

**Aus dem Universitätsklinikum Münster
Institut für Klinische Radiologie
- Direktor: Univ.-Prof. Dr. W. Heindel -**

Mehrschicht-Spiral-Computertomographie des Herzens:

Abbildungsqualität der Koronararterien in Abhängigkeit von Herzfrequenz und
Lage des Rekonstruktionsfensters

INAUGURAL – DISSERTATION
zur Erlangung des doctor medicinae
der Medizinischen Fakultät
der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster

vorgelegt von Opitz, Christian

aus Bielefeld

2004

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der
Westfälischen Wilhelms-Universität Münster

Dekan: Univ.-Prof. Dr. med. H. Jürgens

1. Berichterstatter: Priv.-Doz. Dr. med. R. Fischbach

2. Berichterstatter: Univ.-Prof. Dr. med. M. Schäfers

Tag der mündlichen Prüfung: 19.11.2004

Aus dem Universitätsklinikum Münster
Institut für Klinische Radiologie
- Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. W. Heindel -

Referent: Priv.-Doz. Dr. med. R. Fischbach

Koreferent: Univ.-Prof. Dr. med. M. Schäfers

Zusammenfassung

Mehrschicht-Spiral-Computertomographie des Herzens:

Abbildungsqualität der Koronararterien in Abhängigkeit von Herzfrequenz und
Lage des Rekonstruktionsfensters

Christian Opitz

Die Mehrschichtspiralcomputertomographie (MSCT) mit retrospektiver EKG-Synchronisation ermöglicht eine hochaufgelöste, nicht invasive Koronararteriendarstellung. Zur Kompensation der kontinuierlichen Herzbewegung ist die Wahl des Datenrekonstruktionsfensters entscheidend. Ziel dieser Arbeit war es, einen optimalen Zeitpunkt für die Berechnung artefaktfreier Bilder zu finden und den Einfluss der Herzfrequenz auf Bildqualität und Rekonstruktionsfenster zu untersuchen.

Hierzu wurden aus Datensätzen von 27 Patienten je sechs Bildserien zu verschiedenen Rekonstruktionszeitpunkten (250 – 0 ms vor der nachfolgenden R-Zacke) erzeugt. Die Bewertung der Bildqualität erfolgte durch zwei Auswerter anhand von MIP- und MPR-Bildern des Herzens sowie von 3D-VRT Ansichten der Koronararterien.

Die Ramus interventricularis anterior besaß das breiteste Rekonstruktionsfenster (50-150ms) und ließ sich konstant gut visualisieren. Der Ramus circumflexus wurde im Vergleich zum RIVA in demselben Rekonstruktionsfenster meist erfasst, bei insgesamt jedoch schlechterer Bildqualität. Insgesamt war die Bildqualität für die RCA durch Bewegungsartefakte am deutlichsten eingeschränkt. Die rechte Koronararterie ließ sich häufig nur endsystolisch oder frühdiaistolisch (200-250ms bzw. 40% des RR-Zyklus) befriedigend darstellen und zeigte sich in der Abbildungsqualität stark herzfrequenzabhängig. Zwischen Herzfrequenz und Abbildungsqualität bestand dabei eine inverse Beziehung. Bei niedrigen Herzfrequenzen (<65/min) konnten alle Koronararterien in einem mittel- bis spät diastolischen Fenster (50-150ms vor der R-Zacke) meist gut visualisiert werden. Bei Herzfrequenzen über 65 Schlägen/min nahm die Bildqualität deutlich ab. Die als optimal für die einzelnen Koronargefäße bewerteten Rekonstruktionsfenster differierten stark, so dass sich häufig kein für alle Gefäße gleichermaßen geeignetes Fenster definieren ließ.

Ein allgemein gültiger optimaler Rekonstruktionszeitpunkt für alle Gefäßabschnitte und für alle Herzfrequenzbereiche ließ sich somit in unserer Studienpopulation aufgrund der gefundenen Streubreite nicht festlegen. Die im Mittel besten Ergebnisse für alle Gefäßabschnitte wurden bei -100ms erzielt, was einer spätdiaistolischen Bildrekonstruktion bei 60 – 70% des RR-Intervalls entspricht. Dieser Wert lässt sich nur bei niedrigen Herzfrequenzen einsetzen, bei hohen Frequenzen muss das optimale Rekonstruktionsfenster individuell ermittelt werden, wobei häufig separate Bildrekonstruktionen für die verschiedenen Gefäßabschnitte erforderlich sind. Mit derzeitiger Gerätetechnologie ist eine niedrige Herzfrequenz Voraussetzung für eine qualitativ gute Koronararteriendarstellung. Die medikamentöse Modulation der Herzfrequenz, z.B. durch Einsatz von β -Rezeptorantagonisten als Prämedikation, ist daher zu empfehlen.

Tag der mündlichen Prüfung: 19.11.2004

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	V
1 EINLEITUNG	1
2 FRAGESTELLUNG	4
3 MATERIAL UND METHODE.....	6
3.1 Physiologie des Herzzyklus und der Koronarperfusion	6
3.1.1 Phasen der Herzkontraktion.....	6
3.1.2 Elektromechanische Kopplung.....	8
3.1.3 Koronarkreislauf.....	9
3.1.4 Bedeutung für Bildrekonstruktion.....	14
3.2 MSCT-Technik	15
3.3 Grundlagen der EKG-Synchronisation.....	19
3.4 Bildrekonstruktion mit EKG-Synchronisation	22
3.5 Strahlenexposition	24
3.6 Patienten	25
3.7 Untersuchungstechnik.....	27
3.8 Bildrekonstruktion	28
3.9 Bildbearbeitung	29
3.10 Auswertung	32
4 ERGEBNISSE	35
4.1 Allgemeines	35
4.1.1 Herzfrequenz	35
4.1.2 Kontrastierung	37

4.2	Bildqualität in den zweidimensionalen Darstellungen.....	38
4.2.1	Multiplanare Reformationen (MPR)	38
4.2.2	Maximale-Intensitäts-Projektion (MIP)	40
4.3	Bildqualität in den dreidimensionalen Darstellungen.....	40
4.3.1	Linke Koronararterie (Hauptstamm und R. interventricularis anterior)...	42
4.3.2	Ramus circumflexus	48
4.3.3	Rechte Koronararterie.....	50
4.4	Bildqualität und Herzfrequenz	55
5	DISKUSSION	60
6	ZUSAMMENFASSUNG.....	68
	LITERATUR.....	70
	LEBENS LAUF.....	VI
	DANKSAGUNG.....	VII
	ANHANG	VIII

Abkürzungsverzeichnis

ACV	Adaptiver Kardio-Volumen Rekonstruktionsalgorithmus
CT	Computertomographie
EBCT	Electron beam CT, Elektronenstrahl-CT
EKG	Elektrokardiogramm
FOV	Field of View
HE	Hounsfield-Einheiten
KHK	Koronare Herzkrankheit
LAD	Left Anterior Descending, R. interventricularis anterior
LCA	Left Coronary Artery, linke Koronararterie
MIP	Maximum Intensity Projection, Maximum-Intensitäts-Projektion
MPR	Multiplanare Reformatierung
MRT	Magnetresonanztomographie
MSCT	Mehrschicht-Spiral-CT
RCA	Right Coronary Artery, rechte Koronararterie
RCX	Ramus circumflexus der linken Koronararterie
RIVA	Ramus interventricularis anterior der linken Koronararterie
VRT	Volume Rendering, Volumenvisualisierung

1 Einleitung

Erkrankungen des Herz- / Kreislaufsystems sind die häufigste Todesursache in der westlichen Welt. Unter den kardiovaskulären Erkrankungen weist die koronare Herzkrankheit in der Bevölkerung die höchste Prävalenz auf [Quelle: World Health Report 2003, WHO]. Die einer Myokardischämie vorausgehenden, atherosklerotischen Veränderungen der Koronarien verlaufen ohne therapeutisches Eingreifen und Ausschalten von Risikofaktoren chronisch progredient und manifestieren sich klinisch als akuter Myokardinfarkt oder in ca. der Hälfte der Fälle als Angina pectoris [11]. Deshalb ist es von großer Bedeutung, über ein zuverlässiges und komplikationsarmes diagnostisches Mittel zu verfügen, um frühe Veränderungen der Koronararterien mit hoher Empfindlichkeit zu erkennen.

Bereits 1929 führte Forssmann den ersten Rechtsherzkatheter am Menschen über eine antekubitale Vene, über die er eine Ureteren-Sonde in den rechten Vorhof vorschob, an sich selbst durch [20]. Für seine Untersuchungen wurde er 1956 mit dem Nobelpreis für Medizin ausgezeichnet, nachdem diese Methode zunächst nicht weiterentwickelt wurde und erst 1941 durch Cournand und Richards aufgegriffen wurde [13].

Erste Versuche zum Linksherzkatheter erfolgten 1950 durch Zimmermann et al. [83], wesentlich erleichtert durch die 1953 eingeführte Punktionsmethode nach Seldinger. Die erste selektive Koronararteriendarstellung gelang Sones 1959 über einen transbrachialen Zugang [73].

Seit den 60er Jahren steht die arterielle Katheterangiographie mit selektiver Sondierung der Herzkranzarterien als diagnostisches Verfahren zur Beurteilung stenosierender Prozesse der Koronarien, Herzmorphologie und -funktion zur Verfügung. Ende der siebziger Jahre ergänzten minimal invasive, interventionelle Therapieverfahren diese Methode. Dieses Untersuchungsverfahren stellt den Goldstandard für die Koronardiagnostik bis heute dar und hat sich als sicheres Standardverfahren etabliert.

Dennoch besteht ein nicht zu vernachlässigendes Risiko. Die Mortalität wird mit ca. 0,12 %, die Gesamtkomplikationsrate mit ca. 0,8 % beziffert [15]. Somit ist die Indikation zur Koronarangiographie nur strenger klinischer Indikation vorbehalten und bei gegebener klinischer Symptomatik zu stellen.

Nicht invasive Untersuchungsverfahren wie z.B. die Echokardiographie haben in der kardiovaskulären Bildgebung schon lange einen großen Stellenwert [29]. Für die nicht invasive Diagnostik atherosklerotischer Veränderungen im Bereich der Herzkranzgefäße stand lange Zeit kein adäquates Verfahren als Alternative zur Katheterangiographie zur Verfügung.

Vor der Einführung der Mehrschichtspiralcomputertomographie im Jahre 1998 war die nicht invasive Koronardiagnostik im wesentlichen eine Domäne der eigens hierfür entwickelten Elektronenstrahlcomputertomographie. Der Vorteil bestand vor allem in der geringen Akquisitionszeit von 100ms bei Verwendung prospektiver EKG-Synchronisation. Möglich wurde dies durch Verzicht auf mechanisch bewegliche Röntgenröhre und Detektoreinheit. Einsatzgebiete der Elektronenstrahltomographie sind vornehmlich die Quantifizierung von koronaren Verkalkungen und die kontrastmittelunterstützte Koronarangiographie [7, 36, 63, 80].

Daneben hat sich die Magnetresonanztomographie zur Evaluation der Herzmorphologie und -funktion etabliert und ist auch zur Koronariendarstellung geeignet [10, 74]. Diese Anwendung befindet sich aber noch in der klinischen Evaluation [14, 43, 79]. Die Bedeutung nuklearmedizinischer Untersuchungen besteht in der Beantwortung funktioneller Fragestellungen.

Für die mechanische Computertomographie gab es bereits in den siebziger [65, 77] und achtziger Jahren experimentelle Ansätze [46, 47, 49] zum Einsatz in der Herzbildgebung, in einigen Fällen unter Verwendung retrospektiver EKG-Synchronisation. Die technischen Einschränkungen damaliger Geräte führten aber dazu, dass diesen Ansätzen der Einzug in die klinische Praxis nicht gelang und sie experimentellen Charakter behielten.

Mit Einführung der Spiralcomputertomographie Ende der achtziger Jahre [82] konnten retrospektive EKG-Synchronisationsverfahren verbessert werden. Limitationen bestanden aber weiterhin hinsichtlich der zu erzielenden Bildqualität auf-

grund langsamer Rotationszeiten und infolgedessen schlechter Zeitauflösung. Je nach Gerätetyp lag die erreichbare Zeitauflösung zwischen 750 und 1000ms, obwohl auch hier durch optimierte Rekonstruktionsalgorithmen mit Teilumlaufverfahren Verbesserungen möglich waren [9]. Eine kontinuierliche Datenerfassung war aber nur bei konstanter Herzfrequenz und sehr geringem Tischvorschub möglich.

Ein erster Schritt zur Mehrzeiligkeit war der im Jahre 1993 vorgestellte 2-Schicht-Spiral-Scanner Elscint TWIN, der allerdings noch keine Rotationszeit im Subsekundenbereich aufwies [62]. Seit der Einführung der 4-Schicht-Spiral-Scanner im Jahre 1998 ergaben sich zwei wesentliche Neuerungen: die Rotationszeit konnte auf 500ms gesenkt werden und aufgrund der mehrzeiligen Detektoreinheit durch retrospektives EKG-Gating Bilddaten aus jedem beliebigen Zeitpunkt des Herzzyklus in einer Atemanhaltephase nach Untersuchungsende berechnet werden [22, 40, 41, 42, 56, 62].

Durch die retrospektive Bildrekonstruktion kann nach erfolgter Untersuchung noch in entscheidendem Maße Einfluss auf die Aussagekraft und Abbildungsqualität genommen werden. Die klinische Wertigkeit der CT-Angiographie des Herzens wird derzeit in Studien evaluiert [36, 40, 44, 51, 59].

2 Fragestellung

Die kardiale Bildgebung stellt hohe Anforderungen an die Gerätetechnik. Die Zeitauflösung und Volumenabdeckung früherer Gerätegenerationen reichten für die Herzbildgebung nicht aus. Erst mit Einführung der Mehrschicht-Spiral-CT wurden die Grundlagen für eine klinisch anwendbare Koronarbildgebung geschaffen. Durch die ohnehin schon hohe axiale Auflösung der Computertomographie, gepaart mit der hohen Volumenabdeckung infolge der verringerten Rotationszeit, konnten technische Limitationen vorheriger Gerätegenerationen überwunden werden. Vor allem die hohe Scangeschwindigkeit der aktuellen Gerätegeneration mit einer Rotationszeit von 500ms stellt einen entscheidenden Vorteil dar.

Problematisch sind aber weiterhin die kontinuierlichen Pumpaktionen des Herzens und die damit verbundenen Bewegungsartefakte, die zwangsläufig auch die Koronararterien betreffen, da diese den Kontraktionsbewegungen des Herzens folgen.

Durch Einsatz der Spiraltechnik mit kontinuierlicher Datenaufzeichnung entfällt der Nachteil der prospektiven Triggerung, vor Untersuchungsbeginn einen fixen Zeitpunkt für die Bildakquisition festzulegen. Durch überlappende Datenakquisition kann mittels retrospektiven EKG-Gatings des Rohdatensatzes der Rekonstruktionszeitpunkt der Bilddaten in Bezug auf die Position im Herzzyklus variiert werden. Dies ermöglicht eine optimale Anpassung der Bildberechnung an bewegungsfreie oder bewegungsarme Herzphasen, so dass die Bildqualität durch Variation des Rekonstruktionsfensters im Nachhinein noch optimiert werden kann. (s. Kapitel 3.3).

Diesem Zeitpunkt kommt besondere Bedeutung zu, um bewegungsfreie Bilder zu erhalten. Die diagnostische Information aus den Rohdaten kann nur effizient genutzt werden, wenn der Einfluss des Rekonstruktionszeitpunktes auf die Abbildungsqualität bekannt ist. Ziel dieser Arbeit war es, einen möglichst optima-

len Rekonstruktionszeitpunkt für die CT-Bildberechnung zu finden, an dem die durch die Herzkontraktion verursachten Bewegungsartefakte minimal sind.

Da die Herzfrequenz die Dauer von Systole und Diastole und damit die Länge einer relativen Ruhephase der Koronararterien beeinflusst, ist aufgrund der heute noch begrenzten Zeitauflösung eine Abhängigkeit der Bildqualität von der Schlagfrequenz zu erwarten. Diese Aussage soll überprüft werden.

3 Material und Methode

3.1 Physiologie des Herzzyklus und der Koronarperfusion

Für das Verständnis und die Anwendung der EKG-korrelierten Aufnahmetechnik ist die elektromechanische Kopplung, also das Zusammenspiel von mechanischer und elektrischer Herzaktion von großer Bedeutung, da nur eine relative Ruhe des Herzens eine an Bewegungsartefakten arme Darstellung ermöglicht. Darüber hinaus sollen im folgenden kurz die Besonderheiten des Koronarkreislaufes mit seinem charakteristischen Perfusionsprofil dargestellt werden.

3.1.1 Phasen der Herzkontraktion

Die mechanische Herzkontraktion unterteilt sich in vier Aktionsphasen: *Anspannungs-, Austreibungs-, Entspannungs- und Füllungsphase*. Die beiden erstgenannten Phasen werden unter dem Begriff Systole, die beiden letztgenannten unter dem Begriff Diastole zusammengefasst.

Anspannungs- und Entspannungsphase erfolgen isovolumetrisch, d.h. vorwiegend als Spannungszunahme der Herzmuskelfasern verbunden mit einem Druckanstieg bzw. -abfall ohne Änderung des Ventrikellumens. In Folge der Kontraktions- und Relaxationsvorgänge kommt es dennoch zu einer Konfigurationsänderung der Herzens, wobei sich das Volumen jedoch nicht ändert. Vielmehr nähert sich während der Anspannungsphase das gesamte Herz einer Kugelform an. Es finden also Herzbewegungen während dieser Phasen statt und nicht nur ein Spannungsauf- bzw. -abbau.

Während der Anspannungsphase sind sämtliche Herzklappen geschlossen: Der Ventrikeldruck übersteigt den atrialen Druck, folglich schließen sich die AV-Klappen. Der aortale, bzw. pulmonararterielle diastolische Blutdruck liegt während des Druckaufbaus noch über dem Ventrikeldruck, so dass Aorten- und Pulmonalklappe geschlossen sind.

Übersteigt dieser den diastolischen Blutdruck in der Aorta bzw. der A. pulmonalis, öffnen sich die Taschenklappen und es beginnt die Austreibungsphase, welche auxoton verläuft, d.h. vorwiegend als Längenänderung der Muskelfasern mit Abnahme des Ventrikellumens und einem nur geringen weiteren Druckanstieg im Ventrikel. Der kontrahierende Ventrikel wirft einen Teil des enthaltenen Blutvolumens als Schlagvolumen in die Ausflussbahn aus. Die Abnahme des Lumens erfolgt, neben der radiären Verkürzung der Herzmuskelfasern, in Form einer Rotations- und Translationsbewegung. Die basalen Ventrikelanteile rotieren im Uhrzeigersinn, die apikalen gegen den Uhrzeigersinn (Abb. 3.1). Durch die Verkürzung verlagert sich die Ventilebene in Richtung Herzspitze.

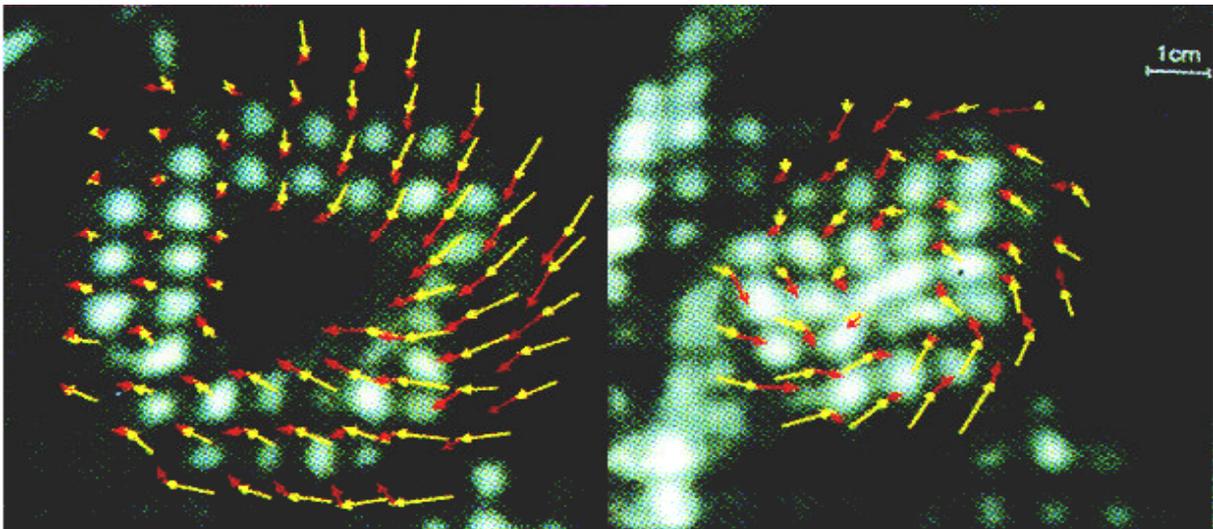


Abb. 3.1: Rotationsvektoren der Myokardkontraktion, bestimmt mittels Magnetresonanzenz.
Linke Bildhälfte: Schnitt aus der Herzmitte. Rechte Bildhälfte: apikaler Schnitt [71].

Mit dem Schluss der Semilunarklappen, bedingt durch den Druckabfall innerhalb des Ventrikels, beginnt die Entspannungsphase. Die AV-Klappen sind noch geschlossen, bis sie sich durch zunehmenden Druckabfall innerhalb des Ventrikels und ansteigende Vorhoffüllung öffnen und die Füllungsphase beginnt.

In dieser Phase steigt der Ventrikeldruck nur wenig an. Die Volumenvergrößerung geschieht anfangs schnell (rasche Füllungsperiode), dann langsamer

(Diastase). Die am Ende erfolgende Vorhofsystole hat – unter Ruhebedingungen – nur noch einen geringfügigen Effekt auf die Ventrikelfüllung.

Tabelle 3.1: Einfluss der Schlagfrequenz auf die Dauer von Diastole und Systole [68]

Frequenz	Systolendauer	Diastolendauer	prozentualer Anteil der Diastole
min ⁻¹	s	s	%
70	0,28	0,58	67
150	0,25	0,15	38

Bei Erhöhung der Herzfrequenz bleibt die Systolendauer im wesentlichen konstant, da sie durch die Verkürzungsgeschwindigkeit des Myokards limitiert wird. Eine höhere Schlagfrequenz geht im wesentlichen auf Kosten der Diastolendauer (Tabelle 3.1). Hier trägt dann auch der Vorhof wesentlich zur Füllung der Ventrikel bei.

3.1.2 Elektromechanische Kopplung

Den mechanischen Phänomenen gehen elektrische voraus, die von der Körperoberfläche als Elektrokardiogramm in Form des Summationsvektors registriert werden können. Die R-Zacke markiert hierbei den Beginn der Ventrikelsystole und geht der Druckentwicklung voraus. Mit der vorangehenden Q-Zacke beginnt die Erregungsausbreitung innerhalb der Ventrikel (Abb. 3.2). Während der ST-Strecke ist das Myokard maximal erregt, es lässt sich keine Potentialdifferenz ableiten. Zum Zeitpunkt der Erregungsrückbildung, also mit Beginn der T-Welle, nimmt der Druck im Ventrikel ab. Sinkt dieser unter den Aortendruck, beginnt die Diastole mit Erschlaffen des Myokards und konsekutiv weiterem Druckabfall. Der Beginn der Diastole entspricht dem Ende der T-Welle. Während der Füllung bleibt der Druck nahezu konstant, lediglich durch die Vorhofkontraktion erfolgt ein kurzer Druckanstieg.

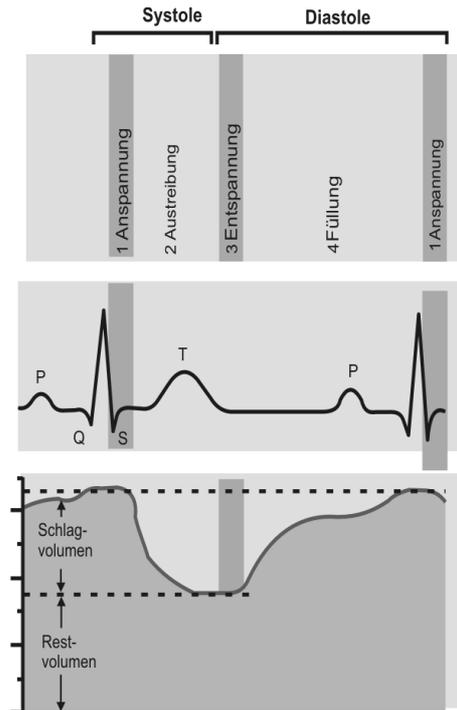


Abb. 3.2: Elektrische Herzaktion und Volumenänderung im linken Ventrikel während des Herzzyklus. Der obere Bildbereich stellt die Herzphasen in Korrelation zum EKG (Bildmitte) dar. Der Beginn der Systole fällt mit der R-Zacke zusammen und reicht bis zum Ende der T-Welle. Nach der isovolumetrischen Anspannungsphase wird mit Beginn der Austreibungsphase das Schlagvolumen ausgeworfen. Ein Restvolumen verbleibt im Ventrikel (endsystolisches Volumen). In der Diastole erfolgt anfangs in der schnellen, frühdiastolischen Füllungsphase eine große Volumenänderung, die sich bis zu Beginn der nachfolgenden Anspannungsphase zunehmend verlangsamt.

3.1.3 Koronarkreislauf

3.1.3.1 Anatomie

Die Gefäßversorgung des Herzens erfolgt durch eigene Gefäße, die infolge ihrer Lage im Sulcus coronarius als Kranzgefäße bezeichnet werden. Die großen Gefäße verlaufen zunächst epikardial und ziehen schließlich in die Tiefe. Die Koronarien sind funktionelle Endarterien, obwohl kleinere Anastomosen vorkommen. Die linke Koronararterie (LCA) entspringt im Sinus valsalvae über der linken Tasche der Aortenklappe. Der Hauptstamm verläuft zwischen Arteria pulmonalis und linkem Herzohr und teilt sich in einen R. interventricularis anterior (RIVA) der im Sulcus interventricularis anterior verläuft, und einen R. circumflexus (RCX), der den Verlauf im Sulcus coronarius fortsetzt.

Die rechte Koronararterie (RCA) entspringt im Sinus der rechten Taschenklappe und zieht, überlagert vom rechten Herzhohr, in den Sulcus coronarius. Schließlich biegt sie in den Sulcus interventricularis posterior um.

Die Ausdehnung des durch die rechte und linke Koronararterie versorgten Gebietes unterliegt einer gewissen Variationsbreite. Es existieren im wesentlichen drei anatomische Versorgungstypen: Rechts-, Linkstyp und ein ausgeglichener Versorgungstyp. Die Übergänge sind fließend. Beim Linkstyp (~20%) entspringt der R. interventricularis posterior aus dem R. circumflexus. Beim Rechtstyp (~10%) ist die rechte Koronararterie besonders kräftig entwickelt und versorgt die dorsale Herzwand. Der ausgeglichene Versorgungstyp ist mit ca. 70% am häufigsten. Bei diesem Versorgungstyp wird von der rechten Koronararterie der überwiegende Teil des rechten Atriums, der dorsale und laterale rechte Ventrikel und die dorsalen Anteile des Ventrikelseptums versorgt. Das übrige Herz wird über die linke Koronararterie versorgt, wobei der R. circumflexus den linken Vorhof und die dorsale Wand des linken Ventrikels versorgt.

Der venöse Rückstrom erfolgt über Begleitvenen der Arterien in den im hinteren Abschnitt des Sulcus coronarius verlaufenden Sinus coronarius, der schließlich nahe der V. cava inferior in den rechten Vorhof einmündet. Daneben gibt es kleinere Venen, die sowohl direkt von der rechten Herzkammer in den rechten Vorhof drainieren, als auch direkten Anschluss an den rechten bzw. linken Vorhof haben.

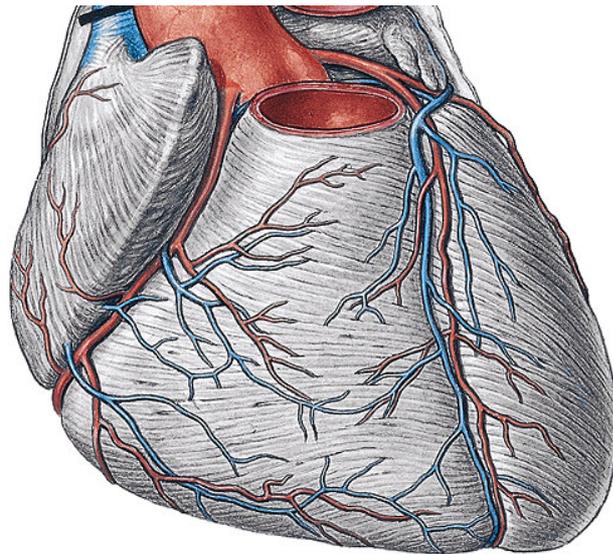


Abb. 3.3: Topographische Beziehung der Herzkranzarterien zum Herzmuskel. Ansicht von ventral. Am linken Bildrand ist die rechte Koronararterie, im Sulcus coronarius absteigend, zu sehen. Im Sulcus interventricularis anterior stellt sich der R. interventricularis dar. Am rechten Bildrand ist noch der R. circumflexus, ebenfalls im Sulcus coronarius verlaufend, zu erkennen. Die begleitenden Venen sind blau mitabgebildet.

Durch Auswertungen von arteriellen Herzkatheteruntersuchungen wurde der Durchmesser einzelner Abschnitte des koronaren Gefäßbaums untersucht. Die Ergebnisse zeigten für den linken Hauptstamm einen Durchmesser von 3.7mm und den distalen Abschnitt 1.9mm. Die rechte Koronararterie variierte von 2.8-3.9mm, der R. circumflexus 3.4-4.2mm. Die große Variabilität der beiden letztgenannten Gefäße wurde durch unterschiedliche Versorgungstypen (Rechts- bzw. Linkstyp) erklärt [16].

3.1.3.2 Perfusion

Die Durchblutung eines Gefäßes ist abhängig vom arteriellen Blutdruck und vom Gefäßquerschnitt, der vom transmuralen Druck und vom Tonus der Gefäßmuskulatur beeinflusst wird. Der transmurale Druck ergibt sich aus der Differenz zwischen dem im Gefäß herrschenden Innendruck (= Blutdruck) und dem Umgebungsdruck, der das Gefäß von außen komprimiert.

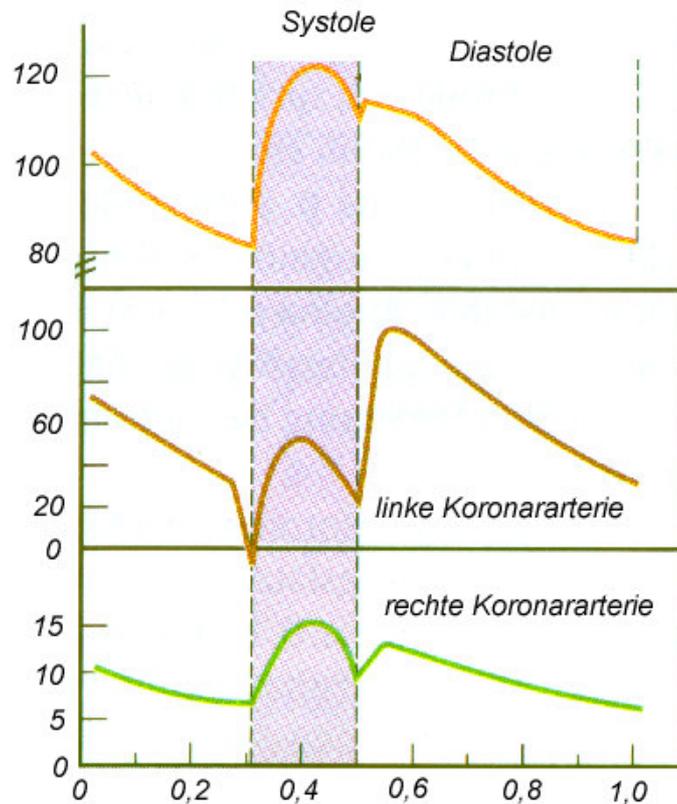


Abb. 3.4: Druckprofil der Koronarperfusion. Oberer Bildabschnitt: Aortendruck. Bildmitte: linke Koronararterie. Unterer Bildabschnitt: rechte Koronararterie. Angaben in mmHg aufgetragen über die Zeit (nach [72]).

Die Koronarien nehmen eine Sonderstellung hinsichtlich ihrer Perfusion ein, weil die Koronararterien einerseits infolge ihres aortalen Ursprungs Teil des arteriellen Hochdrucksystems sind, andererseits durch ihren epikardialen Verlauf dem Druck des Myokards ausgesetzt sind.

Vor allem während der Systole werden die Koronarien praktisch durch das Herz komprimiert und der transmurale Druck wird negativ. Die Perfusion erfolgt somit fast ausschließlich in der Diastole. Der Blutfluss ist direkt proportional zum diastolischen Blutdruck und zur Länge der Diastole, jedoch umgekehrt zum Koronarwiderstand korreliert. Der Fluss in der linken Koronararterie erfolgt pulsatil und sistiert nahezu zu Beginn und am Ende der Systole, während in der rechten ein annähernd kontinuierliches Flussprofil bei insgesamt niedrigerem Druck vorliegt (Abb. 3.4).

3.1.3.3 Bewegungsablauf während des Herzzyklus

Seit die Koronararterien Gegenstand bildgebender Verfahren sind, wurde in Studien deren Bewegungsprofil und das Ausmaß einer relativen Ruhephase während des kardialen Zyklus untersucht. Durch ihren Verlauf und die schraubenförmige Kontraktionsbewegung des Herzens sind Bewegungen in allen drei Ebenen des Raumes zu erwarten.

In einer Studie wurden die Filme der biplanen Koronarangiographie von 13 Patienten bezüglich der Koronarbewegungen ausgewertet [4]. Anhand anatomischer Punkte wurde die Bewegung in axialer, longitudinaler und transversaler Richtung ermittelt. Aus diesen Daten wurde die Ruheperiode berechnet. Diese war definiert als diejenige Zeitspanne, in welcher die Koronarien sich in jeder der drei Raumachsen um weniger als 1mm bewegen. Abhängig von der Herzfrequenz lag diese zwischen 66 und 333ms für die LCA und 66 und 200ms für die RCA. Über einer Herzfrequenz von 65/min nähert sich die Ruheperiode asymptotisch 66ms an. Unterhalb von 45 Schlägen pro Minute bewegt sich die Ruheperiode bei 333ms für die LCA bzw. 200ms für die RCA.

Die Bewegungsgeschwindigkeit stieg nach der Ruheperiode sprunghaft an und war insgesamt höher als vor der Ruheperiode. Dieser Effekt war bei der RCA insgesamt stärker ausgeprägt. Es verlangsamt sich also die Bewegung der Koronarien während der Diastole, um dann abrupt nach der Ruheperiode anzusteigen, welches dem theoretischen Verständnis von der diastolischen Füllung, gefolgt von der systolischen Anspannungsphase entspricht. Es zeigten sich außerdem große interindividuelle Unterschiede.

In einer weiteren Studie wurde anhand von EBCT-Untersuchungen an 27 Patienten gewonnenen transversalen Schichten das Bewegungsausmaß in jeweils einer Schnittebene für die rechte Koronararterie, den RIVA und den RCX untersucht [4]. Als Ergebnis zeigte sich ein großes Ausmaß an Bewegung für die RCA ($69.4 \text{ mm/s} \pm 22.5$) und den RCX ($48.4 \text{ mm/s} \pm 15.0$). Die geringste Bewegung zeigte der RIVA ($22.4 \text{ mm/s} \pm 4.1$). Im Mittel lag der Zeitpunkt der geringsten Koronarbewegungen bei 48% des Herzzyklus. Dies entspricht der früh- bis miteldiastolischen Phase.

3.1.4 Bedeutung für Bildrekonstruktion

Welche Konsequenzen ergeben sich hieraus ausgehend von der Herzbewegung für die Koronarbildgebung und den Zeitpunkt der Bildrekonstruktion mit der MSCT?

Für die Bildrekonstruktion ist ein Zeitpunkt auszuwählen, in dem sich die Koronarien in relativer Ruhe befinden. Die relative Ruhephase der Koronarien kann bei niedriger Herzfrequenz besonders für die LCA, weniger für die RCA bei der verfügbaren Zeitauflösung ausgenutzt werden (s.o.). Wie bereits oben geschildert, steht das Herz auch während der Diastole nicht still. Es finden sowohl diastolisch als auch systolisch ständig Bewegungen wechselnder Richtung und Intensität statt. Zeitgleich mit der R-Zacke beginnt im EKG die Anspannungsphase mit der Druckentwicklung im Ventrikel. Während der Austreibungsphase wirft der Ventrikel das Blut mit hoher Geschwindigkeit aus. Durch die Verlagerung der Ventilebene und die Volumenabnahme innerhalb der Ventrikel sind hier ausgeprägte Bewegungsartefakte zu erwarten. Ebenso kommt es während der frühen diastolischen Einstromphase zu einer Form- und Größenänderung der Ventrikel. Erwarten ließe sich also, dass während der isovolumetrischen Phasen (= Anspannungs- und Entspannungsphase), während der sich die Richtung der Bewegung umkehrt und der Betrag am geringsten sein müsste, die wenigsten Artefakte entstehen.

Bewegungsartefakte sind auch bei zunehmender Herzfrequenz zu erwarten, da sich die Diastolendauer relativ stärker verringert. Bei der verfügbaren Zeitauflösung wird es dadurch zunehmend problematischer, die Ruheperiode der Koronarien zu erfassen.

Darüber hinaus kann man aus der Physiologie der Koronarperfusion ableiten, dass die Gefäße während der Diastole einen besseren Füllungszustand aufweisen und konsekutiv einen größeren Durchmesser und eventuell eine bessere Darstellbarkeit aufweisen müssten.

3.2 MSCT-Technik

Im Gegensatz zu konventionellen CT-Geräten, bei denen der Patiententisch nach erfolgter 360°-Abtastung um eine definierte Strecke fortbewegt und anschließend eine erneute Abtastung begonnen wurde (sog. Translations-Rotations-Technik), wird bei der Spiral-CT neben einer kontinuierlichen Röhrenrotation auch der Patiententisch während der Untersuchung mit einer definierten Geschwindigkeit durch die Scanebene bewegt. Technisch wurde dies erst mit Einführung der Schleifringtechnologie, mittels derer eine kontinuierliche Röhrenrotation möglich ist, realisierbar. Außerdem schuf die Einführung dieser Technologie die technischen Voraussetzungen für Rotationszeiten im Subsekundenbereich.

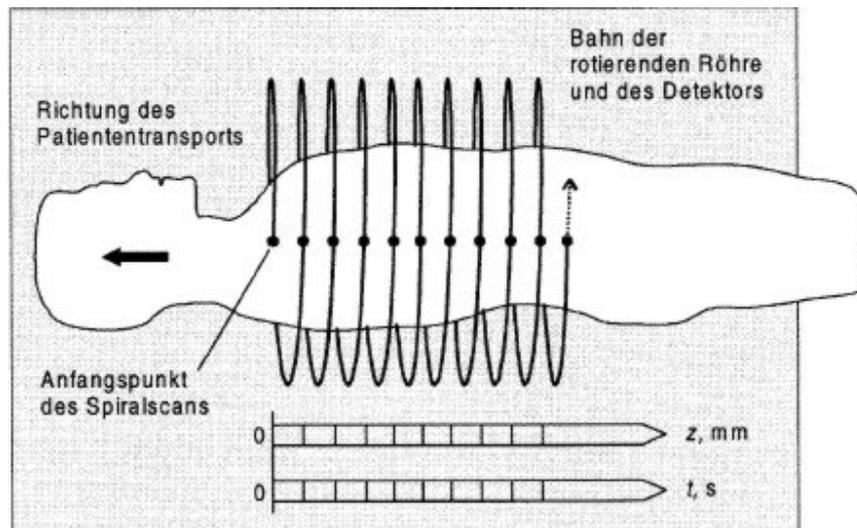


Abb. 3.5: Aufnahmeprinzip der Einzelenspiralcomputertomographie (aus 37)

Die meisten Untersuchungsparameter können analog der konventionellen CT gewählt werden. Als zusätzlicher Parameter muss zusätzlich die Tischvorschubgeschwindigkeit berücksichtigt werden. Dabei wird das Verhältnis von Tischvorschub pro Röhrenrotation zu der gewählten Schichtdicke als Pitch oder Pitchfaktor bezeichnet. Der Pitch p berechnet sich bei einzeligen Systemen aus

dem Tischvorschub d geteilt durch die kollimierte Schichtdicke S . In dieser Arbeit wird diese Definition verwendet.

$$p = \frac{d}{S}$$

Bei mehrzeiligen CT-Geräten wird zusätzlich noch durch die Anzahl der simultan erfassbaren Schichten N dividiert.

$$p = \frac{d}{S * N}$$

Durch die kontinuierliche Gantryrotation und Tischbewegung resultiert eine Volumenabtastung. Das Schwächungsprofil beschreibt eine helikale Bahn (Abb. 3.5), aufgrund derer für die Bildberechnung spezielle Interpolationsalgorithmen notwendig werden, da die gemessenen Schwächungswerte nicht in einer z -Ebene liegen und eine direkte Bildrekonstruktion zwangsläufig zu Artefakten führen muss [32, 38, 42, 61]. Um planare Daten aus dem Volumendatensatz zu berechnen, wird auf Schwächungswerte zurückgegriffen, die der zu berechnenden z -Position benachbart sind, wobei die Daten nach ihrer Entfernung gewichtet werden (z -Interpolation). Die Bilder können durch die Spiraltechnik an beliebigen z -Positionen und mit beliebigem Abstand zueinander berechnet werden. Außerdem werden durch die Volumenakquisition Bildartefakte, vor allem Partialvolumeneffekte, reduziert.

Am gebräuchlichsten sind heute zwei Verfahren. Zum einen die 360° Lineare Interpolation (360 LI), bei der die der Bildebene am nächsten liegenden Projektionen verwendet werden, die im selben Projektionswinkel und in aufeinanderfolgenden Umläufen aufgenommen wurden (Abb. 3.6).

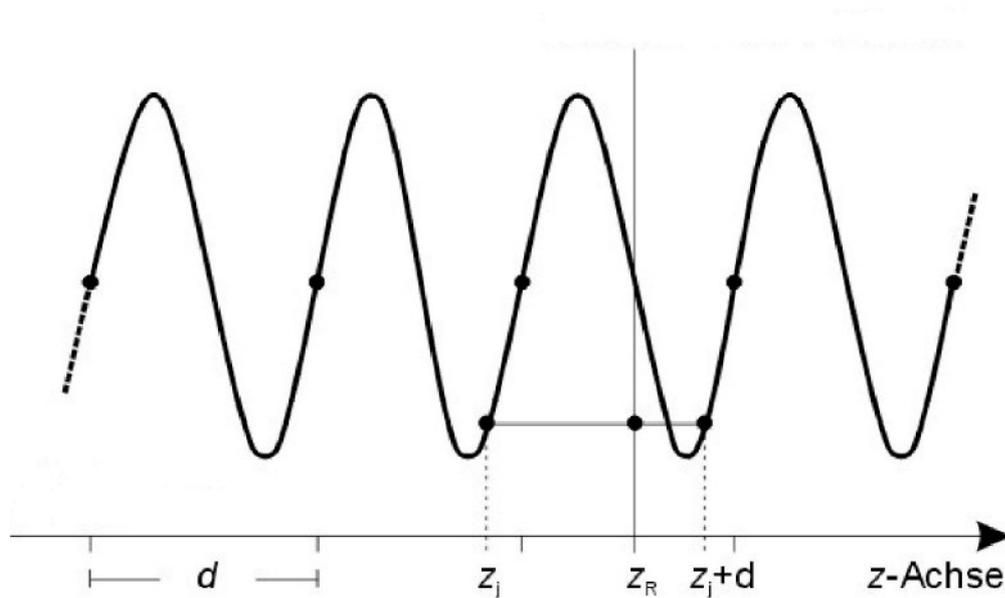


Abb. 3.6: Lineare Interpolation zwischen z_i und $z_i + d$ stellt das einfachste Verfahren dar, um Messwerte abzuschätzen, die in planarer Geometrie an einer beliebigen Position z_r gemessen worden wären (360° LI) [39].

Das zweite Verfahren basiert auf der Überlegung, dass eine bestimmte Projektion während eines Röhrenumlaufes zweimal - nur aus entgegengesetzter Richtung - erreicht wird. Röntgenröhre und Detektor haben nur ihre Position vertauscht. Es ist dadurch möglich durch geeignete Datenumsortierung, das sog. Rebinning, eine Projektion unter einem beliebigen Projektionswinkel aus den aus entgegengesetzten Richtungen innerhalb eines Projektionswinkelbereiches von $2 \cdot \text{Fächerwinkel } \phi$ erfassten Projektionen zusammensetzen. Diese Form der z-Interpolation wird daher als 180° Lineare Interpolation (180 LI) bezeichnet. Zusätzlich zu der gemessenen Spirale lässt sich dadurch eine zweite, um 180° versetzte Spirale berechnen (Abb. 3.7).



Abb. 3.8: Schematische Darstellung eines Detektorelementes. Die Abbildung zeigt die Anordnung in einem adaptiven Array, bei dem die Breite der einzelnen Detektorzeilen von innen nach außen hin zunimmt.

Die Breite der Detektorzeilen nimmt in z-Richtung zu, womit sich durch unterschiedliche Kollimation des Fächerstrahls Schichtdicken von 0,5 bis 10mm bei simultaner Erfassung von vier, bzw. zwei Schichten bei Verwendung einer Schichtdicke von 0,5 und 8mm, Einzelschichten realisieren lassen. Demgegenüber werden auch Detektoren mit gleichbleibender Breite der einzelnen Zeilen eingesetzt (Matrixarray).

Aus der Breite des Detektors folgt, dass die Messstrahlen der äußeren Detektorzeilen nicht mehr senkrecht zur z-Achse verlaufen, sondern gegen eine auf der z-Achse senkrecht stehende Ebene geneigt sind. Dieser sog. cone-Winkel führt zu einer Schichtverschmierung, so dass die nominelle Schichtdicke nur bei den inneren Detektorschichten erfüllt wird. Bei einem 4-Schicht-System wird dieser Winkel jedoch vernachlässigt.

3.3 Grundlagen der EKG-Synchronisation

Die kontinuierliche mechanische Herzaktion führt zu einer Mitbewegung der Koronarien. Eine diagnostisch verwertbare angiographische Darstellung der Herzkranzarterien macht eine Adaptation der Bilddaten an die myokardiale Kontraktion erforderlich. Am zweckmäßigsten ist hierfür das synchron zur Untersuchung abgeleitete Oberflächen-EKG.

Für die EKG-Synchronisation bestehen nun prinzipiell zwei Ansätze. Dies sind einerseits die prospektive, EKG-gesteuerte Scanauslösung („EKG-Triggerung“ , Abb. 3.9), andererseits die retrospektive, EKG-korrelierte Bilddatenberechnung („EKG-Gating“ , Abb. 3.10).

Bei der prospektiven Triggerung wird vor Untersuchungsbeginn ein relativer, aus dem mittleren R-R Abstandes abgeleiteter, oder absoluter Abstand zum vorausgehenden QRS-Komplex bestimmt und während der Untersuchung jeweils

ein Einzelscan ausgelöst. Diese Methode findet Verwendung in der Elektronenstrahltomographie und Einzeilencomputertomographie. Der Vorteil dieser Technik liegt in der relativ einfachen technischen Umsetzung. Anfällig ist dieser Modus jedoch besonders gegenüber vorzeitig einfallenden Herzerregungen und Frequenzschwankungen während der Untersuchung [58]. Darüber hinaus können die speziellen Vorteile der Spiral-CT Technik nicht genutzt werden.

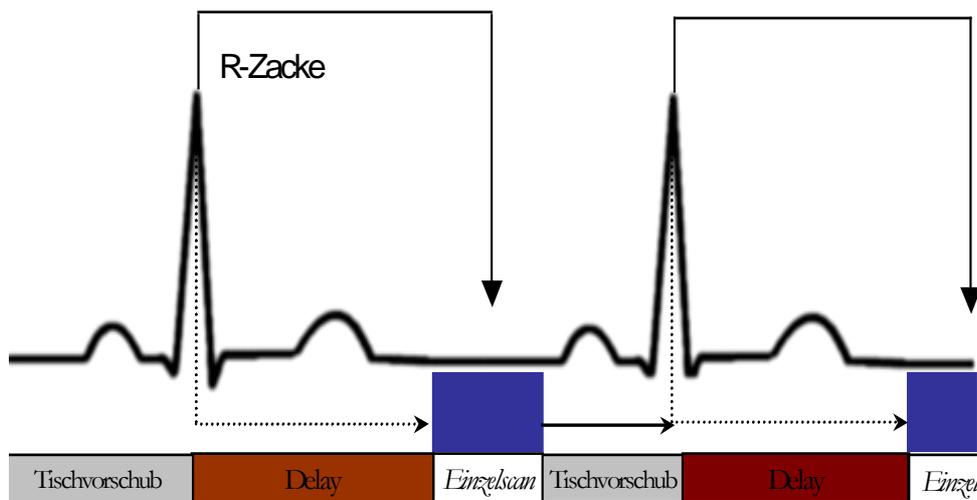


Abb. 3.9: Prospektive EKG-Triggerung bei sequentieller Aufnahmetechnik. Nach einem vorgegebenen Abstand zur vorausgehenden R-Zacke (Delay) wird ein Einzelscan ausgelöst. Daraufhin wird der Patiententisch zur nächsten Schicht weiterbewegt.

Bei der retrospektiven EKG-Synchronisation (Abb. 3.10) findet die Aufnahme unabhängig vom Herzschlag des Patienten statt. Das EKG wird allerdings parallel aufgezeichnet und dient der späteren Zuordnung der jeweils vorliegenden Herzphase zu dem Rohdatensatz. Im Nachhinein kann nun die Position der Bildberechnung im RR-Intervall frei platziert werden. Dadurch können die Probleme, die sich durch Variation der Herzfrequenz bei prospektiver Triggerung ergeben, minimiert werden [52]. Die Technik ist prinzipiell auch bei einzeiligen Spiralcomputertomographen realisierbar. Um eine kontinuierliche Volumenabdeckung zu erreichen, muss aber ein sehr niedriger, optimal an die Herzfrequenz angepasster Tischvorschub gewählt werden. Ist dies nicht der Fall, kommt es zu Datenlücken.

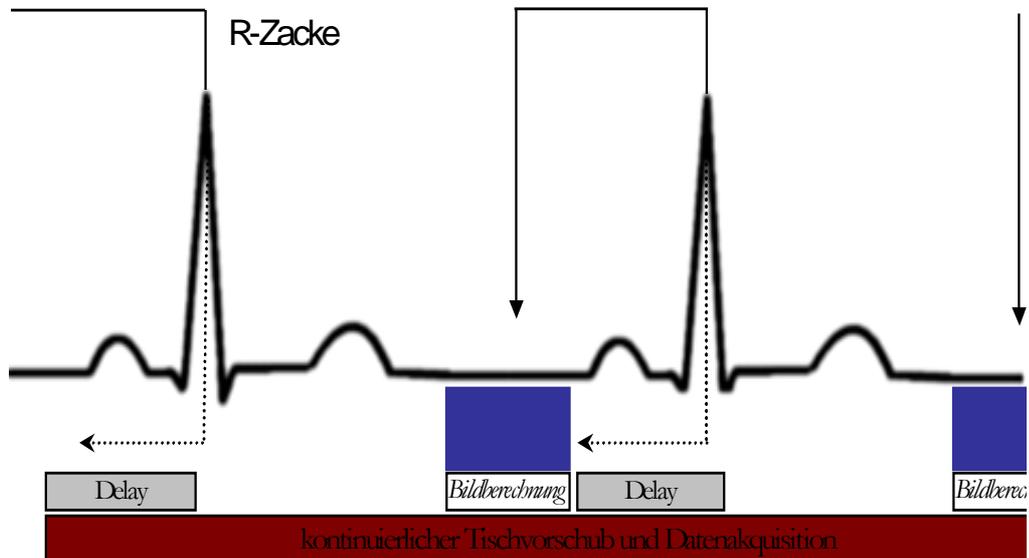


Abb. 3.10: *Retrospektives Gating.* Nach kontinuierlicher Datenakquisition erfolgt nach Untersuchungsende die Bildberechnung in einem frei wählbaren, zeitlichem Abstand zur nachfolgenden R-Zacke.

Pitchlimitation

Das retrospektive Gating macht es notwendig, dass der Pitchfaktor so an die Herzfrequenz angepasst wird, dass an jeder beliebigen z-Position Daten aus dem gesamten Herzzyklus vorliegen und keine Datenlücken entstehen.

Gemäß der nachfolgenden Formel lässt sich der maximal zu verwendende Pitchwert einstellen.

$$p < \frac{(N - 1) T_{\text{rot}}}{N * T_{\text{RR}}} \quad (3.1)$$

Dabei bedeutet N die Anzahl der Detektorzeilen, T_{rot} die Rotationszeit in Sekunden und T_{RR} das maximal zu erwartende RR-Intervall in Sekunden während der Untersuchung. Für übliche Herzfrequenzen von 60-100/min (entsprechend einer T_{RR} von 1 – 0,6) ergeben sich analog Gleichung (3.1) Pitchfaktoren von 0,375 bis 0,625.

3.4 Bildrekonstruktion mit EKG-Synchronisation

Die Herzbildgebung mit retrospektivem EKG-Gating muss mit sehr langsamem Tischvorschub und einer deutlichen Überlappung der Bilddaten erfolgen. Nur dadurch ist es gewährleistet, dass zu jeder beliebigen z-Position ausreichend Projektionsdaten für die Bildrekonstruktion zur Verfügung stehen.

Die üblichen Rekonstruktionsverfahren müssen bei der Herzbildgebung zu Artefakten führen. Daher wurden spezielle Rekonstruktionsalgorithmen entwickelt, die hinsichtlich der Zeitauflösung optimiert sind.

Hierbei wird zunächst aus dem Spiraldatensatz und dem aufgezeichneten EKG durch ein Spiralgewichtungsverfahren ein Teilumlaufdatensatz an der gegebenen z-Position zusammengesetzt [33, 37, 75]. Für jeden Projektionswinkel wird dann eine lineare Interpolation von den der z-Position benachbarten Schichten durchgeführt und damit ein planarer Teilumlaufdatensatz gewonnen [67,76]. Die axialen Schichten werden daraufhin mittels eines teilumlaufoptimierten Algorithmus, der eigentlich für die sequentielle Akquisitionstechnik entwickelt wurde, berechnet. Die hierdurch erzielbare Zeitauflösung entspricht ungefähr der halben Rotationszeit, also 250ms (Abb. 3.11).

Durch segmentierte Rekonstruktion aus mehr als einem Herzzyklus kann die Zeitauflösung noch verbessert werden. Dies wird dadurch erreicht, dass der zur Einzelbildberechnung verwendete Teilumlaufdatensatz aus mehreren Datensegmenten aus verschiedenen Herzzyklen zusammengesetzt wird.

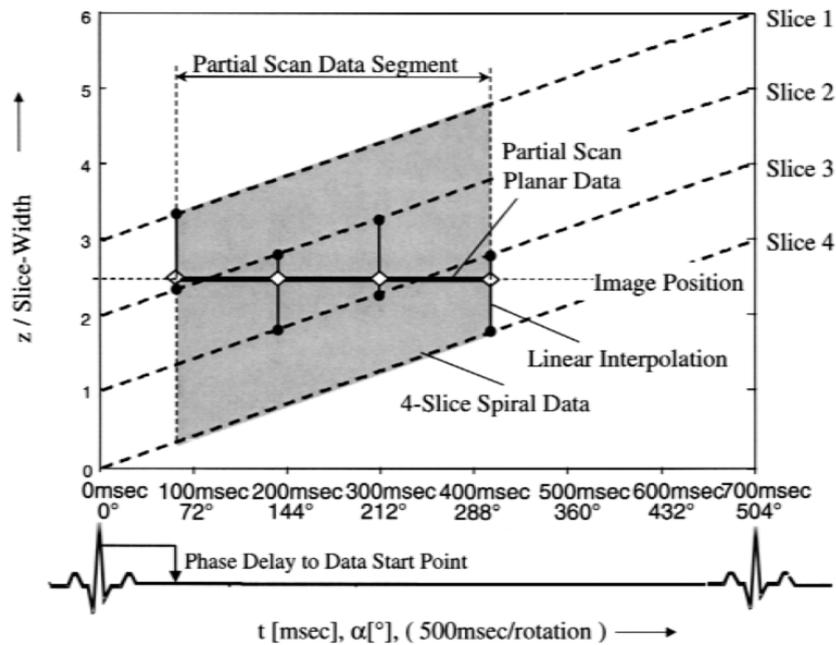


Abb. 3.11: Prinzip der Spiralinterpolation bei einem 4-Zeilen-System. Aus dem Spiraldatensatz wird ein Teilumlaufdatensatz in Parallelstrahlgeometrie berechnet. Exemplarisch ist hier die Interpolation an vier Projektionswinkeln dargestellt (aus [17]).

Das Schichtprofil verbreitert sich hierdurch, welches sich optisch in einer verringerten Bildschärfe niederschlägt. Die longitudinale Auflösung verringert sich, weil die Bildpunkte aus einer benachbarten z-Position interpoliert werden müssen. Bei zwei Segmenten kann die Zeitauflösung bis minimal 125ms gesenkt werden.

Bei dem in dieser Arbeit eingesetzten adaptiven Kardio-Volumen Rekonstruktionsalgorithmus (ACV) wird ab einer Herzfrequenz von 65/min auf eine Zwei-segmentrekonstruktion umgeschaltet. Bei einer variablen Herzfrequenz wird während der Rekonstruktion zwischen Ein- und Zwei-Segment-Modus gewechselt. Die hierdurch erzielte Steigerung der Zeitauflösung ist nicht konstant, sondern zeigt algorithmusbedingt frequenzabhängig unterschiedliche Zeitauflösungen (Abb. 3.12). Röhrenrotation und Herzfrequenz müssen asynchron laufen, da ansonsten bei Zugriff auf mehrere Herzzyklen Daten aus denselben Projektionswinkeln vorliegen.

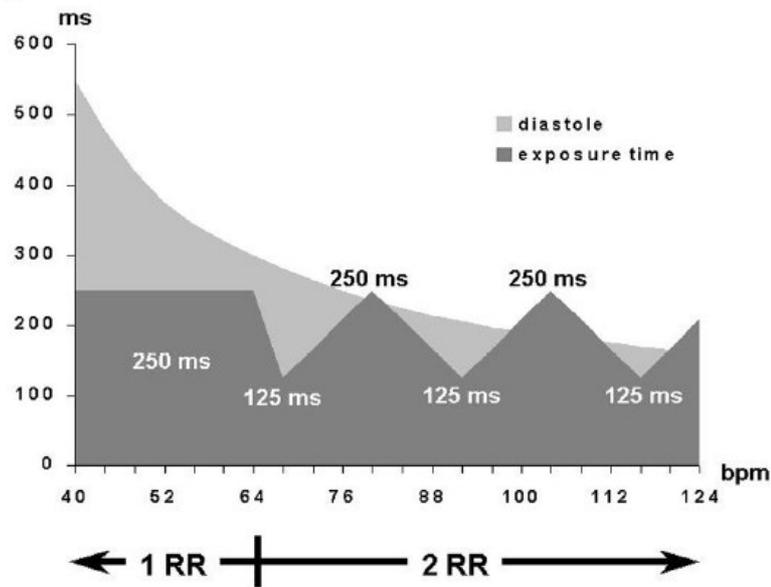


Abb. 3.12: Darstellung der herzfrequenzabhängigen Zeitauflösung des ACV-Algorithmus mit segmentierter Datenrekonstruktion aus zwei Segmenten. Die hellgraue Kurve zeigt die Diastolendauer, die dunkelgraue die maximal erreichbare Zeitauflösung in Millisekunden [6].

3.5 Strahlenexposition

Eine diagnostische Herzkatheteruntersuchung führt zu einer Strahlenbelastung von ca. 5mSv effektiver Dosis bei Durchführung durch erfahrene Untersucher [8]. Zusätzliche Interventionen im Bereich der Koronarien erhöhen die Strahlenexposition entsprechend.

Die applizierte effektive Dosis der CT-Koronarangiographie beläuft sich, abhängig von den Untersuchungsparametern, auf ca. 7-12mSv [12, 55, 57]. Dies entspricht etwa der doppelten Strahlenbelastung einer diagnostischen Herzkatheteruntersuchung. Es gibt Bemühungen durch neue Scanprotokolle eine Reduktion der Strahlenexposition zu erzielen [35].

Für die Elektronenstrahlcomputertomographie finden sich in der Literatur Angaben zur effektiven Dosis von 1,15 – 8mSv für eine CT-Angiographie der Herzkranzgefäße [12, 55, 81] abhängig von den jeweiligen Scanparametern.

3.6 Patienten

Es wurden Datensätze von 27 Patienten ausgewertet, die aus einer laufenden prospektiven Studie stammten. Das Ziel der Hauptstudie war es, arterielle Katheterangiographie und Mehrschichtcomputertomographie hinsichtlich der Detektion koronarer Läsionen zu vergleichen. Aus der Gesamtheit der Untersuchungen wurden Patienten ausgewählt. Die Selektion der Fälle erfolgte anhand der arithmetisch gemittelten Herzfrequenz während des Untersuchungsablaufs, um für die Studie ein möglichst weites Frequenzspektrum auswerten zu können (Abb. 4.1). Bei allen lag eine koronare Herzerkrankung oder zumindest der klinische Verdacht auf eine solche vor. Die Indikation für eine Herzkatheteruntersuchung war bei sämtlichen Patienten gegeben.

Sofern ein morphologisches Korrelat in Form von Stenosen bestand, wurde dies bei den Auswertungen berücksichtigt. So kamen beispielsweise bei hochgradigen Stenosierung nachgeschaltete Gefäßabschnitte nicht zur Darstellung. Hierzu wurden Vorbefunde aus der Katheterangiographie herangezogen.

Das mittlere Alter der Patienten betrug $58,85 \pm 9,69$ Jahre (Tabelle 3.2). Das Verhältnis männlich : weiblich war 23 : 4. In technischer Hinsicht unzulängliche Fälle wurden ausgeschlossen. Dies betraf vor allem solche Untersuchungen, bei denen durch Atemexkursionen oder Patientenbewegungen von vorneherein Bildartefakte bestanden.

Tabelle 3.2: Alters- und Geschlechtsverteilung des Patientenkollektivs. Zusätzlich ist bei Vorliegen einer koronaren Herzerkrankung die Anzahl der betroffenen Gefäße angegeben

Fall	Geschlecht	Alter	Koronarstatus
1	Männlich	55	1-Gefäß-KHK
2	Männlich	54	2-Gefäß-KHK
3	Männlich	65	1-Gefäß-KHK
4	Männlich	57	3-Gefäß-KHK
5	Männlich	58	1-Gefäß-KHK
6	Männlich	65	2-Gefäß-KHK
7	Männlich	63	3-Gefäß-KHK
8	Männlich	61	3-Gefäß-KHK
9	Männlich	50	2-Gefäß-KHK
10	Männlich	36	Keine KHK
11	Männlich	40	3-Gefäß-KHK
12	Weiblich	49	3-Gefäß-KHK
13	Männlich	55	Keine KHK
14	Männlich	60	Keine KHK
15	Männlich	61	1-Gefäß-KHK
16	Männlich	47	Keine KHK
17	Männlich	70	2-Gefäß-KHK
18	Männlich	71	2-Gefäß-KHK
19	Männlich	52	1-Gefäß-KHK
20	Männlich	69	2-Gefäß-KHK
21	Männlich	74	2-Gefäß-KHK
22	Männlich	62	Keine KHK
23	Männlich	61	Keine KHK
24	Weiblich	72	2-Gefäß-KHK
25	Männlich	57	3-Gefäß-KHK
26	Weiblich	52	Keine KHK
27	Weiblich	73	3-Gefäß-KHK

Zusammenfassung

Alter	
Mittelwert	58,85
Min	36
Max	74
Median	60
Spannbreite	38
Koronarstatus	
Keine KHK	7
Koronare 1-Gefäß-Erkrankung	5
Koronare 2-Gefäß-Erkrankung	8
Koronare 3-Gefäß-Erkrankung	7

3.7 Untersuchungstechnik

Die Untersuchungen wurden an einem Mehrzeilenspiralcomputertomographen (Somatom Volume Zoom, Siemens Medical Solutions AG, Forchheim) mit retrospektivem EKG-Gating durchgeführt. Für die Untersuchungen wurde eine Kollimation von 4x1mm (Abb. 3.13) bei einem Röhrenstrom von 300mAs und 120kV Röhrenspannung gewählt (Tabelle 3.3). Eine spezielle Prämedikation erfolgte nicht. Eine vorhandene Dauermedikation wurde fortgesetzt.

Tabelle 3.3: Aufnahmeparameter

Kollimation	4x1mm
Röhrenspannung	120kV
Röhrenstrom	300mA
Rotationszeit	0,5s
Pitch	1,5
Tischvorschub	3 mm/s
Untersuchung in Inspiration	

Ein Pitchwert von 1,5 ermöglichte eine Datenakquisition während einer Atemanhaltephase bei gleichzeitiger Volumenabdeckung des gesamten Herzzyklus. Eine Pitchanpassung bei höheren Herzfrequenzen erfolgte nicht. Die Untersuchungsdauer lag im Mittel bei 37s (min. 19s; max. 46s).

Über eine bipolare Extremitätenableitung mittels eines EKG-Monitors (Siemens Medizinsysteme, Erlangen) wurde das EKG aufgezeichnet, welches digitalisiert und auf den CT-Steuerungsrechner weitergeleitet wurde. Der Scanstart wurde als Scan-On-Signal registriert und diente der späteren Synchronisation von EKG und Tischposition im Spiraldatensatz.

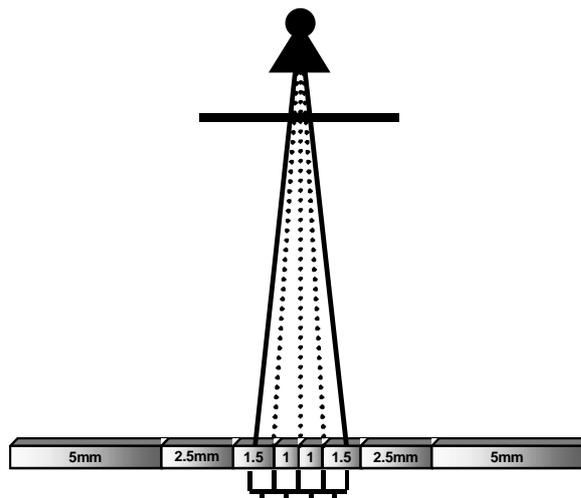


Abb. 3.13: 4x1mm Kollimation durch Fokussierung auf die zwei inneren Detektorzeilen

Die periphervenöse Injektion eines nichtionischen, jodhaltigen Kontrastmittels (Iopromide, Ultravist[®]) erfolgte mittels einer Infusionsspritzenpumpe in eine kubitale Vene. Die Kreislaufzeit wurde durch Dichtemessung nach Applikation eines Kontrastmittelbolus von 20ml durch mehrfachen Scan eines Referenzschnittes ohne Tischvorschub in Höhe der Aortenwurzel ermittelt und die Scanverzögerung festgelegt. Die Kontrastmittelflussrate lag bei 3ml/s. Die applizierte Gesamtmenge betrug 140ml mit anschließender Infusion von 20ml plasmaisotoner NaCl-Lösung. Der Scanbereich reichte von der Aorta ascendens, oberhalb der Koronarostien, bis zur Apex cordis und erfolgte in kraniokaudaler Richtung bei Rückenlagerung des Patienten. Die Untersuchung erfolgte in Inspiration.

3.8 Bildrekonstruktion

Der Spiraldatensatz und das parallel aufgezeichnete EKG wurden auf einen Personal Computer transferiert. Ein Prototyp einer Softwareapplikation für das retrospektive Gating der gewonnenen Rohdaten auf Basis des ACV-Algorithmus¹ (Cardio Recon[®], Siemens) in der Version 6 wurde zur Bildrekonstruktion verwendet [17]. Diese Applikation wurde basierend auf der Programmiersprache

¹ adaptiver Kardio-Volumen-Rekonstruktionsalgorithmus

MatLab[®] (The Mathworks[®]) entwickelt. Für die Bildrekonstruktion eines Einzelbildes benötigte ein Standard-PC (Pentium[®] III, 600 MHz Taktfrequenz, 256 Megabyte Hauptspeicher) etwa 3-5 Sekunden. Anhand eines Referenzschnittes in Mitte des Herzens wurde ein FOV von ca. 180mm² festgelegt. Die Schichtdicke wurde auf den bei dieser Kollimation kleinstmöglichen Wert von 1,25mm festgelegt. In der Transversalebene betrug die Auflösung 9 LP/cm², entsprechend ca. 0,5x0,5mm Pixelgröße.

Die berechneten Einzelbilder überlappten sich um annähernd 50 Prozent in z-Richtung durch ein Rekonstruktionsinkrement von 0,6mm. Als weicher Kernel wurde B20f verwendet. Die Detektion der R-Zacken erfolgte automatisch durch das Programm. Falsch erkannte, überzählige R-Zacken wurden entfernt.

Als Rekonstruktionsmodus wurde der absolute-revers Algorithmus benutzt. Der Abstand zur folgenden R-Zacke wurde dabei in Millisekunden angegeben. Dieser Wert wird entspricht dem Rekonstruktionsende.

Die Bilddaten wurden dann in einem diastolischen Fenster jeweils bei 0ms, 50ms, 100ms, 150ms, 200ms und 250ms vor der R-Zacke berechnet. Das Rekonstruktionsende des ersten Datensatzes fällt folglich mit der R-Zacke zusammen.

3.9 Bildbearbeitung

Die Bilddaten wurden sowohl auf die lokale CT-Workstation (VZ Wizard[®], Siemens), als auch eine Bildrechner mit Volume-Rendering-Software (VZ Virtuoso[®], Siemens) überspielt. Im folgenden wurden zunächst vier 2D-Darstellungen jeweils für jeden der sechs Bilddatensätze pro Patient erstellt. Zur Bearbeitung der axialen Einzelschichten wurden zwei Verfahren eingesetzt. Zum einen die multiplanare Reformatierung (MPR) und zum anderen die maximum intensity projection (MIP). Die Bildmatrix betrug bei diesen Verfahren 512x512 Pixel. Die Fenstermitte der multiplanaren Reformationen wurde nach visueller Kontrolle auf ca. 120HE und die Fensterweite auf ca. 600HE gesetzt.

² LP/cm=Linienpaare/cm

Ein Schnittbild durch die kurze Herzachse wurde an zwei Stellen des linken Ventrikels angefertigt. Dabei wurde so vorgegangen, dass in der transversalen Ansicht eine Schnittebene orthogonal zur Herzscheidewand gelegt und daraufhin in der lateralen Ansicht die Transversalebene rechtwinklig zur Herzachse, somit die Schnittebene parallel dazu, ausgerichtet wurde. An der Stelle nach der Bifurkation der linken Koronararterie, an der der Ramus interventricularis anterior (RIVA) sich dem

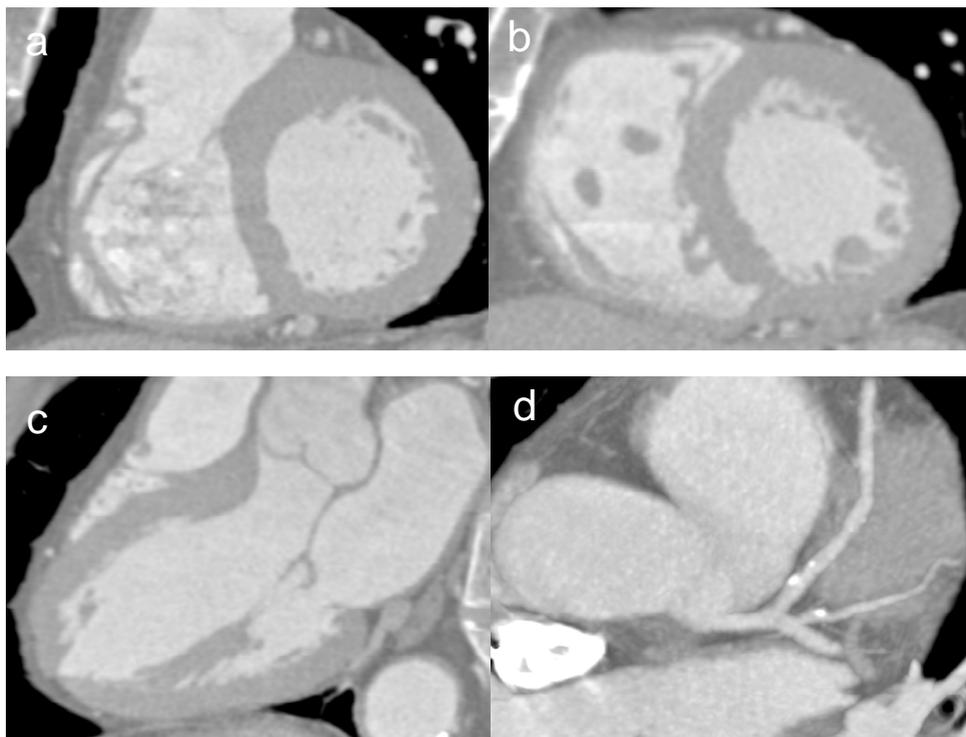


Abb. 3.14: MPR Darstellung der kurzen (a, b) und langen (c) Achse. MIP-Darstellung (d)

Myokard nähert, wurde ein erstes Bild gespeichert, weiter apikal, etwa in der Hälfte des Ventrikels, ein zweites. Es folgte ein Bild der langen Herzachse, wobei das Bild in der Sagittalebene derart gekippt wurde, dass der Ausflusstrakt, sowie die Mitralklappe zur Ansicht kamen. Dadurch sollten besonders fein auflösende Strukturen abgebildet werden, die eine bessere Beurteilung der Qualität gewährleisten.

Abschließend wurde eine MIP-Darstellung mit möglichst weit einsehbarer LCA erstellt. Die Schichtdicke betrug hier 10mm. Die MPR- und MIP-Darstellungen sind exemplarisch anhand eines Falles in der Abb. 3.14 demonstriert.

Die VRT-Darstellungen wurden auf einem weiteren Bildbearbeitungsrechner erstellt (VZ Virtuoso[®], Siemens). Es wurden vier Ansichten definiert: eine Aufsicht von kranial auf das Herz möglichst mit Darstellung beider Koronarabgänge, eine ventro-kraniale Aufsicht auf die Vorderwand des Herzens mit Darstellung der Ramus interventricularis anterior an die Herzspitze, eine Ansicht der rechten Koronararterie und eine Einstellung des Ramus circumflexus.

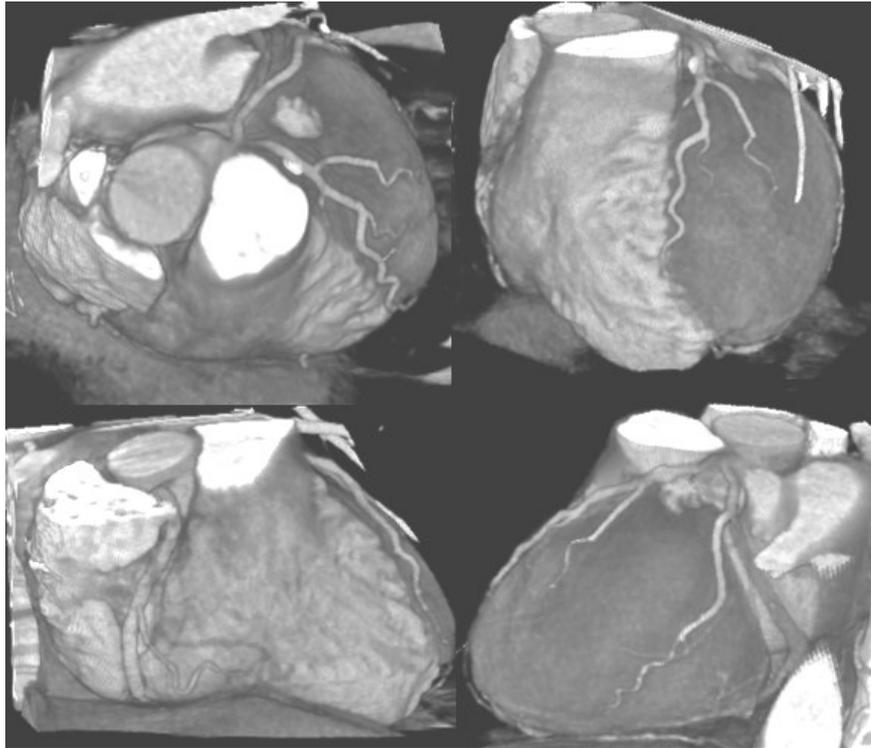


Abb. 3.15: Beispiel für die VRT-Darstellungen

Hierfür war ein exaktes Ausblenden der mediastinalen Strukturen und der Lungengefäße, sowie der knöchernen Thoraxanteile erforderlich. Die auf der Graphik-Workstation installierte Software bot für diesen Zweck sechs frei verschieblich und kippbare Schnittebenen. Der abgebildete Dichtebereich reichte von ca. -15 HE bis ca. 550 HE. Der Opazitätswert betrug 98/100, die Bildhelligkeit wurde entsprechend verringert auf Werte um 35/100. Zusätzlich erfolgte eine individuelle Optimierung dieser Einstellungen.

Die jeweiligen Bildeinstellungen wurden gespeichert und für jede der sechs Bildserien unterschiedlicher Rekonstruktionszeitpunkte wiederverwendet. Die Dokumentation erfolgte auf Film (Abb. 3.15)

3.10 Auswertung

Die Auswertung fand durch zwei Untersucher im Konsensverfahren unter Verwendung eines standardisierten Auswertungsbogens (s. Anhang (1)) statt. Daneben wurden für die Bildgebung relevante Stenosen vermerkt, wobei hier auch auf die Ergebnisse der Katheterangiographie zurückgegriffen wurde. Durch unterschiedliche Wahl des Rekonstruktionszeitpunktes nicht zu beeinflussende Artefakte durch Schrittmachersonden oder Atemartefakte wurden notiert.

Bewertet wurden die rechte und linke Koronararterie, hier nach der Bifurkation der Ramus interventricularis anterior, sowie der Ramus circumflexus. Um gute Reproduzierbarkeit zu gewährleisten, wurde der Gefäßverlauf vereinfachend in ein proximales, mittleres und distales Segment aufgeteilt. Soweit nicht anders angegeben werden die Bezeichnungen der Nomina Anatomica (1989) benutzt.

Tabelle 3.4: Gegenüberstellung der Koronarsegmente nach ACC (1999) und AHA (1976)

Segmentnummer		Anatomische Bezeichnung	
ACC 1999	AHA 1976		
1	1	A. coronaria dextra	Proximales Segment
2	2		Mittleres Segment
3	3		Distales Segment
4	4		Ramus interventricularis posterior
5			Ramus posterolateralis dexter
11	5	A. coronaria sinistra	Hauptstamm
12	6	RIVA	Proximales Segment
13	7		Mittleres Segment
14	8		Distales Segment
15	9		1. Diagonalast
16	10		2. Diagonalast
18	11	Ramus circumflexus	Proximales Segment
19	13		Mittleres/distales Segment
20	12		1. Marginalast
21	14		2. Marginalast

Die entsprechenden Segmentnummern der ACC-Klassifikation (1999) und der älteren AHA-Klassifikation (1976) finden sich in Tabelle 3.4.

Für die linke Koronararterie umfasste das proximale Segment den Hauptstamm bis zur Aufteilung in die beiden großen Äste. Die nachfolgende Einteilung bezieht sich auf den R. interventricularis anterior. Das mittlere Segment endete

nach Abgang des zweiten R. lateralis, das distale reichte bis zum Umbiegen des R. interventricularis an die Herzbasis. Für den R. circumflexus sah die Aufteilung folgendermaßen aus: proximales Segment bis zum Abgang des R. marginalis, mittleres bis zum Abgang des R. ventricularis sinister, distales bis in die Peripherie soweit einsehbar. Für die RCA gilt Analoges. Den Übergang vom mittleren zum distalen Segment markierte hier der R. ventricularis. Auf jeden dieser Gefäßabschnitte wurde eine vierstufige Bewertungsskala angewandt (Tabelle 3.5). Bewertet wurde die Bildqualität unter dem Aspekt der anatomisch korrekten Darstellung ohne Berücksichtigung der Pathologie und der diagnostischen Wertigkeit. Als Kriterien wurden die Konturschärfe, Stufenbildung innerhalb von Strukturen und das Ausmaß der Bewegungsartefakte subjektiv bewertet. Eine direkte Korrelation zum Herzkatheter fand nicht statt.

Analog hierzu wurden die zweidimensionalen Darstellungen, also die MPR der kurzen und langen Herzachse sowie die MIP-Darstellung, beurteilt. Eine analoge Skala wurde ebenfalls auf die Qualität der Kontrastierung der Hohlräume, respektive den linken und rechten Ventrikel, des Herzens angewandt, um die Untersuchungsqualität abschätzen zu können. Die Bewertung wurde für jede der sechs Serien wiederholt. Als Zusammenfassung wurde die beste der vorliegenden Rekonstruktionen für jedes der drei Gefäße eingetragen, wobei bei identischer Bewertung der optische Eindruck entschied. Bei unzureichender Darstellung zu allen Rekonstruktionszeiten wurden weitere Rekonstruktionen im RR-Intervall, ggf. auch systolisch, angefertigt.

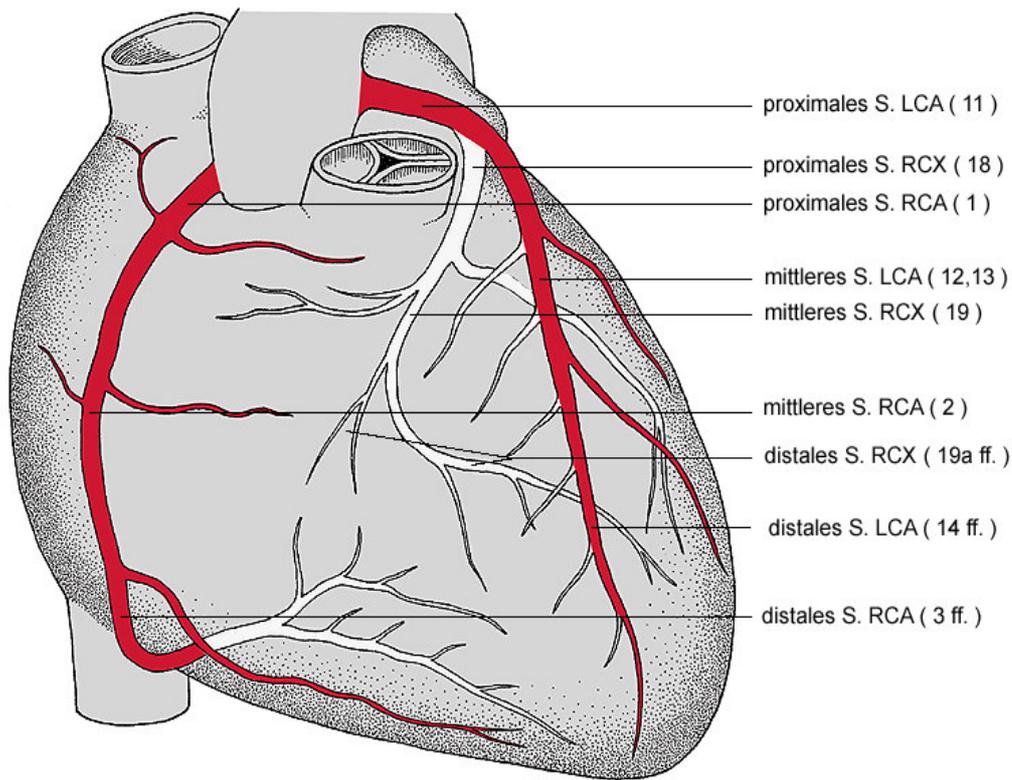


Abb. 3.16: Segmenteinteilung der Koronararterien (ausgeglichener Versorgungstyp). Die Segmentnummer nach der American Heart Association (1976) ist in Klammern angegeben (nach Sobotta: Atlas der Anatomie d. Menschen, 20. Auflage 1998 , CD-Rom).

Tabelle 3.5: Notendefinitionen der verwendeten Bewertungsskala

Note	Kriterien Gefäße / Myokard	Kriterien Kontrast
sehr gut (1)	sehr gute Darstellungsqualität, keine Stufenbildungen, keine Bewegungsartefakte	homogene Kontrastierung, hohe Dichte
gut (2)	geringe Bewegungsunschärfe und Stufenbildung , Gefäß, bzw. Wandkonturen aber noch gut abgrenzbar	homogen kontrastiert, insgesamt jedoch schwächere Dichte
ausreichend (3)	Gefäßverlauf und Ventrikelwand noch abgrenzbar, jedoch stärkere Stufenbildungen mit größerem Versatz, einzelne Abschnitte nicht darstellbar	inhomogen, noch Bereiche guter Kontrastmitteldichte
ungenügend (4)	keine Beurteilung möglich	inhomogen mit schlechtem Gewebekontrast

4 Ergebnisse

4.1 Allgemeines

4.1.1 Herzfrequenz

Der arithmetische Mittelwert kann nur als Anhaltspunkt für die Herzfrequenz unter der Untersuchung gelten. Tatsächlich kam es in den meisten Fällen zu einer Zunahme der Herzfrequenz während des Untersuchungsablaufes. Mittelwert und Spannweite der Herzfrequenzen lassen sich Abb. 4.1 entnehmen.

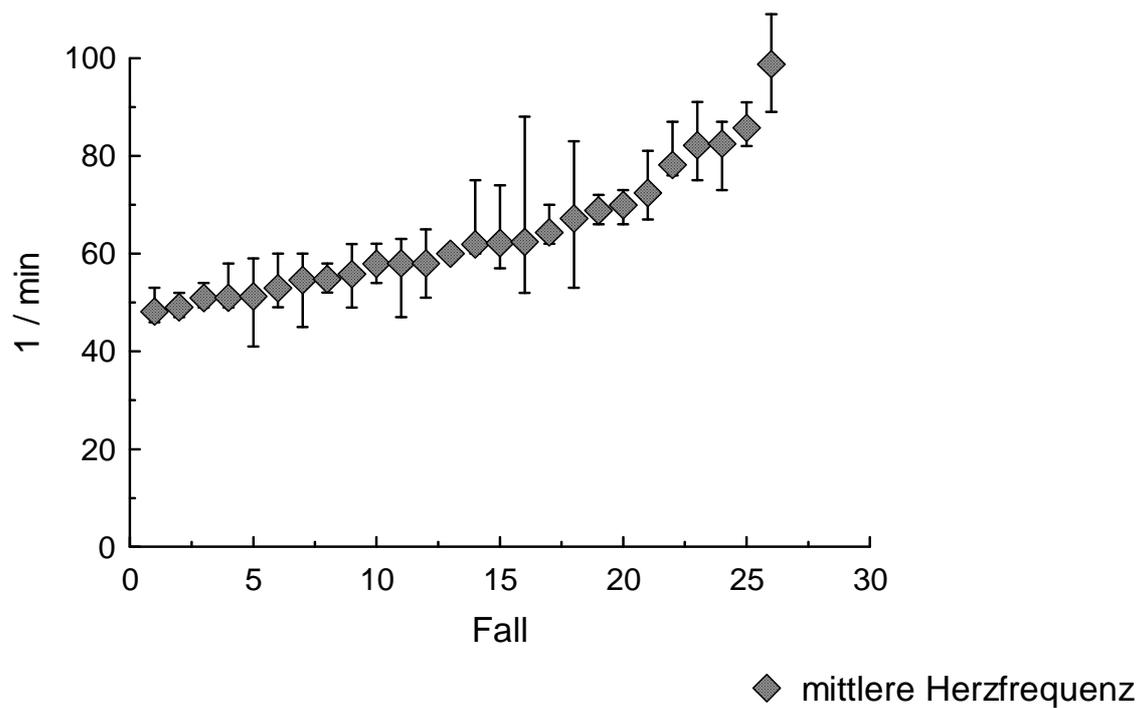


Abb. 4.1: Mittelwert und Spannweite der Herzfrequenzen

Tabelle 4.1: Statistik der Herzfrequenzen (aufsteigend nach mittlerer Herzfrequenz)

<i>Fall</i>	<i>Mittelwert</i>	<i>Median</i>	<i>Minimum</i>	<i>Maximum</i>	<i>Standardabweichung</i>
1	47	47	46	49	0,99
2	48	47	46	53	1,75
3	49	48	47	52	1,50
4	51	53	41	59	5,02
5	51	50	49	58	1,94
6	51	51	49	54	1,24
7	53	52	49	60	2,98
8	55	54	52	58	1,78
9	55	55	45	60	4,56
10	56	57	49	62	3,57
11	57	58	47	63	4,03
12	58	58	54	62	2,01
13	58	59	51	65	1,11
14	60	60	60	60	0
15	62	61	60	75	2,69
16	62	61	57	74	3,98
17	62	62	52	88	4,74
18	64	64	62	70	1,34
19	67	65	53	83	9,27
20	69	68	66	72	1,96
21	70	69	66	73	2,08
22	72	72	67	81	4,09
23	78	78	76	87	2,03
24	82	81	75	91	4,60
25	83	83	73	87	3,63
26	86	86	82	91	2,30
27	99	98	89	109	5,01

Die sechs Einzeldiagramme der Abb. 4.2 geben die während der Untersuchung gemessene, momentane Herzfrequenz der untersuchten Patienten wieder. Bei null Sekunden erfolgte der Scanstart. Die Dauer des RR-Intervalls ist auf eine Minute hochgerechnet. Die Nummerierung erfolgte analog zu Tabelle 4.1. Es konnte in vielen Fällen ein Anstieg der Schlagfrequenz während der Untersuchung beobachtet werden.

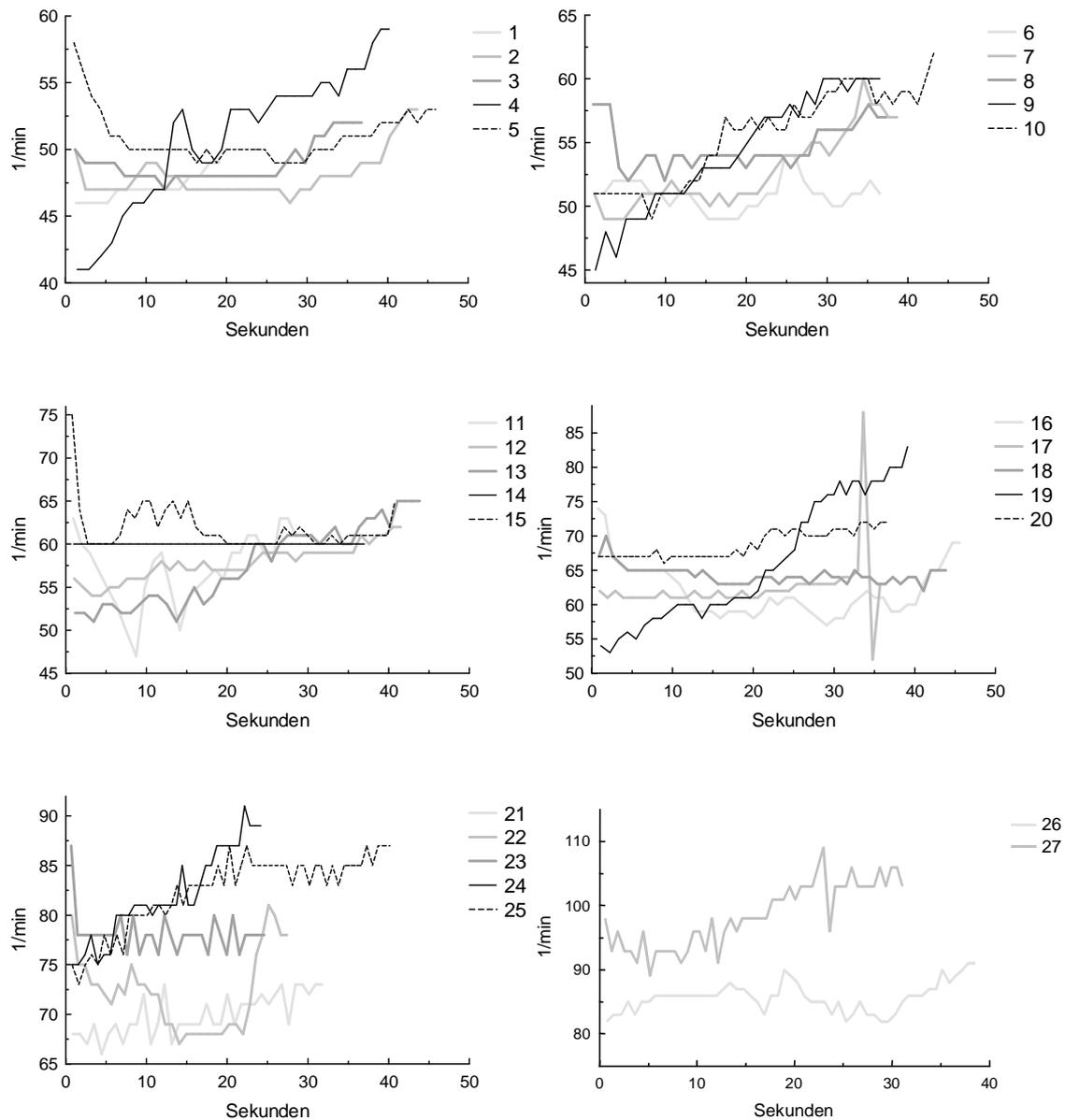


Abb. 4.2: Verlauf der Herzfrequenzen während der Untersuchung. Die Fälle sind nach Tabelle 4.1 nummeriert. Auf der Abszisse ist die Zeit in Sekunden nach dem Scanbeginn aufgetragen.

4.1.2 Kontrastierung

Die Kontrastierung innerhalb der Ventrikel wurde bis auf fünf Ausnahmen in beiden Herzkammern mit „sehr gut“ bewertet. Der linke Ventrikel wurde in jeweils zwei Fällen mit „gut“ und „ausreichend“ benotet. Für den rechten Ventrikel wurde einmal die Note „gut“ und dreimal die Note „ausreichend“ vergeben. Typischerweise kam es hier zu Einstromphänomenen aufgrund schlechter Vermischung von Blut und Kontrastmittel mit inhomogenem Kontrast und Artefaktbildung. Nach

Passage des Lungenkapillarbettes verschwand dieser Effekt. Linksventrikulär sah das Erscheinungsbild anders aus. In der Darstellung der kurzen Herzachse zeigte sich typischerweise ein Dichtegradient mit in kaudo-kranialer Richtung abnehmender Kontrastmitteldichte. Beide Effekte traten häufig auch kombiniert auf.

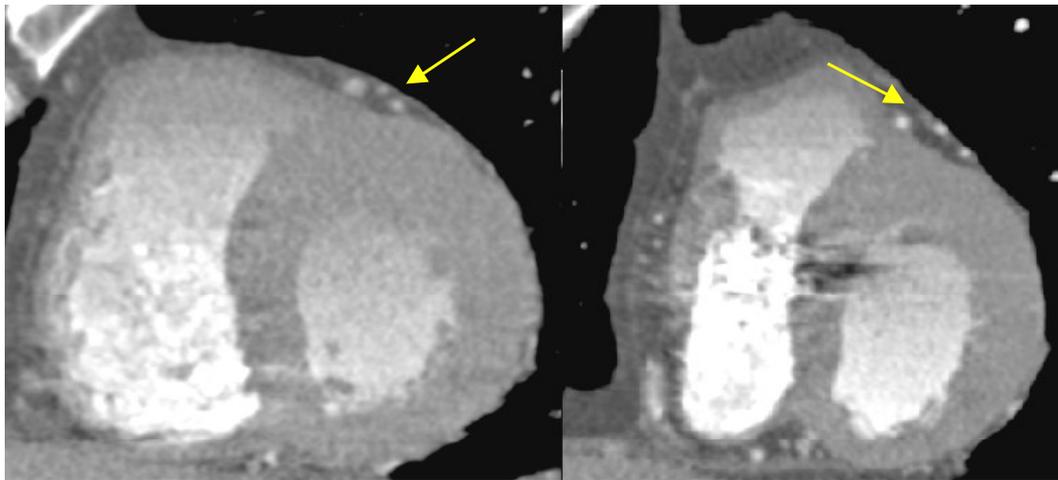


Abb. 4.3: *Beispiele nicht optimaler Kontrastierung. Linke Bildhälfte: Im wesentlichen im rechten Ventrikel lokalisierte Inhomogenitäten. Rechte Bildhälfte: Kontrastmittelgradient im linken Ventrikel, rechter Ventrikel ebenfalls inhomogen. In beiden Fällen aber gute Kontrastierung der mitabgebildeten Anteile des R. interventricularis anterior (Pfeile)*

4.2 Bildqualität in den zweidimensionalen Darstellungen

4.2.1 Multiplanare Reformationen (MPR)

Die aus den axialen Einzelbildern berechneten Schnittbilder der kurzen und langen Herzachse weisen eine große Übereinstimmung hinsichtlich des Verlaufes der Durchschnittsbenotung auf (Abb. 4.4). Für die MPR der kurzen Herzachse wurden die besten Noten bei einem Rekonstruktionsfenster mit Ende der Bildberechnung bei 50 und 100ms vor der R-Zacke vergeben. Bis zu 250ms steigt diese auf einen Mittelwert 2,7 für die kurze und 2,8 für die lange Achse an.

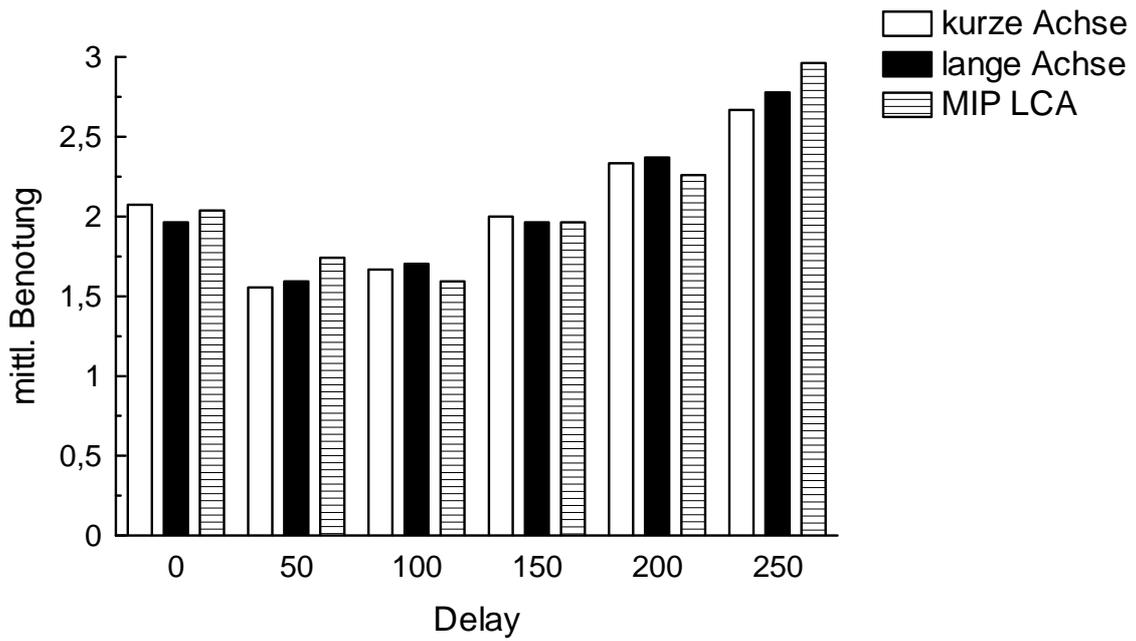


Abb. 4.4: Mittlere Benotung der zweidimensionalen Darstellungen nach dem Rekonstruktionsfenster in Millisekunden. Hohe Werte auf der y-Achse entsprechen einer schlechteren Benotung.

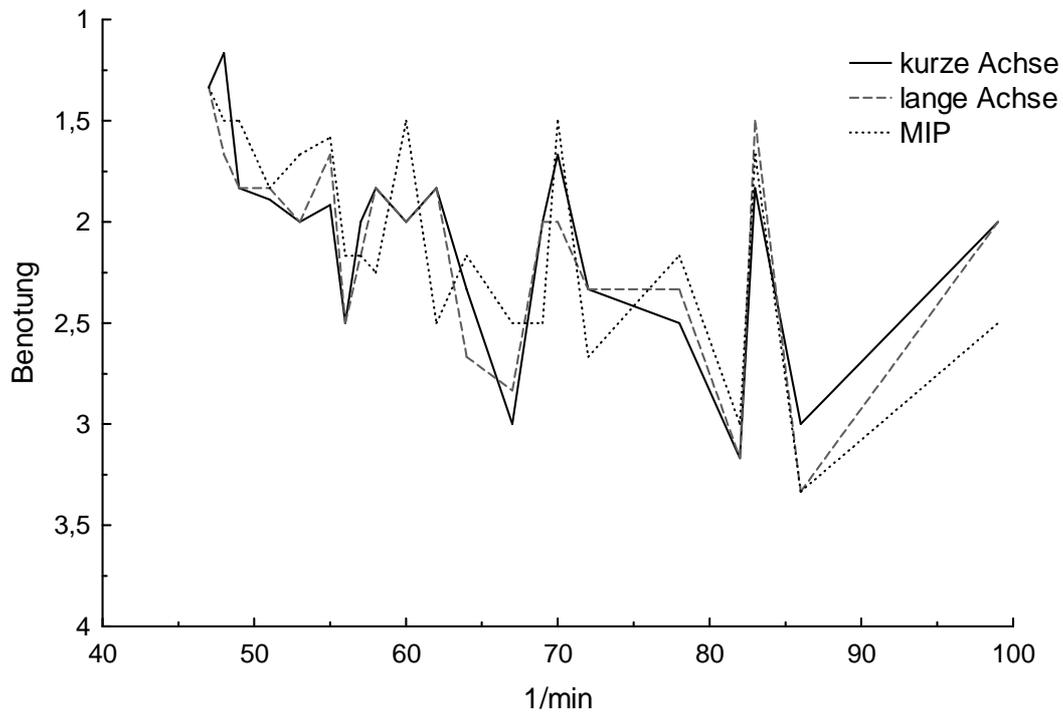


Abb. 4.5: Mittlere Benotung der MPR und MIP Darstellungen in Abhängigkeit der mittleren Herzfrequenz. Die Beschriftung der y-Achse ist invertiert.

Es zeigt sich mit zunehmender Herzfrequenz eine tendenzielle Abnahme der Darstellungsqualität der MPR. Die Abnahme erfolgt nicht linear. Die Ergebnisse korrelieren vielmehr mit der wechselnden Zeitauflösung des ACV-Algorithmus bei unterschiedlichen Herzfrequenzen (Abb. 4.5).

4.2.2 Maximale-Intensitäts-Projektion (MIP)

Für die MIP-Darstellungen mit Aufsicht auf die Koronarostien gilt Ähnliches wie für die MPR-Darstellungen. Die beste Durchschnittsbenotung findet sich bei 100ms vor der R-Zacke. Es kann auch hier eine Qualitätsabnahme mit steigender Herzfrequenz beobachtet werden. Der Verlauf der Werte deckt sich weitgehend mit denen der MPR-Darstellungen.

4.3 Bildqualität in den dreidimensionalen Darstellungen

Eine gemeinsamer, optimaler Rekonstruktionszeitpunkt für alle drei Gefäße konnte in nur drei Fällen gefunden werden. Die linke Koronararterie wurde in sechzehn Fällen in allen drei Abschnitten in dem untersuchten Fenster mit der Note „sehr gut“ bewertet, in der Mehrzahl der Fälle auch bei mehr als einer Rekonstruktionszeit. Diese Benotung ist äquivalent zu einer in allen drei Abschnitten artefaktfreien Darstellung. Die rechte Koronararterie konnte nur zu fünf Zeiten ohne Bewegungsartefakte visualisiert werden, der R. circumflexus hingegen in acht Fällen.

Tabelle 4.2: Breite des Rekonstruktionsfensters für die Koronararterien

Anzahl pro Fall	Breite in ms	LCA	RCX	RCA
0	n/a	9	19	22
1	0	6	5	3
2	50	3	2	1
3	100	3	0	1
4	150	2	1	0
5	200	1	0	0
6	250	0	0	0

Die zuverlässigste Darstellung ist also für die linke Koronararterie zu erhalten. Um zu beurteilen wie groß der Bereich ist, in dem keine Artefakte auftraten, ist in Tabelle 4.2 die Anzahl der zeitlich aufeinanderfolgenden Rekonstruktionen aufgelistet, die in allen Segmenten des jeweiligen Gefäßes mit „sehr gut“ benotet. Jede der betrachteten Zeitpunkte wurde in mindestens einem Fall als optimal ausgewiesen, lediglich bei 0ms gab es keinen optimalen Fall hinsichtlich der LCA (Abb. 4.6). Die Breite lässt sich dann daraus ableiten, indem diese Anzahl mit dem zeitlichen Abstand der Einzelrekonstruktionen, also 50ms, multipliziert wird. Beispielsweise konnte in einem Fall die LCA über vier Einzelrekonstruktionen, entsprechend 200ms, nahezu artefaktfrei dargestellt werden. Auch hier wird deutlich, wie eingeschränkt die RCA abgebildet werden konnte. Der RCX liegt bezüglich der Darstellungsqualität zwischen LCA und RCA.

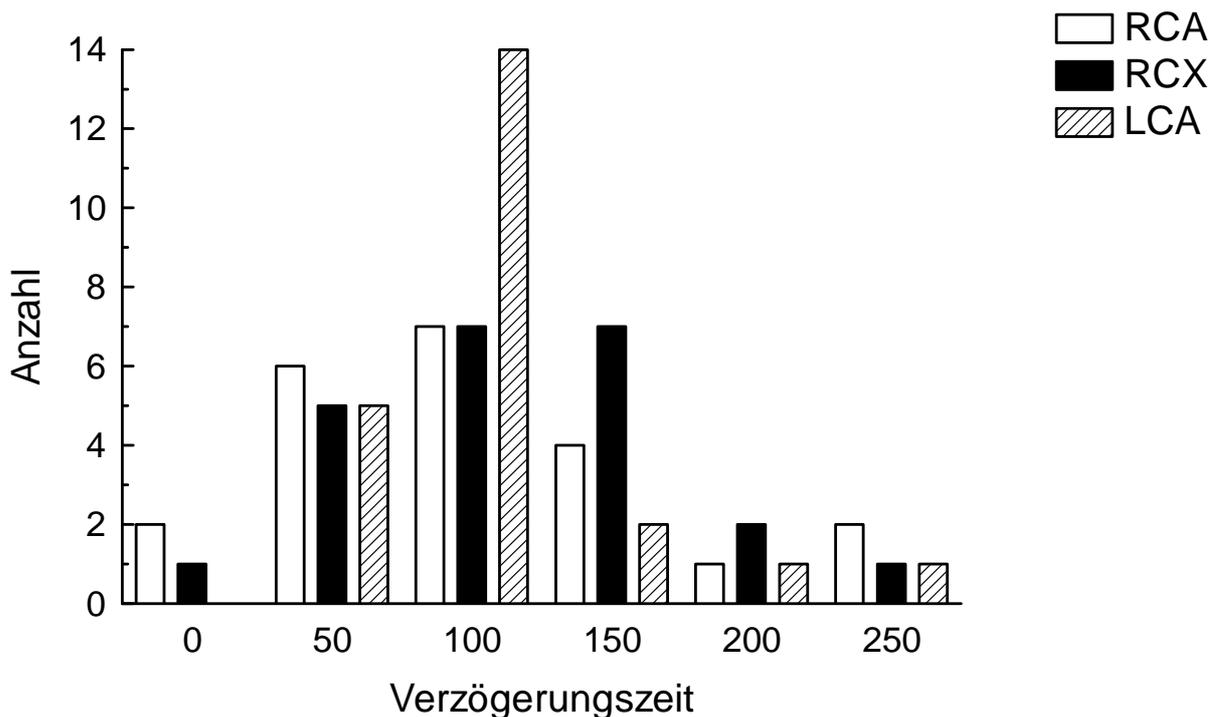


Abb. 4.6: Die Abbildung zeigt, wie oft zu dem jeweiligen Rekonstruktionszeitpunkt ein Gefäß optimal visualisiert werden konnte. Optimal ist jeweils als fallbezogen zu werten. Bei insgesamt schlechter Qualität eines Falles, gab es trotzdem einen für diesen Fall gültigen, optimalen Rekonstruktionszeitpunkt.

Bei mehreren Fällen kam es interessanterweise innerhalb der betrachteten Zeiten zu mehr oder weniger deutlichen, scheinbaren Schwankungen des Gefäßkali-

bers, was von Bedeutung im Sinne tatsächlich vorliegender Stenosen sein kann. Stellt man die Anzahl als optimal ermittelten Zeiten als Funktion der Verzögerungszeit dar, erkennt man einen Gipfel der Verteilung bei 100ms für die LCA und RCA und 100 bzw. 150ms bei der RCX. Die Streuung ist bei rechten Koronararterie und bei dem R. circumflexus insgesamt stärker.

4.3.1 Linke Koronararterie (Hauptstamm und R. interventricularis anterior)

Die linke Koronararterie, respektive der R. interventricularis anterior, ließ sich in allen Fällen in zufriedenstellender Qualität darstellen. Die beste mittlere Benotung fand sich hinsichtlich aller drei Gefäßabschnitte bei einem Rekonstruktionsfenster von 100ms vor der R-Zacke. Zeitlich davor bzw. dahinter ließ die Qualität nach.

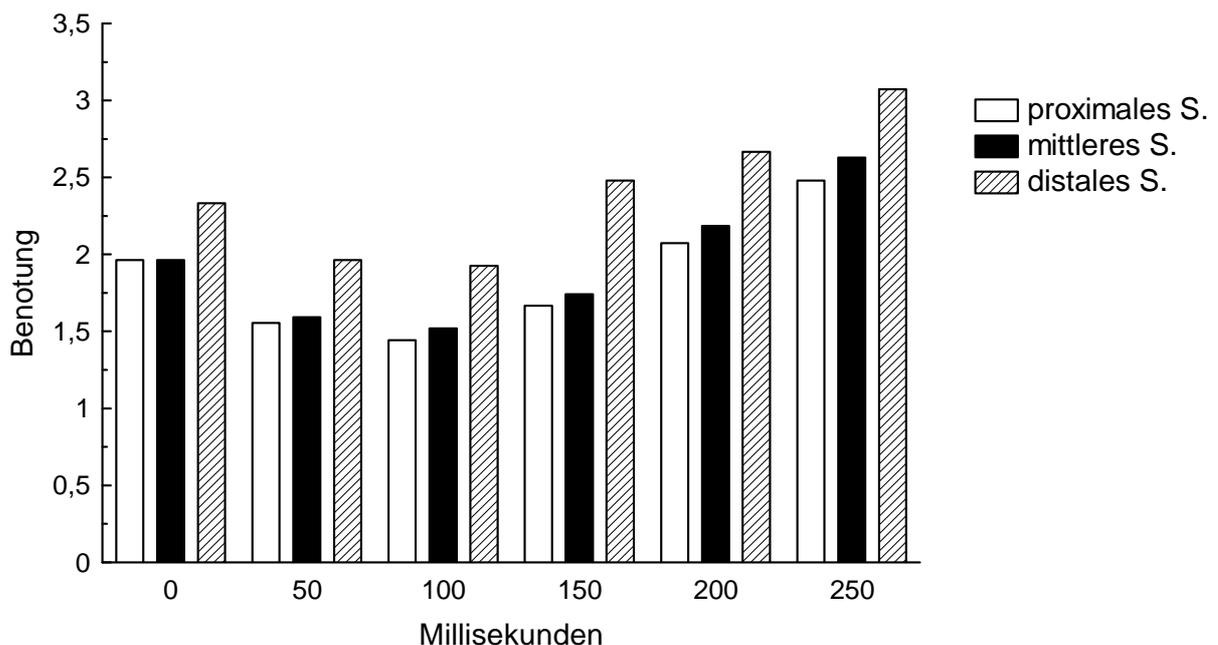


Abb. 4.7: Mittlere Benotung in Abhängigkeit der Verzögerungszeit nach Gefäßabschnitten für LCA und RIVA (n=26)

Ebenso verhält es sich in Bezug auf den Gefäßverlauf: Proximal sind die besten Resultate zu erzielen, nach distal und mit abnehmenden Gefäßkaliber steigt der Mittelwert an, d.h. die Benotung wird schlechter. Der Graph nimmt aber für alle Abschnitte relativ zueinander einen ähnlich Verlauf, die Rekonstruktionszeit wirkt sich also global auf die Qualität der Gefäßdarstellung aus (Abb. 4.7, Tabelle 4.3).

Tabelle 4.3: Übersicht über die Ergebnisse der linken Koronararterie

<i>ms</i>	<i>Segment</i>	<i>Mittelwert</i>	<i>Anzahl Note</i>				<i>ms</i>	<i>Segment</i>	<i>Mittelwert</i>	<i>Anzahl Note</i>			
			<i>1</i>	<i>2</i>	<i>3</i>	<i>4</i>				<i>1</i>	<i>2</i>	<i>3</i>	<i>4</i>
0	proximales	1,96	11	8	6	2	150	proximales	1,67	12	13	1	1
	mittleres	1,96	10	10	5	2		mittleres	1,74	11	12	4	0
	distales	2,33	8	7	7	5		distales	2,48	7	8	4	8
50	proximales	1,56	16	8	2	1	200	proximales	2,07	9	10	5	3
	mittleres	1,59	16	8	1	2		mittleres	2,19	8	9	7	3
	distales	1,96	12	8	3	4		distales	2,67	6	7	4	10
100	proximales	1,44	18	7	1	1	250	proximales	2,48	4	10	9	4
	mittleres	1,52	18	6	1	2		mittleres	2,63	4	10	5	8
	distales	1,93	14	6	2	5		distales	3,07	3	6	4	14

Betrachtet man die mittlere Benotung aufgetragen gegen die Herzfrequenz, so ist tendenziell ein Abfall bis zu ca. 55 Schlägen/min zu erkennen. Danach hält sich die Abbildungsqualität, mit einem Ausreißer bei einer Herzfrequenz von ca. 70/min, und fällt mit zunehmend stärkeren Schwankungen schließlich bei Herzfrequenzen über ca. 85/min ab.

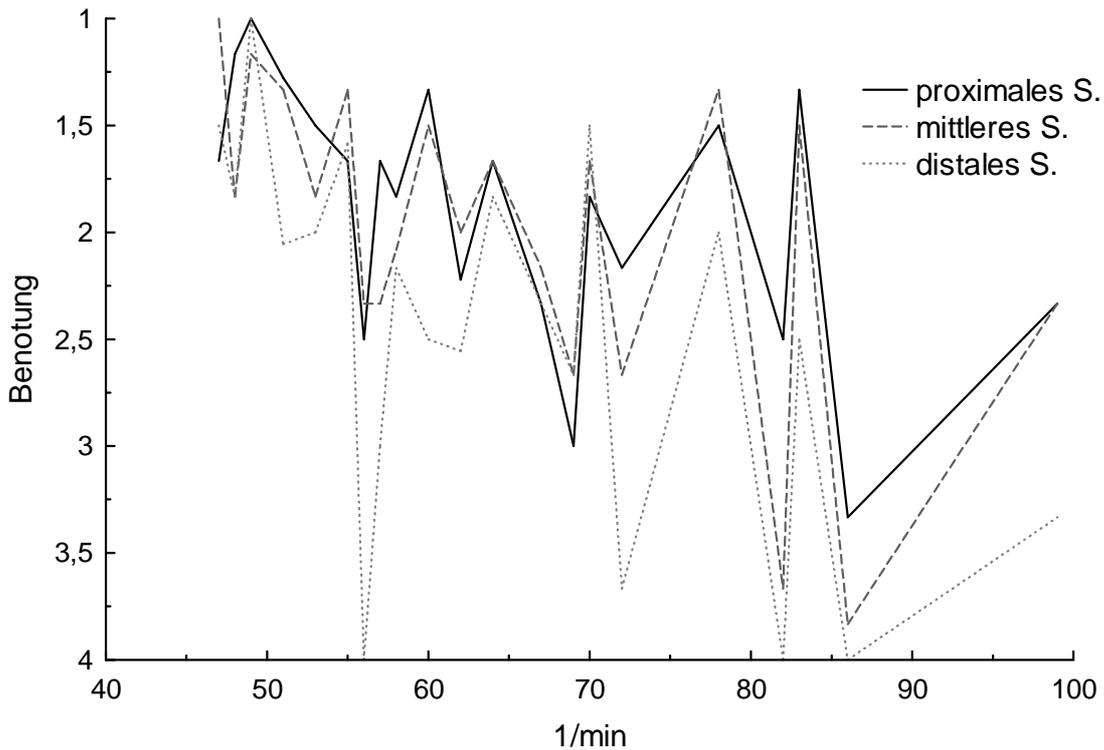


Abb. 4.8: Mittlere Benotung der linken Koronararterie in Abhängigkeit der Herzfrequenz

In Abb. 4.9 sind die als optimal ermittelten Zeiten gegen die Herzfrequenz aufgetragen. Zwischen 48 und 70 Schlägen pro Minute wurden nur zwei Zeiten benannt: 100 und 50 Millisekunden. Ab einer Frequenz von 78/min entfernt sich die Verzögerungszeit tendenziell von der vorausgehenden R-Zacke. Durch die Verwendung des Mehr-Segment-Algorithmus, der die Zeitauflösung ab einer Frequenz von 65/min auf bis zu 125ms reduziert, verschiebt sich die relative Phasenlage im RR-Zyklus jedoch nur um einen kleineren Betrag auf die Systole zu.

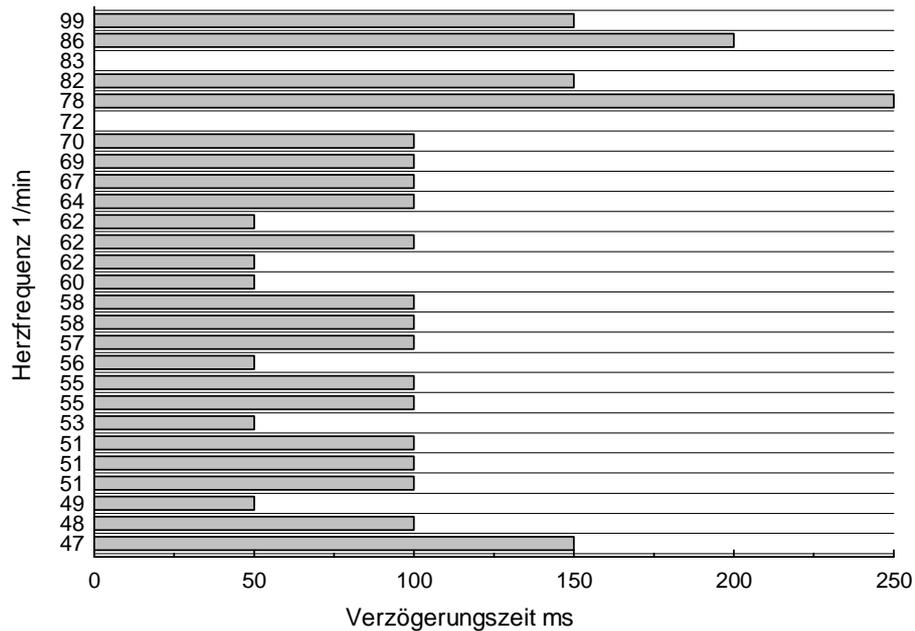


Abb. 4.9: Lage des optimalen Rekonstruktionsfensters in Abhängigkeit der Herzfrequenz für die linke Koronararterie nach Fällen.

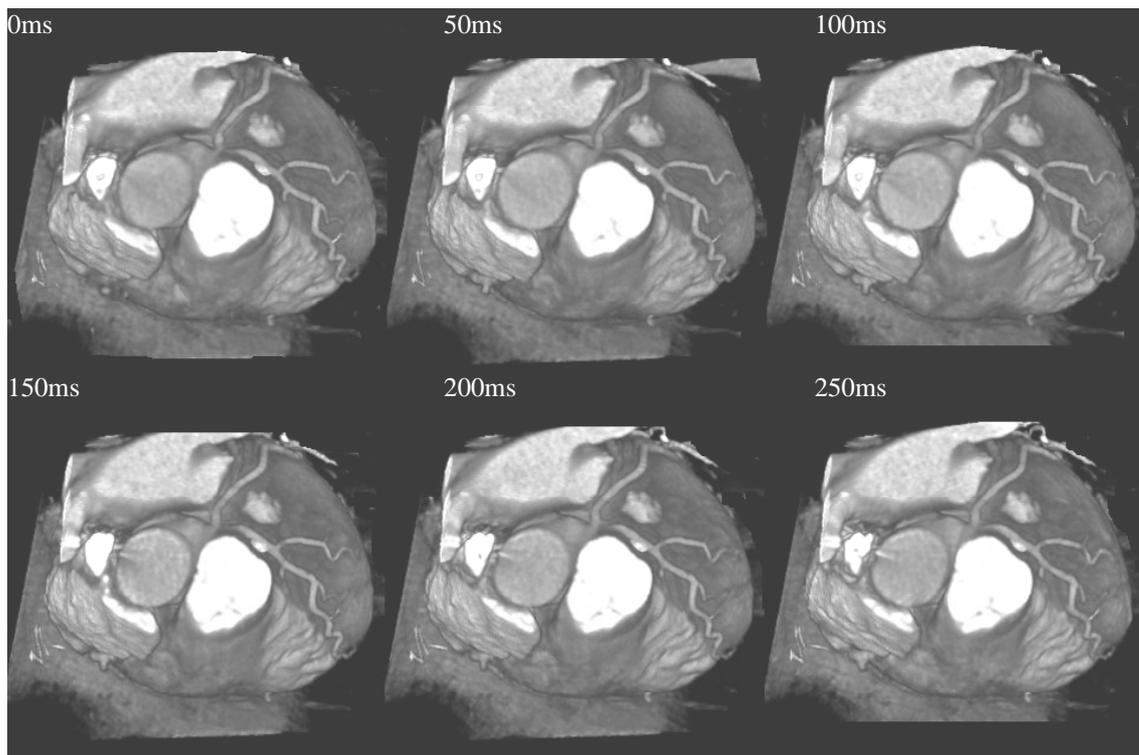


Abb. 4.10: Bildserie des Hauptstammes der LCA von 0 - 250ms vor der R-Zacke eines Patienten mit einer mittleren Herzfrequenz von 49/min (Min.47; Max. 52) . Anschaulich lassen sich hier die nur sehr gering ausgeprägten Schwankungen der Bildqualität demonstrieren. Die LCA ist konstant gut visualisiert, es sind nahezu keine Veränderungen innerhalb der Bildserie zu erkennen. Lediglich in der Peripherie ist der RIVA - zu beachten ist der zweite R. diagonalis - unterschiedlich weit abgrenzbar.

Die in mehreren Fällen in den VRT-Darstellungen zu beobachtenden Kaliberschwankungen einzelner Gefäßabschnitte zeigt Abb. 4.11. Dargestellt ist eine Serie von VRT-Bildern der linken Koronararterie einschließlich des proximalen und mittleren RIVA, des RCX sowie eines kräftigen Marginalastes. Die Herzfrequenz betrug in diesem Fall 58 Schläge/min (min. 54 ; max. 62). Koronaran-graphisch gesichert ist eine 75-prozentige, mittelstreckige, exzentrische Stenose des proximalen RIVA (Segment 12) sowie eine 35-prozentige ebenfalls mittelstreckige, exzentrische Stenosierung im mittleren RIVA (Segment 13). Die Stenose im proximalen RIVA, kurz vor Abgang des ersten Diagonalastes gelegen, präsentiert sich bei 50, 100 und 200ms vor der R-Zacke geringgradiger, der Gefäßkaliber erscheint größer. Gravierender im Ausmaß stellt sie sich bei den übrigen Rekonstruktionszeiten dar. Eine ähnliche Beobachtung lässt sich auch für die abgangsnahe Stenose im ersten Marginalast machen. Die maximale Ausprägung zeigt sich in der CT-Angiographie bei 0ms. Zu den übrigen Rekonstruktionszeiten erscheint diese geringgradiger (Abb. 4.11).

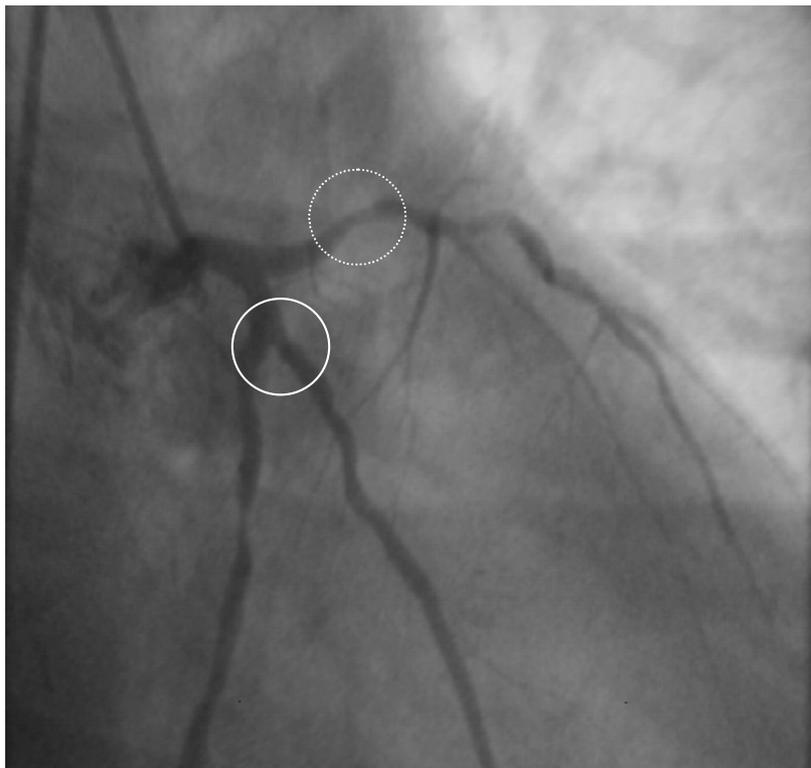
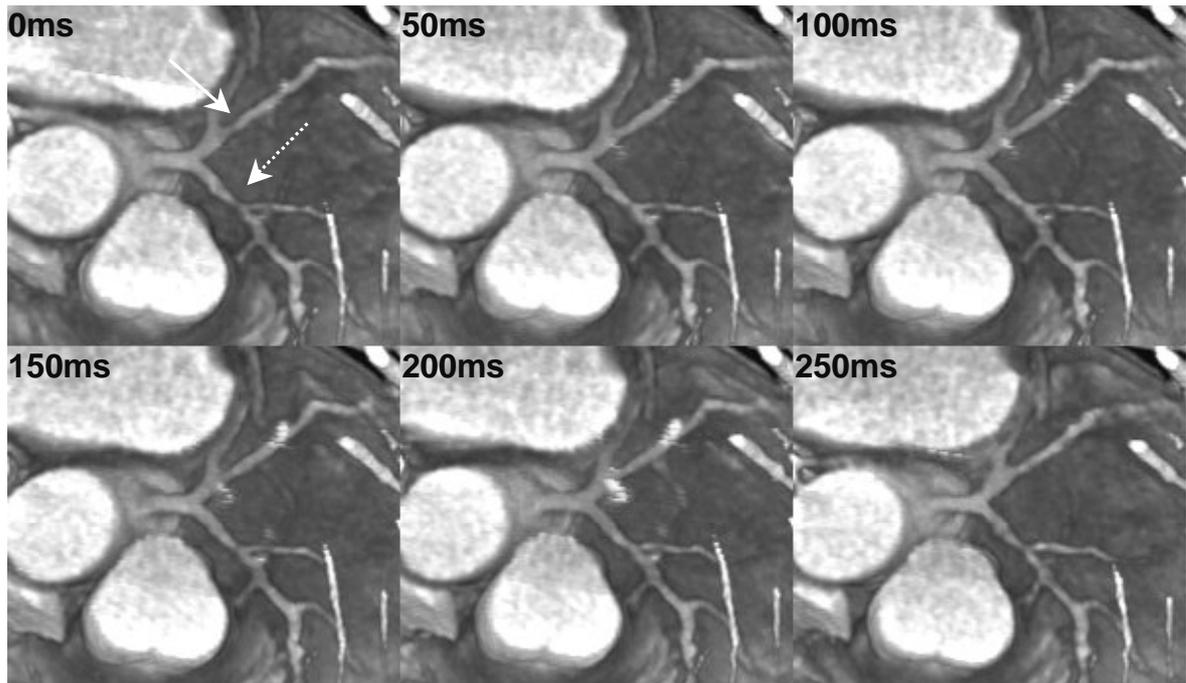


Abb. 4.11: *Scheinbar variable Stenosierung des proximalen RIVA (gestrichelter Pfeil bzw. Kreis) und des ersten Marginalastes (durchgezogener Pfeil bzw. Kreis). Die zum Vergleich abgebildete Koronarangiographie zeigt das tatsächlich vorliegende Ausmaß der Stenose. Die in der Katheterangiographie dargestellte Läsion im mittleren RCX ist in der MSCT nicht erfasst.*

4.3.2 Ramus circumflexus

Der Ramus circumflexus ließ sich im Durchschnitt bei 100ms am besten darstellen, ähnlich gute Werte sind bei 50ms zu beobachten. Zeitlich davor und dahinter steigt die Durchschnittsbenotung wieder an. Die Benotung in allen drei Abschnitten korrespondieren zueinander, so dass sich auch hier die Verzögerungszeit auf die generelle Bildqualität auswirkt. Proximal wurde das Gefäß zu allen Zeiten besser als distal beurteilt. Im allgemeinen war die Beurteilung schlechter als für die linke Koronararterie. Ein Fall schied wegen aberranten Abganges des Ramus circumflexus aus der rechten Koronararterie für die Bewertung aus (Abb. 4.12, Abb. 4.14, Tabelle 4.4).

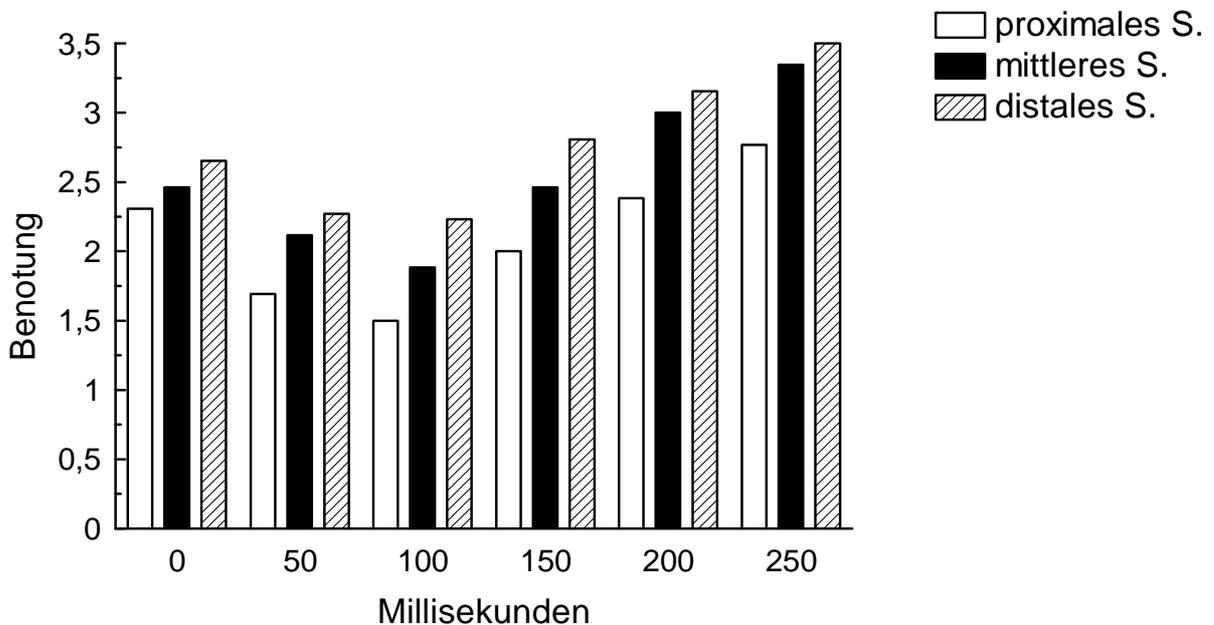


Abb. 4.12: Mittlere Benotung in Abhängigkeit der Verzögerungszeit nach Gefäßabschnitten für den Ramus circumflexus (n=26)

Tabelle 4.4: Übersicht über die Ergebnisse des Ramus circumflexus

<i>ms</i>	<i>Segment</i>	<i>Mittelwert</i>	<i>Anzahl Note</i>				<i>ms</i>	<i>Segment</i>	<i>Mittelwert</i>	<i>Anzahl Note</i>			
			<i>1</i>	<i>2</i>	<i>3</i>	<i>4</i>				<i>1</i>	<i>2</i>	<i>3</i>	<i>4</i>
<i>0</i>	proximales	2,31	4	13	6	3	<i>150</i>	proximales	2,00	9	10	5	2
	mittleres	2,46	7	5	9	5		mittleres	2,46	5	8	9	4
	distales	2,65	3	11	4	8		distales	2,81	2	10	5	9
<i>50</i>	proximales	1,69	14	8	2	2	<i>200</i>	proximales	2,38	7	7	7	5
	mittleres	2,12	8	11	3	4		mittleres	3,00	2	8	4	12
	distales	2,27	6	11	5	4		distales	3,15	2	5	6	13
<i>100</i>	proximales	1,50	17	6	2	1	<i>250</i>	proximales	2,77	4	7	6	9
	mittleres	1,88	13	7	2	4		mittleres	3,35	1	4	6	15
	distales	2,23	8	8	6	4		distales	3,50	1	3	4	18

In Abb. 4.13 ist eine Abnahme der Abbildungsqualität mit steigender Herzfrequenz zu erkennen. Die jeweiligen Kurven für die einzelnen Gefäßabschnitte verlaufen in ähnlicher Weise, das mittlere und distale Segment stellen sich insgesamt schlechter dar. Die Schwankungen in der Benotung der Abbildungsqualität nehmen in ihrer Ausprägung zu den höheren Herzfrequenzen hin zu.

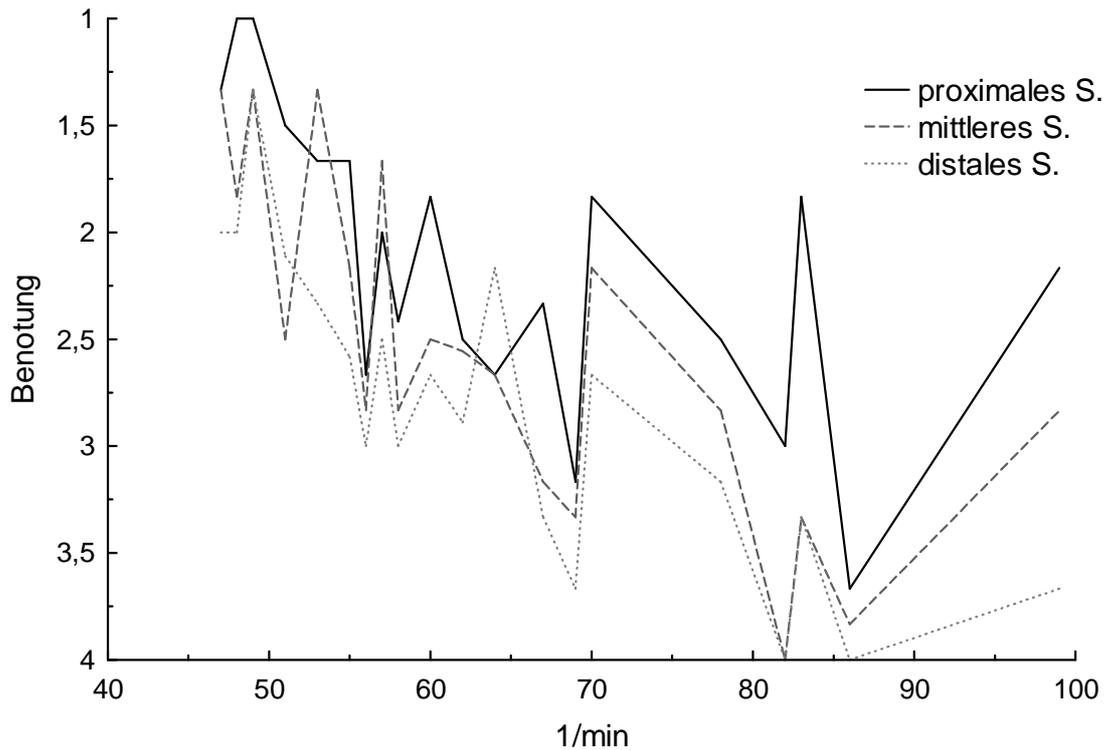


Abb. 4.13: Mittlere Benotung des R. circumflexus in Abhängigkeit der Herzfrequenz

4.3.3 Rechte Koronararterie

Die rechte Koronararterie konnte am schlechtesten visualisiert werden. Die Durchschnittsbenotung war zu sämtlichen Rekonstruktionszeitpunkten höher, also schlechter, als die der linken Koronararterie (Tabelle 4.5, Abb. 4.15). In einem Fall mit hoher Herzfrequenz (86/min) konnte auch durch zusätzliche systolische und erweiterte diastolische Rekonstruktionen keine verwertbare Abbildungsqualität erreicht werden. Die besten Durchschnittswerte ließen sich bei 100ms erzielen. Für den proximalen Abschnitt waren 50 und 150ms in der Bewertung ähnlich. Der mittlere und distale Abschnitt nahmen in der Qualität relativ stärker ab, für das distale Segment war die Rekonstruktion bei 150ms tendenziell besser.

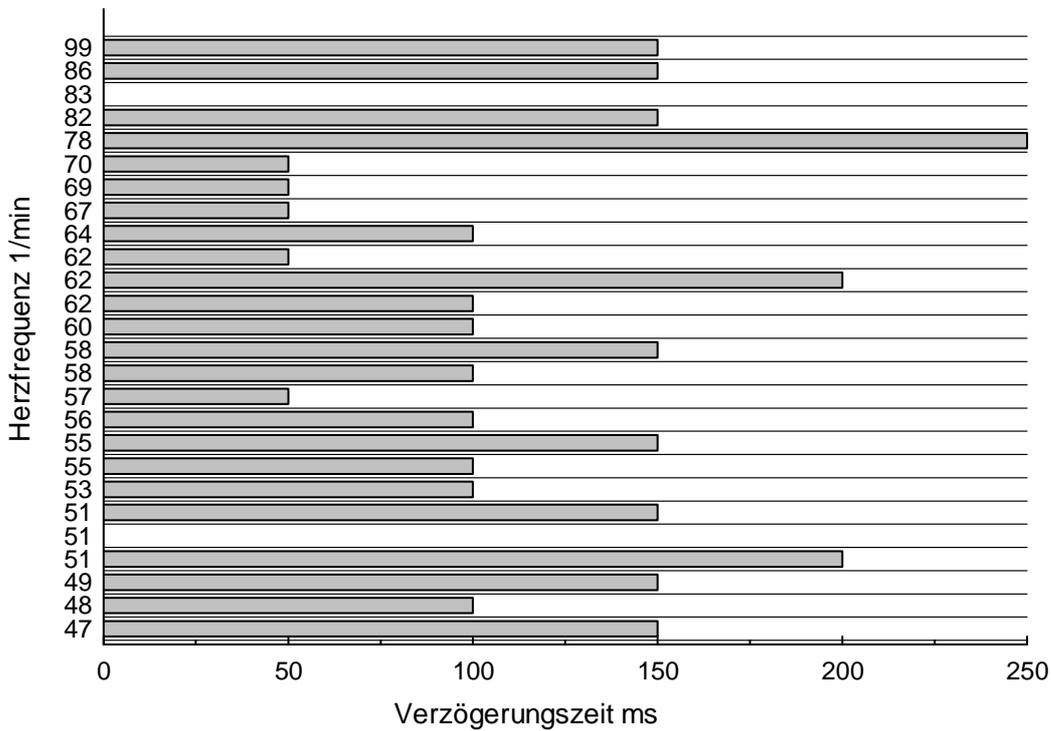


Abb. 4.14: *Optimale Verzögerungszeit in Abhängigkeit der Herzfrequenz für den R. circumflexus nach Fällen*

Wie auch bei den anderen Gefäßen nimmt die Darstellungsqualität zur Peripherie hin ab. Wenn man sich nun die Bewertung in Abhängigkeit der Herzfrequenz ansieht, fällt auf, dass auch bei der rechten Koronararterie die Durchschnittsqualität mit steigender Herzfrequenz abnimmt (Abb. 4.16). Die Ausreißer sind hier häufiger als bei der LCA. Ab ca. 70 Schlägen/min nimmt die Qualität wieder zu, um dann ab ca. 80 Schlägen/min wieder stark abzufallen.

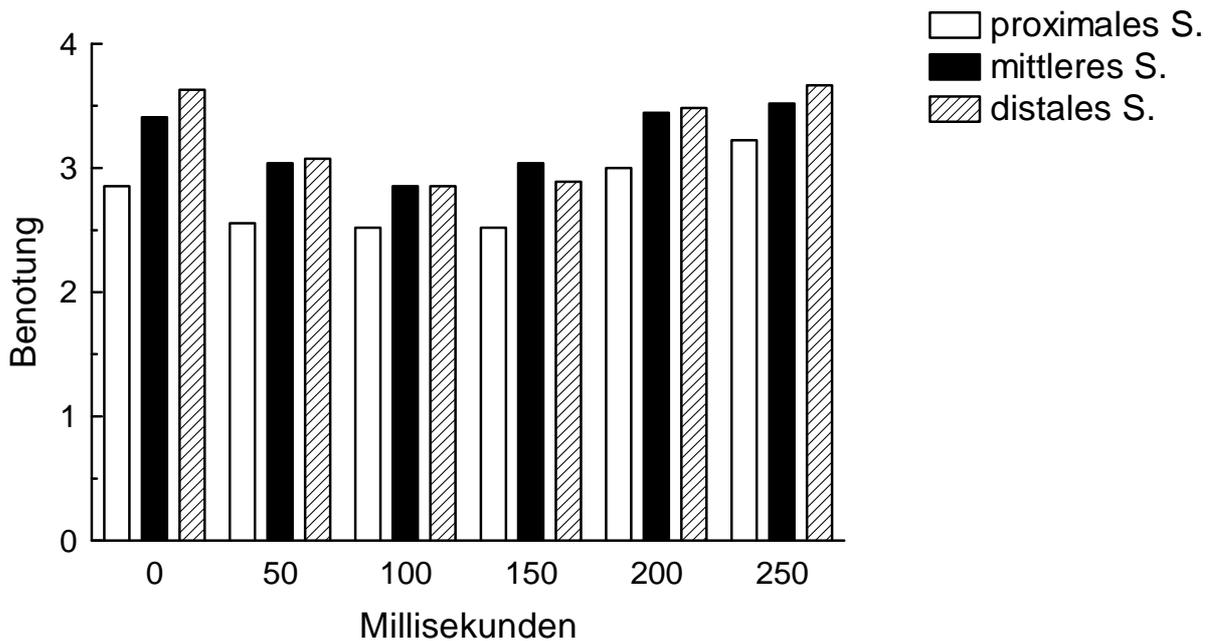


Abb. 4.15: Mittlere Benotung in Abhängigkeit der Verzögerungszeit nach Gefäßabschnitten für die rechte Koronararterie

Tabelle 4.5: Übersicht über die Ergebnisse der rechten Koronararterie

ms	Segment	Mittelwert	Anzahl Note				ms	Segment	Mittelwert	Anzahl Note			
			1	2	3	4				1	2	3	4
0	proximales	2,85	4	7	5	11	150	proximales	2,52	7	7	5	8
	mittleres	3,41	2	3	4	18		mittleres	3,04	3	5	7	12
	distales	3,63	1	1	5	20		distales	2,89	3	8	5	11
50	proximales	2,56	4	10	7	6	200	proximales	3,00	2	6	9	10
	mittleres	3,04	2	5	10	10		mittleres	3,44	1	4	4	18
	distales	3,07	1	7	8	11		distales	3,48	2	4	0	21
100	proximales	2,52	5	9	7	6	250	proximales	3,22	3	5	2	17
	mittleres	2,85	3	6	10	8		mittleres	3,52	1	4	2	20
	distales	2,85	3	7	8	9		distales	3,67	1	3	0	23

Die Kurven für den proximalen, mittleren und distalen Abschnitt verlaufen annähernd parallel. Das proximale Segment ist fast durchgehend besser bewertet worden als die beiden übrigen.

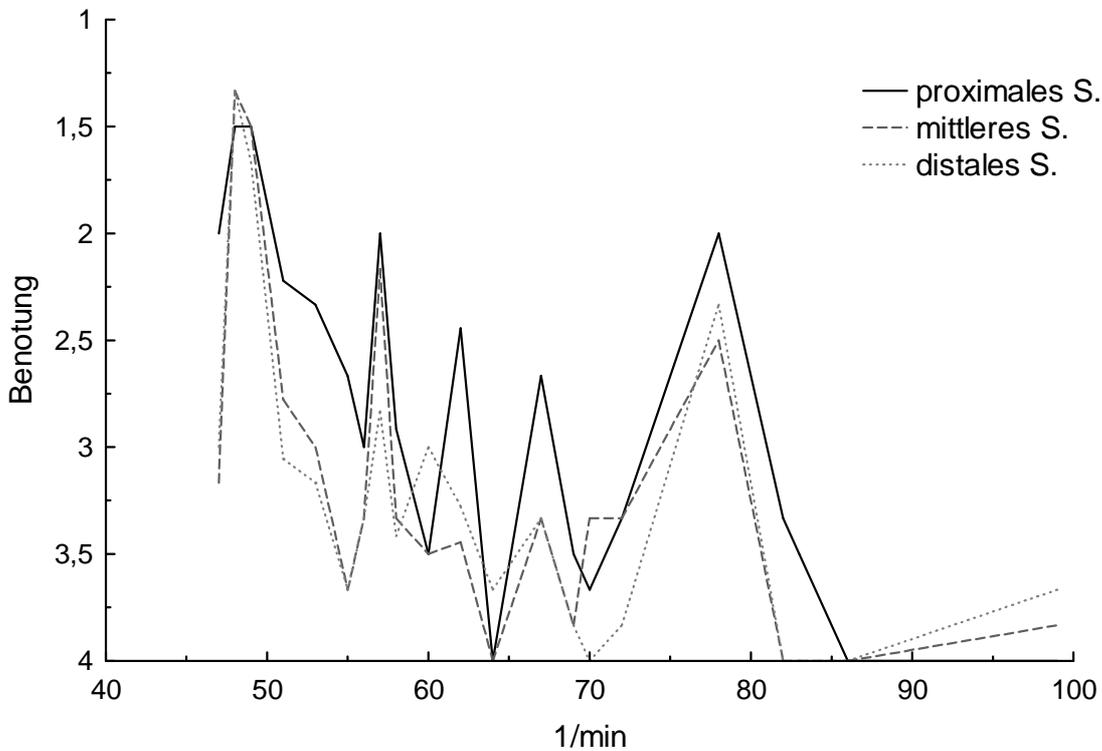


Abb. 4.16: Mittlere Benotung der rechten Koronararterie in Abhängigkeit der Herzfrequenz

In der Verteilung der als optimal ermittelten Zeiten ist zu erkennen, dass sämtliche Verzögerungszeiten vorkommen. Zudem ist Streuung relativ groß. Ein Häufigkeitsgipfel zeigt sich, wie in der Durchschnittsbenotung, bei 100ms. Es finden sich aber vier Fälle höherer Herzfrequenz mit Optima bei 200 bzw. 250ms (Abb. 4.17). Die Breite des optimalen Rekonstruktionsfensters ist bei der RCA sehr schmal. Bereits eine geringe Reduktion oder Vergrößerung des Abstandes zur R-Zacke bedingt einen teils deutlichen Qualitätsverlust (Abb. 4.18).

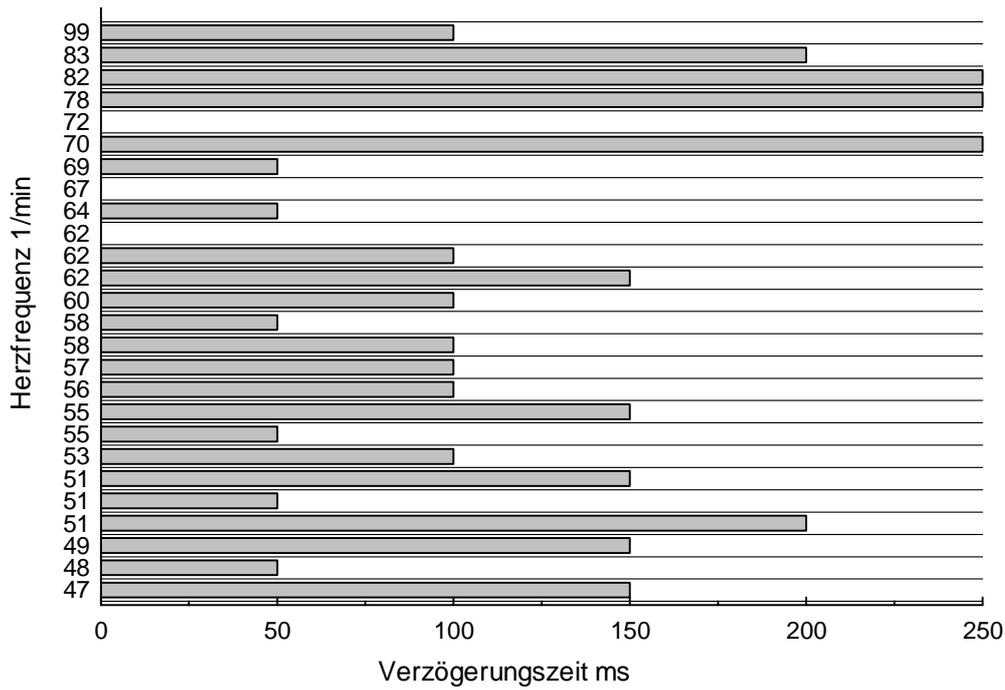


Abb. 4.17: Optimale Verzögerungszeit in Abhängigkeit der Herzfrequenz für die rechte Koronararterie nach Fällen

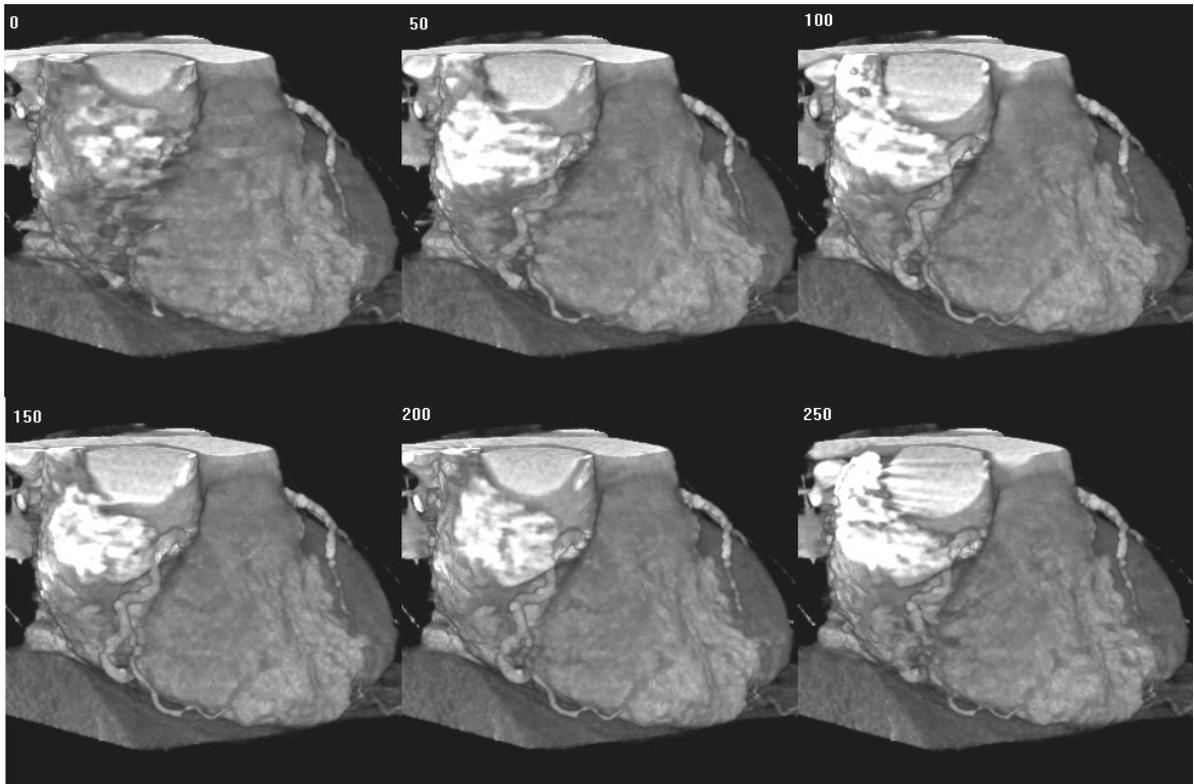


Abb. 4.18: VRT-Bildserie der rechten Koronararterie eines Patienten (mittlere Herzfrequenz 51/min). Optimale Darstellung bei 150ms. Hierbei ist auf die Darstellung des R. ventricularis dexter zu achten. Abnehmende Qualität durch Bewegungsartefakte bei den zeitlich davor und dahinter liegenden Darstellungen.

4.4 Bildqualität und Herzfrequenz

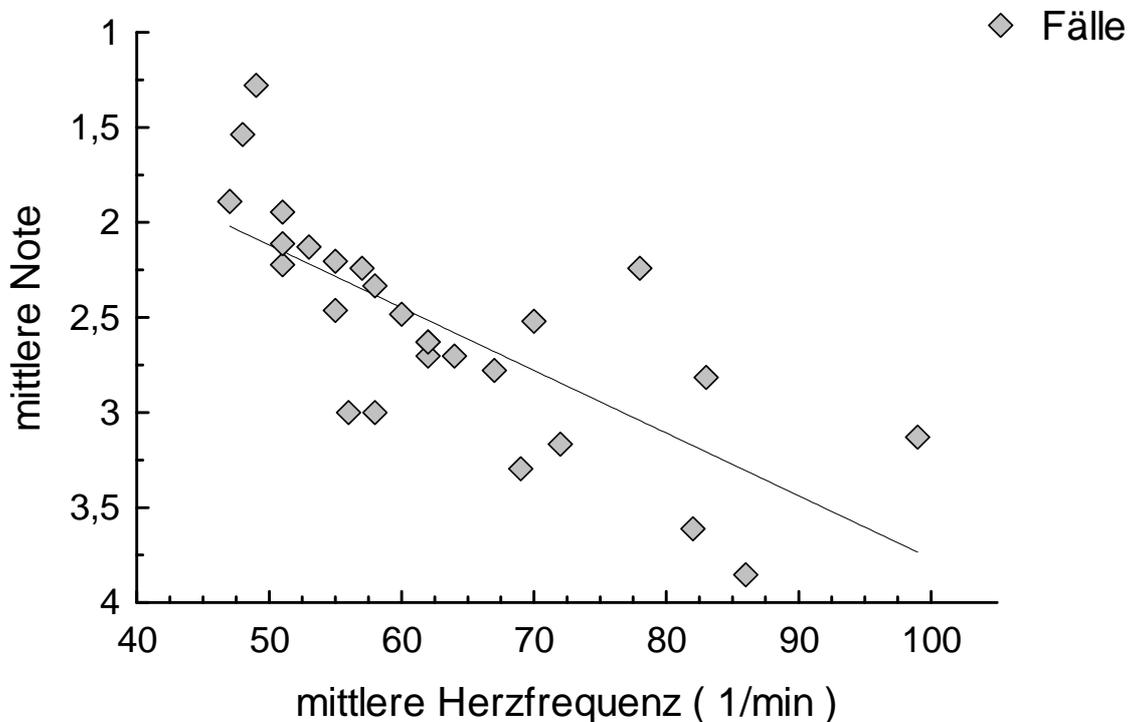
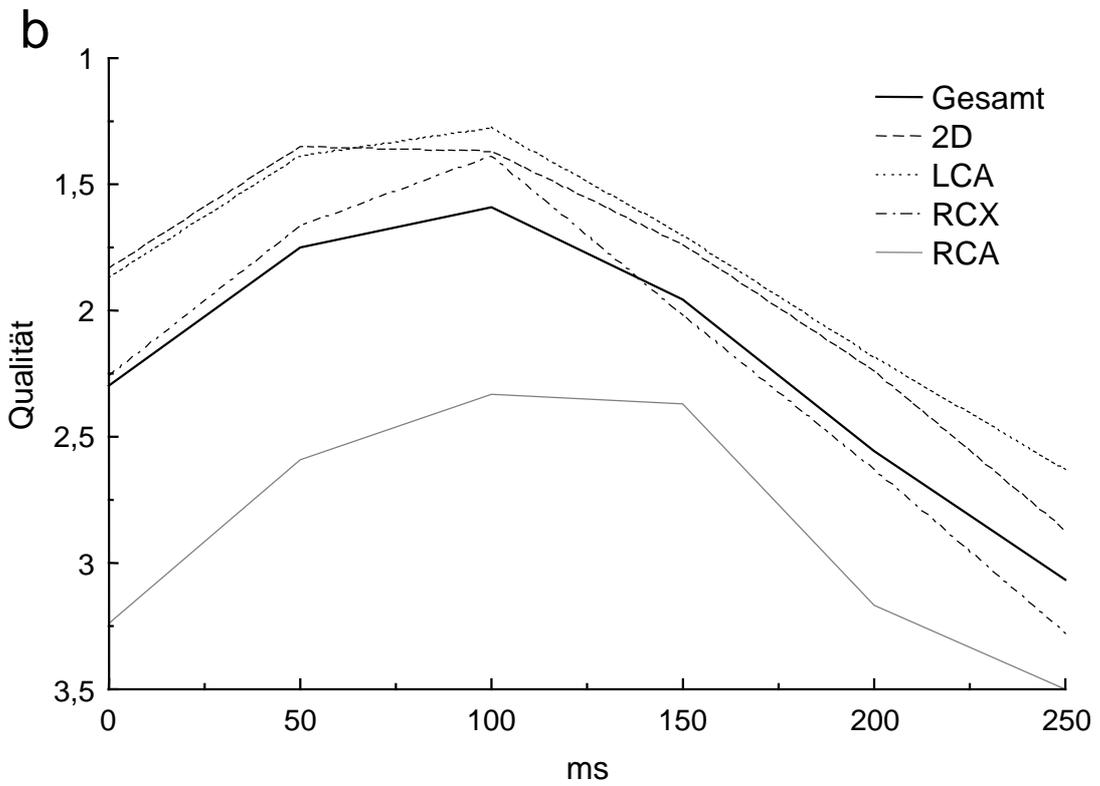
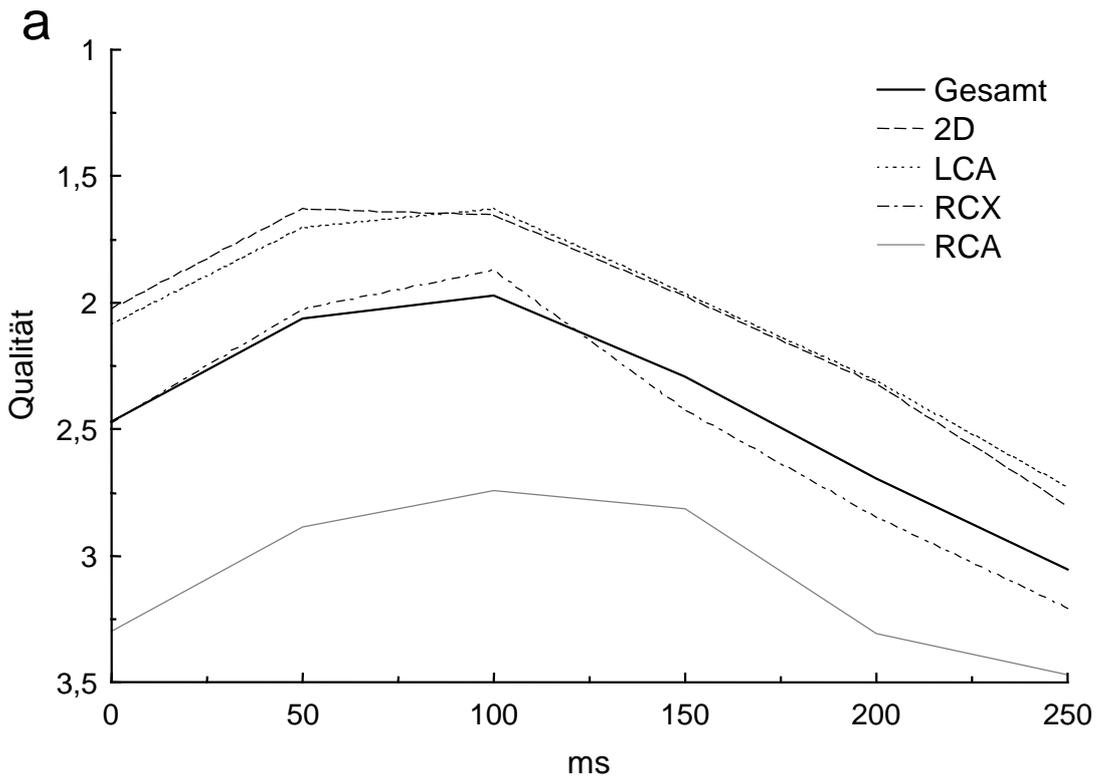


Abb. 4.19: Mittlere Benotung in Abhängigkeit der Herzfrequenz. Die Ordinatenbeschriftung ist invertiert.

Bei Mittelung der Noten über das bei allen Fällen durchgeführte Rekonstruktionsintervall von 250ms zeigt sich die in Abb. 4.19 wiedergegebene Punktwolke. Grundlage der Berechnung waren die dreidimensionalen VRT-Darstellungen, der Ordinatenwert ist somit als Beurteilung der Gefäßdarstellung aufzufassen. Durch diese Art der graphischen Darstellung werden zwar die Rekonstruktionsverzögerung und die Lokalisation als Variablen nicht berücksichtigt, die Gesamtqualität ist jedoch gut ablesbar. Anhand der Regressionsgerade ist ein Abfall der Qualität mit zunehmender Herzfrequenz zu erkennen ($r_s=0,74$; $r^2=0,53$). Die nicht lineare Korrelation wird auch durch die Eigenschaften des ACV-Algorithmus bedingt, weil die erreichbare Zeitauflösung insbesondere bei Herzfrequenzen um 80/min sich wieder verbessert. Insgesamt ist die Qualität bei höheren Frequenzen zudem größeren Schwankungen unterworfen.



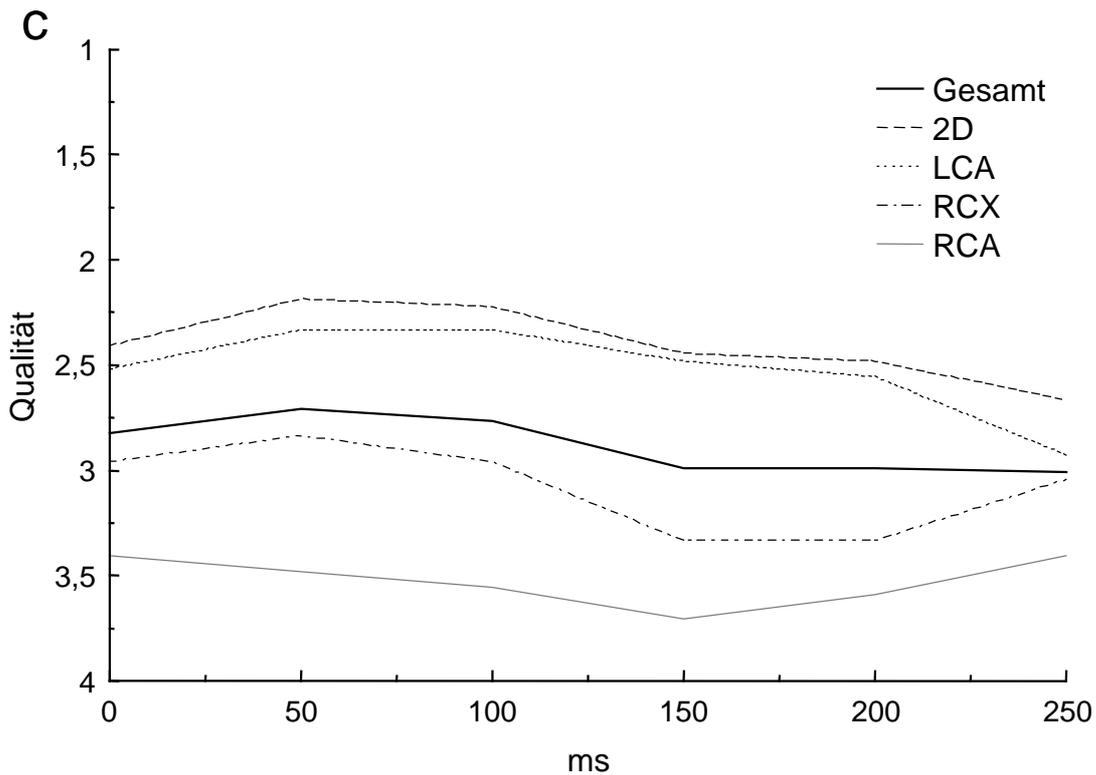
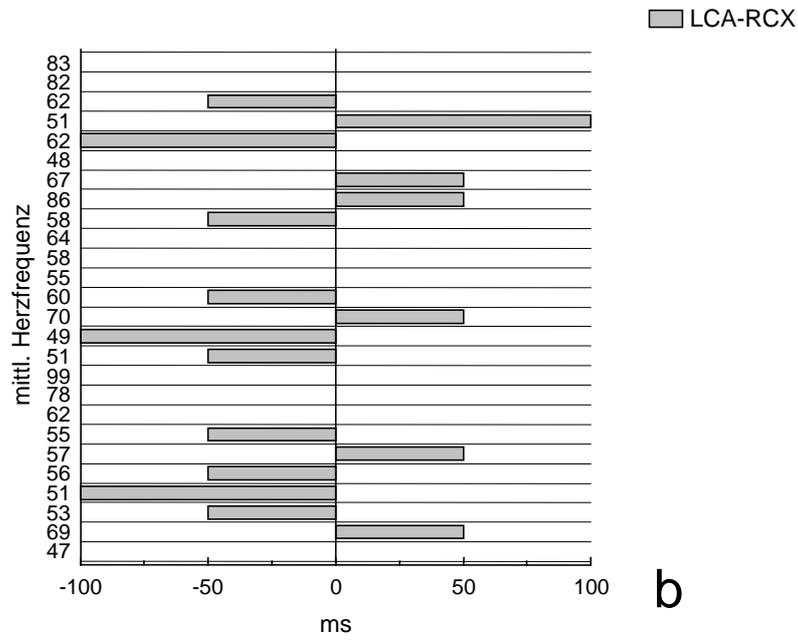
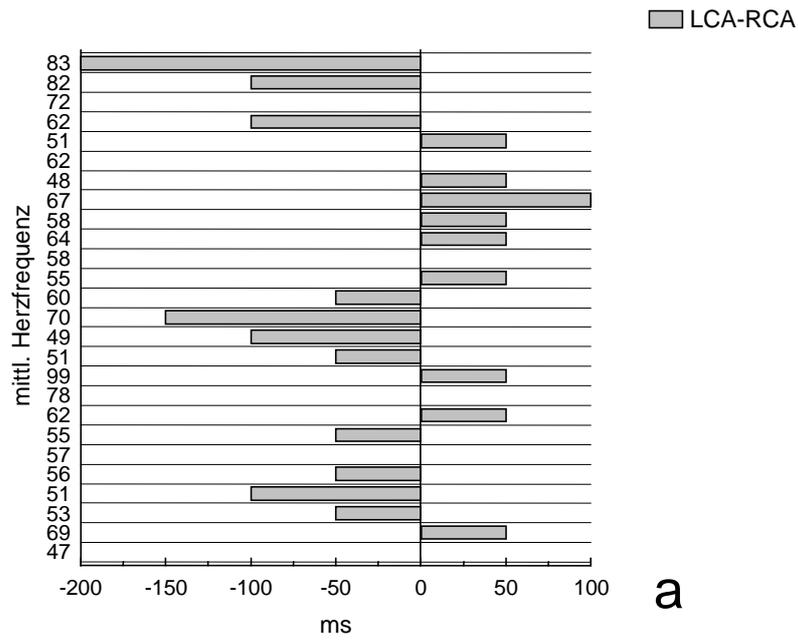


Abb. 4.20: Darstellung der mittleren Benotung in Abhängigkeit des Rekonstruktionsfensters. Die Ordinate beschriftung ist invertiert. Die Graphen a-c zeigen die Ergebnisse für das gesamte Kollektiv. Die Abbildung b und c zeigen jeweils die Ergebnisse für die Gruppe mit einer Herzfrequenz kleiner oder gleich 65/min, bzw. größer 65/min, entsprechend einer Zeitauflösung von 250, bzw. 125-250ms.

Betrachtet man nun, welche Differenzen der einzelnen Gefäßabschnitte sich zueinander für jeden einzelnen Patienten bezüglich der optimalen Zeit ergaben, erhält man die drei Graphen der Abb. 4.21. LCA und RCA konnten in 6 Fällen zum gleichen Zeitpunkt optimal abgebildet werden, LCA und RCX in 10 und RCA und RCX in 11. Die RCA lag mit ihrem Rekonstruktionszeitpunkt in 11 Fällen vor der LCA, der RCX in 10 Fällen vor der LCA und der RCX in 8 Fällen vor dem der RCA.

Die drei Grafiken in Abb. 4.20a-c zeigen noch einmal die Ergebnisse zusammengefasst nach Rekonstruktionszeitpunkten. Abb. 4.20b und c zeigen dieselben Daten, nur aufgeteilt nach Fällen mit einer Herzfrequenz von $\leq 65/\text{min}$ und Fällen mit einer darüber liegenden Herzfrequenz. In der zweiten Gruppe ist ein optimaler Zeitpunkt nicht mehr exakt zu definieren.



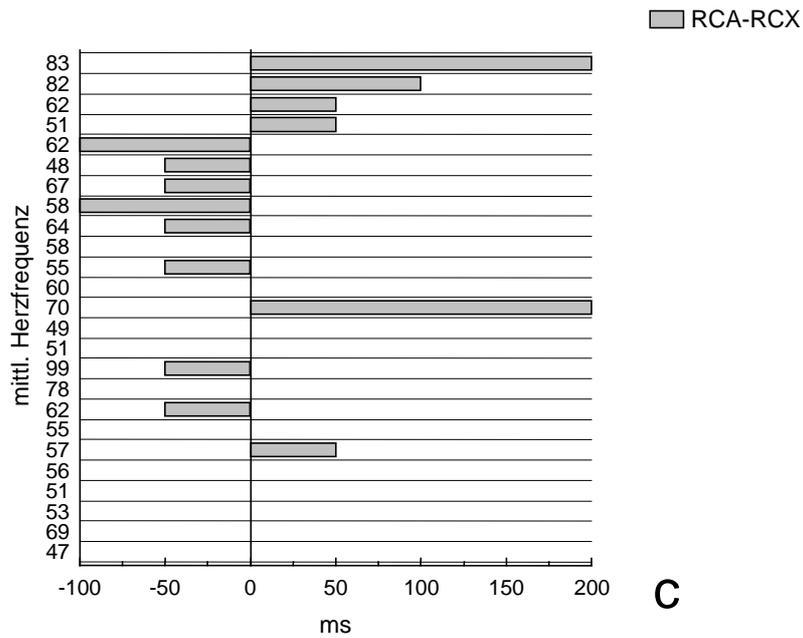


Abb. 4.21: Differenz der Rekonstruktionszeiten der drei Gefäße zueinander zum optimalen Rekonstruktionszeitpunkt nach mittlerer Herzfrequenz. Es sind die einzelnen Fälle unter Angabe der gemittelten Herzfrequenz aufgetragen. Die drei Abbildungen demonstrieren, inwiefern die optimalen Rekonstruktionszeitpunkte der untersuchten Abschnitte auseinander liegen und kein gemeinsamer optimaler Zeitpunkt für alle Gefäßabschnitte gefunden werden konnte. Hier zeigt sich auch, in welchen Fällen mehrere Rekonstruktionszeitpunkte erforderlich waren, um eine qualitativ gute Darstellung der jeweiligen Gefäßabschnitte zu erzielen.

5 Diskussion

Durch die neueste Generation von Computertomographen sind die technischen Voraussetzungen für eine nicht-invasive, hochauflösende Koronarangiographie gegeben [2, 40, 48]. Dies sind vor allem eine niedrige Rotationszeit und die gleichzeitige Akquisition mehrerer Schichten. Die hohe axiale und longitudinale Ortsauflösung schafft außerdem vielfältige Möglichkeiten für die Bildnachbearbeitung in Form von MPR-, MIP- und VRT-Darstellungen [69]. Trotzdem bleibt eine bewegungsaufgelöste CT mit den derzeitigen technischen Gegebenheiten noch limitiert [24].

Unter Verwendung des hier vorgestellten Rekonstruktionsalgorithmus konnte in vielen Fällen eine qualitativ gute Darstellung der Herzkranzgefäße erreicht werden.

Dennoch ist die CT-Angiographie der Herzkranzgefäße nicht unproblematisch und stellt hohe Anforderungen an die Gerätetechnik. Probleme können neben den durch die Herzkontraktion verursachten Bewegungsartefakten vor allem aus dem anatomisch komplexen Verlauf, der engen Nachbarschaft zu anderen anatomischen Strukturen und dem kleinen Gefäßkaliber entstehen. Vor allem die durch die atriale Kontraktion beeinflusste rechte Koronararterie und der R. circumflexus haben sich als problematisch erwiesen.

Bildartefakte durch Atembewegungen können durch die kurze Untersuchungsdauer minimiert werden. Hingegen können die Artefakte, die sich aus einer relativ zum Patienten stattfindenden Bewegung des Herzens - und zwangsläufig auch den Koronarien - ergeben, nicht gänzlich vermieden werden [24, 64]. In der Praxis stellen diese auch den limitierenden Faktor dar. Die Arbeit von Achenbach et al. zeigt eine gute Sensitivität und Spezifität hinsichtlich des Erkennens koronarer Läsionen, vorausgesetzt die Bildqualität lässt eine Beurteilung zu [1]. Es war nur in 30% der Fälle möglich, das Koronargefäßsystem zu beurteilen.

Die Bildqualität korreliert negativ mit der Herzfrequenz. In Publikationen verschiedener Autoren wurde dieser Zusammenhang beschrieben, und eine niedrige Herzfrequenz als Grundvoraussetzung für eine artefaktarme und klinisch verwertbare Koronarangiographie mittels MSCT [27, 31, 60, 61, 70] genannt.

Auch bei den eigenen Untersuchungen ist dieser Zusammenhang deutlich geworden und zeigt sich in besonderem Maße bei der rechten Koronararterie und dem Ramus circumflexus, die sich auch insgesamt in schlechterer Qualität darstellen ließen. Bei der linken Koronararterie hingegen ist dieser Effekt vorhanden, aber geringer ausgeprägt (s. Abb. 4.8, Abb. 4.13 und Abb. 4.16). Wang et al. haben, wie eingangs erwähnt, in diesem Zusammenhang bei der Quantifizierung der Koronarbewegung festgestellt, dass die RCA die geringste Ruheperiode und die größte Bewegungsamplitude aufweist.

Definitionsgemäß bestand diese Ruheperiode, wenn in allen untersuchten Projektionsebenen der Gefäßabschnitt sich um weniger als 1mm bewegt hat. Die Auswertung erfolgte anhand von Katheterangiographien mit einer Bildrate von 30/s, entsprechend einer Zeitauflösung von 33ms, und ist somit als relativ exakt einzustufen. Dies macht die Ergebnisse dieser Studie den durch nicht-invasive Methoden gewonnenen überlegen.

Bei Herzfrequenzen über 65/min nähert sich die Ruheperiode sowohl für die linke als auch für die rechte Koronararterie ca. 70ms an und liegt somit unter der möglichen Zeitauflösung von minimal 125ms [78].

Die Verkürzung der Ruheperiode betrifft Frequenzen von 45-65 Schlägen/min und ist für die linke Koronararterie weniger ausgeprägt als für die rechte. Als Restriktion gilt anzumerken, dass keine Korrelation zum EKG durchgeführt wurde und somit die Ergebnisse nur eine ungefähre Aussage zum Zeitpunkt der Ruheperiode innerhalb des Herzzyklus erlauben. Bei niedrigen Frequenzen (< 60/min) hingegen kann die Ruheperiode jedoch ausreichend lang für die Datenakquisition sein. Dies gilt auch hier weniger für die rechte Koronararterie.

Ähnliches wurde auch in anderen Studien festgestellt [30, 54]. In der Arbeit von Mao et al., die mit der Elektronenstrahltomographie durchgeführt wurde, ergab sich bezüglich des Bewegungsausmaßes in abnehmender Reihenfolge: RCA, RCX, LCA. Die Geschwindigkeit variierte hier von 22.4-108.6 mm/s [54]. Abgangsnah waren die Gefäße meist gut darstellbar. Mit zunehmender Herzfrequenz verschlechterte sich vor allem die Darstellung peripherer Gefäßabschnitte und des mittleren Anteils der rechten Koronararterie [70].

In mehreren Studien wurde außerdem aufgrund des deutlichen Zusammenhanges zwischen Herzfrequenz und Abbildungsqualität daher unter Beachtung der Kontra-

indikationen der Einsatz eines β -Adrenozeptorantagonisten zur Senkung und Regularisierung der Herzfrequenz in der Praxis eingesetzt [59, 66].

Eine relativ zum Patienten ablaufende Bewegung, wie sie beim schlagenden Herzen auftritt, resultiert ohne EKG-Synchronisation bei der MSCT in einer wechselnden Schichtzuordnung bestimmter Objektbereiche. Im Gegensatz dazu tritt bei nur einer Detektorzeile ein sich in Relativbewegung befindliches Objekt entsprechend seiner Bewegungsrichtung aus der Schichtebene heraus und ist dann entweder gar nicht oder über mehrere z-Positionen sichtbar.

Zur Vermeidung von Bewegungsartefakten muss die Objektgeschwindigkeit gegen den Tischvorschub klein gehalten werden. Bei Verwendung des retrospektiven Gatings entscheidet die momentane Phasenlage des zu untersuchenden Objektes über die Abbildungseigenschaften [24]. Amplitude und Geschwindigkeit der Bewegung wirken sich direkt aus, besonders dann, wenn unterschiedliche Geschwindigkeiten, wie sie die verschiedenen Gefäßabschnitte beim Herzen zeigen, simultan ablaufen.

Dies ist insofern von Bedeutung, als sich hierin die eigene Beobachtung bestätigt, dass bestimmte Gefäßabschnitte scheinbare Kaliberschwankung (s.o.) aufwiesen oder gar nicht zur Darstellung kamen. Graf et al. haben aufgrund der Tatsache, dass sich die z-Position des Gesamtscanbandes auf die Intensität der Darstellung auswirkt, auch den positiven Effekt einer prospektiven Triggerung des Scanstarts diskutiert, vor allem für eine verbesserte Reproduzierbarkeit von Calcium-Scoring-Messungen.

Die Auswertung der unterschiedlichen Verzögerungszeiten hat ergeben, dass sich bei Herzfrequenzen unter 65/min die höchste Abbildungsqualität in der mittleren bis späten Diastole, entsprechend einer Verzögerungszeit von 50-100ms, ergibt (s. Abb. 4.20b). Dies entspricht einem Rekonstruktionsbeginn von 300-350ms bei einer Zeitauflösung von 250ms (65-70% des RR-Zyklus bei einer Schlagfrequenz von 60/min).

Die genaue Lage innerhalb des Herzzyklus verschiebt sich in Abhängigkeit der Herzfrequenz. Es gilt anzumerken, dass, mit abnehmendem RR-Intervall, sich der Rekonstruktionszeitpunkt immer weiter zur Systole hin verlagert. Dadurch, dass bei den eigenen Untersuchungen das Ende der Rekonstruktion als Parameter verwendet wurde, variiert der Startpunkt der Rekonstruktion im RR-Intervall nicht in dem Ausmaß, wie man es erwarten würde, wenn stattdessen der Anfangzeitpunkt definiert worden wäre. Durch Umschalten auf den Zwei-Segment-Algorithmus nämlich, mit variabel niedrige-

rer Zeitauflösung, relativiert sich dieser Sachverhalt wieder etwas, so dass eine annähernde Phasenkonstanz innerhalb des Herzzyklus gewährleistet ist.

Weiterhin konnte beobachtet werden, dass bei höheren Frequenzen ab 65/min sich dieser Unterschied wieder nivelliert (s. Abb. 4.20c), der Kurvengipfel ist nicht mehr so stark ausgeprägt. Es treten größere individuelle Schwankungen auf, ein optimaler Rekonstruktionszeitpunkt lässt sich generell, basierend auf den eigenen Ergebnissen, nicht mehr angeben. Eine ähnliche Beobachtung wurde auch von Achenbach et al. gemacht, die bei Vergrößerung des Datenakquisitionsfensters ebenfalls beobachtet haben, dass sich die Bewegungsmaxima der einzelnen Koronarien angleichen. Dies liegt in der Tatsache begründet, dass durch Anhebung des Akquisitionsfensters kleinere Bewegungsauslässe nicht mehr erfasst werden, und folglich nur Durchschnittswerte ermittelt werden. Bei höheren Frequenzen erfasst also der Rekonstruktionszeitpunkt immer einen größeren Bereich, geringe Veränderungen wirken sich nicht so stark aus, die Qualität nimmt insgesamt ab [4]. Dies ist auch durch die abnehmende Diastolendauer im Verhältnis zur Systole mitbestimmt.

In derselben Arbeit wurde ein optimaler Rekonstruktionszeitpunkt für LAD, RCA und RCX bei 48% des RR-Intervalls ermittelt. Diese Studie wurde an einem EBCT-Scanner mit prospektiver Triggerung durchgeführt. Durch retrospektives Gating ist es jedoch nicht mehr notwendig, einen gemeinsamen Zeitpunkt für die Bildrekonstruktion anzugeben. LAD und RCX ließen sich am besten in der späten Diastole, vor der atrialen Kontraktion, darstellen, die RCA in der späten Systole und während der isovolumetrischen Relaxation der frühen Diastole (s. Abb. 5.1).

Der in der Vergangenheit für die EBCT empfohlene prospektive Triggerzeitpunkt von 80% lässt sich somit nur bei niedrigen Herzfrequenzen übertragen und ist insbesondere für die RCA nicht optimal, da er wegen der schlechten Zeitauflösung eventuell schon Bewegungsartefakte der atrialen Kontraktion erfasst. Für die Reproduzierbarkeit und Standardisierung von Calcium-Scoring-Untersuchungen scheint der Ansatz eines einheitlichen Triggerzeitpunktes noch sinnvoll. Die Notwendigkeit zur individuellen Optimierung wurde aber auch hier erkannt und wird für die Koronarangiographie mittels MSCT empfohlen [3].

In einer weiteren, zwischen MSCT und EBCT vergleichenden Arbeit [2], wurde für die EBCT eine prospektive Triggerung bei 40% des RR-Zyklus verwendet, und damit von

dem üblichen Konsens von 80% des RR-Intervalls abgewichen. Für die MSCT wurde die artefaktärmste Darstellung aus einer Rekonstruktionsserie im Abstand von 10% des RR-Intervalls über den gesamten Herzzyklus ausgewählt. Die Auswertung von 30 Patienten bestätigte die oben beschriebene Beobachtung über die Verteilung der besten Rekonstruktionszeitpunkte. Es wurde kein signifikanter Unterschied in der Länge des einsehbaren Gefäßbaums zwischen EBCT und MSCT festgestellt. Jedoch waren trotz prospektiver Triggerung weniger Artefakte in der EBCT zu sehen. Georg et al. konnten in einer methodisch der eigenen ähnlichen Studie, allerdings an einem kleineren Kollektiv von 13 Patienten, einen optimalen Zeitpunkt für die LCA und RCX bei 450ms und für die RCA bei 550ms vor der R-Zacke ermitteln [23]. Es wurden nur Fälle mit einer Herzfrequenz kleiner 70/min eingeschlossen.

Diese dikrote Verteilung der Ruheperioden kann aber anhand der eigenen Untersuchungen nur ansatzweise nachvollzogen werden, da systolische Rekonstruktionen nur in Einzelfällen vorgenommen wurden, und das Rekonstruktionsfenster nicht durchgehend an diese Phase heranreicht. Im Mittel zeigten die eigenen Auswertungen ja auch für die RCA ein Optimum bei 100ms vor der R-Zacke. Mehrere Fälle demonstrierten aber, dass, wenn im Bereich von 50-150ms keine gute Abbildung gelang, frühdiastolische Rekonstruktionen eine qualitativ bessere Darstellung der RCA zeigten. Besonders trifft dies auf diejenigen Fälle zu, die unter der Untersuchung eine Tachykardie von mehr als 70/min aufwiesen. Achenbach et al. beschreiben als Zeitpunkt für die LCA 70-80% und für RCX und RCA 50% [5]. Überträgt man diese Zahlen auf die eigenen Ergebnisse, findet sich eine Übereinstimmung, eingeschränkt auch für die RCA, wo durch einzelne Fälle diese Tendenz angedeutet wurde.

Die Abb. 5.1 veranschaulicht dies exemplarisch anhand einer VRT-Serie eines Patienten mit hoher mittlerer Herzfrequenz (78/min). Die besten Ergebnisse ließen sich in diesem Beispiel mit Ende der Bildrekonstruktion bei 250ms für alle drei Gefäßäste beobachten. Je nach Zeitauflösung und momentaner Länge des RR-Intervalls bedeutet dies eine prozentuale Lage innerhalb des RR-Intervalls von etwa 35-51%, bzw. 125-250ms Zeitauflösung, also ein spätsystolisch bis früh diastolischer Rekonstruktionszeitpunkt.

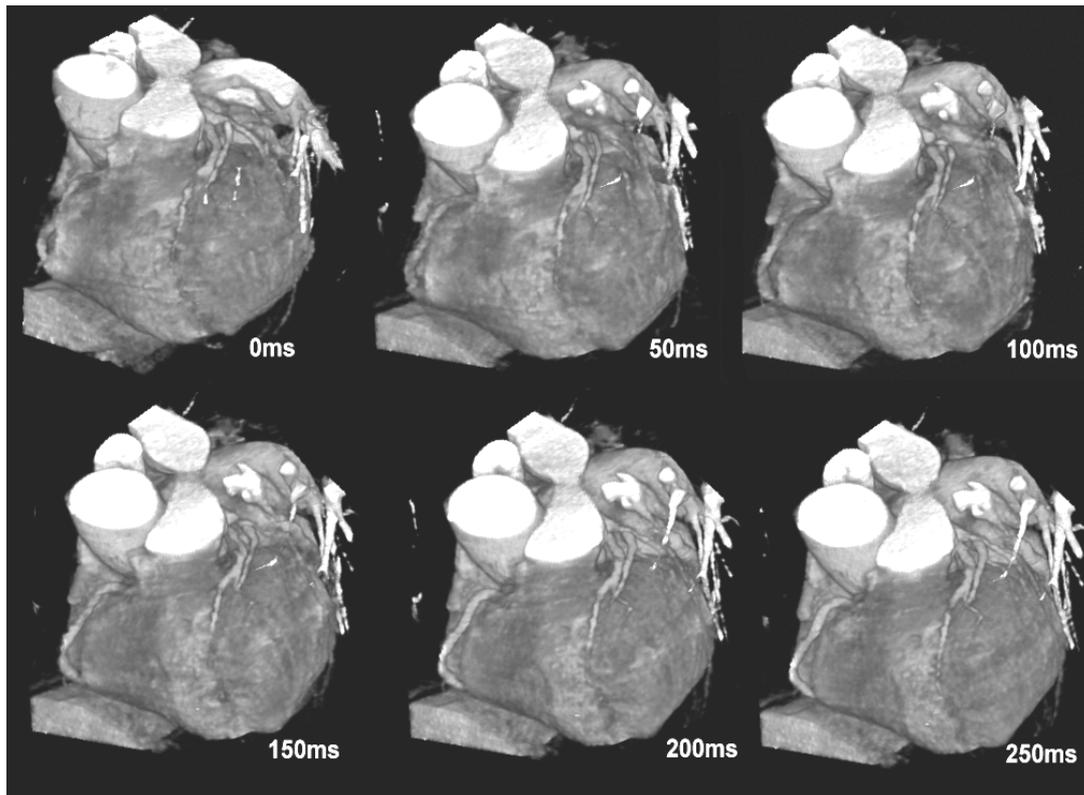


Abb. 5.1: VRT-Bildserie eines Patienten mit höherer Herzfrequenz (78/min). Die beste Darstellung der Koronarien konnte bei einem Rekonstruktionszeitpunkt von 250ms vor der R-Zacke erzielt werden. Besonders die rechte Koronararterie stellt sich erst in den Rekonstruktionen bei 200 und 250ms artefaktarm dar.

Am deutlichsten wirkt sich diese Tatsache auf die Darstellung der rechten Koronararterie aus (vgl. Abb. 5.1). Mao et al. haben mittels EBCT mit einer Zeitauflösung von 100ms einen Triggerzeitpunkt von 50ms vor Ende der T-Welle vorgeschlagen, nachdem das mittlere Segment der RCA in einem großen Kollektiv anhand axialer Schnittbilder auf Bewegungsartefakte hin untersucht wurde. Die Rate an Bewegungsartefakten lag hier bei 3% [53].

Eine Differenzierung zwischen verschiedenen Herzfrequenzen haben He et al. in einer umfangreichen (n=151) Studie mittels der EBCT vorgenommen [26]. Sie haben ebenfalls die beschriebenen Ruheperioden in der mittleren Diastole und späten Systole für die RCA nachgewiesen. Dieses biphasische Bewegungsprofil wird bei steigender Frequenz (>64/min) durch ein monophasisches Profil abgelöst, vermutlich weil sich die Diastole relativ stärker als die Systole verkürzt. Die diastolische Ruheperiode verkleinert sich zunehmend.

Bei niedrigen Frequenz wird daher ein Triggerzeitpunkt von etwa 71% (650-800ms nach der R-Zacke), bei höheren Frequenzen von 37%-53% (305-345ms nach der R-Zacke) vorgeschlagen. Diese Ergebnisse beziehen sich auf die RCA und den RCX und sind in der Abbildung Abb. 5.2 wiedergegeben.

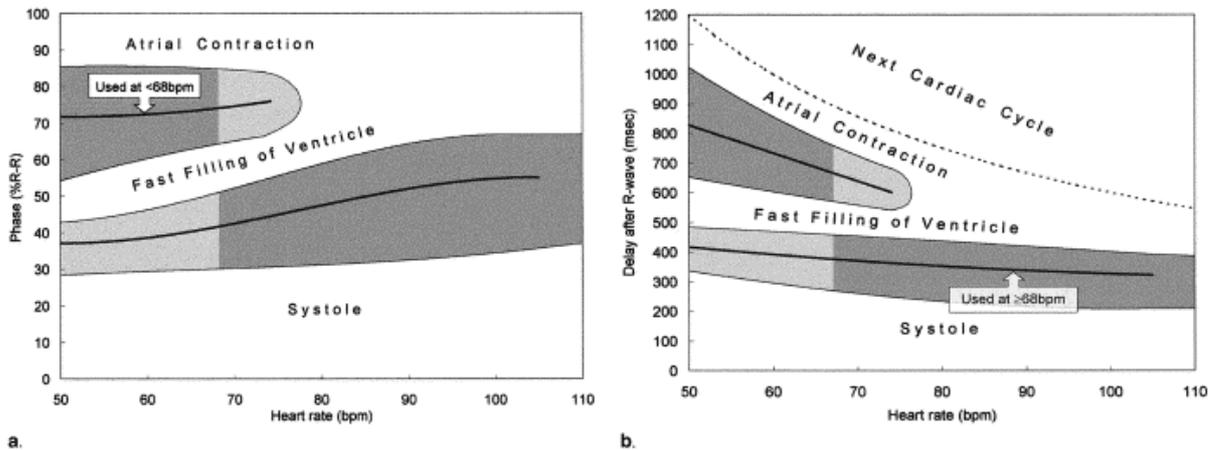


Abb. 5.2: Optimale Triggerphase bzw. Rekonstruktionsverzögerung (Linie) und Ruheperiode (grauer Bereich) in Abhängigkeit der Herzfrequenz. Die dunklen Bereiche markieren den optimalen Bereich. aus [26]

Ähnliche Resultate finden sich auch bei Kopp et al., hier jedoch unter der Verwendung der MSCT mit relativ reverssem Ansatz, und Lu et al, wo sich ebenfalls ähnliche Empfehlungen wie in der Arbeit von He et al. wiederfinden [45, 50]. Durch qualitative Auswertung von 50 Fällen konnten Kopp et al. für die LCA einen optimalen Rekonstruktionszeitpunkt von 60-70%, für den RCX von 50% und für die RCA von 40% nachweisen. Sato et al. haben als Bezugspunkt die P-Welle im Elektrokardiogramm verwendet, um vor der atrialen Kontraktion, am Ende der langsamen, diastolischen Füllungsphase, den Endpunkt der Bildberechnung zu platzieren. So konnten 94% (LCA) und 86% (RCA) der proximalen Gefäßabschnitte ohne Bewegungsartefakte dargestellt werden. Die Herzfrequenz wurde unter Einsatz eines Betarezeptorantagonisten (Metoprolol 20-60mg p.o.) kleiner 64/min gehalten [66].

Zusammenfassend können diese Beobachtungen möglicherweise durch die Physiologie der Herzkontraktion erklärt werden. Am Ende der Systole, nach der Austreibungsphase, schließt sich die isovolumetrische Relaxation an, bevor der schnelle diastolische Blutstrom stattfindet. Während dieser Zeit kehrt sich die Bewegung der Koronarien um und verlangsamt sich, so dass sie während dieser Zeit minimal ist. Während der schnel-

len diastolischen Ventrikelfüllung ist eine Bildgebung häufig mit Artefakten behaftet. Hingegen kann vor der atrialen Kontraktion eine Ruheperiode genutzt werden. Bei zunehmender Frequenz verringert sich die Diastolendauer verhältnismäßig stärker und die spätdiastolische Ruheperiode verkleinert sich. Die Länge der spätsystolischen Ruheperiode bleibt hingegen annähernd konstant.

Aktuell wird der Nutzen der Mehr-Segment-Algorithmen anhand von Studien kontrovers diskutiert [25]. Dies lässt sich auch darauf zurückführen, dass der Zugewinn an Zeitauflösung bei der Bildberechnung aus mehreren Segmenten eine Verbreiterung der Schicht- und Sensitivitätsprofile bewirkt. Diese Beobachtung wurde besonders für die 4-Zeilen-Technik gemacht.

Eine zusätzlicher Fortschritt ist von der 16-Zeilen-Technik mit nochmals verringerter Gantryrotationszeit von 0,42s und verbesserten Rekonstruktionsalgorithmen zu erwarten. Diese befindet sich momentan in der klinischen Erprobung [18, 19, 28, 34]. Grundsätzlich sind die hier vorgestellten Ergebnisse aber auch auf diese neue Gerätegeneration übertragbar.

6 Zusammenfassung

Durch die Mehrschichtspiralcomputertomographie ist eine nicht invasive Koronarangiographie realisierbar. Bewegungsartefakte stellen die wichtigste Ursache mangelnder Beurteilbarkeit der Koronarien dar. Es konnte gezeigt werden, dass eine möglichst niedrige Herzfrequenz der wichtigste Faktor für eine hohe Abbildungsqualität der retrospektiv EKG-synchronisierten MSCT ist.

Auch unter Verwendung eines Zwei-Segment-Rekonstruktionsalgorithmus mit einer maximalen zeitlichen Auflösung von 125ms, die nominell in Nähe anderer bildgebender Verfahren (EBCT 100ms, MRT 70-140ms) liegt, ist eine zuverlässig gute Bildqualität bei Frequenzen über 60 Schlägen/min nicht zu erreichen. Als Konsequenz ist zu fordern, dass eine CT-Angiographie der Koronararterien mit aktueller Gerätetechnik nur bei niedrigen Herzfrequenzen oder nach Prämedikation mit einem β -Rezeptorantagonisten durchgeführt wird.

Die eigenen Ergebnisse haben gezeigt, dass häufig mehrere Rekonstruktionen zu unterschiedlichen Zeiten angefertigt werden mussten, um eine gute Bildqualität zu erhalten (vgl. Abb. 4.21).

Für den Zeitpunkt der Rekonstruktion gilt bei einer Herzfrequenz unter 65/min, dass zunächst eine mittel- bis spätdiastolische Rekonstruktion versucht werden sollte. Gute Ergebnisse sind bei einem Rekonstruktionszeitpunkt von 50-150ms (ca. 70% des RR-Intervalls), entsprechend der mittleren bis späten Diastole, vor der R-Zacke zu erwarten. Die LCA ist sehr zuverlässig abzubilden. Verschiebungen des Rekonstruktionsfensters innerhalb der mittleren bis späten Diastole ergaben nur einen geringen Einfluss auf die resultierende Bildqualität. Der RCX ließ sich im Vergleich zur LCA in weniger Fällen zufriedenstellend darstellen, kann aber meist in demselben Rekonstruktionsfenster wie die LCA erfasst werden. Die RCA war aufgrund des ausgeprägten Bewegungsprofils und der im Vergleich zur LCA kürzeren relativen Ruhephase nur unzureichend abzubilden. Hier eignet sich, falls in einem der LCA angepassten Fenster (50-150ms) kein gutes Ergebnis erzielt werden konnte, ein endsystolisch gelegener Zeitpunkt für die Rekonstruktion. Dieser sollte etwa bei ca. 40% des RR-Intervalls liegen.

Es bleibt festzuhalten, dass insbesondere bei höheren Herzfrequenzen ($> 60/\text{min}$) für eine qualitativ gute Darstellung der Koronararterien spezifische Rekonstruktionsfenster für die einzelnen Gefäße nötig sein können. Durch die Spiral-CT mit retrospektiver Bildrekonstruktion sind angepasste Rekonstruktionen möglich. Der hierfür benötigte Zeitaufwand wird mit kommenden Geräte- und Rechnergenerationen sinken.

Eine möglichst niedrige Herzfrequenz vereinfacht den gesamten Prozess, da in der Regel ein Rekonstruktionsfenster für alle Gefäße ausreicht und ein breites Fenster in der mittleren bis späten Diastole vorliegt.

In dem untersuchten Kollektiv ließ sich aufgrund der gefundenen Streubreite kein einzelnes, allgemein verwendbares Fenster definieren.

Literatur

1. **Achenbach, S., Giesler, T. et al. (2001)** Detection of coronary artery stenoses by contrast-enhanced, retrospectively electrocardiographically-gated, multislice spiral computed tomography. *Circulation*. 103: 2535-8
2. **Achenbach, S., Giesler, T. et al. (2003)** Comparison of image quality in contrast-enhanced coronary-artery visualization by electron beam tomography and retrospectively electrocardiogram-gated multislice spiral computed tomography. *Invest Radiol*. 38: 2003, 119-28
3. **Achenbach, S., Daniel, W. G. et al. (2001)** Recommendations for standardization of EBT and MSCT scanning. *Herz*. 26: 273-7
4. **Achenbach, S., Ropers, D. et al. (2000)** In-plane coronary arterial motion velocity: measurement with electron-beam CT. *Radiology*. 216: 457-63
5. **Achenbach, S., Ulzheimer, S. et al. (2000)** Noninvasive coronary angiography by retrospectively ECG-gated multislice spiral CT. *Circulation*. 102: 2823-8
6. **Becker, C. R., Ohnesorge, B. M. et al. (2000)** Current development of cardiac imaging with multidetector-row CT. *Eur J Radiol*. 36: 97-103
7. **Becker, C. R., Schatzl, M. et al. (1998)** Technical bases and acquisition conditions of electron-beam computed tomography. *Radiologe*. 38: 987-92
8. **Betsou, S., Efstathopoulos, E. P. et al. (1998)** Patient radiation doses during cardiac catheterization procedures. *Br J Radiol*. 71: 1998, 634-9
9. **Boese, J. M., Bahner, M. L. et al. (2000)** Optimizing temporal resolution in CT with retrospective ECG gating. *Radiologe*. 40: 123-9

10. **Botnar, R. M., Stuber, M. et al. (2000)** Free-breathing 3D coronary MRA: the impact of "isotropic" image resolution. *J Magn Reson Imaging.* 11 : 389-93
11. **Braunwald, E. (1996)** Acute myocardial infarction--the value of being prepared. *N Engl J Med.* 334: 1996, 51-2
12. **Cohnen, M., Poll, L. et al. (2001)** Radiation exposure in multi-slice CT of the heart. *Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr.* 173: 295-9
13. **Cournand, A. F., Ranges, H. S. (1941)** Catheterization of the right auricle in man. *Proc. Soc. Exp. Biol. Med.* 46:462
14. **Danias, P. G., Manning, W. J. (2000)** Coronary MR angiography: current status. *Herz.* 25: 431-9
15. **de, Bono D. (1993)** Complications of diagnostic cardiac catheterisation: results from 34,041 patients in the United Kingdom confidential enquiry into cardiac catheter complications. The Joint Audit Committee of the British Cardiac Society and Royal College of Physicia. *Br Heart J.* 70: 1993, 297-30
16. **Dodge, J. T. J., Brown, B. G. et al. (1992)** Lumen diameter of normal human coronary arteries. Influence of age, sex, anatomic variation, and left ventricular hypertrophy or dilation. *Circulation.* 86 : 232-46
17. **Flohr, T., Ohnesorge, B. (2001)** Pulse-rate adaptive optimization of spatial and temporal resolution for ECG-gated multislice spiral CT of the heart. *J Comput Assist Tomogr.* 25 : 907-23
18. **Flohr, T., Bruder, H. et al. (2002)** New technical developments in multislice CT, part 2: sub-millimeter 16-slice scanning and increased gantry rotation speed for cardiac imaging. *Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr.* 174: 1022-7
19. **Flohr, T., Stierstorfer, K. et al. (2002)** New technical developments in multislice CT—Part 1: Approaching isotropic resolution with sub-millimeter 16-slice scanning. *Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr.* 174: 839-45

20. **Forssmann W. (1929)** Catheterization of the right heart. *Klinische Wochenschrift*. No. 45:2085-7
21. **Fuchs, T. O., Kachelriess, M. et al. (2000)** System performance of multislice spiral computed tomography. *IEEE Eng Med Biol Mag.* 19: 63-70
22. **Fuchs, T., Kachelriess, M. et al. (2000)** Technical advances in multi-slice spiral CT. *Eur J Radiol.* 36: 69-73
23. **Georg, C., Kopp, A. et al. (2001)** Optimizing image reconstruction timing for the RR interval in imaging coronary arteries with multi-slice computerized tomography. *Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr.* 173: 536-41
24. **Graf, H., Heuschmid, M. et al. (2002)** Characterization of motion artifacts in multi-slice spiral CT. *Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr.* 174: 1301-8
25. **Halliburton, S. S., Stillman, A. E. et al. (2003)** Do segmented reconstruction algorithms for cardiac multi-slice computed tomography improve image quality?. *Herz.* 28: 20-31
26. **He, S., Dai, R. et al. (2001)** Optimal electrocardiographically triggered phase for reducing motion artifact at electron-beam CT in the coronary artery. *Acad Radiol.* 8: 48-56
27. **Herzog, C., Ay, M. et al. (2001)** Visualization techniques in multislice CT-coronary angiography of the heart. Correlations of axial, multiplanar, three-dimensional and virtual endoscopic imaging with the invasive diagnosis. *Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr.* 173: 341-9
28. **Heuschmid, M., Kuttner, A. et al. (2002)** Visualization of coronary arteries in CT as assessed by a new 16 slice technology and reduced gantry rotation time: first experiences. *Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr.* 174: 2002, 721-4
29. **Higgins, C. (2000)** Cardiac Imaging. *Radiology.* 217: 4-10

30. **Hofman, M. B., Wickline, S. A. et al. (1998)** Quantification of in-plane motion of the coronary arteries during the cardiac cycle: implications for acquisition window duration for MR flow quantification. *J Magn Reson Imaging*. 8: 568-76
31. **Hong, C., Becker, C. R. et al. (2001)** ECG-gated reconstructed multi-detector row CT coronary angiography: effect of varying trigger delay on image quality. *Radiology*. 220: 712-7
32. **Hui Hu (1999)** Multi-slice helical CT: Scan and reconstruction. *Med Phys*. 26-1
33. **Hui, H., Pan, T. et al. (2000)** Multislice helical CT: image temporal resolution. *IEEE Trans Med Imaging*. 19: 384-90
34. **Jakobs, T. F., Becker, C. R. et al. (2002)** CT angiography of the coronary arteries with a 16-row spiral tomograph. Effect of spatial resolution on image quality. *Radiologe*. 42: 733-8
35. **Jakobs, T. F., Becker, C. R. et al. (2002)** Multislice helical CT of the heart with retrospective ECG gating: reduction of radiation exposure by ECG-controlled tube current modulation. *Eur Radiol*. 12: 1081-6
36. **Janowitz, W. R. (2001)** Current status of mechanical computed tomography in cardiac imaging. *Am J Cardiol*. 88 : 35-8
37. **Kachelriess, M., Ulzheimer, S. et al. (2000)** ECG-correlated image reconstruction from subsecond multi-slice spiral CT scans of the heart. *Med Phys*. 27: 1881-902
38. **Kalender, W. A. (1994)** Principles and applications of spiral CT. *Nucl Med Biol*. 21: 693-9
39. **Kalender, W. A. (1999)** *Basics and techniques of spiral CT*. *Radiologe*, 39: 809-19
40. **Kalender, W. A., Kachelriess, M. et al. (2000)** Subsecond multislice spiral CT as an alternative to electron beam computerized tomography. *Z Kardiol*. 89 Suppl 1: 50-4
41. **Klingenbeck-Regn, K., Flohr, T. et al. (2002)** Strategies for cardiac CT imaging. *Int J Cardiovasc Imaging*. 18: 143-51

42. **Klingenbeck-Regn, K., Schaller, S. et al. (1999)** Subsecond multi-slice computed tomography: basics and applications. *Eur J Radiol.* 31: 110-24
43. **Knez, A. , Becker, CH. Et al. (2000)** Bildgebende Verfahren in der Diagnostik des Herzens. *Radiologe.* 40: 103-110
44. **Kopp, A. F., Ohnesorge, B. et al. (2000)** Cardiac multidetector-row CT: first clinical results of retrospectively ECG-gated spiral with optimized temporal and spatial resolution. *Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr.* 172: 429-35
45. **Kopp, A. F., Schroeder, S. et al. (2001)** Coronary arteries: retrospectively ECG-gated multi-detector row CT angiography with selective optimization of the image reconstruction window. *Radiology.* 221: 683-8
46. **Lackner, K., Landwehr, P. et al. (1988)** Conventional computerized tomography of the heart. *Int J Card Imaging.* 3: 39-45
47. **Lackner, K., Thurn, P. (1981)** Computed tomography of the heart: ECG-gated and continuous scans. *Radiology.* 140: 413-20
48. **Leber, A. W., Knez, A. et al. (2003)** Non-invasive intravenous coronary angiography using electron beam tomography and multislice computed tomography. *Heart.* 89: 2003, 633-9
49. **Lipton, M. J., Higgins, C. B. et al. (1985)** Computed tomography of the heart: evaluation of anatomy and function. *J Am Coll Cardiol.* 5: 55S-69S
50. **Lu, B., Mao, S. S. et al. (2001)** Coronary artery motion during the cardiac cycle and optimal ecg triggering for coronary artery imaging. *Invest Radiol.* 36: 250-6
51. **Mahnken, A. H., Wildberger, J. E. et al. (2003)** Value of 3D-volume rendering in the assessment of coronary arteries with retrospectively ECG-gated multislice spiral CT. *Acta Radiol.* 44: 2003, 302-9

52. **Mao, S. S., Oudiz, R. J. et al. (1996)** Variation of heart rate and electrocardiograph trigger interval during ultrafast computed tomography. *Am J Card Imaging.* 10 : 239-43
53. **Mao, S., Budoff, M. J. et al. (2001)** Optimal ECG trigger point in electron-beam CT studies: three methods for minimizing motion artifacts. *Acad Radiol.* 8: 1107-15
54. **Mao, S., Lu, B. et al. (2000)** Coronary artery motion in electron beam tomography. *J Comput Assist Tomogr.* 24: 253-8
55. **McCollough, C. H. (2003)** Patient dose in cardiac computed tomography. *Herz.* 28: 2003, 1-6
56. **McCollough, C. H., Zink, F. E. (1999)** Performance evaluation of a multi-slice CT system. *Med Phys.* 26: 2223-30
57. **Morin, R. L., Gerber, T. C. et al. (2003)** Radiation dose in computed tomography of the heart. *Circulation.* 107: 2003, 917-22
58. **Moshage, W., Achenbach, S. et al. (1998)** Possibilities and limits of electron beam tomography. *Z Kardiol.* 87: 522-7
59. **Nieman, K., Cademartiri, F. et al. (2002)** Reliable noninvasive coronary angiography with fast submillimeter multislice spiral computed tomography. *Circulation.* 106 : 2051-4
60. **Nieman, K., Rensing, B. J. et al. (2002)** Non-invasive coronary angiography with multislice spiral computed tomography: impact of heart rate. *Heart.* 88: 470-4
61. **Ohnesorge, B., Flohr, T. et al. (2000)** Cardiac imaging with rapid, retrospective ECG synchronized multilevel spiral CT. *Radiologe.* 40: 111-7
62. **Ohnesorge, B., Flohr, T. et al. (1999)** The technical bases and uses of multi-slice CT. *Radiologe.* 39: 923-31
63. **Rensing, B. J., Bongaerts, A. H. et al. (1999)** Intravenous coronary angiography using electron beam computed tomography. *Prog Cardiovasc Dis.* 42: 139-48

64. **Ritchie, C. J., Godwin, J. D. et al. (1992)** Minimum scan speeds for suppression of motion artifacts in CT. *Radiology*. 185: 37-42
65. **Sagel, S. S., Weiss, E. S. et al. (1977)** Gated computed tomography of the human heart. *Invest Radiol*. 12: 563-6
66. **Sato, Y., Kanmatsuse, K. et al. (2003)** Noninvasive coronary artery imaging by multislice spiral computed tomography. *Circ J*. 67: 2003, 107-11
67. **Schaller, S., Flohr, T. et al. (2000)** Spiral interpolation algorithm for multislice spiral CT—part I: theory. *IEEE Trans Med Imaging*. 19: 822-34
68. **Schmidt R.F., Thews G. (1995)** *Physiologie des Menschen*. Springer Verlag:448-497
69. **Schorn, C., Obenauer, S. et al. (1999)** Slice sensitivity profile and image pixel noise of multi-slice spiral CT in comparison with single slice spiral CT. *Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr*. 171: 219-25
70. **Schroeder, S., Kopp, A. F. et al. (2002)** Influence of heart rate on vessel visibility in noninvasive coronary angiography using new multislice computed tomography: experience in 94 patients. *Clin Imaging*. 26: 106-11
71. **Siegenthaler, W. (2001)** *Klinische Pathophysiologie*. Thieme Verlag:591-649
72. **Silbernagel, S., Lang, F. (1998)** *Taschenatlas der Pathophysiologie*. Thieme Verlag
73. **Sones, F. M., Jr., Shivey, E. K. et al. (1959)** Cinecoronary arteriography (Abstract). *Circulation* 20:773
74. **Spuentrup, E., Botnar, R. M. et al. (2002)** Technical aspects of MR coronary angiography. *Z Kardiol*. 91: 107-24
75. **Taguchi, K., Anno, H. (2000)** High temporal resolution for multislice helical computed tomography. *Med Phys*. 27: 861-72

76. **Taguchi, K., Aradate, H. (1998)** Algorithm for image reconstruction in multi-slice helical CT. *Med Phys.* 25: 550-61
77. **Ter-Pogossian, M. M., Weiss, E. S. et al. (1976)** Computed tomography of the heart. *Am J Roentgenol.* 127: 79-90
78. **Wang, Y., Vidan, E. et al. (1999)** Cardiac motion of coronary arteries: variability in the rest period and implications for coronary MR angiography. *Radiology.* 213: 751-8
79. **Watanuki, A., Yoshino, H. et al. (2000)** Quantitative evaluation of coronary stenosis by coronary magnetic resonance angiography. *Heart Vessels.* 15(4): 159-66
80. **Weisser, G., Lehmann, K. J. et al. (1998)** Performance of electron-beam CT: continuous-volume-scan compared to spiral CT. *Radiologe.* 38: 993-8
81. **Weisser, G., Lehmann, K. J. et al. (1999)** Dose and image quality of electron-beam CT compared with spiral CT. *Invest Radiol.* 34: 415-20
82. **Woodhouse, C. E., Janowitz, W. R. et al. (1997)** Coronary arteries: retrospective cardiac gating technique to reduce cardiac motion artifact at spiral CT. *Radiology.* 204: 566-9
83. **Zimmerman, H. A., Scott, R. W. et al. (1950)** Catheterization of the left side of the heart in man. *Circulation* 1:357

Lebenslauf

Persönliche Daten	Name	Christian Opitz
	Familienstand	ledig
	Staatsangehörigkeit	deutsch
	Geburtsdatum	15.04.1976
	Geburtsort	Bielefeld
	Eltern	Dr. Elke Opitz, geb. Droellner, Ärztin Dr. Armin Opitz, Arzt
Schulbildung / Studium	1982-1986	Martinschule, Bielefeld
	1986-1995	Ratsgymnasium, Bielefeld, Abschluss Abitur
	1996	Beginn des Medizinstudiums an der WWU Münster
	1999	Physikum
	2000	1. Staatsexamen
	2002	2. Staatsexamen
	2003	3. Staatsexamen
Wehrersatzdienst	Rettungssanitäter bei der Arbeitsgemeinschaft Kranken- transport und Rettungsdienst in Bielefeld	
Berufstätigkeit	Seit 02/2004 Tätigkeit als Arzt im Praktikum in der Abteilung für Radiologie und Nuklearmedizin an der Raphaelsklinik, Münster	

Danksagung

Mein Dank gilt Prof. Dr. med. W. Heindel für die Möglichkeit, diese Arbeit an seinem Institut anzufertigen.

Herrn PD Dr. med. R. Fischbach möchte ich für die Überlassung des Themas und die hervorragende Betreuung während der gesamten Zeit bis zur Fertigstellung dieser Arbeit danken.

Dr. med. K.-U. Jürgens und Dr. med. E.-M. Fallenberg danke ich für die Hilfe bei der Einarbeitung in die Thematik und die Unterstützung bei der praktischen Durchführung.

Darüber hinaus möchte ich den Mitarbeitern des Institutes für Klinische Radiologie des Universitätsklinikums Münster für die gute Zusammenarbeit und die vielen nützlichen Anregungen danken.

Ganz besonders möchte ich noch meinen Eltern dafür danken, dass sie mich stets begleitet und motiviert haben.

Anhang

(1): Zur Auswertung verwendeter Erfassungsbogen

Auswertungsbogen Rekonstruktionen

Patientenname: _____ Rados-Nr: _____
 Geburtsdatum: _____ Herzfrequenz: _____
 Untersucher: _____

Klinik:

Rekonstruktionsunabhängige Artefakte (Schrittmachersonden, Stents, Veratmung etc.): _____
 Relevante Stenosen großer Arterien: falls ja, welche Äste: _____

Kontrastierung

Linker Ventrikel		Rechter Ventrikel	

VRT

Bezeichnung		0ms	50ms	100ms	150ms	200ms	250ms
LCA / RIVA	proximales S.						
	mittleres S.						
	distales S.						
RCX	proximales S.						
	mittleres S.						
	distales S.						
RCA	proximales S.						
	mittleres S.						
	distales S.						

Optimales Delay:

RCA _____ LCA _____ RCX _____ RIVA _____

MPR

Darstellung	Kriterium	0ms	50ms	100ms	150ms	200ms	250ms
kurze Achse /	Myokardkontur						
lange Achse	Bewegung						

MIP

Darstellung	Kriterium	0ms	50ms	100ms	150ms	200ms	250ms
LCA	Qualität						

Weitere Rekonstruktionen erforderlich ? falls ja, welche Zeiten: _____