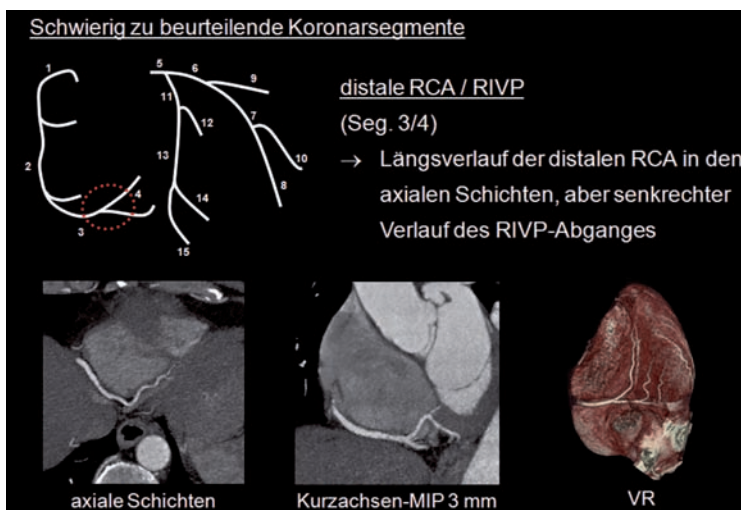
Im zweiten Schritt zur Vermeidung falsch-negativer Befunde werden noch einmal diejenigen Koronarsegmente begutachtet, welche erfahrungsgemäß schwierig zu beurteilen sind:

#### — Distales Segment der RCA und Abgang des Ramus interventricularis posterior (RIVP):

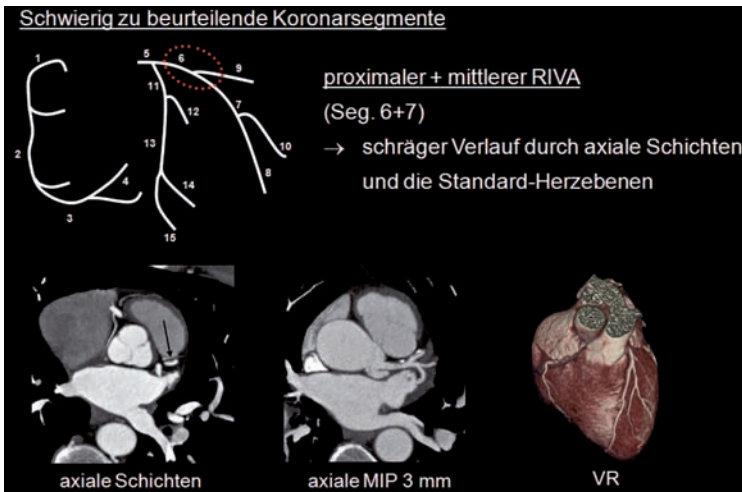
Die distale RCA verläuft longitudinal in der axialen und Kurzsachsebene, während der Verlauf des proximalen RIVP schräg nach kranial aus diesen Ebenen hinaus in den Sulcus interventricularis posterior gerichtet ist. Daher kann es gelegentlich schwierig sein, in diesen schmalkalibrigen Arterien eine Stenose zu beurteilen, wenn nur die axialen Schichten verwendet werden (Abb. 14.3). Die Verwendung von VR-Bildern in einer Ansicht von inferior kann hier vorteilhaft sein.

#### — Proximales und mittleres Segment des RIVA:

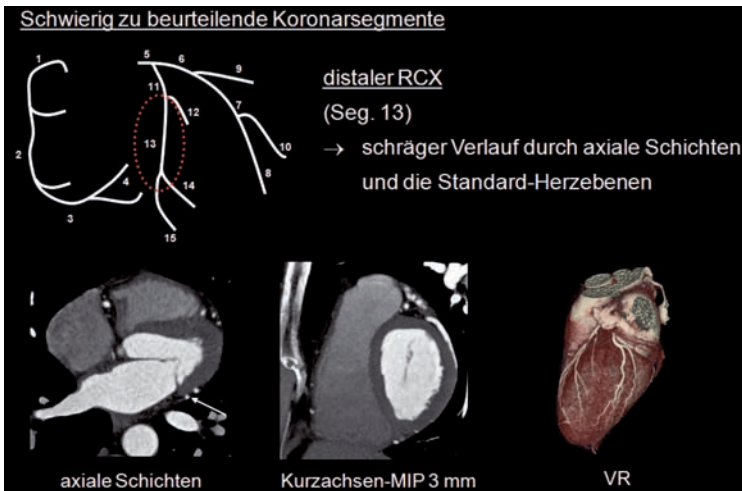
Diese verlaufen schräg über das Herz und sind nur partiell in den axialen Schichten abgebildet. Insbesondere der Ursprung des 1. Diagonalastes kann schwierig zu beurteilen sein; eine Region, die zudem eine sehr hohe Prävalenz von relevanten Koronarstenosen aufweist (Abb. 14.4). Gezieltes interaktives Einstellen der Ebenen auf diese Lokalisation, die Verwendung dickschich-



**Abb. 14.3.** Schwierig zu beurteilende Koronarsegmente: Distale rechte Koronararterie (RCA) und Ramus interventricularis posterior (RIVP)



■ **Abb. 14.4.** Schwierig zu beurteilende Koronarsegmente: Proximales/mittleres Segment des Ramus interventricularis anterior (RIVA)



■ **Abb. 14.5.** Schwierig zu beurteilende Koronarsegmente: Distales Segment des Ramus circumflexus (RCX)

tiger MIP (2–5 mm) und die Verwendung von VR-Bildern kann die richtige Diagnose erleichtern.

- **Distales Segment des RCX nach dem Ursprung des Marginalastes:** Dieses häufig sehr schmale Segment hat einen gewinkelten Verlauf in den axialen Schichten und sollte gezielt durch interaktives Einstellen der Ebenen und im Zweifel mit zusätzlichen VR begutachtet werden (■ Abb. 14.5).

#### Tipps

- Zur Fehlervermeidung jedes Koronarsegment interaktiv betrachten.
- Im Zweifel sind die Verwendung von dickschichtigen MIP (3–5 mm Schichtdicke) und die Betrachtung von VR-Bildern der jeweiligen Region hilfreich.
- Selbst die beste automatische Anwendersoftware ersetzt keinen Radiologen (► Kap. 9).

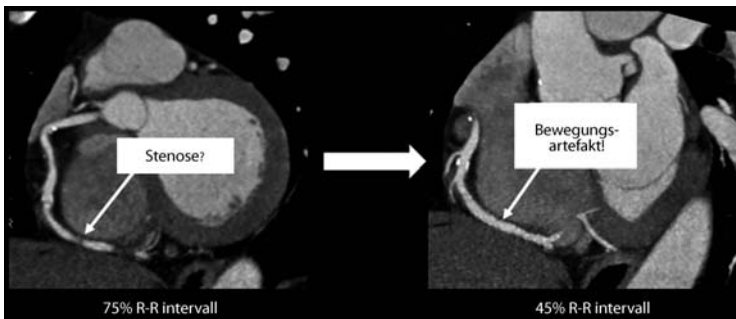
### Hinweise zur Vermeidung falsch-positiver Befunde

Eine der größten Fehlerquellen in der Beurteilung von Koronarstenosen besteht in der Missdeutung eines Bewegungsartefaktes als nicht-verkalkte Läsion. Diese Gefahr besteht insbesondere in Datensätzen mit verminderter Bildqualität.

#### Tipps

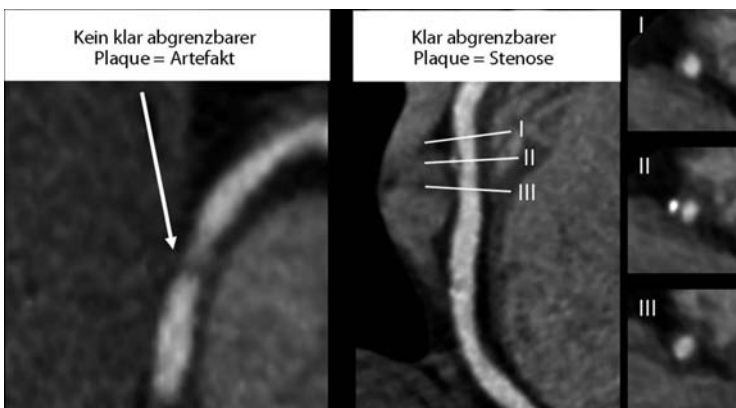
#### Eine reale Koronarläsion muss folgende Kriterien erfüllen:

- Eine Koronarläsion muss in mindestens zwei unterschiedlichen Rekonstruktionszeitpunkten nachweisbar sein; ist die Läsion nur in einem der Rekonstruktionszeitpunkte identifizierbar, liegt evtl. ein Bewegungsartefakt vor (► Abb. 14.6).
- Jeder Plaque muss als solcher eindeutig sichtbar sein, d.h. der Plaque muss klar von umliegendem Gewebe abgegrenzt werden können (► Abb. 14.7). Ansonsten entspricht der »Füllungsdefekt« evtl. einem Artefakt.



■ **Abb. 14.6.** Gekrümmte MPR der RCA in zwei verschiedenen Zeitpunkten während des Herzzyklus. Bei 75% des RR-Intervalles ist eine nicht-verkalkte Plaque in der distalen RCA

zu vermuten. Bei 45% des RR-Intervalles ist diese Plaque nicht mehr nachweisbar, wodurch sich diese »Plaque« als Bewegungsartefakt in der diastolischen Rekonstruktion entpuppt



■ **Abb. 14.7.** Kontrastmittelaussparung in einem Koronarsegment, welche als obstruktive Plaque gedeutet werden könnte. Das Fehlen einer klar sichtbaren Plaque und die unscharfe Abgrenzung dieses Füllungsdefekts zum umliegenden Gewebe enttarnt die »Läsion« als Artefakt. Rechts: Deutlich sichtbare

gemischte Plaque in der mittleren RCA. Orthogonale Rekonstruktionen (I-III) zeigen eine scharfe Abgrenzbarkeit des Plaques zum umliegenden Gewebe als Kriterium für eine tatsächliche Läsion

### Beurteilung des Stenosegrades

- Grad der Stenosierung = Verhältnis zwischen dem luminalen Durchmesser innerhalb der Stenose zu demjenigen eines normal erscheinenden Referenzsegmentes (► Kap. 6).
- Da eine fortgeschrittene Atherosklerose häufig mit einer Erweiterung (positives Remodeling) oder einem Schrumpfen (negatives Remodeling) des Gefäßdurchmessers einhergeht, sollte man die Bestimmung des Stenosegrades durch Vergleich der luminalen Weite und des Abstandes der Arterienwände in der Stenose vermeiden.
- Bei ausgeprägten Koronarverkalkungen im Nativscan (Calcium-Scoring) ist die Verwendung einer Rekonstruktion mit scharfem Kernel (z. B. B46) und eine Beurteilung im »Knochenfenster« (Fensterweite: ca. 1400 HU, Fenstermitte: ca. 500 HU) zu empfehlen.

#### Fazit

- Die Beurteilung der Koronararterien bezüglich des Vorliegens von Koronarstenosen sollte systematisch erfolgen. Dabei sollte nach der primären Begutachtung routinemäßig ein zweiter Interpretationsschritt zur Vermeidung falsch-negativer und falsch-positiver Befunde erfolgen.
- Jedwede vermutete Pathologie der Koronararterien sollte an den axialen Daten verifiziert werden, da diese nicht durch Nachverarbeitungsmaßnahmen manipuliert sind.
- Zur Vermeidung falsch-negativer Befunde sollten gezielt die erfahrungsgemäß schwierig zu beurteilenden Koronarsegmente und diejenigen mit hoher Stenoseprävalenz begutachtet werden.
- Kriterien zur Unterscheidung realer Koronarläsionen von Bewegungsartefakten sind: ein klar abgrenzbarer Plaque und das Vorhandensein der Läsion in mehreren Rekonstruktionszeitpunkten.
- Zur Vermeidung einer Überschätzung des Stenosegrades von verkalkten Koronarläsionen sollte für die Befundung eine Rekonstruktion mit einem kantenanhebenden Filter im Knochenfenster verwendet werden.

### 14.3 Weiterführende Literatur

- Ferencik M, Ropers D, Abbara S, et al., Diagnostic accuracy of image postprocessing methods for the detection of coronary artery stenoses by using multidetector CT. *Radiology* 2007;243:696-702.
- Hoe JW, Toh KH. A practical guide to reading CT coronary angiograms--how to avoid mistakes when assessing for coronary stenoses. *Int J Cardiovasc Imaging* 2007;23:617-633.
- Jacobs JE, Box LM, Desjardins B, et al. ACR practice guideline for the performance and interpretation of cardiac computed tomography (CT). *J Am Coll Radiol* 2006;3:677-685.

# 15 Beurteilung von Stents

*Hans Scheffel*

- 15.1 Stent-Typen – 134
- 15.2 Komplikationen – 134
- 15.3 Kontrolle von Stents mit der Herz-CT – 134
  - 15.3.1 Protokoll – 135
  - 15.3.2 EKG-Synchronisation – 135
  - 15.3.3 Nachbearbeitung – 135
  - 15.3.4 Auswertung – 135
  - 15.3.5 Diagnostische Genauigkeit – 136
- 15.4 Weiterführende Literatur – 138

Der amerikanische Radiologe Charles Dotter (1920–1985) gilt als der Pionier der perkutanen Intervention. Seine Arbeiten auf dem Gebiet der Gefäßdilata-tion sowie seine ersten Versuche, Stents in Gefäßen zu platzieren, waren wegweisend für weitere Entwicklungen auf diesem Gebiet der Medizin. Der deutsche Arzt Andreas Roland Grüntzig (1939–1985) studierte Medizin in Heidelberg und arbeitete später in der angiologischen Abteilung des Universitätsspitals Zürich. Er erlernte die von Charles Dotter entwickelte Dilatationsmethode der peripheren Arterien und modifizierte das Verfahren gemeinsam mit dem Herzchirurgen Marko Turina zur Ballondilatation der Koronargefäße. Die erste koronare Ballondilatation am Menschen konnte er am 16. September 1977 in Zürich bei einem 38-jährigen Patienten erfolgreich durchführen. Seither ist die so genannte perkutane transluminale Angioplastie fester Bestandteil in der Therapie der koronaren Herzkrankheit. Den weltweit ersten koronaren Stent am Menschen implantierte der französische Arzt Jacques Puel am 28. März 1986 in Toulouse.

Die CT-Koronarangiographie erlaubt Aussagen zur Durchgängigkeit koronarer Stents und kann hilfreiche Daten zur Instent-Restenose liefern.

## 15.1 Stent-Typen

Es existiert eine große Zahl unterschiedlicher Materialien und Größen von Stents. Sie präsentieren sich alle unterschiedlich in der CT-Koronarangiographie. Grundsätzlich ist die Darstellung abhängig vom verwendeten Gerätetyp. Die Darstellbarkeit hat sich mit der zunehmenden räumlichen Auflösung von der 4- über die 16- bis zur 64-Zeiler-CT deutlich verbessert. Eine schöne Übersicht zu den verschiedenen Stent-Typen und ihre individuelle Darstellung mit unterschiedlichen CT-Geräte-Generationen findet sich bei Maintz et al. (s. Weiterführende Literatur). Grundsätzlich ist die Darstellung der Stents in der Herz-CT ganz erheblich von den Materialeigenschaften abhängig. Geringe Artefakte zeigen Stents aus Edelstahl und Kobalt. Schwere Artefakte finden sich bei Tantalum, Gold oder goldbeschichteten Stents.

### Tipps

- Das Material des Stents bestimmt entscheidend seine Darstellbarkeit in der Herz-CT.
- Geringe Artefakte zeigen Stents aus Edelstahl und Kobalt. Schwere Artefakte finden sich bei Tantalum, Gold oder goldbeschichteten Stents.

## 15.2 Komplikationen

Typische Komplikationen nach Implantation eines Stents sind die Instent-Restenose sowie der Stent-Verschluss. Die kumulative Inzidenz des Auftretens der Instent-Restenose beträgt 1,3–1,7% in den ersten 9 Monaten nach Implantation. Die Instent-Restenose tritt typischerweise akut (<48 h) oder subakut (2–30 Tage) auf. Ein höheres Risiko, an einer Instent-Restenose zu erkranken, haben Patienten mit entsprechenden Risikofaktoren (z. B. Diabetes mellitus, Niereninsuffizienz, niedrige Ejektionsfraktion). Die Länge des implantierten Stents hat ebenfalls Einfluss auf die Restenose-Rate: Sie steigt mit zunehmender Stentlänge. Die Restenose entwickelt sich durch ein so genanntes Remodelling, das zu einer neointimalen Hyperplasie führt. In der Folge kann es zu einem vollständigen Verschluss des Stents kommen.

## 15.3 Kontrolle von Stents mit der Herz-CT

Die Darstellung von Stents mit der Herz-CT ist oftmals mit Problemen durch »Blooming«-Artefakte behaftet.

Weiterhin sollte man bedenken, dass – wie auch bei den Bypässen (► Kap. 16) – eine konklusive Beurteilung eines Patienten mit Stents auch die Untersuchung der nativen Koronargefäße erfordert. Da bei Patienten mit einer bekannten koronaren Herzkrankheit die nativen Koronargefäße häufig stark verkalkt sind, ist auch hier mit Einschränkungen in der Beurteilbarkeit zu rechnen.

### 15.3.1 Protokoll

Das Untersuchungsprotokoll für die 64-Zeiler-CT und dual-source-CT zur Beurteilung von Koronarstents unterscheidet sich nicht von einem Untersuchungsprotokoll, wie es für die nativen Koronargefäße verwendet wird (► Kap. 11).

### 15.3.2 EKG-Synchronisation

Eine Untersuchung koronarer Stents kann sowohl mit retrospektiver als auch mit prospektiver EKG-Synchronisation durchgeführt werden. Die prospektive EKG-Synchronisation für die Untersuchung von Stents ist bisher jedoch nicht ausreichend evaluiert, während die Untersuchung der Stents mit retrospektiver EKG-Synchronisation bereits in mehreren Studien untersucht worden ist.

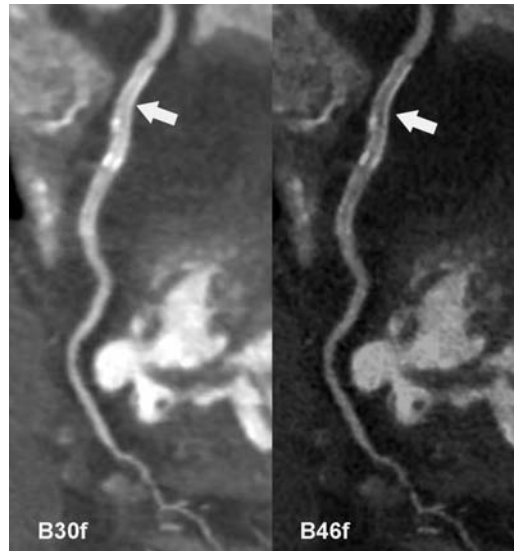
### 15.3.3 Nachbearbeitung

Da die Darstellung von Stents in der Herz-CT von »Blooming«-Artefakten begleitet ist, hat der Rekonstruktionsfilter entscheidenden Einfluss auf die Stentdarstellung. Die Verwendung eines kantenanhebenden Filters (z. B. B46f) verbessert die Visualisierung des Stentlumens deutlich (■ Abb. 15.1). Weiterhin empfiehlt sich eine Darstellung im »Knochenfenster« (»Center« 300, »Window« 1500 HU), welcher die Beurteilung des Stentlumens weiter verbessert.

#### Tipps

- Zur Reduktion von »Blooming«-Artefakten von Stents empfiehlt sich die Rekonstruktion mit einem kantenanhebenden Filter.
- Zudem verbessert eine Darstellung der Stents im »Knochenfenster« die Beurteilung des Stentlumens.

Die Anwendung von geraden oder gekrümmten MPR (► Kap. 9) in einem weichen sowie kantenanhebenden Filter sind unerlässlich für die Beurteilung von Stents.



■ **Abb. 15.1.** Darstellung eines Stents (Pfeil) in einem weichen Filter und einem kantenanhebenden Filter (B46f). Der kantenanhebende Rekonstruktionsfilter führt zu einer deutlichen Reduktion der »Blooming«-Artefakte und zur besseren Darstellung des Stentlumens

Anders als bei den Bypässen ist die Rekonstruktion dreidimensionaler Bilddaten in der VR-Darstellung nicht hilfreich in der Beurteilung koronarer Stents.

#### Tipps

- Die Rekonstruktion von geraden oder gekrümmten MPR entlang der Mittellinie gestenteter Koronargefäße ist unerlässlich für die Auswertung.

### 15.3.4 Auswertung

Die Auswertung koronarer Stents setzt die genaue Kenntnis spezifischer Informationen bezüglich der Stent-Implantation voraus. Um eine suffiziente Auswertungsqualität zu gewährleisten, sollten folgende Eigenschaften bekannt sein:

- Anzahl der Stents
- Position der Stents
- Material der Stents
- Durchmesser der Stents



#### Tipps

- Die Anzahl, Lage, Material und Durchmesser der Stents sollten idealerweise vor der Auswertung bekannt sein.

Wie auch die Beurteilung der nativen Koronargefäße (► Kap. 6) sollte die Auswertung der Stents einer fixen Symptomatik folgen. An erster Stelle steht die Betrachtung axialer Schichten. Hier ergeben sich bereits erste Hinweise auf einen allenfalls verschlossenen Stent oder auf eine Instent-Restenose. Die Bestätigung sollte dann mit Hilfe gerader oder gekrümmter MPR erfolgen.

### Durchgängigkeit

Die Herz-CT erlaubt Aussagen zur Durchgängigkeit koronarer Stents. Hierzu gibt es theoretisch drei verschiedene Vorgehensweisen:

- 1. Distaler Run-off:** Hierbei wird überprüft, ob eine Kontrastierung der Koronararterie distal des Stents vorliegt.
  - Cave: Kollateralen können zu einer retrograden Kontrastierung distal des Stents führen, obwohl der Stent selbst verschlossen ist. Daher ist diese Methode zur Beurteilung der Durchgängigkeit nicht geeignet (► Abb. 15.3).
- 2. Kontrastmessung:** Bei dieser Methode wird über die Dichte (in HU) innerhalb des Stents im Vergleich zum Gefäß proximal und distal des Stents auf einen Verschluss oder eine Stenose des Stents geschlossen.
  - Cave: die Methode ist bisher wenig untersucht, ist von »Blooming«-Artefakten begleitet und wird daher nicht zur Beurteilung der Stent-Durchgängigkeit empfohlen.
- 3. Lumenbeurteilung:** Hier erfolgt die Beurteilung der Durchgängigkeit durch eine direkte, visuelle, d. h. qualitative Beurteilung des Stentlumens. Diese Methode leidet zwar ebenfalls unter »Blooming«-Artefakten, jedoch ist sie bislang am besten untersucht und wird daher zur Beurteilung der Durchgängigkeit empfohlen.

#### Tipps

- Die zuverlässigste Methode zur Beurteilung der Durchgängigkeit eines Stents ist die direkte, visuelle Lumenbeurteilung

### Instent-Restenose

Ist das verbliebene Lumen  $>50\%$ , liegt eine nicht-signifikante Instent-Restenose vor. Unterschreitet das durchflossene Lumen  $50\%$  des Stent-Lumenquerschnitts, liegt eine signifikante Instent-Stenose vor.

### Bildqualität

Bei der Beurteilung der koronaren Stents mit der Herz-CT ist nicht nur mit »Blooming«-Artefakten durch das Stentmaterial zu rechnen. Andere Ursachen können ebenfalls die Bildqualität einschränken:

- Partialvolumeneffekte
- Bewegungsartefakte
- Verkalkungen der nativen Koronargefäße (► Abb. 15.2)

### 15.3.5 Diagnostische Genauigkeit

Die diagnostische Genauigkeit hat sich ganz allgemein mit höherer räumlicher und zeitlicher Auflösung verbessert. Jedoch sollte man sich bewusst sein, dass die diagnostische Genauigkeit immer auch vom Material und der Größe der Stents abhängt.

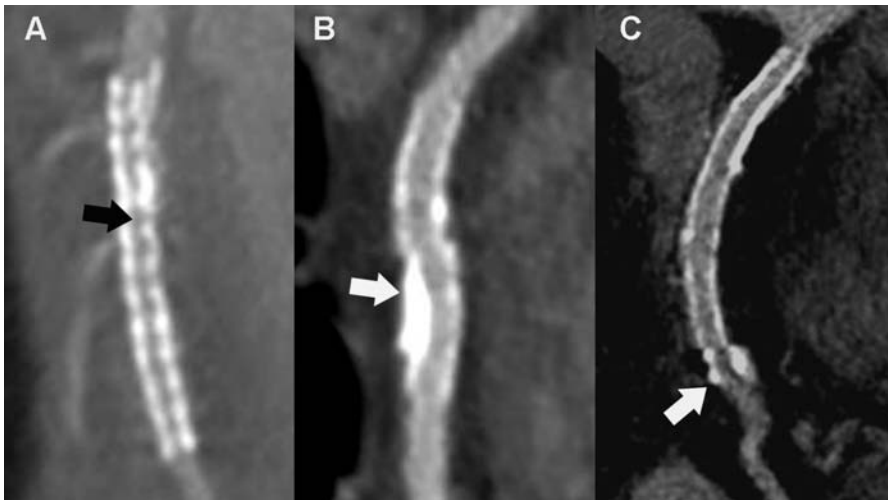
### Durchgängigkeit

Ob ein Stent durchgängig oder verschlossen ist, lässt sich mit der CT-Koronarangiographie mit hoher Genauigkeit bestimmen. Gerade jüngste Studien mit der 64-Zeiler sowie dual-source-CT zeigten eine hohe diagnostische Genauigkeit im Vergleich mit der invasiven Koronarangiographie bezüglich der Durchgängigkeit koronarer Stents.

#### Tipps

- Die CT-Koronarangiographie erlaubt die zuverlässige Beurteilung der Durchgängigkeit eines koronaren Stents.





■ **Abb. 15.2.** Einschränkung der Bildqualität durch Partialvolumeneffekte (A), Verkalkungen der nativen Koronargefäße (B) und Bewegungsartefakte (C)

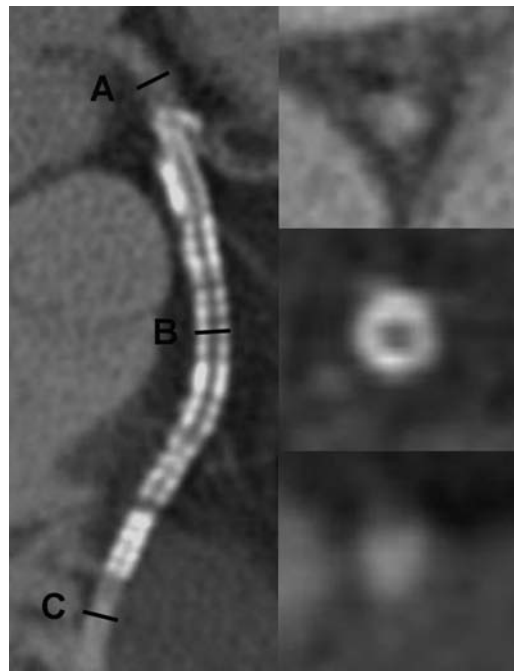
### Neointimale Hyperplasie und Instant-Restenose

Die Diagnose einer neointimalen Hyperplasie und einer Instant-Restenose ist mit der CT-Koronarangiographie nicht sicher zu stellen. Sie hängt vom Material und der Größe des Stents ab.

#### Tipps

- Eine neointimale Hyperplasie und/oder eine Instant-Restenose lassen sich mit der CT-Koronarangiographie nicht zuverlässig evaluieren.
- Dies gilt insbesondere für kleinere Stents <3 mm.

Neben dem Material und der Größe der Stents besitzt die Stentkonfiguration einen weiteren Einfluss auf die diagnostische Genauigkeit der CT-Koronarangiographie (■ Abb. 15.4). So kann das Ausmaß einer Instant-Restenose bei komplexen Stents, z. B. in einer Bifurkation, überschätzt werden.



■ **Abb. 15.3.** Verschlüssener Stent im RIVA. Gekrümmte MPR eines koronaren Stents im RIVA (*linke Bildhälfte*) und korrespondierende Querschnitte proximal (A), innerhalb (B) und distal (C) des Stents (*rechte Bildhälfte*). Sowohl proximal und distal des Stents ist das Lumen kontrastiert. Das Instant-Lumen ist nicht kontrastiert, vereinbar mit einem Stentverschluss, was in der invasiven Koronarangiographie bestätigt werden konnte



**Abb. 15.4.** Komplexe Stentkonfiguration mit einem Stent im RIVA und der RCX. Das proximale Stentende der beiden Stents führt zu einer Reduktion der Bildqualität, welche die Beurteilung des Instent-Lumens einschränkt

#### Tipps

- Bei Stents <3 mm leidet die CT-Koronarangiographie unter einer Zunahme falsch positiver Befunde.
- Besonders bei komplexen Stents wird das Ausmaß einer Instent-Restenose überschätzt
- Das Stentmaterial hat entscheidenden Einfluss auf die diagnostische Genauigkeit der CT-Koronarangiographie.

#### Fazit

Die Anzahl, Lage, Material und der Durchmesser von Stents sollten vor der Auswertung der CT-Koronarangiographie bekannt sein.

Die Rekonstruktion von spezifischen, kantenanhebenden Filtern und eine Knochenfensterung sind unerlässlich für die zuverlässige Beurteilung von Stents.

Die zuverlässigste Methode zur Beurteilung der Durchgängigkeit eines Stents ist die direkte, visuelle Lumenbeurteilung.

Die CT-Koronarangiographie kann zuverlässige Aussagen zur Durchgängigkeit von Stents liefern.

Sie kann jedoch oftmals keine zuverlässigen Aussagen zur neointimalen Hyperplasie oder Instent-Restenose liefern. Dies liegt an der Unterschätzung des Instent-Lumens mit unvollständiger Visualisierung des Stent Lumens mit der CT.

Speziell kleinere Stents <3 mm, solche mit Tantalum oder Gold sowie komplexe Stentkonfigurationen sind mit der CT-Koronarangiographie schwierig zu untersuchen.

## 15.4 Weiterführende Literatur

- Maintz D, Burg MC, Seifarth H et al. Update on multidetector coronary CT angiography of coronary stents: in vitro evaluation of 29 different stent types with dual-source CT. Eur Radiol 2008 Aug 6. [Epub ahead of print]
- Maintz D, Seifarth H, Raupach R et al. 64-slice multidetector coronary CT angiography: in vitro evaluation of 68 different stents. Eur Radiol 2006;16:818-826.
- Pugliese F, Cademartiri F, van Mieghem C et al. Multidetector CT for visualization of coronary stents. Radiographics 2006;26:887-904.

# 16 Beurteilung von Bypässen

*Hans Scheffel*

## 16.1 Bypass-Typen – 140

16.1.1 Venenbypässe – 140

16.1.2 Arteria mammaria interna Bypässe – 140

## 16.2 Komplikationen – 141

## 16.3 Kontrolle der koronaren Bypässe mit der Herz-CT – 141

16.3.1 Protokoll – 142

16.3.2 Nachbearbeitung und Auswertung – 143

16.3.3 Diagnostische Genauigkeit – 144

## 16.4 Weiterführende Literatur – 145

Der argentinische Arzt René Gerónimo Favaloro (1923–2000) war der erste Chirurg, der am 9. Mai 1967 bei einer 51-jährigen Patientin in Cleveland (USA) einen aorto-koronaren Bypass mittels eines Vena saphena Interponates implantierte. Eine Koronarangiographie der Patientin 10 Jahre nach der Operation zeigte sowohl einen offenen Bypass als auch eine durchgängige rechte Koronararterie. Dieser Meilenstein in der Geschichte der chirurgischen Behandlung der koronaren Herzkrankheit war der Anstoß für weitere Entwicklungen auf diesem Gebiet der Chirurgie. In der heutigen Zeit ist die koronare Bypass-Chirurgie ein fester Bestandteil in der Behandlung der koronaren Herzkrankheit. Aktuell werden jährlich mehrere hunderttausend Bypassoperationen weltweit durchgeführt.

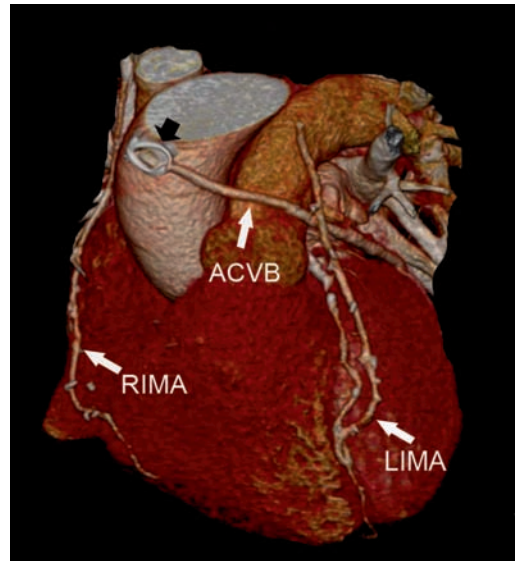
Die CT-Koronarangiographie zeigt eine sehr gute diagnostische Genauigkeit in der Detektion von Bypass-Verschlüssen und eine gute diagnostische Genauigkeit in der Beurteilung von Bypass-Stenosen im Vergleich mit dem Referenzstandard invasive Koronarangiographie. Die CT-Koronarangiographie kann sowohl zur unmittelbaren postoperativen Kontrolle als auch zum langfristigen »follow-up« der Patienten ihren Beitrag leisten.

## 16.1 Bypass-Typen

Grundsätzlich gibt es zwei verschiedenen Typen von koronaren Bypässen, die sich nach entsprechender Operationstechnik in abgewandelter Form bildgebend präsentieren. Den aorto-koronaren Venenbypass und den Arteria mamma interna Bypass (■ Abb. 16.1).

### 16.1.1 Venenbypässe

Als Graft dient eine körpereigene Bein- oder Armvene. Die proximale Anastomose wird End-zu-Seit an die Aorta ascendens anastomosiert. Die distale Anastomose wird gleichfalls End-zu-Seit an das zu versorgende Koronargefäß distal der Stenose inseriert. Venenbypässe der Koronargefäße (ACVB = Aorto-Coronarer-Venen-Bypass) sind in aller Regel frei von operativ angebrachten Metallclips. Einzig Anastomosenindikatoren, welche die proximale Anastomose kennzeichnen und eine potentielle se-



■ **Abb. 16.1.** VR-Darstellung der beiden Bypass-Typen. Der aorto-koronare Venen-Bypass (ACVB=Aorto-Coronarer-Venen-Bypass) sowie der linke und rechte Arteria mamma interna Bypass (LIMA=left internal mammarian artery; RIMA=right internal mammarian artery). Ein Anstomosenindikator markiert die proximale Anastomose des ACVB (Pfeil)

lektive Katheterisierung erleichtern, fanden früher Verwendung und sind heute gelegentlich in der CT-Koronarangiographie anzutreffen (■ Abb. 16.1).

### 16.1.2 Arteria mamma interna Bypässe

Beim Arteria mamma interna Bypass wird die Arteria mamma interna in ihrem nativen Ursprung an der A. subclavia belassen und ihr distales Ende an das Koronargefäß anastomosiert. Man verwendet sowohl die rechte (RIMA = right internal mammarian artery) als auch die linke (LIMA = left internal mammarian artery) Arteria mamma interna.

Im Gegensatz zum ACVB sind die LIMA- und RIMA-Bypässe in ihrem Verlauf von mehreren Metallclips begleitet, welche die Abgänge der Interkostalartern verschließen.

Ein LIMA-Bypass verläuft in der Regel entlang der linken Seite des Herzens und versorgt das Stromgebiet der linken Koronararterien, während ein

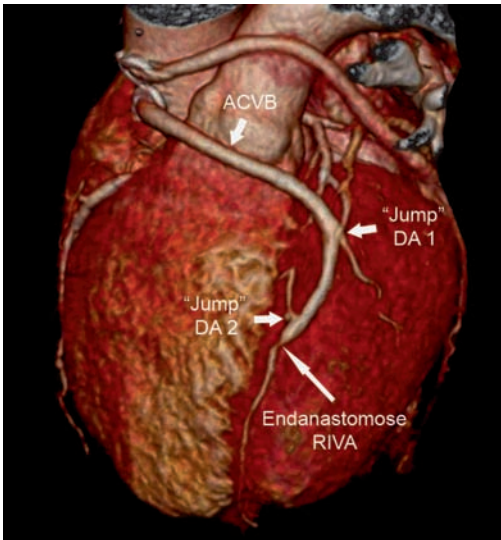
RIMA-Bypass meist entlang der rechten Seite des Herzens verläuft und die rechte Koronararterie versorgt. Eine Variante ist der so genannte retroaortale Verlauf. Hierbei wird ein RIMA-Bypass hinter die Aorta geführt, verläuft weiter unter dem Truncus pulmonalis und versorgt das Stromgebiet der RCX.

### Sequentielle Bypässe

Ein Bypass ist sequentiell, wenn er in seinem Verlauf vom proximalen Ursprung zur distalen Anastomose zwischendurch eine oder mehrere zusätzliche Anastomosen (auch »jumps« genannt) an einem Koronargefäß besitzt (■ Abb. 16.2). Sowohl der ACVB als auch die LIMA- und RIMA-Bypässe können als sequentielle Bypässe fungieren.

### Freier Graft

Als freier Graft dient eine körpereigene Vene (Arm- bzw. Beinvene) oder Arterie (z. B. Arteria radialis), welche proximal End-zu-Seit an einen bereits bestehenden Bypass oder die Aorta anastomosiert wird und distal an ein anderes Koronargefäß inseriert. Auf diese Art ist der bereits bestehende Bypass in der Lage, ein weiteres Gefäßterritorium zu versorgen.



■ **Abb. 16.2.** VR-Darstellung eines aorto koronaren Venen-Bypasses (ACVB) mit Endanastomose auf den distalen Ramus interventricularis anterior (RIVA). Dazwischen hat der ACVB sequentielle (»jumps«) Anastomosen auf dem 1. und 2. Diagonalast (DA 1 und DA 2)

## 16.2 Komplikationen

Die Letalität der koronaren Bypass-Operation liegt heutzutage bei etwa einem Prozent. In aller Regel sind nach der Operation ca. 80% der Betroffenen beschwerdefrei, 80% leben noch länger als zehn Jahre. Die Verschlussrate von koronaren Bypässen 10 Jahre nach der Operation liegt bei:

- 15% für arterielle Bypässe
- 40–50% für venöse Bypässe

Grundsätzlich nimmt die Erkrankung der Bypässe, sei es Stenose oder Verschluss mit der Zeit zu. Ca. 10% aller Bypässe verschließen unmittelbar nach der Operation. Pektanginöse Beschwerden treten bei ca. 50% der Patienten innerhalb von 6 Jahren nach der Operation auf, meist durch eine fortschreitende koronare Herzkrankheit der nativen Gefäße.

## 16.3 Kontrolle der koronaren Bypässe mit der Herz-CT

Grundsätzlich lassen einige morphologische und physiologische Eigenschaften der Bypässe die Herz-CT als eine geeignete Methode zur Kontrolle erscheinen:

- wenig Verkalkungen,
- relativ wenig Bewegung und
- relativ großer Durchmesser.

Jedoch sollte man sich bewusst sein, dass eine konklusive Beurteilung des Patienten nach Bypass-Operation gleichzeitig die Evaluation der nativen Koronargefäße erfordert. Da diese Patienten häufig eine schwere Kalklast ihrer nativen Koronararterien besitzen, ist von Fall zu Fall mit Einschränkungen der Beurteilbarkeit zu rechnen.

### 16.3.1 Protokoll

#### Tipps

- Vor jeder Untersuchung aorto-koronarer Bypässe mit der CT sollte man sich über die stattgefundenen Operationen informieren:
- Informationen durch den zuweisenden Kollegen einholen oder
  - Operationsbericht anfordern.

Diese Vorgehensweise erleichtert es, das richtige Untersuchungsprotokoll anzuwenden.

Standardprotokolle für die Beurteilung der Bypässe mit der 64-Zeiler- und der dual-source-CT finden sich in ► Kap. 11.

#### EKG-Synchronisation

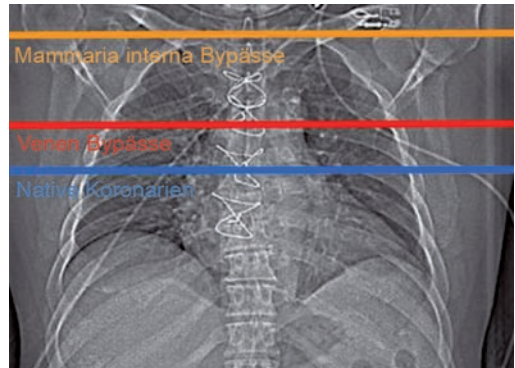
Grundsätzlich kann die Untersuchung der Bypässe sowohl mit retrospektiver EKG-Synchronisation als auch unter Verwendung von Niedrigdosis-Protokollen mit prospektiver EKG-Synchronisation durchgeführt werden. Zur prospektiven EKG-Synchronisation bei der Untersuchung der Bypässe liegen jedoch bisher keine Daten vor. Die Untersuchung der Bypässe mit retrospektiver EKG-Synchronisation ist bereits in mehreren Studien untersucht worden und hat sich als stabile Methode bewährt.

#### Tipps

- Auch wenn die koronaren Bypässe im Vergleich mit den nativen Koronargefäßen insgesamt einer geringeren Bewegung innerhalb des Herzzyklus ausgesetzt sind, sollte man immer die EKG-Synchronisation während einer Untersuchung mit der CT-Koronarangiographie verwenden.

#### Scanlänge

Die Abbildung der Bypässe mit der CT-Koronarangiographie erfordert in der Regel eine größere Scanlänge (in der z-Achse) als die Darstellung der nativen Koronargefäße. Die proximale Anastomose der Venenbypässe liegt meist kranial des Sinus Valsalva. Daher muss zur vollständigen Abbildung der Venenbypässe die Scanlänge nach kranial erweitert werden.



■ **Abb. 16.3.** Topogramm zur Planung der Scanlänge der Herz-CT-Untersuchung. Die blaue Linie zeigt das obere Ende, das zur Untersuchung der nativen Koronarien ausreichend sein sollte. Die rote Linie verdeutlicht, dass das obere Ende der Scanlänge nach kranial verschoben werden muss, wenn die Venenbypässe mit ihren proximalen Anastomosen dargestellt werden sollen. Sollen auch die Abgänge von Arteria mamma-ria interna Bypässen untersucht werden, empfiehlt es sich, das obere Ende der Scanlänge bis zur gelben Linie zu verschieben

Soll bei der Untersuchung der LIMA- und RIMA-Bypässe ebenfalls der Ursprung an der A. subclavia abgebildet werden, was nicht immer unbedingt erforderlich ist, so muss die Scanlänge noch weiter nach kranial verlängert werden (■ Abb. 16.3). Hierbei gilt immer zu beachten, dass eine größere Scanlänge auch mit einer höheren Strahlenbelastung des Patienten verbunden ist (► Kap. 8).

#### Tipps

CAVE Scanlänge:

- Scanlänge *wenig* höher (ca. 2 cm) bei Frage nach ACVB
- Scanlänge *viel* höher bei Frage nach LIMA/RIMA-Abgängen (sollte im Zweifelsfall mit dem zuweisenden Kollegen besprochen werden)

#### KM-Protokoll

Bei der 64-Zeiler-CT mit einer Röntgenröhre ist die Gabe von ca. 100 ml jodhaltigem KM in aller Regel ausreichend für die suffiziente Kontrastierung der Bypässe und der nativen Koronargefäße. Das Bolus-Tracking (► Kap. 5) hat sich als stabile Methode zur Koordinierung des KM-Bolus mit der Datenakqui-



sition erwiesen. Bei der Untersuchung mit der dual-source-CT empfiehlt sich die Adaptation der KM-Menge und des KM-Flusses an die Konstitution des Patienten und die Scanlänge (► Kap. 5).

### 16.3.2 Nachbearbeitung und Auswertung

Die Auswertung einer Bypass-Untersuchung mit der CT-Koronarangiographie sollte standardisiert erfolgen:

Eine gute Übersicht der postoperativen Situation liefern dreidimensionale Bilder in der VR-Darstellung (► Kap. 9). Hierbei erhält man einen guten Eindruck über den Verlauf der einzelnen Bypässe von der proximalen zur distalen Anastomose und über etwaige »Jump«-Anastomosen.

Diese VR-Darstellungen erlauben zwar keine Diagnostik, können jedoch zur Klärung der Anatomie hilfreich sein.

Unerlässlich ist die Durchsicht des axialen Datensatzes, um Hinweise auf Verschlüsse oder Stenosen der Bypässe zu erhalten. Hier lassen sich Verschlüsse sowie luminale Verengungen der Bypässe erkennen. Die Quantifizierung der Stenosen sollte dann mit Hilfe multiplanarer Reformationen (MPR) erfolgen (► Kap. 9). Die Anwendung von geraden oder gekrümmten MPR erlaubt die Bestätigung einer Stenose oder eines Verschlusses.

#### Tipps

Es empfiehlt sich ein standardisiertes Vorgehen bei der Befundung von Bypässen:

1. VR-Darstellung zur Übersicht,
2. axiale Schichten und
3. multiplanare Reformationen (MPR) zur Diagnosestellung.

### Rekonstruktionsintervall

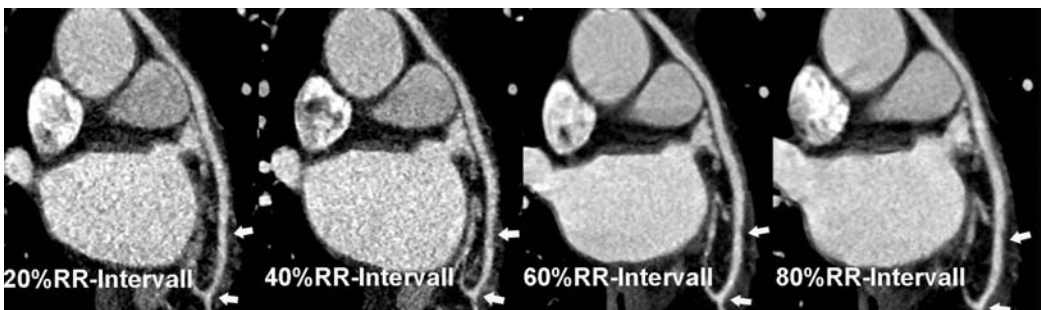
Für die Befundung der Bypässe mit der 64-Zeiler-CT besitzt in der Regel das 60–70%-Intervall die beste Bildqualität (► Abb. 16.4). Dies gilt sowohl für die Venen Bypässe als auch für Arteria mammaria interna Bypässe. Erst wenn die Bildqualität dieser Phasen keine adäquate Beurteilung zulässt, soll auf andere Phasen des Herzzyklus ausgewichen werden.

#### Tipps

- Bei der 64-Zeiler- und dual-source-CT findet sich die beste Bildqualität meist im 60–70% RR-Intervall des Herzzyklus

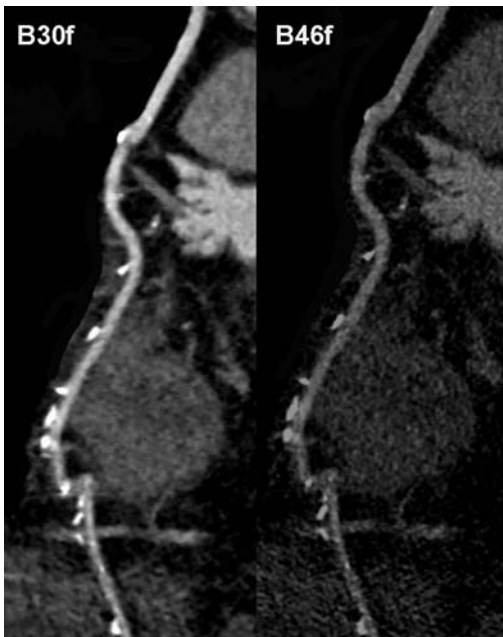
### Rekonstruktionsfilter

Die Befundung der Bypässe erfordert in der Mehrzahl der Fälle keinen spezifischen Rekonstruktionsfilter, d. h. es kann ein gewöhnlicher Weichteilfilter (z. B. B30f) verwendet werden wie er sonst auch zur Befundung der nativen Koronargefäße eingesetzt wird. Jedoch können Metallclips (LIMA- und RIMA-Bypässe) oder Anastomosenindikatoren (Venenbypässe) »Blooming«-Artefakte verursachen, welche



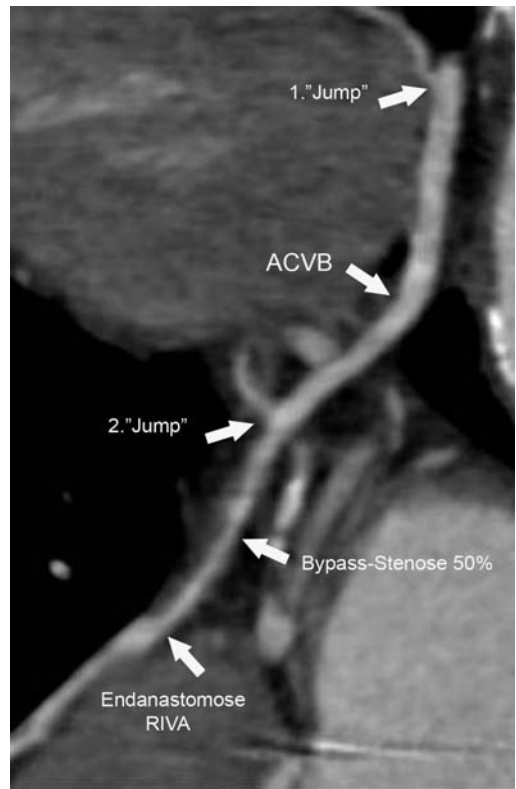
■ **Abb. 16.4.** Bildqualität eines aorto-koronaren Venenbypasses bei unterschiedlichem RR-Intervall. Die distale Anasto-

mose und der Bypass (Pfeile) lassen sich während des 60%-Intervalls mit der besten Bildqualität abbilden



■ **Abb. 16.5.** Gekrümmte MPR eines LIMA-Bypasses in einem weichen (B30f) sowie kantenanhebenden (B46f) Rekonstruktionsfilter. Der kantenanhebende Filter reduziert deutlich die »Blooming«-Artefakte der Metallclips

die Befundung stören. Diese Artefakte lassen sich durch die Rekonstruktion in einem kantenanhebenden Filter (z. B. B46f) reduzieren, sodass die Befundung der Bypässe dann uneingeschränkt erfolgen kann (■ Abb. 16.5).



■ **Abb. 16.6.** Gekrümmte MPR eines aorto-koronaren Venenbypasses (ACVB) mit Endanastomose auf den distalen Ramus interventricularis anterior (RIVA). Dazwischen hat der ACVB sequentielle »jumps« Anastomosen. Unmittelbar proximal der Endanastomose zeigt sich eine ca. 50%ige Stenose des Bypass-Lumens

### 16.3.3 Diagnostische Genauigkeit

#### Verschluss

Die Detektion von Bypass-Verschlüssen war bereits mit der 4- und 16-Zeiler-CT möglich. Die Sensitivität und Spezifität lag damals zwischen 94–97%. Mit der Einführung der 64-Zeiler- und dual-source-CT konnte die Detektionsrate von Bypassverschlüssen auf 96–100% angehoben werden. Daher lässt sich festhalten, dass die CT-Koronarangiographie eine sehr hohe Genauigkeit bietet, wenn ihre Aufgabe darin besteht, einen Bypassverschluss zu diagnostizieren.

#### Stenose

Im Gegensatz zur diagnostischen Genauigkeit in der Detektion von Verschlüssen, war die Genauigkeit in der Beurteilung von Bypass-Stenosen ursprünglich nicht zufriedenstellend. Sie ist jedoch von der 4-Zeiler-CT über die 16-Zeiler-CT bis zur 64-Zeiler- und dual-source-CT immer weiter angestiegen. Gemäß aktuellen Studien liegt ihre Sensitivität bei 100% und Spezifität bei 94% (im Vergleich zum Referenzstandard invasiver Koronarangiographie). Diese Genauigkeit erlaubt es, die CT-Koronarangiographie als geeignete Methode zur Detektion von Bypass-Stenosen zu erachten (■ Abb. 16.6).



**Fazit**

Die Beurteilung von Bypässen mit der CT verlangt genaue Kenntnisse zum Typ, zum individuellen Verlauf und zu den Anastomosen der Bypässe.

Bei der Planung des Untersuchungsprotokolls sollte auf die richtige Wahl der Scanlänge (z-Achse) geachtet werden.

Bei der Nachbearbeitung und Auswertung empfiehlt sich die Kombination verschiedener Nachverarbeitungsmodalitäten. Die Diagnostik sollte einem standardisierten Schema folgen, bei der die 3D-Darstellung mit VR an erster Stelle steht, weil sie einen guten Überblick über die oftmals komplexe Anatomie liefert.

Das 60–70% RR-Intervall beinhaltet in der Mehrzahl der Untersuchungen die beste Bildqualität.

Bei metallbedingten Artefakten empfehlen sich Rekonstruktionen mit einem kantenanhebenden Filter.

Die Diagnose von Bypass-Verschlüssen war bereits mit der 4- und 16-Zeiler-CT sehr gut möglich. Die Genauigkeit der CT in der Detektion von Bypass-Stenosen ist mit der 64-Zeiler-CT deutlich angestiegen.

Die Untersuchung der Bypässe erfordert gleichzeitig auch die Untersuchung der nativen Koronargefäße, welche oftmals durch die schwere koronare Herzerkrankung erschwert ist.

**16.4 Weiterführende Literatur**

- Desbiolles L, Leschka S, Plass A et al. Evaluation of temporal windows for coronary artery bypass graft imaging with 64-slice CT. *Eur Radiol* 2007;17:2819-2828.
- Feuchtner GM, Schachner T, Bonatti J et al. Diagnostic performance of 64-slice computed tomography in evaluation of coronary artery bypass grafts. *AJR Am J Roentgenol* 2007;189:574-580.
- Malagutti P, Nieman K, Meijboom WB et al. Use of 64-slice CT in symptomatic patients after coronary bypass surgery: evaluation of grafts and coronary arteries. *Eur Heart J* 2007; 28:1879-1885.
- Ropers D, Pohle FK, Kuettner A et al. Diagnostic accuracy of noninvasive coronary angiography in patients after bypass surgery using 64-slice spiral computed tomography with 330-ms gantry rotation. *Circulation* 2006;114:2334-2341.

*“This page left intentionally blank.”*

# 17 Ventrikelfunktion und Herzkammerdimensionen

*Paul Stolzmann*

- 17.1 Grundlagen – 148**
- 17.2 Die globale systolische Funktion – 148**
  - 17.2.1 Definition und Bedeutung – 148
  - 17.2.2 Bestimmung der globalen systolischen Funktion – 149
  - 17.2.3 Bestimmung – 150
- 17.3 Die regionale Funktion – 150**
  - 17.3.1 Definition und Bedeutung – 150
  - 17.3.2 Bestimmung – 150
  - 17.3.3 Bestimmung der regionalen Funktion – 152
- 17.4 Die Herzkammerdimensionen – 153**
  - 17.4.1 Definition – 153
  - 17.4.2 Bestimmung der Dimensionen – 154
- 17.5 Die Interpretation – 155**
- 17.6 Die Limitationen – 155**
- 17.7 Weiterführende Literatur – 156**

Die Untersuchungen der Ventrikelfunktionen und Herzkammerdimensionen dienen der Diagnostik, optimieren therapeutische Entscheidungen und haben einen prognostischen Wert bei Patienten mit ischämischer sowie nicht-ischämischer Kardiomyopathie.

Wird die CT-Koronarangiographie mit retrospektiver EKG-Synchronisation durchgeführt, können Datensätze während des gesamten RR-Intervalls rekonstruiert werden. Die Herz-CT erlaubt dann neben der nicht-invasiven Evaluation der koronaren Herzkrankheit die Bestimmung wichtiger Funktions- und Dimensionsparameter.

Dieses Kapitel beschäftigt sich mit der globalen systolischen Funktion, der regionalen Ventrikelfunktion sowie den Dimensionen der Herzkammern. Es werden nachfolgend wichtige Grundlagen und Arbeitsabläufe in der Evaluation dieser Parameter vorgestellt und Algorithmen zur Interpretation vorgestellt.

## 17.1 Grundlagen

Die CT-Koronarangiographie – wenn mit retrospektiver EKG-Synchronisation durchgeführt – liefert wichtige Informationen über die Ventrikelfunktionen und die Herzkammerdimensionen als *Zusatzprodukt* bei der Evaluation der Koronararterien. Da die CT mit einer gewissen Strahlenbelastung assoziiert ist und alternative Methoden zur Verfügung stehen, sollte die Herz-CT jedoch nicht *zur alleinigen Bestimmung* der Funktionsparameter eingesetzt werden.

Die Herz-CT ist präzise in der Bestimmung der globalen systolischen und regionalen Funktion sowie zur Bestimmung der Herzkammerdimensionen. Die Genauigkeit der Methode wurde im Vergleich zur Echokardiographie sowie zum Referenzstandard der MRT bewiesen.

### Tipps

- Die Herz-CT erlaubt die akkurate Bestimmung der globalen systolischen Funktion, der regionalen Funktion sowie der Herzkammerdimensionen. Die Genauigkeit ist trotz der im Vergleich zu den Referenzmethoden geringeren zeitlichen Auflösung hoch.

## 17.2 Die globale systolische Funktion

### 17.2.1 Definition und Bedeutung

Die globale systolische Funktion bezeichnet die Bestimmung der systolischen und diastolischen Blutvolumina und der myokardialen Masse. Wichtige Parameter sind:

ESV	end-systolisches Volumen
EDV	end-diastolisches Volumen
SV	Schlagvolumen
EF	Ejektionsfraktion
MM	Myokardiale Masse

### Bedeutung dieser Parameter

#### End-systolische und end-diastolische Volumina

- ESV und EDV erhöht bei verschiedenen Formen dilatativer Kardiomyopathien.
- Stellenwert in der Therapiekontrolle nach Pacemaker-Implantation.
- Pathologische LV-Volumina sind mit erhöhter Mortalität und Morbidität korreliert.
- Nach Herzklappenersatz besteht ein Zusammenhang zwischen dem Überleben des Patienten und dem ESV.

#### Ejektionsfraktion

- EF bezeichnet den während der Systole ausgeworfenen Blutanteil (sog. Schlagvolumen) im Verhältnis zum EDV.
- EF ist als Maß der Herzfunktion hilfreich zur Diagnose der Herzinsuffizienz.
- Therapieentscheidungen (operativ *versus* konservativ) und das Langzeit-Outcome von Patienten mit koronarer Herzkrankheit werden entscheidend durch die EF beeinflusst.

#### Myokardiale Masse

- LV MM wird regelmäßig auf die Körperoberfläche des Patienten indiziert und dann als LV MM Index [ $\text{g}/\text{m}^2$ ] bezeichnet.
- LV MM ist erhöht bei verschiedenen Kardiomyopathien.
- LV MM ist mit der kardiovaskulären Morbidität und Mortalität korreliert (2–4-faches Risiko für kardiovaskuläre Ereignisse bei Hypertrophie).

### 17.2.2 Bestimmung der globalen systolischen Funktion

Verschiedene Software-Algorithmen stehen zur Evaluation der Datensätze zur Verfügung:

#### Summationsmethode nach Simpson

Bei dieser Methode zur Volumenberechnung wird der LV in parallele Scheiben gleicher Dicke unterteilt. Die Scheiben sind als abgeplattete Zylinder mit an das Endokard angepasster ellipsoider Grundfläche zu verstehen. Durch die Addition der Einzelscheiben ergibt sich das Ventrikelvolumen.

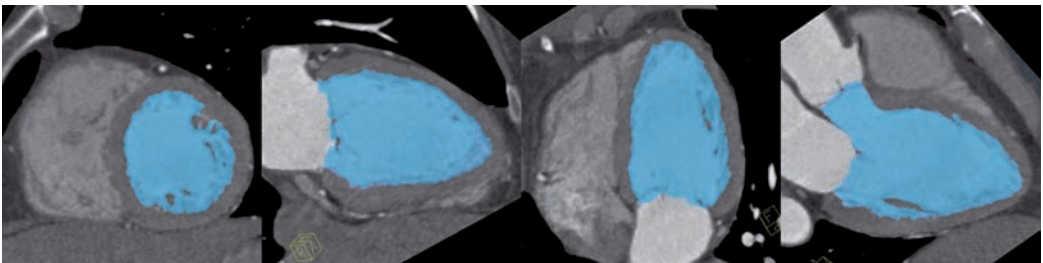
#### Schwellenwert-basierte Methode

Aktuelle Software-Versionen erkennen Dichteunterschiede zwischen dem LV und dem Myokard und erlauben damit die semi- oder voll-automatische

Segmentation des LV-Lumens (■ Abb. 17.1). Alle Voxel oberhalb eines Schwellenwertes (definiert in HU) werden addiert und ergeben das Volumen. Der LV aortale Ausflusstrakt wird dabei zum LV gezählt. Es werden hierbei keine Kurzachsenrekonstruktionen benötigt. Es werden die gleichen Datensätze benutzt, die für die Evaluation der Koronararterien angefertigt wurden.

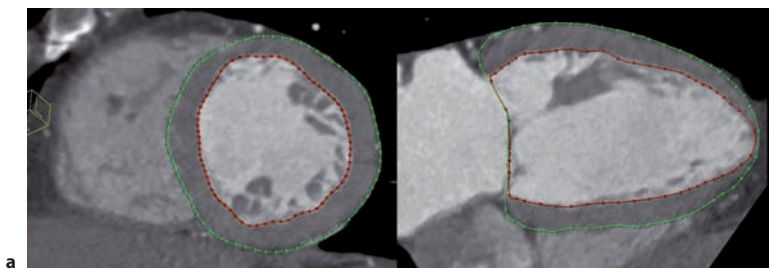
Das LV MM wird bestimmt, indem zusätzlich zu den endokardialen auch die epikardialen Grenzen des LV detektiert werden (■ Abb. 17.2). Die Volumendifferenz zwischen dem endokardialen und epikardialen Volumen repräsentiert das Volumen des Myokards. Mittels einer an die Dichte des Myokards adaptierten Konstante ( $k=1.04 \text{ g/ml}$ ) wird dieses Volumen anschließend in die absolute LV-Masse umgerechnet:

$$MM = (\text{Vol}_{\text{epikardial}} - \text{Vol}_{\text{endokardial}}) \times \kappa$$



■ **Abb. 17.1.** Software-basierte Segmentation des linken Ventrikels (LV). HU-Unterschiede zwischen dem Lumen und dem Myokard werden von der Software erkannt. Der aortale Ausflusstrakt wird zum LV gerechnet. Die farbkodierten Dar-

stellungen im Kurzachsenschnitt, 2-, 4- und 3-Kammerblick (v.l.) dienen der Überprüfung und Bestätigung der automatischen Segmentation durch den Untersucher. Anschließend werden die LV-Volumina automatisch berechnet



■ **Abb. 17.2a,b.** Epi- und endokardiale Konturen in der End-Diastole. MPR in der Kurzachse (b) und im 2-Kammerblick (a) zeigen die durch die Software detektierten epikardialen (grün)

und endokardialen (rot) Konturen des linken Ventrikels. Die Konturen können – falls für nötig befunden – durch den Untersucher manipuliert und korrigiert werden

**Tipps**

- Um das interventrikuläre Septum zum rechten Ventrikel (RV) abgrenzen zu können, benötigt man zur Ventrikelanalyse einen mindestens gering und homogen kontrastierten RV.
- Die optimale LV-Funktionsanalyse erfordert daher ein triphasisches Kontrastmittelprotokoll (► Kap. 5).

**Tipps****Globale RV-Funktion**

- Die Bestimmung der globalen systolischen rechtsventrikulären Funktion ist gleichermaßen mit der CT möglich. Diese steht und fällt jedoch mit einer optimalen RV-Kontrastierung (► Kap. 5).

**17.2.3 Bestimmung**

Die Bestimmung der globalen systolischen Funktion mit der CT ist in Abhängigkeit des jeweiligen Softwareanbieters gering unterschiedlich, jedoch grundsätzlich vergleichbar.

Gehen Sie bei der Bestimmung der globalen systolischen Funktion wie folgt vor:

- Rekonstruieren Sie Datensätze des gesamten RR-Intervalls (10 Phasen, d. h. 10%-Schritte von 0–90%)
- Laden Sie die Datensätze in die Post-processing Software
- Bestimmen Sie den Datensatz mit dem geringsten LV Volumen als end-systolischen Datensatz
- Bestimmen Sie den Datensatz mit dem größten LV-Volumen als end-diastolischen Datensatz
- Aktivieren Sie die Segmentationsfunktion (► Abb. 17.1)
- Kontrollieren Sie visuell die automatisch detektierten epi- und endokardialen Konturen im end-diastolischen und end-systolischen Datensatz (► Abb. 17.2)
- Korrigieren Sie manuell – falls nötig – und bestätigen Sie die Konturen

Berechnung der LV-Funktionsparameter durch die Software.

**17.3 Die regionale Funktion****17.3.1 Definition und Bedeutung**

Der Begriff der regionalen Funktion bezeichnet die Beurteilung der Wandbewegung des Ventrikels. Regionale Wandbewegungsstörungen sind Ausdruck pathologischer Veränderungen. Pathologische Veränderungen des kontraktiven Apparates können z. B. nach Myokarditiden oder postinfarziell (Nekrose und »myocardial stunning«) beobachtet werden. Myokardiale Minderperfusionen sind meist Ausdruck hämodynamisch signifikanter Koronarstenosen oder mikrovaskulärer Dysfunktion (Aortenstenose, Syndrom X etc.).

Die Evaluation der regionalen Funktion hat einen zusätzlichen Nutzen bei jeder Herz-CT-Untersuchung.

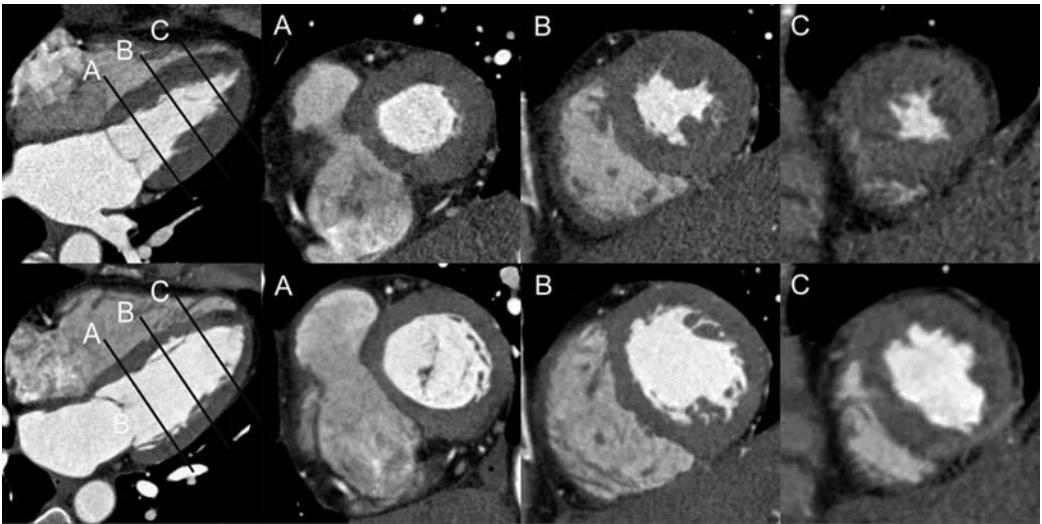
**17.3.2 Bestimmung**

Die Beurteilung der regionalen Funktion erfolgt entweder quantitativ durch Messung der systolischen Wandbewegung oder visuell semiquantitativ. Liegt eine systolische Dickenzunahme der LV-Wand > 5 mm vor, wird die regionale Wandbewegung als regelrecht bezeichnet und das Segment als normokinetisch klassifiziert (► Abb. 17.3). Zur Dokumentation der Wandbewegung empfiehlt sich das Modalitäts-übergreifende 17-Segment-Modell der American Heart Association (► Kap. 19).

**Semiquantitative Klassifikation pathologischer Myokardsegmente**

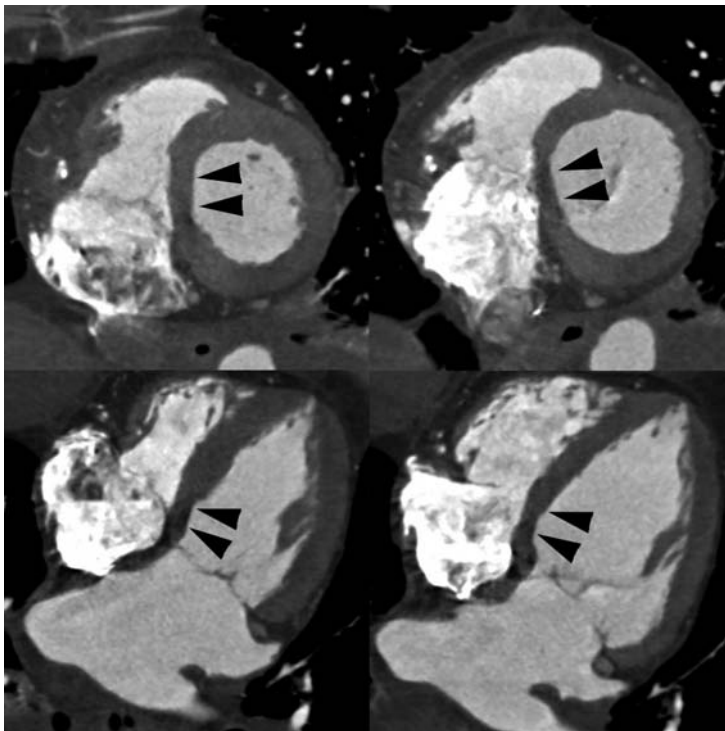
Pathologisch bewegliche Myokardsegmente werden wie folgt eingeteilt:

**Hypokinesie:** reduzierte systolische Wandverdickung (<5 mm) (► Abb. 17.4).



**Abb. 17.3.** Myokardiale Normokinesie. MPR der end-systolischen (*obere Reihe*) und der end-diastolischen (*untere Reihe*) Herzphase. Der LV wird basal (A), midventrikulär (B) und apikal (C) visuell evaluiert. Jedes Ventrikelsegment wird nach seiner

systolischen Wandverdickung und -bewegung klassifiziert. Beachten Sie die zirkumferentiell homogene Wandverdickung von >5 mm



**Abb. 17.4.** Myokardiale Hypokinesie. Kurzachse (*oben*) und 4-Kammerblick (*unten*) in der End-Systole (*links*) und in der End-Diastole (*rechts*). Basal antero- und postero-septal (Pfeil-

*spitzen*) liegt eine Hypokinesie mit reduzierter systolischer Wandverdickung vor



■ **Abb. 17.5.** Myokardiale Dyskinesie. Kurzachse (oben) und im 3-Kammerblick (unten) in der End-Systole (links) und in der End-Diastole (rechts). Bei diesem postinfarziellen, apikalen

Aneurysma besteht systolisch eine paradoxe Auswärtsbewegung (Dyskinesie) (Pfeilspitzen). Beachten Sie die begleitende posteriore Akinesie (Pfeile)

**Akinesie:** in der Systole fehlende Dickenzunahme des Myokards (■ Abb. 17.5).

**Dyskinesie:** paradoxe Auswärtsbewegung des Myokards während der Systole (■ Abb. 17.5).

#### Tipps

- Beurteilen Sie die regionale Funktion visuell.
- Klassifizieren Sie die Bewegung semiquantitativ als Normokinesie, Hypokinesie, Akinesie oder Dyskinesie.
- Benutzen Sie zur Dokumentation das 17-Segment-Modell der American Heart Association (► Kap. 19).

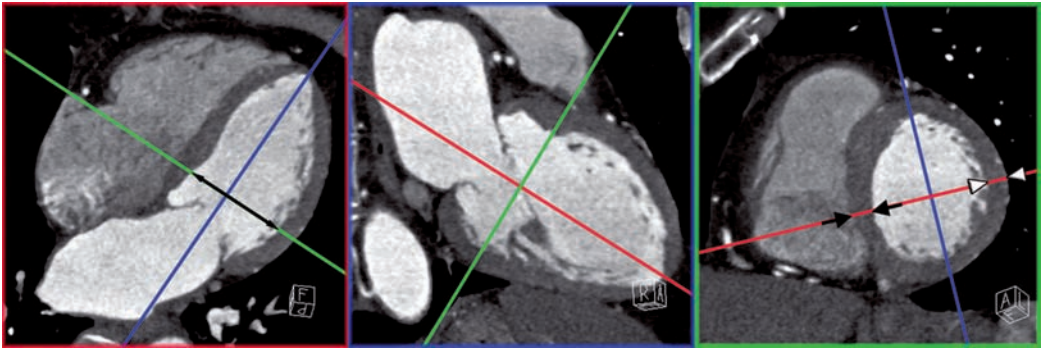
### 17.3.3 Bestimmung der regionalen Funktion

Das Vorgehen bei der Bestimmung der regionalen Funktion hängt von der verwendeten Software ab. Grundlegende Arbeitsschritte werden im Folgenden beschrieben.

Gehen Sie bei der Bestimmung der regionalen Funktion wie folgt vor:

- Rekonstruieren Sie Datensätze des gesamten RR-Intervalls (10 Phasen, d. h. 10%-Schritte von 0–90%)
- Laden Sie die Datensätze in die Post-processing Software
- Orientieren Sie zwei MPR durch die Mitte der Mitralklappe und den Apex





■ **Abb. 17.6.** MPR des 4- und 2-Kammerblicks sowie der Kurzachse in der End-Diastole. Die Langachse des linken Ventrikels (LV) verläuft durch die Mitte des Mitralklappenannulus und den Apex (rote und blaue Referenzlinien). Die MPR des 4-Kammerblicks (roter Rahmen) entlang der Langachse des LV

bildet beide Ventrikel und beide Atria ab. Die 2-Kammerreformation (blauer Rahmen) zeigt den LV und das linke Atrium. Die Kurzachsenreformation (grüner Rahmen) verläuft orthogonal zur Langachse des LV (grüne Referenzlinie)

- Orientieren Sie die erste so, dass sie den LV und RV mittig schneidet (4-Kammerblick), (■ Abb. 17.6)
- Orientieren Sie die zweite rechtwinkelig dazu, sodass sie den LV abbildet (2-Kammerblick), (■ Abb. 17.6)
- Orientieren Sie die dritte Reformation orthogonal zur Langachse und erhalten Sie die Kurzachsenreformation (■ Abb. 17.6)
- Starten Sie die Film- oder »cine mode«-Funktion (Darstellung der Bewegung)
- Betrachten Sie die Kurzachsenreformation
- Beginnen Sie mit der Evaluation basal
- Beobachten und beurteilen Sie die systolische Wandverdickung basal (■ Abb. 17.3)
- Verschieben Sie die Referenzlinie der Kurzachsenreformation nach midventrikulär
- Beobachten und beurteilen Sie die systolische Wandverdickung midventrikulär (■ Abb. 17.3)
- Verschieben Sie die Referenzlinie der Kurzachsenreformation nun nach apikal
- Beobachten und beurteilen Sie die systolische Wandverdickung apikal (■ Abb. 17.3)

## 17.4 Die Herzkammerdimensionen

### 17.4.1 Definition

Die Bestimmung der Dimensionen des LV und des linken Atriums (LA) beinhalten end-systolische und end-diastolische Messungen. Wichtige Herzkammerdimensionen sind:

#### Parameter der Dimensionen

$LAD_{sys}$	end-systolischer antero-posteriorer Durchmesser des LA
$PWT_{dia}$	end-diastolische Hinterwanddicke des LV
$SWT_{dia}$	end-diastolische Dicke des interventrikulären Septums
$LVID_{dia}$	end-diastolischer Durchmesser des LV

#### Bedeutung dieser Parameter

##### Linksventrikuläre Dimension

- LV-Dimensionen dienen der Unterscheidung zwischen dilatativer und konzentrischer Hypertrophie.
- Prognostischer Wert und Risikostratifizierung kardiovaskulärer Ereignisse (Herztod, Re-Infarkt, Arrhythmien etc.).

### Linksatriale Dimension

- Der LA-Durchmesser erleichtert die Diagnose von Klappenvitien und der diastolischen Dysfunktion.
- Prognostisch ist der LA-Durchmesser ein unabhängiger Prädiktor der kardiovaskulären Morbidität und Mortalität.

### 17.4.2 Bestimmung der Dimensionen

Die Bestimmung der regionalen Funktion führt über dieselben Arbeitsschritte:

- Rekonstruieren Sie Datensätze des gesamten RR-Intervalls (10 Phasen, d. h. 10%-Schritte von 0–90%)
- Laden Sie die Datensätze in die Post-processing Software
- Bestimmen Sie den Datensatz mit dem geringsten LV-Volumen als end-systolischen Datensatz
- Bestimmen Sie den Datensatz mit dem größten LV-Volumen als end-diastolischen Datensatz

Die Messung der Dimensionen erfolgt auf standardisierten Ebenen. Die MPR werden im end-systolischen und end-diastolischen Datensatz eingestellt.

### End-diastolische Messungen

Die Messungen in der End-Diastole erfolgen auf den bereits oben beschriebenen standardisierten Reformationen der Kurzachse, des 4- und 2-Kammerblicks (► Kap. 17.3.3).

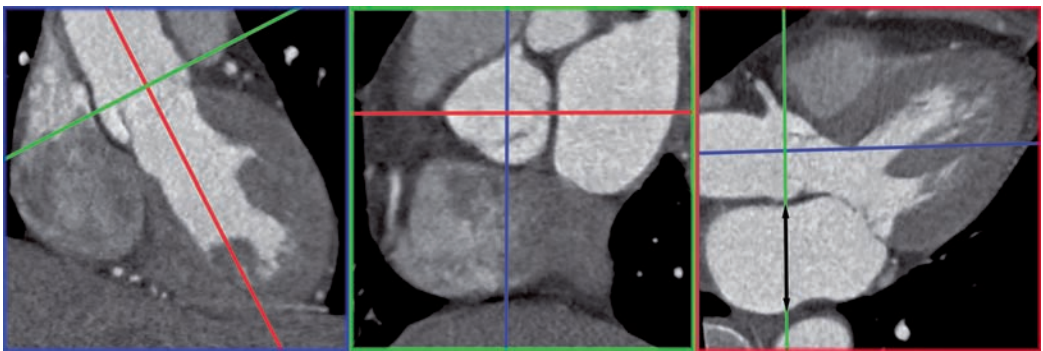
- Bewegen Sie die Kurzachsenreformation nach basal auf die Höhe der Chordae tendineae, d. h. unterhalb der Mitralklappe, oberhalb der Papillarmuskulatur.

Die Messungen beinhalten:

1.  $SWT_{dia}$  in der Kurzachse (■ Abb. 17.6, grüner Rahmen, schwarze Pfeile)
2.  $PWT_{dia}$  in der Kurzachse (■ Abb. 17.6, grüner Rahmen, weisse Pfeilspitzen)
3.  $LVID_{dia}$  im 4-Kammerblick (■ Abb. 17.6, roter Rahmen, schwarzer Doppelpfeil)

### End-systolische Messung

- Laden Sie den Datensatz der End-Systole.
- Beginnen Sie mit streng axialen, coronalen und sagittalen Reformationen.
- Angulieren Sie die axiale MPR auf der coronalen Reformation an der linken Patientenseite nach caudal, sodass aus der axialen eine axial-einfach-oblique Reformation wird, die entlang der Langachse des LV liegt (■ Abb. 17.6).



■ **Abb. 17.7.** MPR in der End-Systole zur Messung des antero-posterioren Durchmessers des linken Atriums ( $LAD_{sys}$ ). Der  $LAD_{sys}$  wird auf einer axial-obliquen MPR (roter Rahmen) gemessen. Diese Reformation wird parallel zum linksventrikulären Ausflusstrakt (blauer Rahmen) und entlang der Lang-

achse des linken Ventrikels orientiert. Der maximale  $LAD_{sys}$  wird anschließend in strikt antero-posteriorer Orientierung (schwarzer Doppelpfeil) posterior der Aortenklappe (vgl. grüner Rahmen) gemessen

- Stellen Sie durch cranio-caudales Verschieben dieser axial-obliquen MPR sicher, dass diese den größten Durchmesser des LA auf Höhe der Aortenklappe zeigt.
- Die Messung des LAD<sub>sys</sub> erfolgt posterior der Aortenklappe (■ Abb. 17.7).

## 17.5 Die Interpretation

Nach Erhebung der bisherigen Messwerte erfolgt die Interpretation unter Zuhilfenahme CT-spezifischer Referenzwerte. Zur Unterscheidung physiologischer von pathologischen Werten dienen die alters- und geschlechtsspezifischen Tabellen des Appendix (► Kap. 19).

Mit der Berechnung der relativen Hinterwanddicke (rWT) gelingt die Unterscheidung zwischen LV-Remodelling, dilatativer und konzentrischer Hypertrophie (■ Abb. 17.8). Die rWT erhält man durch folgende Berechnung:

$$\text{rWT} = \frac{2 \times \text{PWT}_{\text{dia}}}{\text{LVID}_{\text{dia}}}$$

### Tipps

- Die Bestimmung der relativen Hinterwanddicke (rWT) ermöglicht bei erhöhtem LV myokardialen Massen Index (LV MM Index) die Unterscheidung zwischen der konzentrischen (erhöhte rWT) und dilatativen (normale rWT) Hypertrophie.

## 17.6 Die Limitationen

### Strahlenexposition

Die Methode der CT ist aufgrund der damit verbundenen Strahlenbelastung nicht zur alleinigen Bestimmung der Herzfunktion geeignet. Die Ventrikelfunktionen und Dimensionen sollten aber immer evaluiert werden, sobald die benutzte Akquisitionstechnik dies erlaubt. Dadurch wird die Untersuchung effizient genutzt und wichtige Daten zusätzlich gewonnen.

Relative Hinterwanddicke	$\frac{\text{rWT}}{\text{rWT}} > 0,54$ $\frac{\text{rWT}}{\text{rWT}} > 0,64$	Konzentrisches LV-Remodelling	Konzentrische Hypertrophie
	$\frac{\text{rWT}}{\text{rWT}} \leq 0,54$ $\frac{\text{rWT}}{\text{rWT}} \leq 0,64$	Normal	Dilatative Hypertrophie
		$\frac{\text{rWT}}{\text{rWT}} \leq 94$ $\frac{\text{rWT}}{\text{rWT}} \leq 121$	$\frac{\text{rWT}}{\text{rWT}} > 94$ $\frac{\text{rWT}}{\text{rWT}} > 121$
		LV MM Index [g/m <sup>2</sup> ]	

■ **Abb. 17.8.** Vergleich der relativen Hinterwanddicke (rWT) und des linksventrikulären myokardialen Massenindex (LVMMI). Patienten mit regelrechtem LVMMI haben entweder eine normale LV-Geometrie (normale rWT) oder ein konzentrisches LV-Remodelling (erhöhte rWT). Patienten mit einem erhöhten LVMMI haben entweder eine dilatative (normale rWT) oder konzentrische (erhöhte rWT) Hypertrophie. Normwerte der rWT und des LVMMI sind für Frauen und Männer signifikant verschieden und werden daher geschlechtsspezifisch aufgeführt

### Dosis-sparende Strategien

Die Möglichkeit zur Funktionsanalyse wird entscheidend von der Protokollwahl bestimmt. Ein Protokoll erlaubt die anschließende Evaluation der Herzfunktion, wenn es mit retrospektiver EKG-Synchronisation auch mit der EKG-basierten Röhrenstrommodulation stattfindet (► Kap. 8). Wird jedoch die EKG-basierte Röhrenstrommodulation modifiziert, wie bei der dual-source-CT möglich, und der Röhrenstrom auf 4% des nominalen Röhrenstroms in der Diastole gesenkt, sind systolische Datensätze gegebenenfalls mit einem zu hohen Bildrauschen behaftet. Dies verhindert die genaue Detektion der Ventrikelkonturen und des Myokards (■ Abb. 8.2).

Niedrigdosis-Protokolle mit prospektiver EKG-Synchronisation akquirieren Daten nur zu ausgewählten, diastolischen Herzphasen. Die fehlenden Daten des RR-Intervalls verhindern somit eine Funktionsanalyse (► Kap. 8).

**Fazit**

Die CT-Koronarangiographie mit retrospektiver EKG-Synchronisation erlaubt die Bestimmung der globalen systolischen Funktion, der regionalen Ventrikelfunktion sowie wichtiger Herzkammerdimensionen. Die Datensätze, die zur Evaluation der Koronarien dienen, liefern somit wichtige Zusatzinformationen mit hoher Genauigkeit.

**17.7 Weiterführende Literatur**

- Juergens KU, Fischbach R. Left ventricular function studied with MDCT. *Eur Radiol* 2006;16:342-357.
- Stolzmann P, Scheffel H, Leschka S, et al. Reference values for quantitative left ventricular and left atrial measurements in cardiac computed tomography. *Eur Radiol* 2008;18:1625-1634.
- Stolzmann P, Scheffel H, Trindade PT, et al. Left ventricular and left atrial dimensions and volumes: comparison between dual-source CT and echocardiography. *Invest Radiol* 2008; 43:284-289.
- Yamamuro M, Tadamura E, Kubo S, et al. Cardiac functional analysis with multi-detector row CT and segmental reconstruction algorithm: comparison with echocardiography, SPECT, and MR imaging. *Radiology* 2005;234:381-390.

# 18 Herzklappendiagnostik

*Hatem Alkadhi*

## 18.1 Herzklappenmorphologie – 158

18.1.1 Aortenklappe – 158

18.1.2 Mitralklappe – 160

18.1.3 Trikuspidal- und Pulmonalisklappe – 161

## 18.2 Herzklappenfunktion – 161

18.2.1 Aortenklappe – 162

18.2.2 Mitralklappe – 163

## 18.3 Weiterführende Literatur – 164

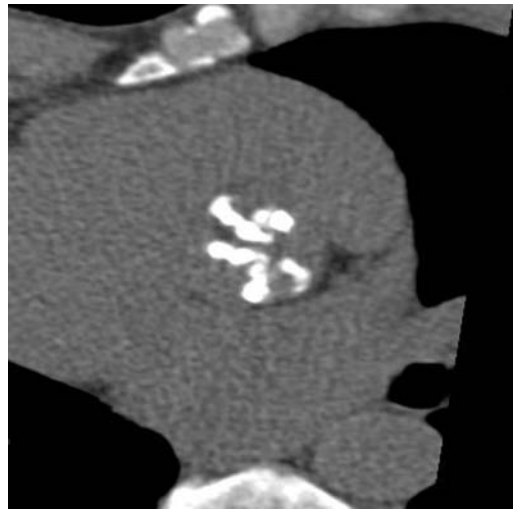
Ähnlich der Beurteilung der Ventrikelfunktion (► Kap. 17) stellt die Diagnostik der Herzklappen nicht die primäre Indikation einer Herz-CT dar. Dennoch liefert jede CT-Koronarangiographie eine Vielzahl von Informationen über die Morphologie der Herzklappen. Dies betrifft vor allem die Mitralklappe und Aortenklappe, welche bei einer normalen Kontrastierung der CT-Koronarangiographie (► Kap. 5) mit einer exzellenten Qualität abgebildet werden. Die CT ist darüber hinaus auch in der Lage, mit einer hohen Genauigkeit im Vergleich zur klinisch etablierten Echokardiographie, funktionelle Informationen über das Ausmaß von Stenosen oder Insuffizienzen zu liefern.

## 18.1 Herzklappenmorphologie

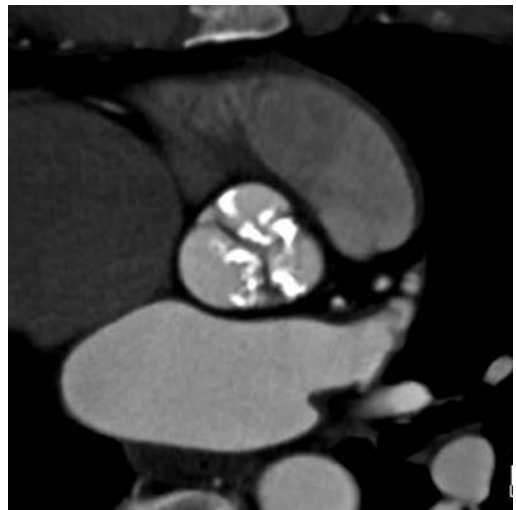
Die CT-Koronarangiographie liefert exzellente Bilder bezüglich der Morphologie der normalen (► Kap. 2) und pathologischen Aorten- und Mitralklappe. Wird das Kontrastmittelprotokoll nicht speziell an den rechten Ventrikel angepasst (► Kap. 5), ist eine Beurteilung der Trikuspidalklappe praktisch unmöglich. Die Pulmonalklappe wird in der Regel in jeder CT-Koronarangiographie mit guter Qualität abgebildet.

### Tipps

- Die Beurteilung der Herzklappenmorphologie in der CT erfordert – mit Ausnahme des Mitralklappenprolaps und der bikuspiden Aortenklappe mit Raphe – nicht zwingend die Verwendung eines Spiralmodus mit retrospektiver EKG-Synchronisation.
- Sie kann mit guter Bildqualität auch unter Verwendung von Niedrigdosis-Protokollen mit prospektiver EKG-Synchronisation erfolgen.



a



b

■ **Abb. 18.1a,b.** Natives (a) und kontrastmittelverstärktes (b) Herz-CT einer verdickten und verkalkten, trikuspiden Aortenklappe

der Taschen. Das Ausmaß der Aortenklappenverkalkungen korreliert mit dem kardiovaskulären Risikoprofil, dem Ausmaß der generalisierten Arteriosklerose, sowie der Koronarsklerose des Patienten. Zudem gibt es einen Zusammenhang zwischen dem Ausmaß der Klappenverkalkungen und dem Schweregrad der Aortenstenose: Je schwerer die Verkalkungen, desto schwerer die Stenose. Allerdings ist dieser Zusammenhang nicht linear.

### 18.1.1 Aortenklappe

#### Degeneration der Aortenklappe

Degenerative Veränderungen der Aortenklappe sind durch Verdickungen und Verkalkungen des Klappenapparates charakterisiert (■ Abb. 18.1). Diese führen zu einer Steifheit und verminderten Beweglichkeit

### Bikuspide Aortenklappe

Die bikuspidale Aortenklappe besteht aus zwei, oftmals unterschiedlich grossen Taschen (■ Abb. 18.2). Die Raphe repräsentiert den Ort der kongenitalen Fusion, wird in ca. 75% aller bikuspiden Klappen gefunden und befindet sich am häufigsten zwischen der rechts- und links-koronaren Tasche (■ Abb. 18.3).

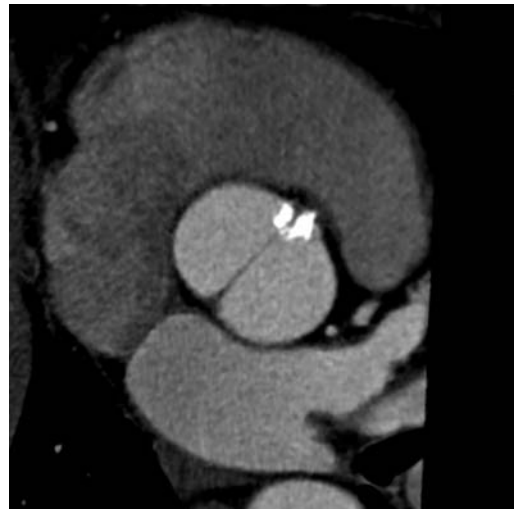
Im Rahmen degenerativer Veränderungen werden bikuspidale Aortenklappen im Alter zunehmend stenotisch oder insuffizient.

#### Tipps

- Besteht der Verdacht auf eine bikuspidale Aortenklappe und zeigt sich in einer diastolischen Rekonstruktion eine scheinbar trikuspid angelegte Klappe, müssen zusätzlich Bilder in der Systole herangezogen werden: Oftmals gelingt erst mit diesen die Unterscheidung zwischen einer trikuspiden und einer bikuspiden Aortenklappe mit Raphe.
- Daher schließt die Diagnose der bikuspiden Aortenklappe mit Raphe in der CT die Verwendung von Niedrigdosisprotokollen aus.

### Endokarditis

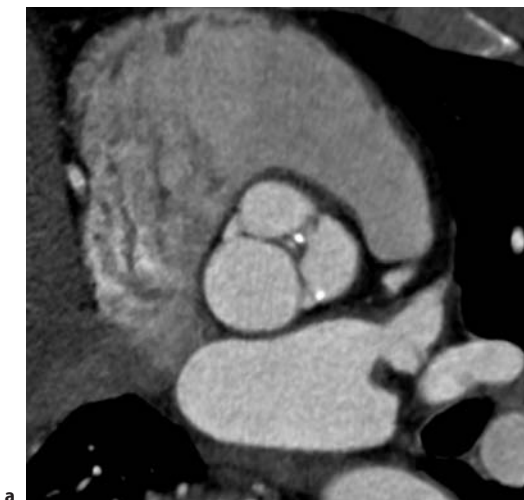
Die CT eignet sich hervorragend, um Veränderungen der Aortenklappe bei Endokarditis zu diagnostizieren



■ **Abb. 18.2.** CT einer bikuspiden Klappe ohne Raphe (Rekonstruktion in der Diastole)

(■ Abb. 18.4). Dies gilt sowohl für die native Klappe als auch für die Klappenprothese (■ Tab. 18.1).

Die große Stärke der CT bei Patienten mit Endokarditis ist, dass zusätzlich zu den morphologischen Veränderungen des Klappenapparates die Koronararterien auf nicht-invasive Weise abgebildet werden können (► Kap. 6). Es entfällt so das hohe Risiko des Herzkatheters, Vegetationen durch



a

■ **Abb. 18.3a,b.** CT einer bikuspiden Klappe mit Raphe zwischen der rechts- und links-koronaren Tasche. Während die Rekonstruktion in der Diastole (a) die Klappe trikuspid erschei-



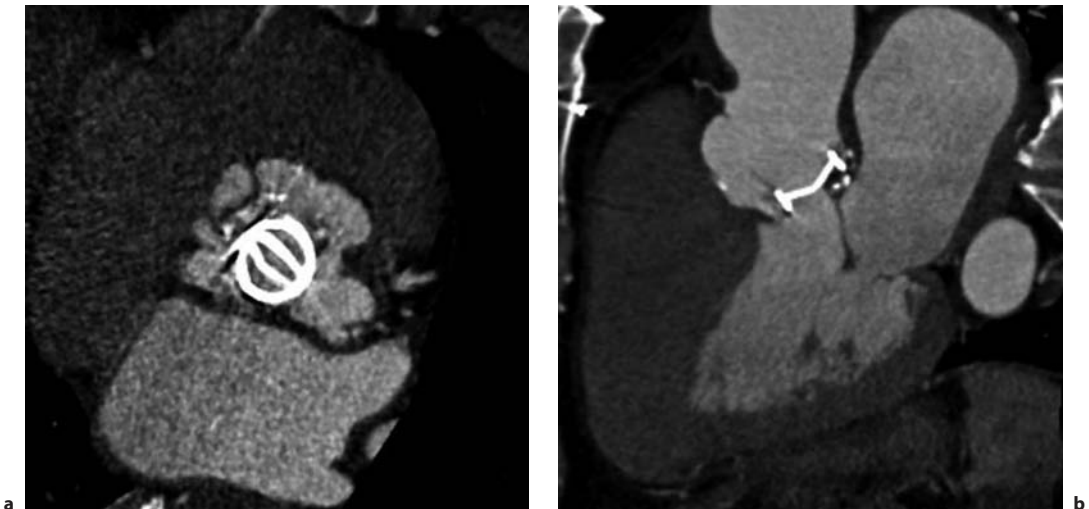
b

nen lässt, verdeutlicht die Rekonstruktion in der Systole (bei 10% des RR-Intervalls) die bikuspid angelegte Aortenklappe mit Raphe (b)



**Tab. 18.1.** Typische morphologische Klappenveränderungen bei infektiöser Endokarditis

Pathologie	CT-Befund
Vegetation	Unregelmäßig begrenzte hypodense Läsion, oftmals multipel, meist – jedoch nicht zwingend – mobil
Abszess/Pseudoaneurysma	myokardiale oder periannuläre Verdickung oder Raumforderung, oft inhomogen, oft kontrastmittelgefüllt im Sinne eines Pseudoaneurysmas
Fistel	Verbindung zweier normalerweise voneinander getrennter Räume
Perforation	Defekt einer Tasche oder eines Segels
Dehiszenz	abnorme Beweglichkeit einer Klappenprothese > 15° in mindestens einer Richtung



**Abb. 18.4a,b.** Herz-CT eines Patienten mit infektiöser Endokarditis einer Aortenklappenprothese. Die Bilder parallel (a)

und perpendicular (b) zum links-ventrikulären Ausflusstrakt zeigen Vegetationen sowie einen großen paravalvulären Abszess

Kathetermanipulation in den systemischen Kreislauf zu embolisieren.

## 18.1.2 Mitralklappe

### Degeneration der Mitralklappe und Mitralannulusverkalkung

Ähnlich wie bei der Aortenklappe, geht die Degeneration der Mitralklappe mit Verdickungen und Verkalkungen der Segel einher. Zudem findet sich, typischerweise bei älteren Patientinnen, oftmals eine Verkalkung des Mitralannulus (Abb. 18.5). Diese ist meist im posterioren Annulus lokalisiert und nur

in ausgeprägten Fällen mit einer klinisch relevanten Mitralinsuffizienz assoziiert.

Die präzise Erfassung der Ausdehnung einer schweren Mitralannulusverkalkung ist für die OP-Planung vor Mitralklappenersatz oder Rekonstruktion hilfreich.

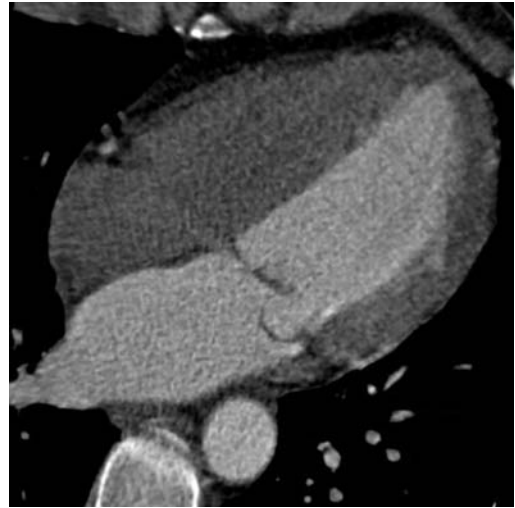
### Mitralprolaps

Mitralprolaps bezeichnet die Verlagerung eines abnorm verdickten Mitralsegels in der Systole in den linken Vorhof (Abb. 18.6). Definitionsgemäß wird zwischen einem »bulging«, d. h. dem Vorwölben der Konvexität eines Segels >2 mm über die Mitralannulusebene und einem richtigen Prolaps, d. h. dem





■ **Abb. 18.5.** Herz-CT eines Patienten mit schweren Verkalkungen des posterioren Mitralannulus



■ **Abb. 18.6.** Herz-CT mit Rekonstruktion einer frühsystolischen Phase (bei 10% des RR-Intervalls) bei einem Patienten mit Prolaps des posterioren Segels über die Annulusebene in Richtung des linken Vorhofs

Vorwölben des freien Endes eines Mitralsegels  $>2$  mm über die Mitralannulusebene unterschieden. Allerdings werden diese beiden Begriffe oftmals synonym verwendet und unter dem Überbegriff Prolaps subsummiert.

Während die therapeutischen Konsequenzen eines Mitrалprolaps weiterhin kontrovers sind, gilt als gesichert, dass das Risiko dieser Patienten, eine Endokarditis, zerebrale Ischämien oder einen plötzlichen Herztod zu erleiden, erhöht ist.

#### Tipps

Bei Verdacht auf Mitrалprolaps ist Folgendes zu beachten:

- Die Beurteilung muss in früh-systolischen Rekonstruktionen (5–20% des RR-Intervalls) erfolgen.
- Die EKG-basierte Röhrenstrommodulation zur Dosisreduktion kann verwendet werden.
- Die Diagnose kann nicht gestellt werden, wenn Niedrigdosisprotokolle mit prospektiver EKG-Synchronisation verwendet wurden.

### 18.1.3 Trikuspidal- und Pulmonalisklappe

Die Bildgebung der Trikuspidal mit der Herz-CT bleibt eine Limitation der Methode; dies trotz der enormen technologischen Fortschritte der letzten Jahre. Der Grund dafür liegt im inhomogenen Kontrastmitteleinfluss und den daraus resultierenden Aufhärungsartefakten im rechten Vorhof und rechten Ventrikel (► Kap. 5).

Bezüglich der Pulmonalisklappe gibt es nur vereinzelte Fallberichte, die den Nutzen der CT demonstrieren. Dies liegt allerdings weniger an der Bildqualität – welche in der Regel gut ist – sondern vielmehr an der Seltenheit von Pathologien der Pulmonalisklappe.

## 18.2 Herzklappenfunktion

Obgleich die Herz-CT eine rein morphologische Bildgebungsmodalität darstellt, ist sie dennoch in der Lage, funktionelle Information über die Herzklappen zu liefern. Dies gilt insbesondere für die Aorten- und weniger für die Mitralklappe. Daten

über die funktionelle Beurteilung der Trikuspidal- und Pulmonalklappe mit der CT liegen derzeit nicht vor.

#### Tipps

- Die Beurteilung der Klappenfunktion mit der CT erfordert eine Datenakquisition im Spiral-Modus mit retrospektiver EKG-Synchronisation. Nur so können Datensätze in verschiedenen Phasen des Herzzyklus rekonstruiert und analysiert werden.
- Die Verwendung von Niedrigdosis-Protokollen mit prospektiver EKG-Synchronisation erlaubt die Rekonstruktion von Daten in einem nur schmalen RR-Intervall und ermöglicht so die korrekte Wahl der Phasen mit maximaler oder minimaler Klappenöffnung bzw. Klappenschluss.

### 18.2.1 Aortenklappe

#### Aortenstenose

Die Aortenstenose stellt eine der häufigsten Herzklappenerkrankungen der älteren Bevölkerung dar. Mit der Herz-CT kann in systolisch rekonstruierten

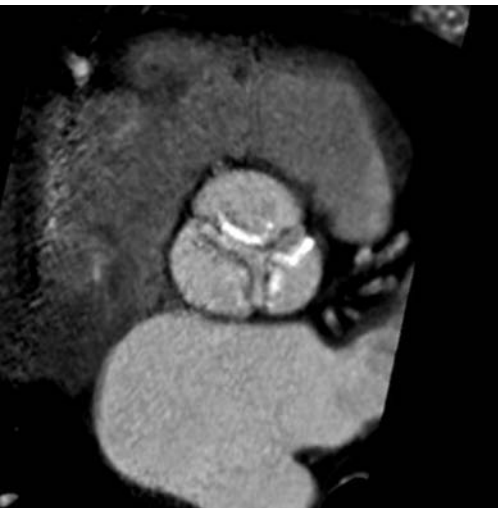
Bildern die Öffnungsfläche der Aortenklappe (»aortic valve area« oder AVA) dargestellt und planimetrisch quantifiziert werden (Abb. 18.7).

Planimetrische Messungen mit der CT zeigen eine gute Korrelation mit der Gradierung der Aortenstenose mit transthorakaler und transösophagealer Echokardiographie.

Planimetrisch gemessene Werte der AVA mit der CT unter  $1 \text{ cm}^2$  weisen auf eine schwere, Werte zwischen  $1$  und  $1,5 \text{ cm}^2$  auf eine moderate, und Werte über  $1,5 \text{ cm}^2$  auf eine leichte Aortenstenose hin. Es ist jedoch wichtig zu beachten, dass die anatomische AVA gemessen in der CT die funktionell ermittelte AVA der Echokardiographie um ca.  $0,1 \text{ cm}^2$  überschätzt.

#### Tipps

- Die Verwendung der EKG-basierten Röhrenstrommodulation zur Dosisreduktion kann – je nach Patientenkonstitution und Herzfrequenz – zu einer eingeschränkten Beurteilbarkeit der Aortenklappe in systolischen Rekonstruktionen führen.
- Bei diesen Patienten ist zu erwägen, die EKG-basierte Röhrenstrommodulation zur



**Abb. 18.7a,b.** Herz-CT mit Rekonstruktionen in der frühen Systole (10% des RR-Intervalls) zeigen eine Restriktion der Aortenklappenöffnung bei erheblich verdickten und vekalk-

ten Taschen (a). Die planimetrische Messung der Öffnungsfläche (AVA) ergibt einen Wert von  $0,87 \text{ cm}^2$  (b), was einer schweren Aortenstenose entspricht

Verbesserung der Bildqualität auszuschalten. Dringend muss jedoch dann der daraus resultierende Anstieg der Strahlendosis beachtet werden.

- Die planimetrische Bestimmung der Aortenöffnungsfläche (AVA) mit der CT überschätzt die Öffnungsfläche im Vergleich zu der funktionell berechneten Fläche in der Echokardiographie um ca.  $0,1 \text{ cm}^2$ .

#### Tipps

- Die Herz-CT ist eine geeignete bildgebende Alternative für die Gradierung der Aortenstenose und Aorteninsuffizienz bei Patienten mit technisch eingeschränkter, inkonklusiver oder nicht-durchführbarer Echokardiographie oder MRT.

### Aorteninsuffizienz

Die Aorteninsuffizienz ist typischerweise die Folge einer Dilatation der Aortenwurzel, einer bikuspiden Aortenklappe, einer Endokarditis oder eines rheumatischen Fiebers. Der inkomplette Klappenschluss bildet eine sog. »regurgitant orifice area (ROA)«, welche mit der CT in diastolisch rekonstruierten Bildern planimetrisch vermessen werden kann (Abb. 18.8).

Gemäß aktueller – jedoch noch limitierter – Studienlage erlaubt ein Schwellenwert von  $0,25 \text{ cm}^2$  und  $0,75 \text{ cm}^2$  die Unterscheidung zwischen leichter, moderater und schwerer Aorteninsuffizienz mit der CT.

## 18.2.2 Mitralklappe

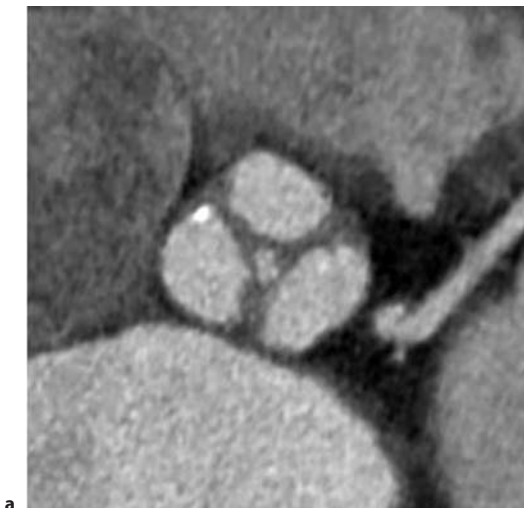
### Mitralstenose

Die Mitralstenose ist durch eine Obstruktion des links-ventrikulären Einflusses durch eine stenosierte Mitralklappe charakterisiert und ist typischerweise die Folge eines rheumatischen Fiebers.

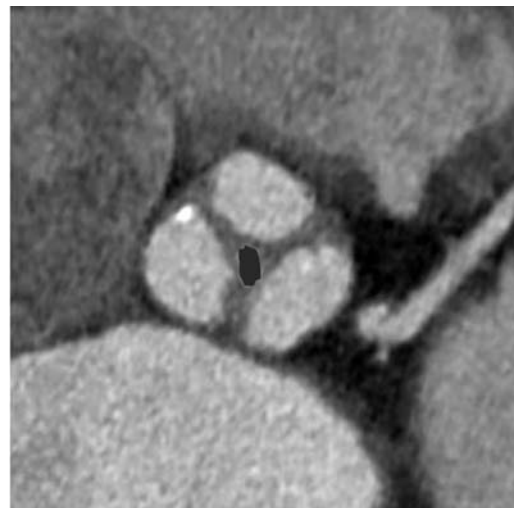
Die sehr limitierte Literatur zu planimetrischen Messungen der sog. »mitral valve area (MVA)« in der Diastole mit der CT deutet darauf hin, dass der Schweregrad der Mitralstenose mit der CT quantifizierbar ist.

### Mitralinsuffizienz

Die Mitralinsuffizienz resultiert aus einem inkompletten Klappenschluss und ist typischerweise die Folge eines Mitralklappenprolaps-Syndroms, einer



a



b

**Abb. 18.8a,b.** Herz-CT mit Rekonstruktionen in der mittleren Diastole (65% des RR-Intervalls) zeigen einen inkompletten Aortenklappenschluss (a). Die planimetrische Mes-

sung der Regurgitationsfläche (ROA) ergibt einen Wert von  $0,18 \text{ cm}^2$  (b), was einer leichten Aorteninsuffizienz entspricht

rheumatischen oder koronaren Herzerkrankung, einer Endokarditis oder einer Dilatation des linken Ventrikels.

Die schnelle Bewegung des Mitralapparates sowie die große Bewegungsamplitude erschwert die Beurteilung der Mitralklappe in der CT, insbesondere in der Systole. Obgleich es limitierte Literatur über die Gradierung der Mitralsuffizienz mit der CT gibt, zeigt die Praxis, dass die räumliche und zeitliche Auflösung der CT für eine adäquate und reproduzierbare Beurteilung der Mitralklappe derzeit nicht ausreicht.

Ein weiteres Problem der Herz-CT bei Patienten mit Mitralsuffizienz ist das häufig ko-existierende Vorhofflimmern dieser Patienten.

#### Fazit

Die Herz-CT ist nicht die primäre Modalität zur Beurteilung der Herzklappenmorphologie und Funktion.

Sie liefert jedoch im Rahmen einer jeden Koronarabklärung eine exzellente Bildqualität der Aorten- und Mitralklappe und erlaubt somit eine Beurteilung ihrer pathologischen Morphologie.

Die Herz-CT ist ebenfalls eine gute Methode zur Beurteilung der Funktion der Aorten- und weniger der Mitralklappe. Insbesondere die Aortenstenose und Aorteninsuffizienz kann mit der CT mit einer guten Genauigkeit gradiert werden.

Die Herz-CT ist somit eine gute Alternative, falls die Echokardiographie oder die Herz-MRT eingeschränkt, inkonklusiv, oder nicht durchführbar sind.

## 18.3 Weiterführende Literatur

- Alkadhi H, Desbiolles L, et al. Aortic regurgitation: assessment with 64-section CT. *Radiology* 2007;245:111-121.
- Alkadhi H, Wildermuth S, Plass A, et al. Aortic stenosis: comparative evaluation of 16-detector row CT and echocardiography. *Radiology* 2006;240:47-55.
- Feuchtnner G, Stolzmann P, Dichtl W, et al. Multislice Computed Tomography in Infective Endocarditis: Comparison with Transesophageal Echocardiography and Intraoperative Findings. *JACC* 2009;53:436-444.
- Koos R, Kuhl HP, Muhlenbruch G, et al. Prevalence and clinical importance of aortic valve calcification detected incidentally on CT scans: comparison with echocardiography. *Radiology* 2006;241:76-82.

# Teil 4: Appendix

## 19 Appendix – 167

*Sebastian Leschka und Hatem Alkadhi*

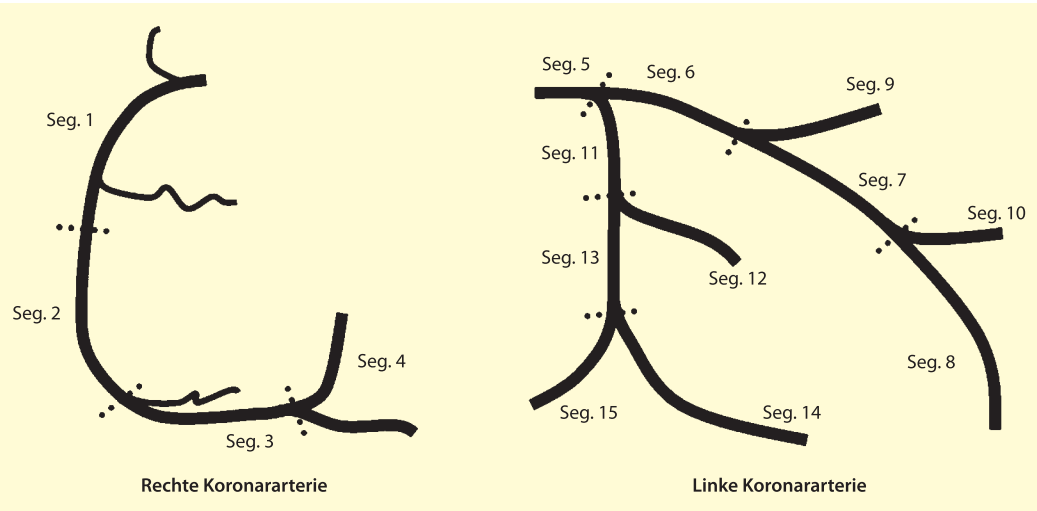
*“This page left intentionally blank.”*

# 19 Appendix

*Sebastian Leschka und Hatem Alkadhi*

- 19.1 Einteilung der Koronarsegmente – 168
- 19.2 Alters- und geschlechtsbezogene Perzentilen des Agatston-Scores – 169
- 19.3 Normwerte Ventrikelfunktion und Herzkammerdimensionen – 170
- 19.4 Einteilung der Myokardsegmente – 171
- 19.5 Musterbefunde – 171
  - 19.5.1 Musterbefund: Keine Verkalkungen, normale Koronararterien ohne Stenosen – 171
  - 19.5.2 Musterbefund: Verkalkungen, signifikante Koronarstenose – 172

### 19.1 Einteilung der Koronarsegmente



■ **Abb. 19.1.** Schema der Koronarsegmente im 15-Segment-Modell der American Heart Association (AHA, 1976)

■ <b>Tab. 19.1.</b> Segmenteinteilung der Koronararterien				
Segment-nummer AHA 1999	Segment-nummer AHA 1976	gebräuchliche Abkürzungen	Segmentname	Vorhandensein der Segmente
1	1	Prox RCA	RCA, proximales Segment	99,8%
2	2	Mid RCA	RCA, mittleres Segment	99,3%
3	3	Dist RCA	RCA, distales Segment	97,8%
4	4	RIVP, PDA	Ramus interventricularis posterior dexter	92,4%
5	–	–	Ramus atrioventricularis posterior dexter	
6	–	–	Erster Ramus posterolateralis dexter	
7	–	–	Zweiter Ramus posterolateralis dexter	
8	–	–	Dritter Ramus posterolateralis dexter	
9	–	–	Septale Perforansarterien des RIVP	
10	–	–	Ramus marginalis	
11	5	LMA	Linker koronarer Hauptstamm	95,9%
12	6	Prox RIVA (LAD)	RIVA, proximales Segment	100%
13	7	Mid RIVA (LAD)	RIVA, mittleres Segment	100%
14	8	Dist RIVA (LAD)	RIVA, distales Segment	97,8%
15	9	D1	Erster Diagonalast	98,7%



## 19.2 · Alters- und geschlechtsbezogene Perzentilen des Agatston-Scores

■ **Tab. 19.1** (Fortsetzung)

Segmentnummer AHA 1999	Segmentnummer AHA 1976	gebräuchliche Abkürzungen	Segmentname	Vorhandensein der Segmente
16	10	D2	Zweiter Diagonalast	73,7%
17	–	–	Septale Perforansarterien des RIVA	93,0%
18	11	Prox RCX	RCX, proximales Segment	100%
19	13	Dist RCX	RCX, distales Segment	97,2%
20	12	OM	Erster Marginalast	99,4%
21	–	–	Zweiter Marginalast	46,2%
22	–	–	Dritter Marginalast	18,0%
23	–	–	Ramus atrioventricularis posterior sinister	
24	14	PLA1	Erster Ramus posterolateralis sinister	64,3%
25	–	PLA2	Zweiter Ramus posterolateralis sinister	
26	–	PLA3	Dritter Ramus posterolateralis sinister	
27	15	–	Ramus posterolateralis posterior sinister	72,4%
28	(16)*	–	Ramus intermedius	21,9%
29	–	D3	Dritter Diagonalast	24,0%

Zahlenangaben des Vorhandenseins der einzelnen Koronarsegmente nach *Cademartiri et al, Eur Radiol 2008;18:781ff*

## 19.2 Alters- und geschlechtsbezogene Perzentilen des Agatston-Scores

■ **Tab. 19.2.** Alters- und geschlechtsbezogene Perzentileinteilung des Agatston-Scores

Alter (Jahre)	<40	40–44	45–49	50–54	55–59	60–64	65–69	70–74	>74
<b>Männer</b>									
25. Perzentile	0	0	0	0	4	17	33	74	141
50. Perzentile	0	0	2	16	47	121	205	295	566
75. Perzentile	3	11	29	94	222	453	672	794	1182
90. Perzentile	14	56	142	321	671	1026	1333	1571	2506
<b>Frauen</b>									
25. Perzentile	0	0	0	0	0	0	0	0	9
50. Perzentile	0	0	0	0	0	2	15	36	125
75. Perzentile	0	0	1	3	20	59	122	195	430
90. Perzentile	2	9	17	48	155	202	427	645	1051

Angaben gemäß *Hoff et al, Am J Cardiol 2001;15;87(12):1335ff*

# 19.3 Normwerte Ventrikelfunktion und Herzkammerdimensionen

**Tab. 19.3.** Perzentileinteilung der Herzkammerdimensionen und Ventrikelfunktion (Männer)

	Parameter	2,5.	10.	25.	50.	75.	90.	97,5.
<b>Dimensionen des linken Ventrikel</b>	Septale Wanddicke, systolisch [mm]	8	10	11	13	15	16	17
	Septale Wanddicke, diastolisch [mm]	6	7	8	9	10	11	12
	Posteriore Wanddicke, systolisch [mm]	10	12	14	15	17	19	21
	Posteriore Wanddicke, diastolisch [mm]	6	7	8	9	10	12	13
	Innerer Durchmesser, systolisch [mm]	21	24	27	30	33	36	39
	Innerer Durchmesser, diastolisch [mm]	36	39	42	45	48	52	55
	Relative Wanddicke	0,20	0,28	0,35	0,42	0,49	0,56	0,64
<b>Dimension des linken Vorhof</b>	Antero-posteriorer Durchmesser [mm]	26	29	32	35	38	42	45
<b>Funktion des linken Ventrikel</b>	Endsystolisches Volumen, ESV [ml]	9	22	34	47	60	72	85
	Enddiastolisches Volumen, EDV [ml]	70	95	119	144	170	193	219
	Schlagvolumen, SV [ml]	37	57	75	95	114	132	152
	Ejektionsfraktion, EF [%]	48	54	59	66	72	77	83
<b>Myokardiale Masse des linken Ventrikel</b>	Absolute myokardiale Masse, LVMM [g]	92	118	141	167	192	215	241
	Normalisierte myokardiale Masse, LVMMI [g/m <sup>2</sup> ]	51	63	74	86	98	109	121

Messwerte unterhalb der 2,5. und oberhalb der 97,5. Perzentile gelten als pathologisch.  
 Die Angaben sind geschlechtsspezifisch, aber altersunabhängig bei Erwachsenen zwischen 40 und 70 Jahren.  
 Angaben gemäß Stolzmann et al., Eur Radiol 2008;18(8):1625ff.

**Tab. 19.4.** Perzentileinteilung der Herzkammerdimensionen und Ventrikelfunktion (Frauen)

	Parameter	2,5.	10.	25.	50.	75.	90.	97,5.
<b>Dimensionen des linken Ventrikel</b>	Septale Wanddicke, systolisch [mm]	7	9	10	11	12	13	14
	Septale Wanddicke, diastolisch [mm]	5	6	7	8	9	10	11
	Posteriore Wanddicke, systolisch [mm]	9	11	12	14	15	17	18
	Posteriore Wanddicke, diastolisch [mm]	5	6	7	8	9	10	11
	Innerer Durchmesser, systolisch [mm]	20	23	25	28	31	33	36
	Innerer Durchmesser, diastolisch [mm]	34	38	40	44	47	50	53
	Relative Wanddicke	0,22	0,28	0,33	0,38	0,43	0,48	0,54
<b>Dimension des linken Vorhof</b>	Antero-posteriorer Durchmesser [mm]	26	29	32	35	38	41	44

Tab. 19.4 (Fortsetzung)

	Parameter	2,5.	10.	25.	50.	75.	90.	97,5.
<b>Funktion des linken Ventrikel</b>	Endsystolisches Volumen, ESV [ml]	17	25	32	40	48	55	63
	Enddiastolisches Volumen, EDV [ml]	102	106	111	115	120	124	129
	Schlagvolumen, SV [ml]	40	52	64	76	88	99	112
	Ejektionsfraktion, EF [%]	52	57	61	66	71	75	80
<b>Myokardiale Masse des linken Ventrikel</b>	Absolute myokardiale Masse, LVMM [g]	73	92	109	129	148	165	184

Messwerte unterhalb der 2,5. und oberhalb der 97,5. Perzentile gelten als pathologisch.

Die Angaben sind geschlechtsspezifisch, aber altersunabhängig bei Erwachsenen zwischen 40 und 70 Jahren.

Angaben gemäß *Stolzmann et al., Eur Radiol 2008;18(8):1625ff.*

## 19.4 Einteilung der Myokardsegmente

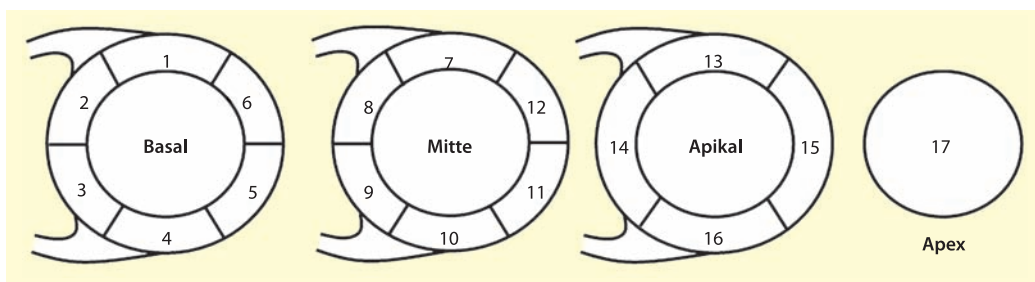


Abb. 19.2. Myokardiale Segmenteinteilung nach den Richtlinien der American Heart Association (AHA)

## 19.5 Musterbefunde

### 19.5.1 Musterbefund: Keine Verkalkungen, normale Koronararterien ohne Stenosen

Körpergewicht: 63 kg, Körpergröße: 173 cm, BMI: 21,05 kg/m<sup>2</sup>, Körperoberfläche: 1,73 m<sup>2</sup>

#### Calcium-Scoring:

- Herzfrequenz während der Bildakquisition zwischen 65 und 67/min, mittlere Herzfrequenz 66/min.
- Kein Nachweis von Koronarverkalkungen entsprechend einem Agatston-Score von 0.

#### CT-Koronarangiographie (retrospektive EKG-Synchronisation):

- Herzfrequenz während der Bildakquisition zwischen 63 und 68/min, mittlere Herzfrequenz 65/min.
- Diagnostische Bildqualität aller Koronarsegmente.
- Rechtsdominanter Koronarversorgungstyp bei normaler Koronar Anatomie.
- Normalkalibrige Koronararterien.
- RCA, Hauptstamm, RCX und RIVA stenosefrei.

#### Herzmorphologie, Herzklappen und Ventrikel-funktion:

- Regelrechte Anatomie der Herzhöhlen mit konkordanten Konnektionen.

- Normale Morphologie der Aorten- und Mitralklappe.

#### Linksventrikuläre Funktionsparameter:

- EDV= 96 ml, ESV=31 ml, SV=65 ml, EF=68%, HMV=4.81 L/min.
- Linksventrikuläre MM=206 g, LVMMI=119,08 g/m<sup>2</sup>.

#### Lunge und Mediastinum:

Soweit mit abgebildet regelrechte Lungenparenchymstruktur sowie keine pathologisch vergrößerten Lymphknoten mediastinal oder hilär. Regelrechte Darstellung der großen mediastinalen Gefäße sowie der partiell mit erfassten, parenchymatösen Oberbauchorgane. Ossäre Strukturen altersentsprechend.

#### Beurteilung:

- Keine Koronarsklerose.
- Keine Koronarstenosen.
- Normale Dimension des linken Vorhofs und Ventrikels.
- Physiologische linksventrikuläre systolische Funktion (LVEF 68%).
- Regelrechte regionale Herzwandbewegung.

### 19.5.2 Musterbefund: Verkalkungen, signifikante Koronarstenose

Körpergewicht: 80 kg, Körpergröße: 192 cm, BMI: 21,70 kg/m<sup>2</sup>, Körperoberfläche: 2,07 m<sup>2</sup>

#### Calcium-Scoring:

- Herzfrequenz während der Bildakquisition zwischen 62 und 66/min, mittlere Herzfrequenz 65/min.
- RCA: Keine Verkalkung.
- Hauptstamm: Keine Verkalkung.
- RIVA: 1 Läsion: Volumen 49,9 mm<sup>3</sup>, entsprechend einer Calciummasse von 10,5 mg CaHA, Agatston-Score 81.
- RCX: 1 Läsion: Volumen 18,4 mm<sup>3</sup>, entsprechend einer Calciummasse von 3,9 mg CaHA, Agatston-Score 30.
- Insgesamt Nachweis von zwei Koronarverkalkungen mit einem Gesamtvolumen von

68,3 mm<sup>3</sup>, entsprechend einer Calciummasse von 14,4 mg CaHA und einem Agatston-Score von 111.

#### Dual-Source CT-Koronarangiographie (prospektive EKG-Synchronisierung):

- Herzfrequenz während der Untersuchung zwischen 63 und 65/min, mittlere Herzfrequenz von 64/min. Diagnostische Bildqualität aller Koronarsegmente.
- Rechtsdominanter Koronarversorgungstyp bei normaler Koronaranatomie. Normalkalibrige Koronararterien.
- RCA und Hauptstamm stenosefrei.
- Etwa 75–99%ige Stenose im proximalen RIVA-Segment durch partiell kalzifizierte Plaque. Mittleres und distales RIVA-Segment stenosefrei.
- Exzentrische kalzifizierte Plaque im proximalen RCX ohne signifikante Stenose (etwa 25–50%).

#### Herzmorphologie, Herzklappen und Ventrikel-funktion:

- Regelrechte Anatomie der Herzhöhlen mit konkordanten Konnektionen.
- Normale Morphologie der Aorten- und Mitralklappe.

#### Lunge und Mediastinum:

- Soweit mit abgebildet, regelrechte Lungenparenchymstruktur sowie keine pathologisch vergrößerten Lymphknoten mediastinal oder hilär.
- Regelrechte Darstellung der großen mediastinalen Gefäße sowie der partiell miterfassten, parenchymatösen Oberbauchorgane. Ossäre Strukturen altersentsprechend.

#### Beurteilung:

- Koronarsklerose mit einem Gesamt-Agatston-Score von 111, entsprechend einer Verkalkung zwischen der 25. und 50. Alters- und Geschlechtsperzentile (gemäß Hoff JA et al. Am J Cardiol 2001; 87: 1335–39).
- Signifikante Stenose im proximalen RIVA von etwa 75–99%.
- Nicht signifikante Stenose im proximalen RCX von etwa 25–50%.
- Übrige Koronarsegmente stenosefrei.



# **Sachverzeichnis**

## A

Adipositas-Modus 109  
 Agatston-Score 45, 169  
 Akinesie 152  
 Aneurysma, Koronararterien 39, 40  
 Aortendissektion 68  
 Aorteninsuffizienz 163  
 Aortenklappe 24, 25, 154  
 – biskuspid 159  
 – Degeneration 158  
 – Öffnungsfläche 162  
 – Verkalkung 158  
 Aortenstenose 162  
 Arrhythmie 6, 9  
 – Bildrekonstruktion 117  
 Artefakt, Hochkontrast 53  
 Arteria  
 – auricularis magna accessoria 36  
 – mammaria interna, Bypass 140  
 Atemlage 52  
 Atrioventrikularklappe 24  
 Ausflusstrakt, aortaler 149

## B

Betablocker  
 – Herzfrequenzkontrolle 96  
 – Kontraindikationen 94, 97  
 Bewegungsartefakt 120, 121  
 Bildrauschen ► Rauschen  
 blooming 11, 61, 119, 135  
 blurring 120  
 Bolus-Tracking 55, 56, 70  
 Bypass  
 – Anastomosen 87  
 – aorto-koronarer 105  
 – Arteria mammaria interna 140  
 – Beurteilung 141–145  
 – Komplikationen 141  
 – Kontrolle 141  
 – sequentieller 141  
 – Typen 140

## C

Calcium-Scoring ► Koronarkalk-messung  
 Chordae tendinae 23, 24  
 Cine-Viewer 87  
 Computed Tomography dose index 76  
 Crista terminalis 18  
 Crux cordis 17  
 CTDI 76  
 CTDI<sub>vol</sub> 76  
 CT-Gerät 4  
 CT-Koronarangiographie  
 – Befundung 125–132  
 – Belastungstest 64  
 – diagnostische Genauigkeit 60–63, 136  
 – falsch-negative Befunde 128  
 – falsch-positive Befunde 128  
 – Fehlerquellen 126, 127  
 – Indikationen 64, 65  
 – Kontrastmittelprotokolle 49–57  
 – negativer Vorhersagewert 62  
 – positiver Vorhersagewert 62  
 – Sensitivität 61  
 – Spezifität 61  
 – Übergewicht 108, 109  
 – Untersuchungsprotokolle 102–104

## D

Datennachverarbeitung 83–90  
 Detektor 4, 11  
 Detektorkollimation 108  
 Diastole 114  
 diastolisches Volumen 148  
 Dosis, effektive 76, 81  
 Dosis-Längen-Produkt 76  
 Dosiswert 81  
 Dual-Kopf-Injektor 55  
 Dual-Source-CT 10, 11, 68, 70, 96, 172

Durchmesserstenose 63  
 Dyskinesie 152

## E

Echokardiographie 162  
 Einatemtechnik 94  
 Ein-Segment-Rekonstruktion 7, 12, 117  
 Ejektionsfraktion 148  
 EKG-Editierung 119, 120  
 EKG-Elektroden, Platzierung 95, 96  
 EKG-Pulsing 10  
 EKG-Synchronisation 4–10, 78, 79  
 – absolute 116  
 – prospektive 4–6, 142  
 – relative 116  
 – retrospektive 6–10, 142  
 End-Diastole, Messung 154  
 Endokarditis 159, 160  
 End-Systole  
 – Messung 154  
 – Volumen 148  
 Eustachische Klappe 19  
 Extrasystole 6, 9  
 – Bewegungsartefakt 121

## F

Fächerwinkel 5  
 field-of-view 118

## G

Gantry 4, 11  
 Graft, freier 141

## H

## Herz

- Anatomie 16–29
- Oberflächenanatomie 16, 17

## Herz-CT

- Dosiswert 81
- prospektiv EKG-synchronisierte 4–6, 79, 80
- räumliche Auflösung 77
- retrospektiv EKG-synchronisierte 7–10, 78
- zeitliche Auflösung 77

## Herzfrequenz 116

## Herzfrequenzkontrolle, Betablocker 96, 97

## Herzhöhle 17–23

## Herzkammerdimension 148, 153

- Normwerte 170

## Herzkatheter, quantitativer 63

## Herzklappen 24, 25

- Morphologie 158
- Vegetation 160

## Herzklappenfunktion 161–164

## Herzkrankheit, koronare 68

## Herzkranzgefäße ► Koronararterien

## Herzminutenvolumen 52

## Herzphasen 114, 115

## Herzvenen 27

- Varianten 29

## high take off 37

## Hochkontrastartefakt 53

## Hyperplasie, neointimale 137

## Hypertrophie

- dilatative 153, 155
- konzentrische 153, 155

## Hypokinesie 150

## I

## Instent-Restenose 136, 137

## Intensitätsprojektion

- Maximum 85
- Minimum 86

## Isthmus, cavotrikuspidaler 20

## J

## Jod-Einbringungsrate 50

## K

## 2-Kammerblick 153

## 4-Kammerblick 153

## Klappe

- ► a. Herzklappen

- Eustachische 19

- Thebesische 19

## Klappenprothese 159

## Kollimation 77

## Kontrastmittel

- Anreicherung 50, 56

- Applikation 50

- – biphasische 54

- – monophasische 53

- – triphasische 54, 55

- – Triple rule-out-Protokoll 70

- Bolus 55, 56

- First-pass-Effekt 50

- Injektionsdauer 50

- Injektionsgeschwindigkeit 50

- Konzentration 53

- Menge 53

- Pharmakokinetik 50

- Protokoll 53

- Schwellenwert 56

- Testbolus 55, 56, 70

- Transitzeit 50, 70

## Konversionsfaktor 76

## Koronararkaden 39

## Koronararterie(n) 35

- Aneurysma 39, 40

- Anomalien 37

- Beurteilung 126

- Bewegung 114, 115

- Ektasien 39

- Konturunschärfe 120

- linke 32, 33

- normale Anatomie 32

- rechte 32, 34, 35

- segmentale Einteilung 36, 168

- singuläre 37, 41

- Versorgung 36

## Koronarbewegung 114, 115

## Koronardilatation, Nitroglycerin 98

## koronare Herzkrankheit, triple rule out 68

## Koronarfistel, arterio-venöse 38

## Koronarkalkmessung 43–48, 171, 172

- Einflussfaktoren 45

- Interpretation 46, 47

- Untersuchungsprotokolle 102

- Wiederholungsmessung 48

## Koronarstenose ► Stenose

## Koronarsyndrom, akutes 65

## Koronarverkalkung 45

## Koronarversorgungstyp 36

## Kurzachsenreformation 153

## L

## Lungenembolie 68

## M

## Masse, myokardiale 148

## Massen-Score 45

## Maximum Intensitätsprojektion

- MIP

## Mehr-Segment-Rekonstruktion 7, 11, 77, 118, 150

## Minimum Intensitätsprojektion

- MinIP

## MinIP 86

## MIP 85

## Mitralannulusverkalkung 160

## Mitralinsuffizienz 163, 164

## Mitralklappe 23, 163, 164

- Degeneration 160

## Mitralprolaps 160

## Mitralsegel 161

## Mitralstenose 163

## Moderatorband 20, 22

motion path mapping 118  
 MPR 84, 85  
 – gekrümmte 85  
 – gerade 84, 85  
 Multiplanare Reformation ► MPR  
 Multi-Segmentrekonstruktion  
 ► Mehr-Segmentrekonstruktion  
 Muskelring, infundibulärer 20  
 Mykardbrücke 39  
 Myokardsegmente 171

## N

Nitroglycerin  
 – Kontraindikationen 94  
 – Koronardilatation 98

## P

Papillarmuskel 20, 21  
 Patientenlagerung 94  
 Patientenvorbereitung 94–99  
 Perikard 25  
 Pfaderkennung, automatische 88  
 Pfaderkennungssoftware 85  
 pitch 9, 12, 77  
 Prämedikation 96  
 Previewserie 1a8  
 Projektion 4  
 Pseudoaneurysma 160  
 Pulmonalklappe 24  
 Pulmonalvenen 26  
 Pulsungfenster 79

## Q

Quantifizierung, semiautomatische 88

## R

Ramus  
 – circumflexus 32  
 – intermedius 33  
 – interventricularis anterior 32  
 – interventricularis posterior 34  
 – marginalis 34  
 Rauschen 78, 108  
 Recessus  
 – aortalis anterior superior 25  
 – aortalis superior posterior 25  
 – pericardii posterior 25  
 Reflertachykardie 98  
 Rekonstruktionsfilter 119, 143  
 Rekonstruktionsinkrement 119  
 Rekonstruktionszeitpunkt,  
 optimaler 118  
 Remodeling  
 – linker Ventrikel 155  
 – negatives 132  
 – positives 132  
 RIVA-Duplikation 39  
 Röhrenstrom 10  
 Röhrenstrommodulation,  
 EKG-basierte 78  
 Röhrenstromreduktion 79, 80  
 Röntgenröhre 4  
 Röntgenstrahler 4, 11  
 Rotationszeit 11  
 run-off 136  
 – venosus 18  
 Sinusknotenarterie 35  
 SnapShot Pulse 79  
 Spannungsreduktion 79, 80  
 Spiral-CT 7–10  
 Spiralinterpolation 7  
 Spiralscan 7  
 stair-step artefact 121  
 Standardrekonstruktion 120  
 Stenose  
 – Prädilektionsstelle 128  
 – semiautomatische Quanti-  
 fizierung 88  
 Stenosegradierung 132  
 – quantitative 63, 88  
 Stent  
 – Beurteilung 134–138  
 – Komplikationen 134  
 – Kontrolle 134, 135  
 – Typen 134  
 step-and-shoot 79  
 Strahlendosis 5, 71  
 – effektive 71, 76, 81  
 – Minimierung 75–82, 155  
 Strahlenexposition 155  
 Stufenartefakt 121  
 Sulcus  
 – atrioventricularis dexter 17  
 – atrioventricularis sinister 17  
 – interventricularis anterior 17  
 – interventricularis posterior 17  
 Summationsmethode nach  
 Simpson 149  
 Systole 114

## S

Scanlänge 142  
 Schichtdicke 119  
 Schichtinkrement 119  
 Schlagvolumen 148  
 Segmentation, Software-basierte 149  
 Semilunarklappe 24  
 Sinus  
 – coronarius 18, 19  
 – obliquus 25  
 – transversus 25

## T

Test-Bolus 55, 56, 70  
 Thebesische Klappe 19  
 Thoraxschmerz, akuter 68  
 Topogramm 78  
 Transitzeit 50, 70  
 Triage 69  
 Trikuspidalklappe 24, 161  
 Triple-rule-out-Protokoll 67–73,  
 106



- Bildrekonstruktion 71,72
- Kontrastmittelapplikation 70
- Strahlendosis 71

## U

Übergewicht, Protokolladaptation  
108, 109

## V

Valvula semilunaris ► Aorten-  
klappe  
Vena cordis  
– magna 27  
– media 27  
Venenbypass 140

Venenverweilkanüle 96  
Ventrikel 20, 21  
– linker 21  
– – end-diastolischer Durch-  
messer 153  
– – Funktionsparameter 149  
– – Hinterwanddicke 153  
– – Langachse 153  
– rechter 20  
Ventrikelfunktion 148  
– Normwerte 170  
Viessen-Ring 35  
Volume Computed Tomography  
dose index 76  
Volumen  
– end-diastolisches 148  
– end-systolisches 148  
Volumendarstellung 86, 87  
Volumen-Score 45  
Vorhersagewert  
– negativer 62

– positiver 62  
Vorhof 17–20  
– linker 20  
– rechter 17, 18  
Vorhofflimmern 164  
Vortestwahrscheinlichkeit 65

## W

Wandbewegung 150

## Z

64-Zeilen-CT 96  
– Sensitivität 144  
z-Springfokus 11