

Aus der Klinik für Strahlenheilkunde, Campus Virchow Klinikum  
der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

Evaluation der Bildgebungsqualität der Myokardvaskularisation mit dem  
64-Zeilen-CT unter Berücksichtigung der Koronararterien, aortokoronarer  
Venenbypässe, Mammaria-interna-Bypässe und koronarer Stents

Zur Erlangung des akademischen Grades  
Doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät  
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Friederike Margret Elfriede Graz  
aus Osnabrück

Gutachter: 1. Priv.- Doz. Dr. med. R. Röttgen  
2. Priv.- Doz. Dr. med. O. Dudeck  
3. Prof. Dr. med. K.-T. Hoffmann

Datum der Promotion: 19.03.2010

# Inhaltsverzeichnis

<b>Abkürzungsverzeichnis</b>	<b>VI</b>
<b>Tabellenverzeichnis</b>	<b>VIII</b>
<b>Abbildungsverzeichnis</b>	<b>IX</b>
<b>1 Einleitung</b>	<b>1</b>
1.1 Koronararterien	1
1.2 Bildgebende Verfahren in der Herzdiagnostik	2
1.3 Invasive selektive Koronarangiographie	3
1.4 Entwicklung der Herz-Computertomographie	4
1.5 Grundlagen, Technik und Strahlenexposition in der MSCT	6
1.6 Indikationen für eine CT-Untersuchung des Herzens	10
1.7 Fragestellung der Arbeit	11
<b>2 Material und Methoden</b>	<b>12</b>
2.1 Indikationen für die CT-Koronarangiographie	12
2.2 Patientenpopulation und Benotungskriterien Herzkranzgefäße	13
2.3 Untergliederung der Koronarien in Gefäßsegmente	14
2.4 Patientenpopulation und Benotungskriterien Bypässe	15
2.5 Patientenpopulation und Benotungskriterien koronare Stents	16
2.6 CT-Scanner	18
2.7 Untersuchungsinformationen	19
2.8 Statistische Auswertung	20

<b>3</b>	<b>Ergebnisse</b>	<b>21</b>
3.1	Bildqualität der Herzkranzgefäße in der MSCT	21
3.2	Bewertung der einzelnen Gefäßabschnitte	28
3.3	Anzahl der verlässlich beurteilbaren Koronararterien	29
3.4	Einfluss der Herzfrequenz	31
3.4.1	Zusammenhang zwischen HF und Qualität der Koronargefäßdarstellung	31
3.4.2	Idealer Herzfrequenzbereich	36
3.5	Ursachen für unzureichende Darstellung der Koronarien in der MSCT	40
3.6	Beurteilung der Bypässe	42
3.7	Beurteilung der koronaren Stents	48
<b>4</b>	<b>Diskussion</b>	<b>50</b>
4.1	Herzkranzgefäße	50
4.2	Die Darstellbarkeitsgenauigkeit beeinflussende Faktoren	51
4.2.1	Herzfrequenz	51
4.2.2	Arrhythmien und Bewegungsartefakte	52
4.2.3	Adipositas	54
4.2.4	Kalzifikationen	54
4.3	Diagnostische Genauigkeit in der MSCT	55
4.4	Zuverlässige Bypassdiagnostik mit der MSCT	57
4.5	Stentdiagnostik mit der MSCT	60
4.6	Strahlenexposition	62
4.7	Kardio-CT: Rückblick und aktuelle Entwicklungen	67

<b>5</b>	<b>Zusammenfassung</b>	<b>70</b>
<b>6</b>	<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>72</b>
	<b>Danksagung</b>	<b>79</b>
	<b>Lebenslauf</b>	<b>80</b>
	<b>Eidesstattliche Erklärung</b>	<b>82</b>

## **Abkürzungsverzeichnis**

BMI	body mass index
Bpm	beats per minute
C	Zenti
CI	Konfidenzintervall
CT	Computertomographie/Computertomograph
CTA	CT-Angiographie
Df	Freiheitsgrade
D1	Ramus diagonales 1
D2	Ramus diagonales 2
EBCT	electron beam computed tomography/Elektronenstrahl-CT
EKG	Elektrokardiogramm
HF	Herzfrequenz
HU	Hounsfield Unit
IVUS	Intravaskulärer Ultraschall
KHK	Koronare Herzkrankheit
KI	Konfidenzintervall
KM	Kontrastmittel
LAD	left anterior descending
M	Milli
ML	main left
MRT	Magnetresonanztomographie
MSCT	Mehrschicht-Spiral-Computertomographie

M1	Ramus marginales 1
M2	Ramus marginales 2
N	Anzahl
NPW	negativer prädiktiver Wert
PET	Positronen-Emissions-Tomographie
PPW	positiver prädiktiver Wert
PTCA	perkutane transkoronare Angiographie
RCA	right coronary artery
RCX	Ramus circumflexus
RIP	Ramus interventricularis posterior
RIVA	Ramus interventricularis anterior
RPL	Ramus posterolateralis
Sens.	Sensitivität
Sig.	Signifikanz
SPECT	single photon emission computed tomography
Spez.	Spezifität
SV	Sievert

## Tabellenverzeichnis

Tabelle 1:	Bildgebende Verfahren in der Diagnostik des Herzens	3
Tabelle 2:	Ranking der Herzkranzgefäße	21
Tabelle 3:	Bewertung der einzelnen Koronararteriensegmente	28
Tabelle 4:	Beurteilung der Koronargefäße $\leq / > 3,5$	30
Tabelle 5:	Korrelationen zwischen Herzfrequenz und Koronarien	31
Tabelle 6:	Korrelationen bei einer HF von 50-59 bpm	32
Tabelle 7:	Korrelationen bei einer HF von 60-69 bpm	33
Tabelle 8:	Korrelationen bei einer HF von 70-79 bpm	33
Tabelle 9:	Korrelationen bei einer HF von 80-89 bpm	34
Tabelle 10:	Korrelationen bei einer HF von 90-99 bpm	35
Tabelle 11:	Bewertung der Koronarien in den jeweiligen Herzfrequenzbereichen	36
Tabelle 12:	deskriptive Statistik – Koronararterien	37
Tabelle 13:	Statistik für Test (a, b)	37
Tabelle 14:	deskriptive Statistik – Beurteilung der Bypässe	42
Tabelle 15:	deskriptive Statistik – Beurteilung der Stents	48
Tabelle 16:	Auswirkung von Adipositas auf die diagnostische Genauigkeit der 64-Zeilen-Koronar-MSCT	54
Tabelle 17:	Studienvergleich – diagnostische Genauigkeit mit dem 4-Zeilen-CT	55
Tabelle 18:	Studienvergleich – diagnostische Genauigkeit mit dem 16-Zeilen-CT	56
Tabelle 19:	Studienvergleich – diagnostische Genauigkeit mit dem 64-Zeilen-CT	56
Tabelle 20:	Strahlenexposition bei MSCT-Untersuchungen des Herzens	63
Tabelle 21:	Strahlenexposition: retrospektives versus prospektives EKG-Gating	65
Tabelle 22:	Vergleich räumliche und zeitliche Auflösung	67

## Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1:	Koronararterien	2
Abbildung 2:	Schematische Darstellung der Patientenposition in der MSCT	7
Abbildung 3:	Bildrekonstruktion zu unterschiedlichen Phasen des Herzzyklus	8
Abbildung 4:	EKG-Pulsing	9
Abbildung 5:	Altersverteilung des Patientenkollektivs – Koronararterien	13
Abbildung 6:	Altersverteilung des Patientenkollektivs – Bypässe	15
Abbildung 7:	Altersverteilung des Patientenkollektivs – koronare Stents	16
Abbildung 8:	VCT Light Speed in der Klinik für Strahlenheilkunde des Campus Virchow Klinikums der Charité	18
Abbildung 9:	Ranking der Herzkranzgefäße	22
Abbildung 10:	Multiplanare Reformationen – Koronararterien	24
Abbildung 11:	Volumen-Rendering-Reformationen – Koronararterien	26
Abbildung 12:	ML in Abhängigkeit von der Herzfrequenz	38
Abbildung 13:	LAD in Abhängigkeit von der Herzfrequenz	38
Abbildung 14:	RCX in Abhängigkeit von der Herzfrequenz	39
Abbildung 15:	RCA in Abhängigkeit von der Herzfrequenz	39
Abbildung 16:	Multiplanare Reformationen. Bildartefakte aufgrund von Koronargefäßverkalkungen	41
Abbildung 17:	Volumen-Rendering-Reformationen – Bypässe	44
Abbildung 18:	Volumen-Rendering-Reformationen – Bypässe und Stents	46
Abbildung 19:	Multiplanare Reformationen. Bildartefakte verursacht durch koronare Stents	49
Abbildung 20:	RCA mit Bewegungsartefakten	51
Abbildung 21:	„Treppenstufen“- sowie Bewegungsartefakte	53

Abbildung 22: Retrospektives und prospektives EKG-Gating

64

Abbildung 23: Prospektives EKG-Gating

65

# 1 Einleitung

In den westlichen Industrienationen ist die Atherosklerose und die damit einhergehende koronare Herzkrankheit (KHK) mit ihren Folgekrankheiten wie Myokardinfarkt und plötzlichem Herztod die Haupttodesursache.

Nach Angaben des Statistischen Bundesamtes starben im Jahr 2007 in Deutschland etwa 358.000 Menschen an einer Herz-/Kreislaufkrankung. An einem Herzinfarkt, der zur Gruppe der Herz-/Kreislaufkrankungen gehört, verstarben 61.040 Personen, davon waren 55% Männer und 45% Frauen (STATISTISCHES BUNDESAMT, 2008).

Die KHK ist die Manifestation der Atherosklerose in den Herzkranzarterien. Sie führt zu einer Abnahme der koronarerteriellen Perfusion des Herzens. Folge ist eine Koronarinsuffizienz, die dann zu klinischen Erscheinungen führt, wenn es zu einem Missverhältnis zwischen Sauerstoffangebot und Sauerstoffbedarf des Herzmuskels kommt.

Verlaufsformen der KHK sind stabile Angina pectoris, akutes Koronarsyndrom, plötzlicher Herztod, Herzinsuffizienz, Herzrhythmusstörungen, asymptomatische KHK und stumme Myokardischämie. Zu den Risikofaktoren der koronaren Herzkrankheit gehören arterielle Hypertonie, Nikotinabusus, Diabetes mellitus, Adipositas, Bewegungsmangel, familiäre Disposition und Lipidstoffwechselstörungen.

## 1.1 Koronararterien

In Ruhe fließen etwa 5% des Herzminutenvolumens durch die Koronargefäße. Der Blutfluss kann bei Hochleistung um etwa das Vierfache gesteigert werden. Das Herz mit seiner extrem schwankenden Arbeitslast ist aus diesem Grund auf eine äußerst anpassungsfähige und belastbare Gefäßversorgung angewiesen.

Die linke Koronararterie entspringt mit ihrem Hauptstamm (ML = main left) in der Tiefe der linken Aortenklappentasche aus dem Sinus aortae. Nach weniger als 2,5 cm teilt sie sich in den Ramus circumflexus (RCX = Ramus circumflexus) und den Ramus interventricularis anterior (RIVA, Synonym: LAD = left anterior descending). Von der LAD ziehen Diagonaläste (Ramus diagonales: D1, D2) zum linken Ventrikel. Aus dem RCX ziehen Marginaläste (Ramus marginales: M1, M2) zum lateralen und inferolateralen Bereich des linken Ventrikels.

Die rechte Koronararterie (RCA = right coronary artery) entspringt in der Tiefe der rechten Aortenklappentasche aus dem Sinus aortae und versorgt mit den Ramus anteriores die Vorderwand des rechten Ventrikels. Sie läuft in einen Ramus interventricularis posterior (RIP) und einen Ramus posterolateralis (RPL) aus (KUROWSKI, 2004).

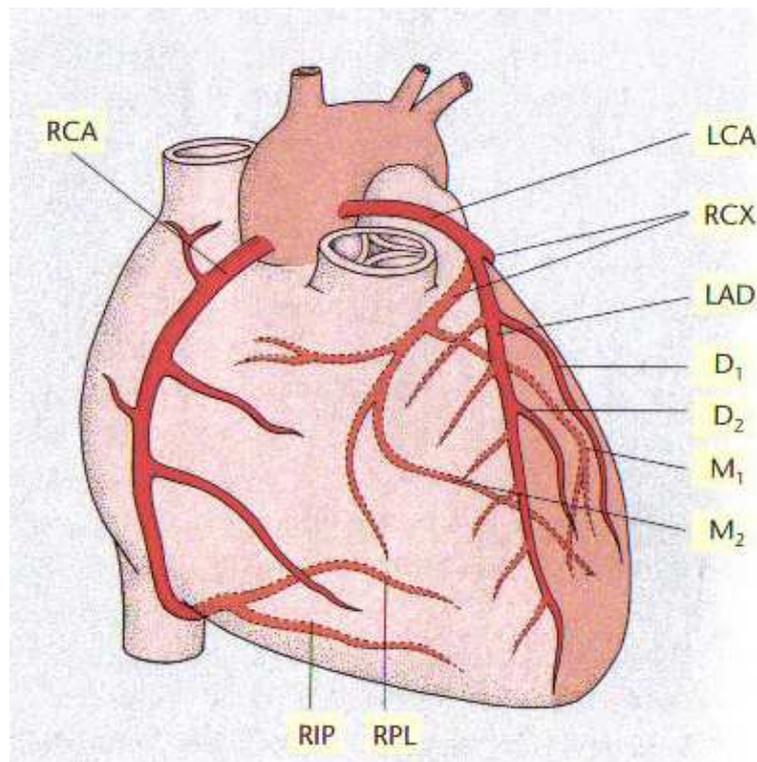


Abbildung 1: Koronararterien nach Adler, 2004

## 1.2 Bildgebende Verfahren in der Herzdiagnostik

Ziel ist es, die koronare Herzkrankheit mit Verfahren diagnostizieren zu können, die einfach, sicher und genau sowie für den Patienten komplikationsarm sind. Noch zu Beginn des letzten Jahrhunderts gab es außer den klinischen Symptomen, den subjektiven Beschwerden des Patienten, die Aufschluss über die zugrunde liegende Erkrankung gaben, nur begrenzte Möglichkeiten einer weiteren Objektivierung.

Wichtige, nicht invasive Untersuchungsverfahren zu Beginn einer Abklärung einer koronaren Herzerkrankung sind das EKG sowie das Belastungs-EKG. Durch technischen Fortschritt und die Entwicklung neuer Verfahren gelingt es heute die koronare Herz-

krankheit immer besser zu diagnostizieren. Dies trifft vor allem für die bildgebenden Verfahren und speziell für die Darstellung der Herzkranzgefäße zu, deren Verengung bis zum Verschluss Grund für die KHK und das akute Koronarsyndrom ist.

**Tabelle 1: Bildgebende Verfahren in der Diagnostik des Herzens nach Knez et al., 2000**

<b>nicht invasive Verfahren</b>	<b>invasive Verfahren</b>
Echokardiographie, Stress-Echokardiographie	Koronarangiographie
Magnetresonanztomographie (MRT)	Intravaskulärer Ultraschall (IVUS)
Computertomographie (Elektronenstrahl-CT, Mehrschicht-CT)	Angioskopie
Nuklearmedizinische Verfahren (PET, SPECT)	Spektroskopie
	Thermographie

### **1.3 Invasive selektive Koronarangiographie**

Der Goldstandard für die Diagnose einer koronaren Herzerkrankung ist die selektive Koronarangiographie. Bei dieser 1959 von M. Sones erstmals an der Cleveland Clinic Foundation eingeführten Methode wird ein Katheter über einen arteriellen Zugangsweg in den Abgang der Koronararterien vorgeführt (SONES, 1962; JUDKINS, 1967). In Echtzeit wird unter Röntgendurchleuchtung Kontrastmittel unmittelbar in das Koronargefäß injiziert. Die konventionelle Koronarangiographie hat eine hohe räumliche Auflösung von 0,2 x 0,2 mm (BECKER, 2002). Dieses Verfahren bietet neben der Diagnostik die Möglichkeit zur gleichzeitigen interventionellen Therapie durch Ballondilatation oder Stentimplantation. Nachteil dieser luminographischen Untersuchungstechnik ist, dass frühe Stadien der koronaren Atherosklerose, die noch nicht zu einer erkennbaren Lumenengung geführt haben, nicht erkannt werden können. Es fehlen weitgehend Informationen zur Gefäßwand. Zudem kann das Ausmaß von nach außen gerichteten Plaques häufig nicht erkannt werden.

Im Jahr 2003 wurden in Deutschland 652.781 diagnostische Herzkatheteruntersuchungen durchgeführt. Die Anzahl der Koronarinterventionen betrug 221.867 (VAN BUUREN et al., 2005). Daraus resultiert eine Interventionsrate von 33,98%. Diese Daten zeigen, dass in zwei Drittel der Fälle eine rein diagnostische Untersuchung durchgeführt wurde.

Zu beachten ist jedoch, dass die konventionelle Herzkatheteruntersuchung ein invasives Verfahren mit einer Morbiditäts- und Mortalitätsrate der diagnostischen Koronarangiographien von 0,74% bzw. 0,07% ist (WEST et al., 2006).

Hieraus resultiert das Bestreben, ein sicheres, risikoarmes und nicht-invasives Verfahren zur Darstellung des Herzens und zur Früherkennung der KHK zu entwickeln.

#### **1.4 Entwicklung der Herz-Computertomographie**

Die Computertomographie wurde zu Beginn der 1970er Jahre von dem englischen Ingenieur Godfrey N. Hounsfield entwickelt (HOUNSFIELD, 1973; HOUNSFIELD, 1976). Zusammen mit dem amerikanischen Physiker Allen M. Cormack erhielt er dafür 1979 den Nobelpreis.

Diese Technik wurde zu Beginn nur für die Schädel- und Gehirndiagnostik angewandt; bereits Mitte der 1970er Jahre kam jedoch der erste Ganzkörpertomograph in den klinischen Einsatz.

Mit der Einführung der Einzelschicht-Spiral-CT Anfang der 1990er Jahre konnten erstmals echte Volumendatensätze in einer Atemanhaltepause aufgenommen werden (KALENDER et al., 1990; OHNESORGE et al., 1999). Dieses Verfahren wurde rasch weiterentwickelt. Der erste Schritt zur Mehrzeiligkeit erfolgte 1994 mit dem 2-Schicht-Scanner von Elscint Twin. 4 weitere Jahre später, 1998, kamen 4-Schicht-Spiral-Scanner von verschiedenen Herstellern (GE, Siemens, Toshiba) auf den Markt. Eine bedeutende Weiterentwicklung ist in der im Jahr 2002 folgenden 16-Schicht-CT-Technologie zu sehen, welche die Aufnahme von 16 Submillimeterschichten pro Rotation ermöglicht. Es folgte bis 2004 die Weiterentwicklung zum 64-Zeilen-CT. Im Jahr 2006 kam das Dual-Source-CT auf den Markt. Zwei Jahre später präsentierte Toshiba den ersten 320-Zeiler.

Die Entwicklung der Herz-Computertomographie begann mit den sogenannten Elektronenstrahl-CTs (EBCT = electron beam computed tomography) im Jahr 1987 (BUDOFF et al., 2006). Bei dieser Technik entfällt die klassische bewegte Röntgenröhre. Die Röntgenstrahlung entsteht durch das Auftreffen eines beschleunigten und gebündelten Elektronenstrahls auf einen von vier Wolframtargetringen, die als stationäre Anode dienen. Hierbei wird der Elektronenstrahl auf einem der vier Targetringe über einen Sektor von 210° bewegt, wobei Expositionszeiten zwischen 100 und 50 ms/Scan möglich sind.

Die kurzen Expositionszeiten und die gleichzeitige schnelle Bildfolge ermöglichen Untersuchungen am bewegten Herzen (RIENMULLER et al., 1997). Aufgrund ihrer hohen zeitlichen Auflösung waren die EBCT-Scanner in der Darstellung der Koronararterien den damals verfügbaren CT-Geräten mit sequentieller Schnitttechnik deutlich überlegen. Haupteinsatzgebiet dieser Scanner ist der Nachweis und die quantitative Messung von Koronarkalk (BUDOFF et al., 2006). Der Nachweis von Koronarkalk gilt als Beleg für atherosklerotische Veränderungen in den Koronararterien (O'ROURKE et al., 2000). Obwohl EBCT-Scanner eine hohe Sensitivität in der Diagnostik der KHK aufweisen, ist die Spezifität häufig niedrig (BUDOFF et al., 1996). Ursache hierfür ist die Anwesenheit von Koronarkalk sowohl in obstruktiven als auch in nicht-obstruktiven Läsionen (BUDOFF et al., 2006). Koronarkalk gilt als Risikofaktor für eine KHK, das Ausmaß einer alleinigen Koronarkalkquantifizierung (Kalzium-Scoring) zeigt jedoch oftmals nur eine geringe Korrelation hinsichtlich der Größe der damit verbundenen Koronarstenose (MAUTNER et al., 1994; O'ROURKE et al., 2000; MIERES et al., 2005). Bei der Koronarkalkquantifizierung kommen in der Nativaufnahme nur kalzifizierte Plaques in den Koronargefäßen zur Darstellung. Kontrastverstärkte Untersuchungen hingegen bilden das Lumen der Koronararterien ab und zeigen auch nicht verkalkte Plaques an. Obwohl viel versprechende Studien mit Elektronenstrahl-CTs unter Verwendung von Kontrastmittel zum Nachweis von Stenosen durchgeführt wurden (ACHENBACH et al., 1998; SCHMERMUND et al., 1998; LEBER et al., 2001), konnte sich die EBCT letztlich nicht durchsetzen. Dies liegt vor allem an der eingeschränkten räumlichen Auflösung sowie an der langen Atemanhalteperiode (ENZWEILER et al., 2004a; ENZWEILER et al., 2004b).

Die rasante Entwicklung der Herz-Computertomographie mittels Mehrschicht-Spiral-CT (MSCT) begann mit der Einführung der 4-Zeilen-CTs, die mit 4 simultanen Detektorzeilen und einer Rotationszeit von 500 ms arbeiten. Mit dieser Entwicklung war es erstmalig möglich 1,25 mm dicke Schichten des gesamten Koronararterienbaumes in einer Atemanhaltepause von etwa 40 Sekunden aufzunehmen (DEWEY und HAMM, 2007). Nachteilig waren weiterhin die lange Atemanhaltepause sowie die Schichtdicke von mehr als 1 mm. Die Anzahl der auswertbaren koronaren Gefäßsegmente beträgt bei der 4-Zeilen-CT nur 78% (SCHUIJF et al., 2006).

Die 16-Zeilen-CTs mit Submillimeterschichten (0,5 mm), die 2002 auf den Markt kamen, sind dem 4-Zeilen-MSCT, insbesondere wegen der Möglichkeit größere Volumina in kürzerer Zeit zu untersuchen, überlegen. Bei verkürzter Atempause des Patienten und

Reduktion der injizierten Kontrastmittelmenge konnte mit dem 16-Zeilen-CT erstmals mit hoher Sicherheit eine KHK ausgeschlossen werden (NIEMAN et al., 2002; MOLLET et al., 2004; HOFFMANN et al., 2005; DEWEY et al., 2006). Der 64-Zeilen-Computertomograph, der auch für diese Arbeit verwendet wurde, ermöglicht eine Reduktion der Atemanhaltepause auf 6 bis 10 Sekunden für eine CT-Koronarangiographie. Es wird weniger Kontrastmittel benötigt, ebenso treten weniger Artefakte auf. Verbessert wurde ebenfalls die zeitliche Auflösung der CT-Scanner mit einer Gantry-Rotationszeit von nur noch 0,33 Sekunden (FLOHR et al., 2004).

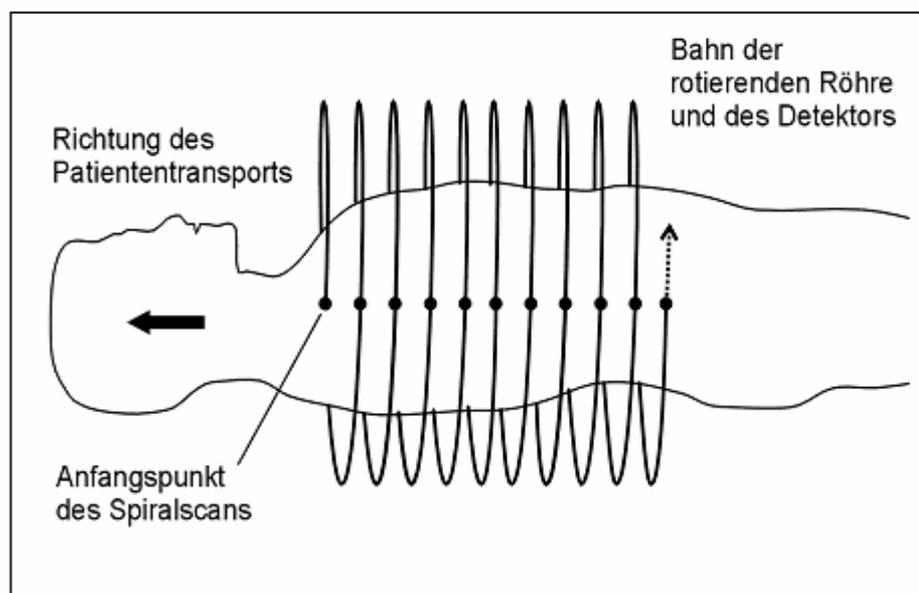
Das Dual-Source-CT besteht aus zwei parallel rotierenden Röntgenstrahlern mit sich gegenüberliegenden Detektorsystemen. Der Fortschritt dieses CT-Gerätes liegt vor allem in der verbesserten zeitlichen Auflösung, die 83 ms beträgt, sodass die notwendige Bildqualität auch bei hohen Herzfrequenzen erzielt wird (FLOHR et al., 2006).

Der neueste Computertomograph mit 320 Zeilen von Toshiba kann mit 16 cm Scanbreite ganze Organe, wie z.B. das gesamte Herz, in nur einer Rotation scannen (TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS).

## **1.5 Grundlagen, Technik und Strahlenexposition in der MSCT**

Die Computertomographie ist ein röntgendiagnostisches, computergestütztes bildgebendes Verfahren und liefert ein digitales Schnittbild eines ausgewählten Körperteils (Computertomogramm). Die Röntgenstrahlen aus einer rotierenden Röntgenröhre durchdringen den Körper und werden je nach Dichte des durchleuchteten Gewebes unterschiedlich stark abgeschwächt. Das Ausmaß dieser Intensitätsminderung wird von den der Röntgenröhre gegenüberliegenden Detektoren gemessen. Die Detektoren und die Röntgenröhre befinden sich in einer ringförmigen Einheit, der sogenannten Gantry. Durch diese wird der Patient auf dem Untersuchungstisch geschoben. In der Mehrschichtspiral-CT erfolgt die Datenakquisition kontinuierlich in Körperlängsachse (z-Richtung). Die Gantry führt dabei 360°-Rotationen um den Patienten aus (siehe Abbildung 2). Der Röntgenstrahl tastet den Körper spiralförmig ab und erzeugt ein Datenvolumen, welches aus einer Vielzahl dreidimensionaler Bildelemente (den Voxels) besteht. Für jedes Voxel wird ein Intensitätswert errechnet. Diese Werte – ihre Einheit ist nach Hounsfield als Hounsfield-Unit (HU) benannt – werden als Graustufen kodiert und als Bild dargestellt.

Durch die unterschiedliche Anzahl an Detektoren (4, 16, 32, 64, ...) ist bei der Mehrschichtspiral-CT die gleichzeitige Aufnahme einer entsprechenden Schichtanzahl möglich. Dadurch werden im Vergleich zu Einschicht-Computertomographen verkürzte Aufnahmezeiten erreicht. Außerdem können im gleichen Zeitraum größere Datenvolumensätze aufgenommen werden. Bei vorgegebener Untersuchungsdauer lassen sich somit größere Volumenabdeckungen oder eine verbesserte axiale Auflösung erreichen (OHNESORGE et al., 1999).



**Abbildung 2: Schematische Darstellung der Patientenposition in der MSCT.** Umdrehung der Röntgenröhre um den Patienten. Durch gleichzeitigen Tischvorschub wird ein größerer Abschnitt des Körpers abgebildet und der Röntgenstrahl verläuft „spiralförmig“ (CARDIOLOGISCHES CENTRUM BETHANIEN).

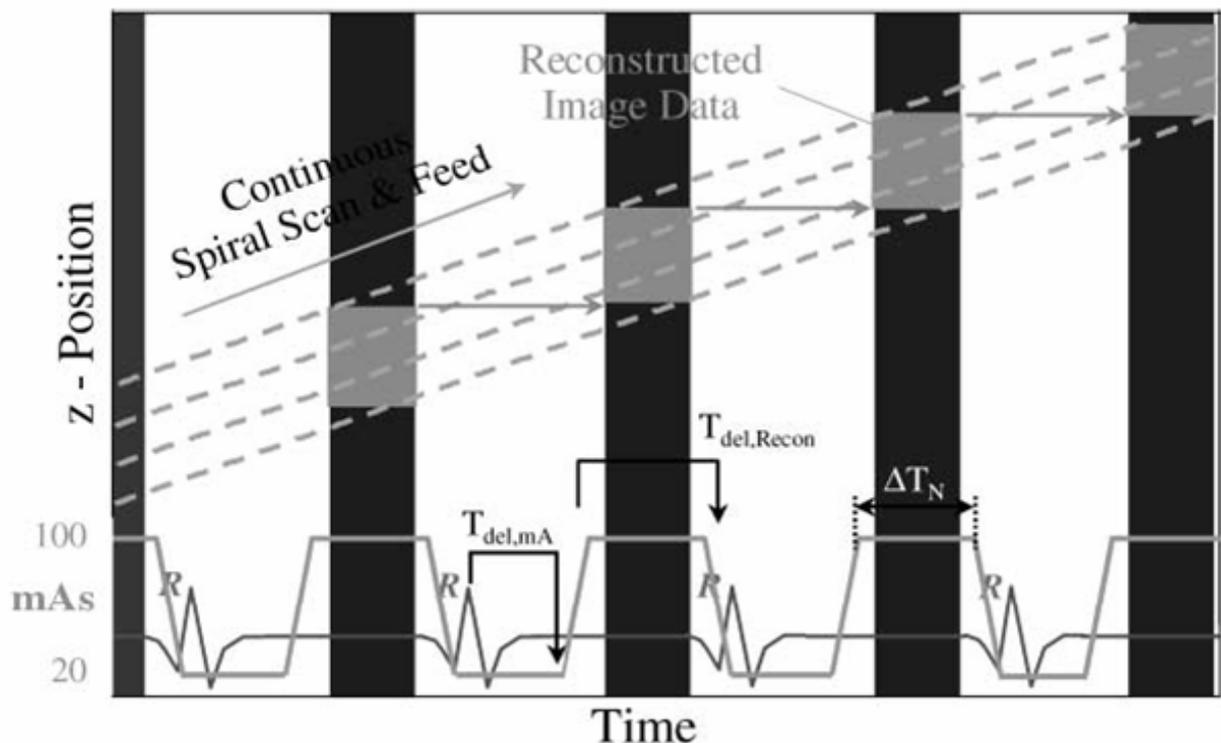
In der MSCT versucht man durch überlappende Schichttechnik und die simultane Aufzeichnung eines Elektrokardiogramms mit anschließender Bildrekonstruktion hochwertige, diagnostisch aussagekräftige Bilder, deren Beurteilbarkeit so wenig wie möglich durch Bewegungsartefakte beeinträchtigt wird, zu erhalten. Ein Bild des gesamten Herzvolumens entsteht durch fortlaufende Aneinanderreihung von Teildatensätzen aus aufeinander folgenden Herzzyklen. Die Rekonstruktion erfolgt in der Regel in der diastolischen Phase, da hier die Herzbewegungen am geringsten sind und somit weniger Bewegungsartefakte auftreten. Ferner werden die Koronararterien vor allem in der Diastole gefüllt. Der Rekonstruktionsalgorithmus erlaubt die Berechnung überlappender

Einzel-schichten in beliebigen Phasen des Herzzyklus. Die Wahl einer Rekonstruktionsphase erfolgt relativ zu den R-Zacken des EKG-Signals. In der klinischen Routinediagnostik hat sich gezeigt, dass das 60%-Rekonstruktionsintervall bei frequenzkontrollierten Patienten die besten Ergebnisse liefert (BLEY et al., 2005; FRYDRYCHOWICZ et al., 2007).



**Abbildung 3: Bildrekonstruktionen zu unterschiedlichen Phasen des Herzzyklus.** Links: Rekonstruktionsphase bei 30% des RR-Intervalls, Mitte: Rekonstruktionsphase bei 60% des RR-Intervalls, Rechts: Rekonstruktionsphase bei 90% des RR-Intervalls (ROBERTS et al., 2008).

Nicht zu unterschätzen ist die erhöhte Strahlenexposition, der der Patient während einer Untersuchung mit dem Mehrschicht-Spiral-Computertomographen ausgesetzt ist. Um diese zu reduzieren, ist das Grundprinzip der Herzuntersuchung mittels Mehrzeilen-CT heute die retrospektive, EKG-bezogene Rekonstruktion der akquirierten CT-Daten. Die Idee der EKG-synchronisierten Modulation des Röhrenstroms („EKG-Pulsing“) entstand aus der Überlegung, dass für die Auswertung meist nur Bilder aus bestimmten Phasen des Herzzyklus – wie oben beschrieben vornehmlich aus der Diastole – verwendet werden. Der Röhrenstrom wird also während dieser bestimmten Phase des EKG-Zyklus, die meist um das 60%-Rekonstruktionsintervall in der diastolischen Phase liegt, auf volle Stärke angehoben. Während des restlichen Herzzyklus wird der Röhrenstrom auf circa 20% der maximalen Leistung gesenkt (siehe Abbildung 4).



**Abbildung 4: EKG-Pulsing.** Retrospektive EKG-synchronisierte Röhrenstrommodulation zur Senkung der Strahlenexposition in der Herz-CT. Mit Hilfe des kontinuierlichen Tischvorschubs wird der Patient durch den rotierenden Strahlengang bewegt, der mehrere Schichten des Körperinneren gleichzeitig abbildet. Die Erfassung der Bildinformation erfolgt zu festgelegten Zeiten im Herzzyklus, abhängig von der EKG-Registrierung. Diese Bildaufnahmezeiten sind durch die grauen Vierecke gekennzeichnet. In den anderen Zeiten wird die Strahlung um circa 80% herunterreguliert (JAKOBS et al., 2002).

Die EKG-synchronisierte Röhrenstrommodulation bei der MSCT-Untersuchung des Herzens führt zu einer Minderung der Strahlenexposition von – je nach Studie – 37% bis 48% beim retrospektiven EKG-Gating (JAKOBS et al., 2002; POLL et al., 2002; TRABOLD et al., 2003). Aufgrund des niedrigen Röhrenstroms während der Systole wird in dieser Phase nur eine reduzierte Bildqualität erzielt, die jedoch akzeptiert wird, da die aussagekräftigsten Bilder während eines limitierten Intervalls in der Diastole erwartet werden. Je niedriger die Herzfrequenz ist, desto weniger Strahlendosis wird bei der EKG-synchronisierten Röhrenstrommodulation benötigt, da das Intervall des reduzierten Röhrenstroms bei niedriger Herzfrequenz länger wird (JAKOBS et al., 2002; TRABOLD et al., 2003).

Im Vergleich zu invasiven Verfahren in der Herzbildgebung – wie der selektiven Koronarangiographie oder dem intravaskulären Ultraschall – scheint die Mehrzeilen-CT eine

höhere Strahlenexposition zu haben (HUNOLD et al., 2003). Raff et al. berichten bei dem 64-Zeilen-CT von einer Strahlenexposition von 13 mSV bis 18 mSv, Mollet et al. von 15,2 mSV bis 21,4 mSv bei einer CT-Koronarangiographie (MOLLET et al., 2005; RAFF et al., 2005). Die Strahlenexposition in der konventionellen Koronarangiographie ist stark abhängig von dem Untersucher und der technischen Ausrüstung. In der Literatur variieren die Angaben zur effektiven Strahlendosis während einer invasiven Koronarangiographie von 3,1 mSV bis 9,4 mSv (BROADHEAD et al., 1997; PADOVANI und QUAI, 2005).

## **1.6 Indikationen für eine CT-Untersuchung des Herzens**

Die CT-Koronarangiographie ist vor allem bei Patienten mit niedriger bis mittlerer Wahrscheinlichkeit für eine koronare Herzerkrankung indiziert, um diese auszuschließen (DEWEY und HAMM, 2007). Gemeint sind Patienten mit unklaren Brustschmerzen ohne EKG-Korrelat, Patienten mit bestimmten Risikofaktoren für eine KHK wie Bluthochdruck, Nikotinabusus, Diabetes mellitus, Hypercholesterinämie und positiver Familienanamnese mit Verdacht auf KHK bei widersprüchlichen Beschwerden bzw. Untersuchungsergebnissen.

Immer bedeutender wird die CT-Untersuchung allerdings auch für die Darstellung der Bypassgefäße. In den Jahren nach einer Bypassoperation ist die Durchgängigkeit des Bypassgefäßes häufig nicht mehr einwandfrei, ein Bypassverschluss nicht selten (FITZGIBBON et al., 1996; MOTWANI und TOPOL, 1998). Da bei einem Bypassverschluss nicht immer Symptome wie Brustschmerzen und Luftnot, die auf einen Verschluss und eine myokardiale Minderperfusion hindeuten, auftreten, ist eine regelmäßige Kontrolle der Bypassgefäße für den Patienten wichtig. Zum Nachweis der Offenheit bzw. des Verschlusses eines Bypassgefäßes war bis vor kurzem die invasive Katheteruntersuchung die einzige zuverlässige Methode. Eine nicht-invasive Alternative bietet heute die kontrastmittelgestützte Mehrschichtspiral-CT.

Außerdem bietet die CT-Untersuchung des Herzens die Möglichkeit zur Analyse der globalen und regionalen Herzfunktion. Weitere mögliche Indikationen sind der Ausschluss von Koronaranomalien, Verlaufsuntersuchungen bei Patienten mit koronaren Stents sowie der Verdacht auf Erkrankungen des Perikards (DEWEY und HAMM, 2007).

## 1.7 Fragestellung der Arbeit

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit der Bildgebungsqualität der Myokardvaskularisation mit dem 64-Zeilen-CT. Durch die rasante technologische Entwicklung der Computertomographen und ihre immer besser werdende räumliche und zeitliche Auflösung ist die Bildgebung und speziell die Herzbildgebung mit dem CT ein aktuelles Thema. Die CT-Koronarangiographie wird viel diskutiert, hoch gelobt und auch hinterfragt. Viele Studien setzen sich derzeit mit ihr auseinander. Der 64-Zeiler steht inzwischen an vielen Standorten zur Verfügung.

Im Folgenden soll evaluiert werden, wie gut die Darstellbarkeit und Beurteilbarkeit der Herzkranzgefäße sowie der Bypässe und Stents in der Koronar-CT-Untersuchung ist.

Im Einzelnen werden in der vorliegenden Arbeit folgende Fragen bearbeitet:

1. Welche Koronararterie lässt sich am besten darstellen? Wie gut lassen sich die Herzkranzgefäße auf einer Skala von eins bis fünf bewerten?
2. Welches jeweilige Gefäßsegment lässt sich am besten darstellen?
3. Wie häufig lassen sich die Koronararterien gut abbilden?
4. Welchen Einfluss hat die Herzfrequenz? Gibt es einen Zusammenhang zwischen der Höhe der Herzfrequenz und der Darstellbarkeit der Herzkranzgefäße? In welchem Herzfrequenzbereich lassen sich die Koronararterien am besten darstellen?
5. Was sind Gründe für eine ungenügende Bildqualität?
6. Wie gut lassen sich Bypässe mit dem 64-Zeilen-CT beurteilen? Gibt es einen Unterschied in der Abbildungsqualität zwischen Mammaria-interna-Bypässen und aorto-koronaren Venenbypässen? Was ist ursächlich für eine unbefriedigende Beurteilung der Bypässe?
7. Wie gut lassen sich Stents mit dem 64-Zeilen-CT darstellen? Welche Gründe gibt es für eine unzureichende Beurteilbarkeit?

## **2 Material und Methoden**

Retrospektiv wurden die Daten von insgesamt 131 Patienten ausgewertet, die im Zeitraum vom 23.03.2005 bis zum 22.08.2006 für eine klinisch notwendige Herzbildgebung mit dem 64-Zeilen CT der Klinik für Strahlenheilkunde des Campus Virchow Klinikums der Charité zu Berlin zur Untersuchung vorgestellt wurden.

Die rekonstruierten Koronarien wurden retrospektiv unter Aufsicht von Herrn PD Dr. R. Röttgen ausgewertet und auf Kongruenz mit den bereits geschriebenen Befunden verglichen und auf Stimmigkeit geprüft, um die Qualität der CT-Befunde genauer zu beleuchten. Die Koronar-CT-Befunde waren ursprünglich von 3 fachärztlichen Radiologen mit besonderer Expertise in der Herzbildgebung erstellt worden. Es ergaben sich keine relevanten Differenzen zwischen unserem Urteil und dem der primären Befunder.

### **2.1 Indikationen für die CT-Koronarangiographie**

Die Patienten bekamen aus unterschiedlichen Gründen eine Cardio-CT-Untersuchung. Es wurden ihre Herzkranzgefäße und, wenn vorhanden, ihre Bypassgefäße und koronaren Stents untersucht.

Indikationen zur Durchführung einer CT-Koronarangiographie waren im Einzelnen:

- Ausschluss einer KHK bei Patienten mit niedriger bis mittlerer Wahrscheinlichkeit für eine KHK
- Beurteilung einer bestehenden KHK
- Verdacht auf eine KHK bei widersprüchlichen Untersuchungsbefunden und Beschwerden wie Belastungsdyspnoe und Brustschmerzen
- Kontroll-CT mit Darstellung der Koronargefäße nach Bypass-OP oder angiokardiographischer Rekanalisation mit und ohne Stent
- Patienten mit Zustand nach Herztransplantation
- unklare Problematik bei Patienten mit Herzschrittmacher

## 2.2 Patientenpopulation und Benotungskriterien Herzkranzgefäße

Bei 100 Patienten wurde eine CT-Koronarangiographie durchgeführt. Es handelt sich um 28 weibliche und 72 männliche Patienten im Alter von 27 bis 87 Jahren. Das mittlere Alter betrug 61 Jahre.

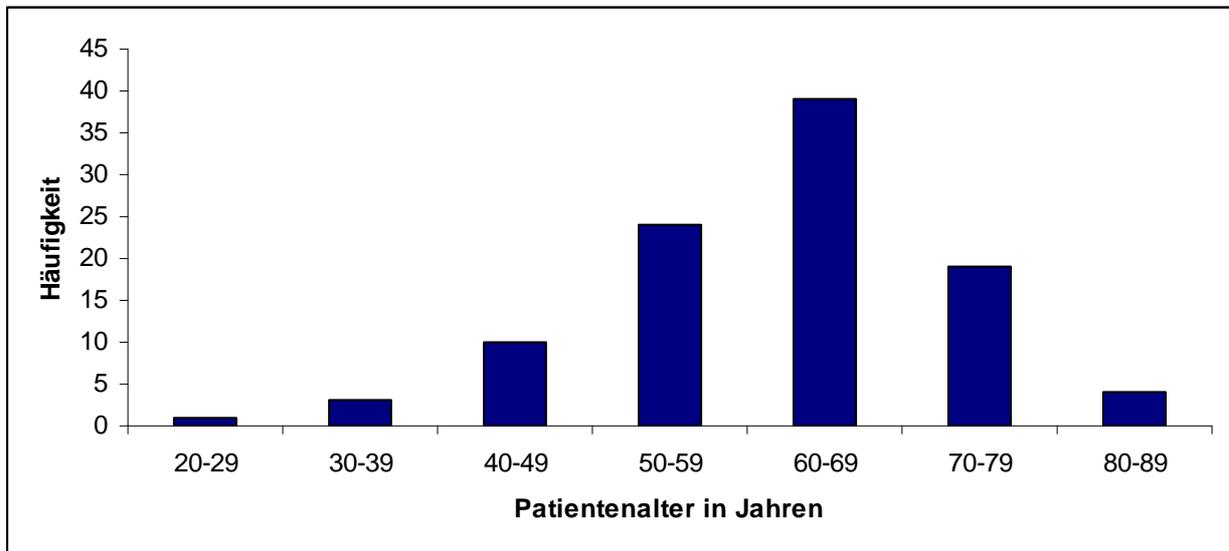


Abbildung 5: Altersverteilung des Patientenkollektivs – Koronararterien

Für die Bewertung der Bildgebungsqualität der Herzkranzgefäße wurden die Noten 1 (= sehr gut) bis 5 (= mangelhaft) vergeben.

- Note 1: Die Gefäße sind bei regelrechter Perfusion deutlich darstellbar, sie sind gut abgrenzbar und können bis in die Peripherie hin verfolgt werden. Es liegt eine optimale Darstellung der Koronararterien vor, die auch eine genaue Beschreibung (kurzstreckig/langstreckig) vorhandener Lumeneinengungen (in Prozent) erlaubt.
- Note 2: Die Koronargefäße stellen sich regelrecht dar und es können z.B. relevante Stenosierungen ausgeschlossen werden bzw. es werden höhergradige Stenosen beschrieben. Diese lassen sich jedoch nicht genauer definieren (z. B. zu wie viel Prozent ein Gefäß verschlossen ist; ob eine Stenose kurz- oder langstreckig ist).
- Note 3: Die Gefäße sind meist über ihren gesamten Verlauf gut Kontrastmittelperfundiert, es liegen jedoch häufig einzelne Artefakte vor, die z.B. multiple kleinere Stenosen nicht ausschließen lassen. Der Ausschluss einer relevanten Stenose ist hier jedoch trotzdem möglich.

- Note 4: Es kann keine eindeutige Aussage gemacht werden. Es liegt eine eingeschränkte Beurteilbarkeit der Koronararterien vor.
- Note 5: Die Gefäße lassen sich aufgrund von Bewegungsartefakten, starker Gefäßsklerose oder anderer Ursachen nicht beurteilen.

### **2.3 Untergliederung der Koronarien in Gefäßsegmente**

Bei 21 der 100 CT-Befunde wurden die Koronararterien von den primären Befundern (Fachärzte für Radiologie) untergliedert beschrieben: es wurde jeweils der proximale, der mittlere und der distale Gefäßabschnitt beurteilt. Für eine bessere Vergleichbarkeit betrachteten auch wir die Koronararterien in diesen 21 Fällen in Segmente untergliedert. Somit erhielt jedes Gefäßsegment eine einzelne Note und für jedes Gefäß wurde anschließend aus diesen 3 Einzelnoten der Mittelwert errechnet. Daher rühren im Ergebnisteil einige Dezimalzahlen.

## 2.4 Patientenpopulation und Benotungskriterien Bypässe

Bei 31 weiteren Patienten wurden die Bypassgefäße dargestellt und beurteilt. Hierbei handelt es sich um 4 weibliche und 27 männliche Patienten im Alter von 35 bis 78 Jahren. Ihr mittleres Alter beträgt 60 Jahre. Diese 31 Patienten haben zusammen 78 Bypässe, wovon 29 Mammaria-interna-Bypässe und 49 aortokoronare Venenbypässe sind.

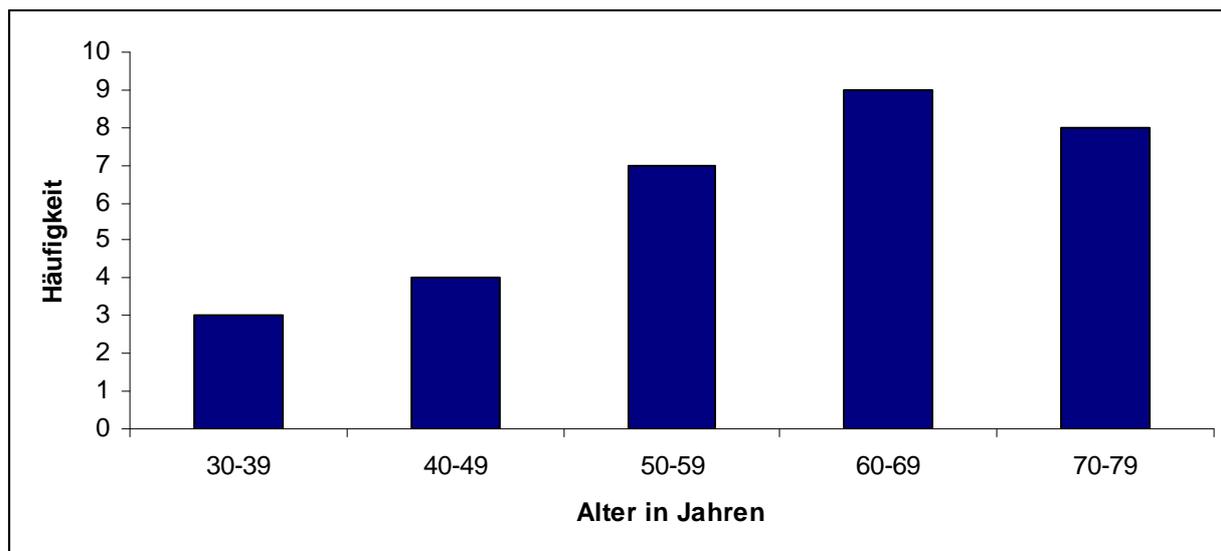


Abbildung 6: Altersverteilung des Patientenkollektivs – Bypässe

Das Benotungsschema für die Darstellungsqualität der Bypässe stellt sich wie folgt dar:

- Note 1: Gute Beurteilbarkeit und regelhafte Perfusion der Bypässe im proximalen, mittleren und distalen Drittel. Es ergibt sich entweder kein Hinweis auf relevante Stenosen, oder die Bypässe stellen sich als sicher verschlossen dar.
- Note 2: Die Bypässe stellen sich regelrecht perfundiert und offen bzw. verschlossen dar. Hierbei wird nicht genauer auf die einzelnen Segmente (proximales, mittleres und distales Segment) der Bypässe eingegangen.
- Note 3: Der Bypass stellt sich entweder im proximalen Bereich gut perfundiert dar, weiter distal lässt er sich jedoch nicht sicher beurteilen, oder im Bereich der Anastomose scheint die Perfusion unklar.
- Note 4: Die Bypässe sind nicht sicher abgrenzbar, es herrscht insgesamt eine eingeschränkte Beurteilbarkeit.
- Note 5: Der Bypass lässt sich nicht abgrenzen. Eine Beurteilung ist nicht möglich.

## 2.5 Patientenpopulation und Benotungskriterien koronare Stents

27 der insgesamt 131 Patienten, darunter 7 Frauen und 20 Männer mit einem mittleren Alter von 63 Jahren, haben zusammen 32 koronare Stents.

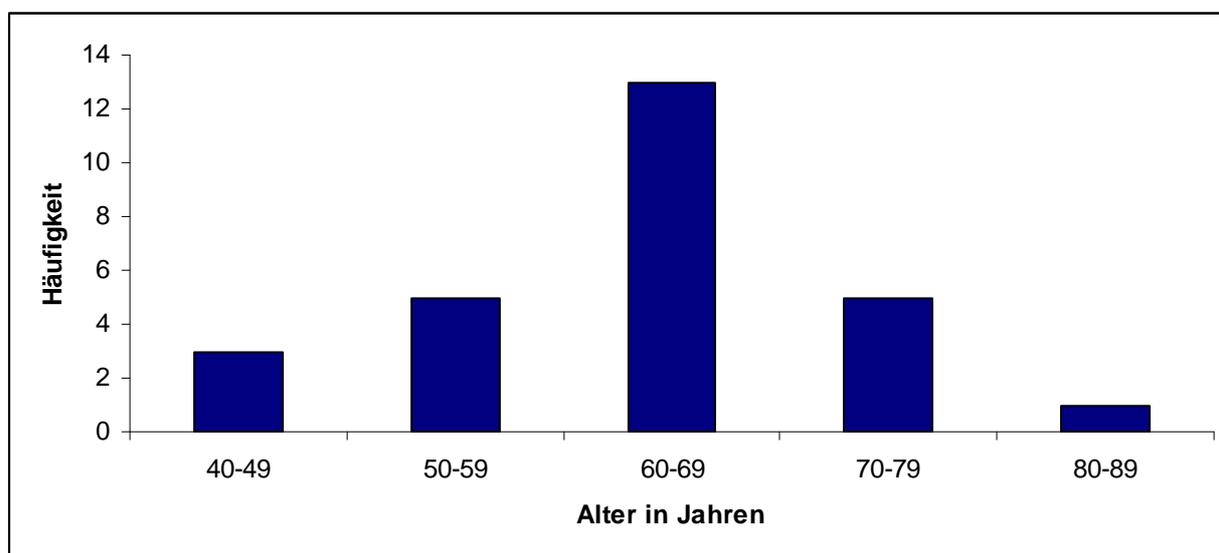


Abbildung 7: Altersverteilung des Patientenkollektivs – koronare Stents

Die Stents wurden ebenfalls beurteilt und erhielten für ihre Darstellungsqualität die Noten 1 bis 5.

- Note 1: Der Stent ist gut Kontrastmittel-perfundiert. Eine In-Stent-Stenose kann, sofern sie vorhanden ist, prozentual beschrieben oder mit Sicherheit ausgeschlossen werden.
- Note 2: Es zeigt sich ein regelrecht durchflussener Stent ohne Nachweis einer In-Stent-Stenose. Liegt jedoch eine In-Stent-Stenose vor, so ist deren prozentuale Einschätzung schwierig.
- Note 3: Das Stentlumen kann nicht eingesehen werden. Proximal sowie distal des Stents stellt sich das Gefäß jedoch gut Kontrastmittel-perfundiert dar, so dass man auf eine Stent-Offenheit schließen kann.
- Note 4: Eine Diameterunregelmäßigkeit im Stent lässt sich CT-morphologisch nicht sicher ausschließen bei regelrechter Perfusion distal des Stents. Eine weitergehende Diagnostik wird empfohlen.

- Note 5: Eine eindeutige Aussage über eine eventuell relevante Stenosierung proximal des Stents bzw. innerhalb des Stents ist nicht zu treffen. Das Gefäß stellt sich distal nur mäßig kontrastmittelgefüllt dar. Eine weitergehende Diagnostik ist angezeigt.

## 2.6 CT-Scanner

Alle CT-Aufnahmen wurden mit dem 64-Zeilen-Spiral-CT, VCT Light Speed®, GE Healthcare, Milwaukee, Wisconsin, durchgeführt.



**Abbildung 8: VCT Light Speed in der Klinik für Strahlenheilkunde des Campus Virchow Klinikums der Charité.**

Dieses bietet die simultane Akquisition von 64-Schichten pro Rotation bzw. die Aufnahme von maximal 160 Schichten pro Sekunde in 0,625 mm Schichtstärke. Die zeitliche Auflösung kann bei einer Rotationszeit von 400 msec bis auf 50 msec pro Aufnahme reduziert werden. Der V-Res™ Detektor besteht aus echten 64 Detektorzeilen mit je 0,625 mm Dicke, jede Reihe bestehend aus 888 aktiven Detektorelementen plus 24 Referenzelementen und damit insgesamt 58.368 Detektorelementen. Bis zu 64 aufeinanderfolgende Schichten können während einer 360°-Rotation gleichzeitig aufgenommen werden. Der VCT Light Speed® bietet eine schnelle Rekonstruktionszeit mit bis zu 6 Bildern pro Sekunde. Das Herz lässt sich in einer Atemanhaltepause von circa 10 Sekunden aufnehmen.

## 2.7 Untersuchungsinformationen

Der Patient wird für die CT-Koronarangiographie auf der Untersuchungsliege in Rückenlage positioniert. Die CT-Untersuchung des Herzens setzt sich aus einer Nativaufnahme ohne Kontrastmittelapplikation, einem Testbolus und der eigentlichen computertomographischen Koronarangiographie zusammen.

Die Nativaufnahme wird sowohl für die nachfolgende Gefäßkalkmessung, als auch zur exakten Lokalisation und Festlegung der Scangrenzen verwendet. Die Koronarkalkquantifizierung erfolgt nach der Methode von Agatston und Mitarbeitern (AGATSTON et al., 1990). Die Bestimmung des Agatston-Scores wurde für die EBCT entwickelt. Zugrunde liegt ihr ein schichtbasierter, zweidimensionaler Auswertalgorithmus. Für eine Anwendung in der Mehrschicht-Spiral-CT müssen methodische Unterschiede wie eine geringere Schichtdicke mit reduziertem Partialvolumeneffekt, eine höhere Auflösung in der Bildebene sowie ein unterschiedliches Strahlenspektrum berücksichtigt werden (BECKER et al., 2000). Sind signifikante Kalzifikationen sichtbar, liefert die kontrastmittelgestützte Aufnahme möglicherweise keine zusätzlichen Informationen mehr, weil das Lumen der Koronarien nicht mehr beurteilt werden kann. Die Schwelle für eine Artefaktüberlagerung kann bereits bei einem relativ niedrigen Wert von 330 bis 400 Agatston-Score liegen. Nach der Bestimmung des Agatston-Scores erfolgt die Testbolus-Aufnahme. Mit dieser wird die Verzögerungszeit zwischen der Injektion des Kontrastmittels und der optimalen Kontrastmittelkonzentration in der Aorta ascendens bestimmt. Mit Hilfe der errechneten Zeitverzögerung erfolgt anschließend die eigentliche CT-Koronarangiographie in einer Atemanhaltepause.

Die durchschnittliche Dauer der Koronargefäßuntersuchung mit dem 64-Zeilen-CT liegt zwischen 10 und 20 Sekunden, variiert jedoch in Abhängigkeit vom untersuchten Volumen und der Herzfrequenz. Zusammen mit der Bildakquisition wird das EKG-Signal des Patienten aufgezeichnet, welches einerseits bei eingeschaltetem EKG-Pulsing der Röhrenstrommodulation und andererseits der anschließenden Rekonstruktion der Datensätze dient.

Zur Diagnosestellung wurde das jeweils optimale Rekonstruktionsintervall verwendet. Dieses lag bei der LAD und der RCX bei etwa 40% bis 80% des RR-Intervalls, und bei der RCA meist bei 30% bis 60% des RR-Intervalls. Die verwendete Schichtdicke betrug 0,6 mm bis 1 mm. Daraus wurden MPR (multiplanare) Rekonstruktionen errechnet. Für die Bildinterpretationstechnik wurden die Gefäße in der gekrümmten MPR analysiert

und das Programm „Vessel-Analysis“ verwendet. Jedes Koronarsegment wurde interaktiv beurteilt. Hierzu wurden die Daten, und zwar die LAD mit einem adaptierten rechtschrägen Blickwinkel von vorn und die RCX und RCA mit einem linksschrägen Blickwinkel von vorn, betrachtet. Der Grad einer Stenose wurde aus mindestens 2 orthogonalen Blickwinkeln bestimmt.

Die Kontrastmittelmenge, die unseren Patienten für die CT-Koronarangiographie appliziert wurde, betrug im Durchschnitt 100 ml bis 120 ml. Eine eventuelle Kontrastmittelunverträglichkeit wurde zuvor eruiert. Eine Schilddrüsenüberfunktion und eine Niereninsuffizienz waren ausgeschlossen, ebenso eine Schwangerschaft.

Vor der CT-Untersuchung erhielten die Patienten mit erhöhter Herzfrequenz (in der Regel bei mehr als 70 Schlägen pro Minute) einen Betablocker zur Reduktion der Herzfrequenz soweit keine Kontraindikationen wie schweres Asthma, schwere chronische obstruktive Lungenerkrankungen oder Betablockerunverträglichkeiten vorlagen.

## **2.8 Statistische Auswertung**

Für die statistische Analyse wurde Microsoft Windows Excell 2003 (Windows XP, Microsoft Inc., Redmond, Washington, USA) und SPSS 10.0 (SPSS Inc. Chicago Illinois USA) verwendet. Die Berechnungen erstellte freundlicherweise Herr Ulrich Gauger, Statistiker aus Berlin.

### 3 Ergebnisse

#### 3.1 Bildqualität der Herzkranzgefäße in der MSCT

Bei 100 Patienten, darunter 28 Frauen und 72 Männer mit einem mittleren Alter von 61 Jahren, wurden die Koronararterien (ML = main left, LAD = left anterior descending, RCX = Ramus circumflexus, RCA = right coronary artery) wie unter Punkt 2.2 erläutert, bewertet. Es soll gezeigt werden, welches Gefäß sich in unserem Patientenkollektiv am besten bzw. am schlechtesten darstellen lässt.

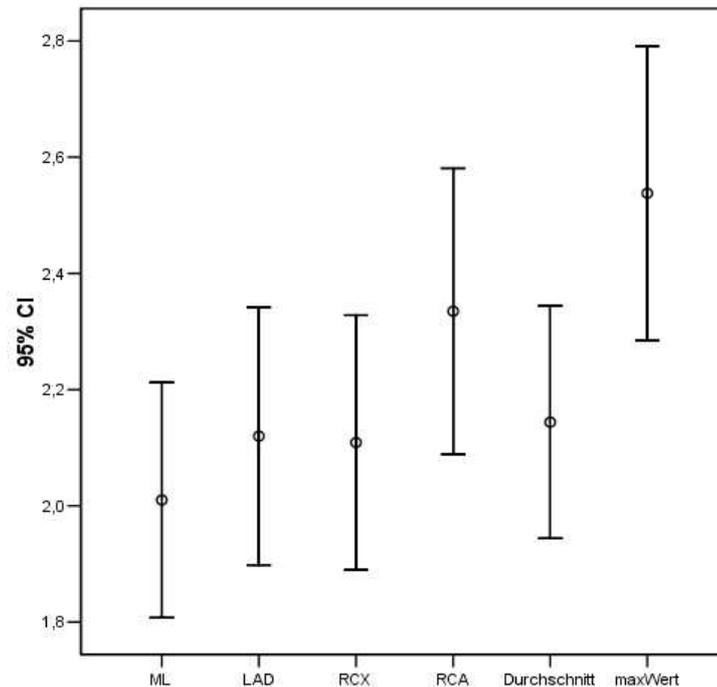
Tabelle 2: Ranking der Herzkranzgefäße<sup>1</sup>

	<b>N</b>	<b>Minimum</b>	<b>Maximum</b>	<b>Mittelwert</b>	<b>Standardabweichung</b>
<b>ML</b>	100	1	5	2,01	1,020
<b>LAD</b>	100	1	5	2,12	1,118
<b>RCX</b>	100	1	5	2,11	1,105
<b>RCA</b>	100	1	5	2,33	1,241
<b>Durchschnitt</b>	100	1	5	2,14	1,008
<b>max. Wert</b>	100	1	5	2,54	1,274
<b>gültige Werte</b> (listenweise)	100				

Graphisch lassen sich die gefundenen Ergebnisse in sogenannten Fehlerbalken-Diagrammen darstellen. Hier werden die Mittelwerte und das 95%-Konfidenzintervall abgetragen.

---

<sup>1</sup> Tabellenlegende: ML= main left, LAD = left anterior descending, RCX = Ramus circumflexus, RCA = right coronary artery, Durchschnitt = (ML+LAD+RCX+RCA):4 = der Mittelwert aus den vier Gefäßen, max. Wert = von allen vier Gefäßen wird nur der höchste Wert betrachtet.



**Abbildung 9: Ranking der Herzkranzgefäße**

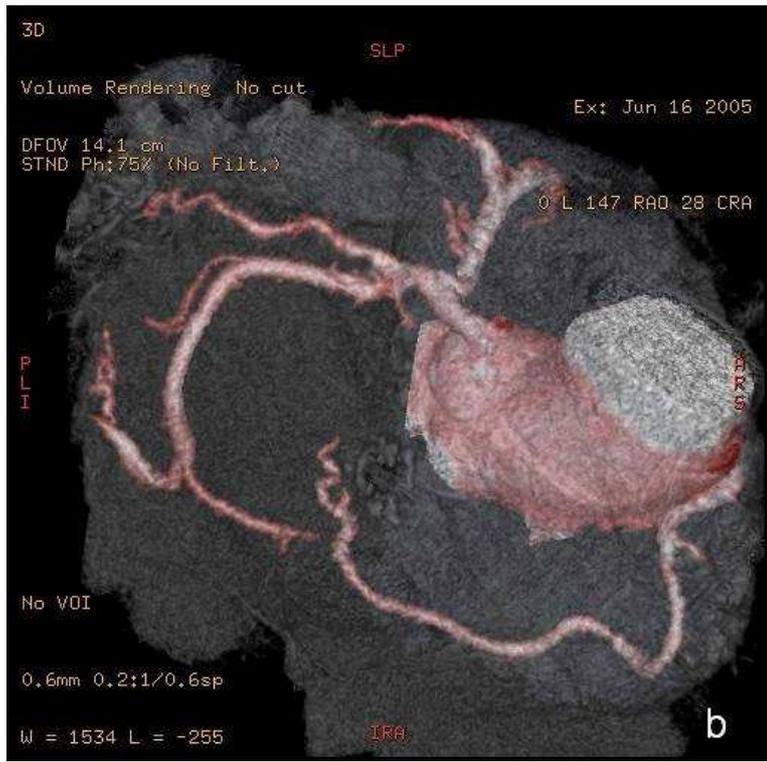
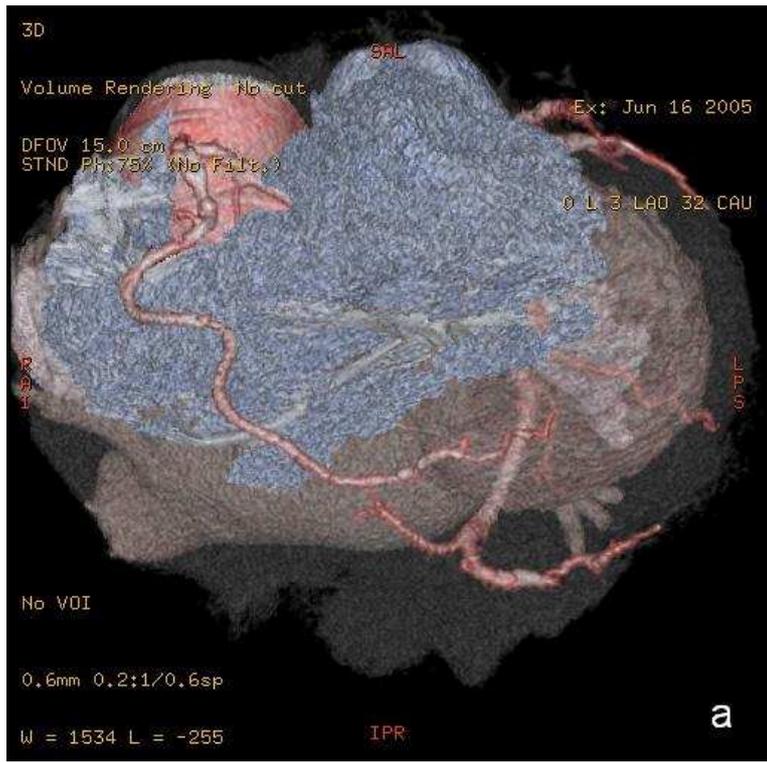
Wie sich aus Tabelle 2 und dem Diagramm entnehmen lässt, ist der Hauptstamm der linken Herzkranzarterie (ML) mit einem Mittelwert von 2,01 am besten zu bewerten. Die LAD (Note: 2,12) sowie die RCX (Note: 2,11) sind etwa gleich gut darstellbar. Als am schlechtesten beurteilbar erweist sich die rechte Herzkranzarterie (RCA) mit einem mittleren Wert von 2,33. Im Einzelnen bedeutet dies, dass der Hauptstamm der linken Herzkranzarterie 32 mal sehr gut beurteilt werden konnte, in 49 Fällen war eine gute Beurteilbarkeit möglich. Die Note 3 wurde in 10 Fällen und die Noten 4 und 5 aufgrund schlechter Darstellbarkeit in 9 Fällen vergeben. Die Ergebnisse für die LAD und die RCX ähneln sich sehr. In 36 bzw. 35 Fällen konnte hier die Note 1 und in 34 bzw. 37 Fällen die Note 2 vergeben werden. In 15 bzw. 14 Fällen ließen sich die beiden Gefäße befriedigend darstellen. Die Noten 4 und 5 wurden bei der LAD in 15 und bei der RCX in 14 Fällen vergeben. Die RCA war in 31 Fällen sehr gut und in 30 Fällen gut zu beurteilen. Bei 20 Patienten war die RCA befriedigend, bei 11 Patienten ausreichend und bei weiteren 8 Patienten ungenügend darstellbar. Fasst man alle 4 Werte aus ML, LAD, RCX und RCA zusammen und bildet aus diesen den Mittelwert, so erhält man den hier

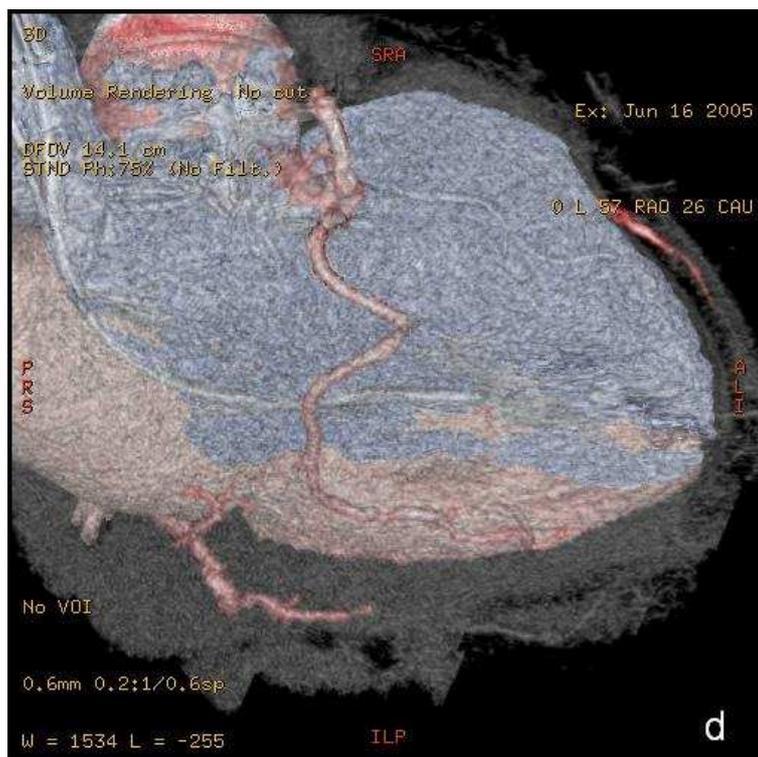
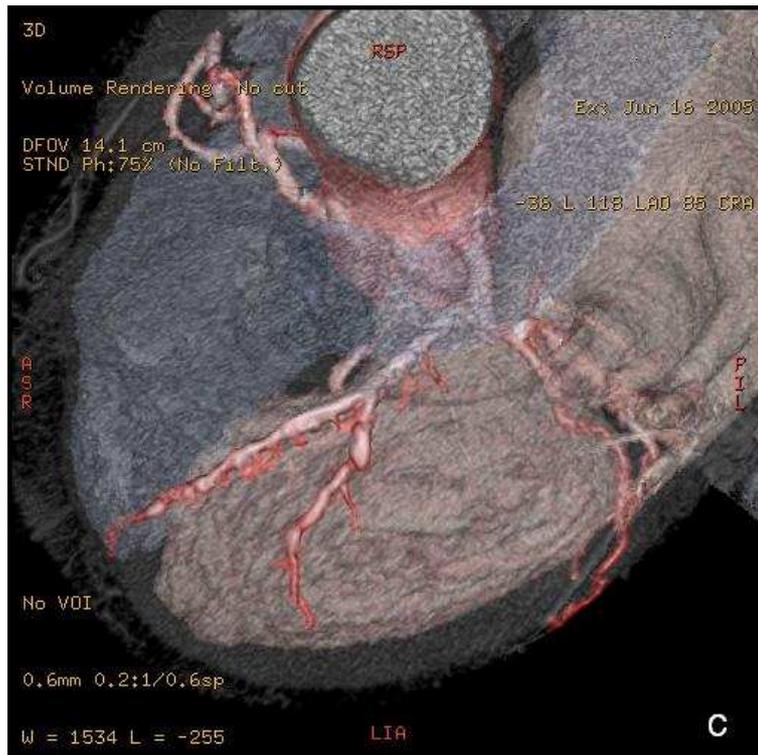
sogenannten „Durchschnittswert“. In unserem Patientenkollektiv wurde die Darstellbarkeit der Koronararterien im Schnitt mit 2,14 bewertet. Betrachtet man von allen 4 Gefäßen (ML, LAD, RCX und RCA) immer nur den höchsten Wert, erhält man den hier sogenannten Maximalwert. Ist zum Beispiel in einem CT-Befund ein Gefäß nicht sicher beurteilbar – es bekommt von allen vier Gefäßen die negativste Bewertung und entspricht in diesem Fall dem „max. Wert“ – so wird man mit diesem Befund nicht zufrieden sein, obwohl eventuell die 3 übrigen Gefäße hervorragend abgebildet sind. Der „max. Wert“, der hier im Mittel mit 2,54 bewertet wurde, entspricht also immer dem höchsten Wert von allen 4 Gefäßen.





**Abbildung 10a-d: Multiplanare Reformationen - Koronararterien.** Darstellung einer 50%igen Stenose im Abgangsbereich des RIVA. Zudem Darstellung einer hochgradigen Stenose, welche sich nicht verkalkt darstellt im Bereich des Ramus interventricularis distal des Abgangs des 2. Marginalastes. Hier lässt sich ein nichtverkalkter, partiell KM-umspülter Plaque bzw. Thrombus abgrenzen. Weiter stellt sich im Bereich des Marginalastes eine Abgangsstenose dar. Der RCX weist im 2. Drittel eine ca. 75%ige Stenose auf. Im Bereich der RCA lässt sich im beginnenden 2. Drittel des Gefäßes bei geschlungenem Verlauf eine ca. 50%ige Stenose abgrenzen.





**Abbildung 11a-d: Volumen-Rendering-Reformationen - Koronararterien.** Es zeigen sich ausgeprägte Sklerosierungen der Koronargefäße. Es zeigen sich ca. 75%ige langstreckige LAD-, D1- und D2-Stenosierungen sowie eine über 50%ige Stenose der proximalen RCX. 50%ige RCA-Stenose im proximalen Drittel.

### 3.2 Bewertung der einzelnen Gefäßabschnitte

Bei 21 Patienten wurden die Koronargefäße in 3 Segmente untergliedert (proximales, mittleres und distales Gefäßsegment) und jeweils einzeln bewertet (siehe Tabelle 3). Um dem Gefäß eine Gesamtnote geben zu können, wurde aus den Einzelnoten der 3 Gefäßsegmente der Mittelwert errechnet. LAD und RCX lassen sich im proximalen Anteil (beide erhielten hier im Durchschnitt die Note 2,14) am besten beurteilen, gefolgt vom mittleren und distalen Gefäßabschnitt (im mittleren Gefäßbereich erhielt die LAD die Note 2,62 und die RCX die Note 2,67; das distale Segment der LAD wurde mit 2,67 und der RCX mit 3,19 bewertet). Ebenso ist auch die RCA im proximalen Drittel am besten zu beurteilen (Note im Durchschnitt bei 2,52). Dann folgt jedoch der distale Anteil (der distale Gefäßabschnitt wurde im Mittel mit 3,14 benotet). Am schlechtesten lässt sich bei der RCA in diesen 21 Fällen das mittlere Segment bewerten (dieses wurde im Durchschnitt mit 3,33 beurteilt). Hier traten gerade im mittleren Drittel gehäuft Bewegungsartefakte auf.

Tabelle 3: Bewertung der einzelnen Koronararteriensegmente

	<b>N</b>	<b>Minimum</b>	<b>Maximum</b>	<b>Mittelwert</b>	<b>SD</b>
<b>LAD – proximales Drittel</b>	21	1	5	2,14	,910
<b>LAD – mittleres Drittel</b>	21	1	5	2,62	1,431
<b>LAD – distales Drittel</b>	21	1	5	3,24	1,609
<b>LAD – Durchschnitt</b>	21	1	4	2,67	1,043
<b>RCX – proximales Drittel</b>	21	1	5	2,14	,964
<b>RCX – mittleres Drittel</b>	21	1	5	2,67	1,528
<b>RCX – distales Drittel</b>	21	1	5	3,19	1,692
<b>RCX – Durchschnitt</b>	21	1	4	2,66	1,136
<b>RCA – proximales Drittel</b>	21	1	5	2,52	1,123
<b>RCA – mittleres Drittel</b>	21	1	5	3,33	1,390
<b>RCA – distales Drittel</b>	21	1	5	3,14	1,389
<b>RCA – Durchschnitt</b>	21	1	4	3,01	,809
<b>Gültige Werte (listenweise)</b>	21				

### **3.3 Anzahl der verlässlich beurteilbaren Koronararterien**

Es stellt sich die Frage, wie häufig der weiterbehandelnde Arzt einen sicheren, aussagekräftigen Koronar-CT-Befund erhält. Einen Befund, aus dem eindeutig hervorgeht, ob die Koronargefäße frei durchgängig sind bzw. ob und in welchem Bereich eine Stenose vorliegt. Und nicht einen Befund, der aufgrund von Bewegungsartefakten, Kalzifikationen etc. nicht sicher verlässlich ist, so dass der weiterbehandelnde Arzt wahrscheinlich eine invasive Koronarangiographie anschließen würde. Aus diesem Grund verglichen wir unsere Ergebnisse zu den Herzkranzgefäßen mit denen der primären Befunder (Fachärzte für Radiologie), um die Aussagekraft bzw. die Qualität der CT-Befunde genauer beleuchten zu können. Es ergaben sich keine relevanten Differenzen zwischen unserem Urteil und dem der primären Befunder.

Um nun auf die Frage einzugehen, in wie vielen der 100 Fälle ein aussagekräftiger Befund zu jedem einzelnen Koronargefäß und für den Koronarstatus insgesamt vorliegt, wurde die Grenze bei einer Note von 3,5 gezogen. Sind die Gefäße besser oder gleich 3,5 beurteilt worden, so enthält der entsprechende Untersuchungsbefund eine klare Aussage zu dem Koronargefäßstatus des Patienten. Die Gefäße lassen sich meist gut darstellen und eine relevante Stenose wird erkannt oder sie kann sicher ausgeschlossen werden, auch wenn gelegentlich einzelne Artefakte vorliegen, die kleinere Stenosen nicht sicher ausschließen lassen.

Ist die Darstellbarkeit der Gefäße schlechter als 3,5 bewertet worden, so lassen sich die Gefäße nicht mehr sicher beurteilen, und es kann keine eindeutige Aussage bezüglich eventueller Stenosen gemacht werden. Je nach Klinik bzw. Grund für die Koronar-CT ist dem Patienten eine weiterführende Diagnostik wie zum Beispiel eine invasive Koronarangiographie zum Ausschluss höhergradiger Stenosen zu empfehlen.

**Tabelle 4: Beurteilung der Koronargefäße  $\leq$  /  $>$  3,5**

	<b><math>\leq 3,5</math></b>	<b><math>&gt; 3,5</math></b>
	<b>N</b>	<b>N</b>
<b>ML</b>	91	9
<b>LAD</b>	85	15
<b>RCX</b>	86	14
<b>RCA</b>	81	19
<b>max. Wert</b>	77	23

Aus der vorliegenden Tabelle lässt sich entnehmen, dass sich der Hauptstamm der linken Herzkranzarterie in 91 von 100 Fällen gut beurteilen lässt, bei LAD und RCX ist dies bei etwa 85% der Fall. Die rechte Herzkranzarterie lässt sich in 81 von 100 Fällen deutlich abbilden.

Meist ist jedoch nicht nur ein spezielles Gefäß von Interesse, sondern die Auskunft über den gesamten Koronararterienstatus. Betrachtet man von allen vier Gefäßen immer nur den höchsten Wert (= max. Wert), so sind 77% der Fälle besser bzw. gleich 3,5 bewertet worden. Bei 23 von 100 Patienten ist somit eine weiterführende Diagnostik wie eine anschließende invasive Koronarangiographie in Betracht zu ziehen.

### 3.4 Einfluss der Herzfrequenz

In dem folgenden Kapitel 3.4.1 soll analysiert werden, ob ein Zusammenhang zwischen guter Koronardarstellung im CT und niedriger Herzfrequenz bzw. zwischen unzureichender Darstellung der Koronararterien und hoher Herzfrequenz existiert.

In dem anschließenden Kapitel 3.4.2 wird gezeigt, wie gut sich die einzelnen Herzkranzgefäße in den unterschiedlichen Herzfrequenzbereichen darstellen lassen.

#### 3.4.1 Zusammenhang zwischen HF und Qualität der Koronargefäßdarstellung

Es wurde untersucht, ob die Herzfrequenz die Qualität der Darstellung der Koronararterien beeinflusst, und ob somit ein Zusammenhang zwischen niedriger Herzfrequenz und guter Darstellbarkeit der Gefäße besteht (siehe Tabellen 5-10).

Bei 99 der 100 Patienten lag die Herzfrequenz, die der Patient während der CT-Koronarangiographie hatte, vor.

Tabelle 5: Korrelationen<sup>2</sup> zwischen Herzfrequenz und Koronarien

		HF	ML	LAD	RCX	RCA
<b>HF</b>	<b>Korrelationskoeffizient</b>	1,000	,138	,201 (**)	,155 (*)	,135
	<b>Sig. (2-seitig)</b>	.	,079	,008	,042	,071
	<b>N</b>	99	99	99	99	99
<b>ML</b>	<b>Korrelationskoeffizient</b>	,138	1,000	,766 (**)	,779 (**)	,620 (**)
	<b>Sig. (2-seitig)</b>	,079	.	,000	,000	,000
	<b>N</b>	99	100	100	100	100
<b>LAD</b>	<b>Korrelationskoeffizient</b>	,201 (**)	,766 (**)	1,000	,867 (**)	,640 (**)
	<b>Sig. (2-seitig)</b>	,008	,000	.	,000	,000
	<b>N</b>	99	100	100	100	100
<b>RCX</b>	<b>Korrelationskoeffizient</b>	,155 (*)	,779 (**)	,867 (**)	1,000	,613 (**)
	<b>Sig. (2-seitig)</b>	,042	,000	,000	.	,000

<sup>2</sup> \*\* Die Korrelation ist auf dem 0,01-Niveau signifikant (zweiseitig). \* Die Korrelation ist auf dem 0,05-Niveau signifikant (zweiseitig).

<b>N</b>	99	100	100	100	100
<b>RCA Korrelationskoeffizient</b>	,135	,620 (**)	,640 (**)	,613 (**)	1,000
<b>Sig. (2-seitig)</b>	,071	,000	,000	,000	.
<b>N</b>	99	100	100	100	100

Berechnet wurde für die relevanten Variablen der Korrelationskoeffizient nach Kendall, da die Variablen für die Bewertung der Darstellungen „Schulnoten“ (ordinales Datenniveau) entsprechen.

Nach Einteilung der Herzfrequenz in Zehnerblöcke (50-59, 60-69, etc.) wurden dieselben Korrelationskoeffizienten wie für die gesamte Gruppe berechnet. Es ergeben sich folgende Resultate:

**Tabelle 6: Korrelationen<sup>3</sup> bei einer Herzfrequenz von 50-59 bpm**

		<b>HF</b>	<b>ML</b>	<b>LAD</b>	<b>RCX</b>	<b>RCA</b>
<b>HF</b>	<b>Korrelationskoeffizient</b>	1,000	,195	,000	,200	,214
	<b>Sig. (2-seitig)</b>	.	,308	1,000	,315	,266
	<b>N</b>	20	20	18	18	19
<b>ML</b>	<b>Korrelationskoeffizient</b>	,195	1,000	,760 (**)	,941 (**)	,938 (**)
	<b>Sig. (2-seitig)</b>	,308	.	,001	,000	,000
	<b>N</b>	20	20	18	18	19
<b>LAD</b>	<b>Korrelationskoeffizient</b>	,000	,760 (**)	1,000	,792 (**)	,803 (**)
	<b>Sig. (2-seitig)</b>	1,000	,001	.	,000	,000
	<b>N</b>	18	18	18	18	18
<b>RCX</b>	<b>Korrelationskoeffizient</b>	,200	,941 (**)	,792 (**)	1,000	,966 (**)
	<b>Sig. (2-seitig)</b>	,315	,000	,000	.	,000
	<b>N</b>	18	18	18	18	18
<b>RCA</b>	<b>Korrelationskoeffizient</b>	,214	,938 (**)	,803 (**)	,966 (**)	1,000
	<b>Sig. (2-seitig)</b>	,266	,000	,000	,000	.
	<b>N</b>	19	19	18	18	19

<sup>3</sup> \*\* Die Korrelation ist auf dem 0,01-Niveau signifikant (zweiseitig).

Tabelle 7: Korrelationen<sup>4</sup> bei einer Herzfrequenz von 60-69 bpm

		HF	ML	LAD	RCX	RCA
<b>HF</b>	<b>Korrelationskoeffizient</b>	1,000	,031	,084	,144	-,083
	<b>Sig. (2-seitig)</b>	.	,817	,549	,407	,521
	<b>N</b>	40	39	33	36	37
<b>ML</b>	<b>Korrelationskoeffizient</b>	,031	1,000	,801 (**)	,738 (**)	,527 (**)
	<b>Sig. (2-seitig)</b>	,817	.	,000	,000	,000
	<b>N</b>	39	39	32	35	36
<b>LAD</b>	<b>Korrelationskoeffizient</b>	,084	,801 (**)	1,000	,740 (**)	,394 (**)
	<b>Sig. (2-seitig)</b>	,549	,000	.	,000	,007
	<b>N</b>	33	32	33	32	33
<b>RCX</b>	<b>Korrelationskoeffizient</b>	,144	,738 (**)	,740 (**)	1,000	,316 (*)
	<b>Sig. (2-seitig)</b>	,407	,000	,000	.	,028
	<b>N</b>	36	35	32	36	35
<b>RCA</b>	<b>Korrelationskoeffizient</b>	-,083	,527 (**)	,394 (**)	,316 (*)	1,000
	<b>Sig. (2-seitig)</b>	,521	,000	,007	,028	.
	<b>N</b>	37	36	33	35	37

Tabelle 8: Korrelationen<sup>5</sup> bei einer Herzfrequenz von 70-79 bpm

		HF	ML	LAD	RCX	RCA
<b>HF</b>	<b>Korrelationskoeffizient</b>	1,000	,165	-,027	,071	-,004
	<b>Sig. (2-seitig)</b>	.	,206	,840	,605	,976
	<b>N</b>	39	39	34	33	35
<b>ML</b>	<b>Korrelationskoeffizient</b>	,165	1,000	,716 (**)	,692 (**)	,506 (**)
	<b>Sig. (2-seitig)</b>	,206	.	,000	,000	,000
	<b>N</b>	39	39	34	33	35

<sup>4</sup> \*\* Die Korrelation ist auf dem 0,01-Niveau signifikant (zweiseitig). \* Die Korrelation ist auf dem 0,05-Niveau signifikant (zweiseitig).

<sup>5</sup> \*\* Die Korrelation ist auf dem 0,01-Niveau signifikant (zweiseitig)

<b>LAD</b>	<b>Korrelationskoeffizient</b>	-,027	,716 (**)	1,000	,886 (**)	,583 (**)
	<b>Sig. (2-seitig)</b>	,840	,000	.	,000	,000
	<b>N</b>	34	34	34	33	34
<b>RCX</b>	<b>Korrelationskoeffizient</b>	,071	,692 (**)	,886 (**)	1,000	,490 (**)
	<b>Sig. (2-seitig)</b>	,605	,000	,000	.	,001
	<b>N</b>	33	33	33	33	33
<b>RCA</b>	<b>Korrelationskoeffizient</b>	-,004	,506 (**)	,583 (**)	,490 (**)	1,000
	<b>Sig. (2-seitig)</b>	,976	,000	,000	,001	.
	<b>N</b>	35	35	34	33	35

Tabelle 9: Korrelationen<sup>6</sup> bei einer Herzfrequenz von 80-89 bpm

		<b>HF</b>	<b>ML</b>	<b>LAD</b>	<b>RCX</b>	<b>RCA</b>
<b>HF</b>	<b>Korrelationskoeffizient</b>	1,000	,057	,179	,213	,125
	<b>Sig. (2-seitig)</b>	.	,781	,373	,297	,540
	<b>N</b>	18	18	16	16	16
<b>ML</b>	<b>Korrelationskoeffizient</b>	,057	1,000	,298	,306	,292
	<b>Sig. (2-seitig)</b>	,781	.	,177	,172	,193
	<b>N</b>	18	18	16	16	16
<b>LAD</b>	<b>Korrelationskoeffizient</b>	,179	,298	1,000	,975 (**)	,710 (**)
	<b>Sig. (2-seitig)</b>	,373	,177	.	,000	,001
	<b>N</b>	16	16	16	16	16
<b>RCX</b>	<b>Korrelationskoeffizient</b>	,213	,306	,975 (**)	1,000	,728 (**)
	<b>Sig. (2-seitig)</b>	,297	,172	,000	.	,001
	<b>N</b>	16	16	16	16	16
<b>RCA</b>	<b>Korrelationskoeffizient</b>	,125	,292	,710 (**)	,728 (**)	1,000
	<b>Sig. (2-seitig)</b>	,540	,193	,001	,001	.
	<b>N</b>	16	16	16	16	16

<sup>6</sup> \*\* Die Korrelation ist auf dem 0,01-Niveau signifikant (zweiseitig).

Tabelle 10: Korrelationen<sup>7</sup> bei einer Herzfrequenz von 90-99 bpm

		HF	ML	LAD	RCX	RCA
<b>HF</b>	<b>Korrelationskoeffizient</b>	1,000	,564	,434	,441	,387
	<b>Sig. (2-seitig)</b>	.	,064	,144	,138	,183
	<b>N</b>	9	9	9	9	9
<b>ML</b>	<b>Korrelationskoeffizient</b>	,564	1,000	,947 (**)	,852 (**)	,916 (**)
	<b>Sig. (2-seitig)</b>	,064	.	,002	,006	,003
	<b>N</b>	9	9	9	9	9
<b>LAD</b>	<b>Korrelationskoeffizient</b>	,434	,947 (**)	1,000	,912 (**)	,934 (**)
	<b>Sig. (2-seitig)</b>	,144	,002	.	,003	,002
	<b>N</b>	9	9	9	9	9
<b>RCX</b>	<b>Korrelationskoeffizient</b>	,441	,852 (**)	,912 (**)	1,000	,781 (**)
	<b>Sig. (2-seitig)</b>	,138	,006	,003	.	,009
	<b>N</b>	9	9	9	9	9
<b>RCA</b>	<b>Korrelationskoeffizient</b>	,387	,916 (**)	,934 (**)	,781 (**)	1,000
	<b>Sig. (2-seitig)</b>	,183	,003	,002	,009	.
	<b>N</b>	9	9	9	9	9

Es besteht ein signifikanter Zusammenhang zwischen der Herzfrequenz und der Darstellungsqualität der LAD (0,01-Niveau). Ebenso liegt ein signifikanter Zusammenhang auf dem 0,05-Niveau zwischen Herzfrequenz und der Darstellungsqualität der RCX vor. Das bedeutet: Je höher die Herzfrequenz ist, desto schlechter lassen sich die LAD und die RCX darstellen und folglich beurteilen. Es besteht kein signifikanter Zusammenhang zwischen der Darstellungsqualität der ML sowie der RCA mit der Herzfrequenz, sie korrelieren jedoch miteinander. Bei einer größeren Stichprobe würde sich wahrscheinlich auch bei diesen beiden Gefäßen ein signifikanter Zusammenhang mit der Herzfrequenz herauskristallisieren.

<sup>7</sup> \*\* Die Korrelation ist auf dem 0,01-Niveau signifikant (zweiseitig).

### 3.4.2 Idealer Herzfrequenzbereich

Im Folgenden soll die Frage beantwortet werden, bei welcher Herzfrequenz sich die im CT dargestellten Koronargefäße am besten beurteilen lassen. Bei 99 der 100 Patienten lag die Herzfrequenz vor. Die einzelnen Herzfrequenzen wurden in Blöcke (50-59 bpm, 60-69 bpm, 70-79 bpm, 80-89 bpm, 90-99 bpm) aufgeteilt und anschließend analysiert.

Tabelle 11: Bewertung der Koronarien in den jeweiligen Herzfrequenzbereichen

		N	Mittelwert	SD	95%-KI für den Mittelwert		Minimum	Maximum
					Untergrenze	Obergrenze		
<b>ML</b>	<b>50-59</b>	17	1,71	1,047	1,17	2,24	1	5
	<b>60-69</b>	27	1,85	1,027	1,45	2,26	1	5
	<b>70-79</b>	28	2,29	1,013	1,89	2,68	1	5
	<b>80-89</b>	15	1,93	,594	1,60	2,26	1	3
	<b>90-99</b>	9	2,11	1,167	1,21	3,01	1	4
	<b>Gesamt</b>	96	1,99	,989	1,79	2,19	1	5
<b>LAD</b>	<b>50-59</b>	17	1,59	1,064	1,04	2,14	1	5
	<b>60-69</b>	27	1,89	1,064	1,47	2,31	1	5
	<b>70-79</b>	28	2,34	1,090	1,92	2,77	1	4
	<b>80-89</b>	15	2,56	,936	2,04	3,08	1	4
	<b>90-99</b>	9	2,22	1,202	1,30	3,15	1	4
	<b>Gesamt</b>	96	2,10	1,096	1,88	2,33	1	5
<b>RCX</b>	<b>50-59</b>	17	1,76	1,091	1,20	2,33	1	5
	<b>60-69</b>	27	1,81	1,016	1,41	2,22	1	5
	<b>70-79</b>	28	2,36	1,055	1,96	2,77	1	4
	<b>80-89</b>	15	2,51	,946	1,99	3,04	1	4
	<b>90-99</b>	9	2,11	1,269	1,14	3,09	1	4
	<b>Gesamt</b>	96	2,10	1,076	1,89	2,32	1	5
<b>RCA</b>	<b>50-59</b>	17	1,71	1,047	1,17	2,24	1	5
	<b>60-69</b>	27	2,24	1,216	1,76	2,72	1	5

<b>70-79</b>	28	2,69	1,349	2,17	3,21	1	5
<b>80-89</b>	15	2,47	1,046	1,89	3,05	1	4
<b>90-99</b>	9	2,41	1,223	1,47	3,35	1	4
<b>Gesamt</b>	96	2,33	1,228	2,08	2,58	1	5

Es wurden für die einzelnen Variablen (ML, LAD, RCA, RCX,) zusammen mit der Gruppierungsvariablen „Herzfrequenz in Blöcken“ Kruskal-Wallis-Tests auf Gleichheit der Mittelwerte durchgeführt (unabhängige Stichproben). Folgende Resultate ergaben sich:

**Tabelle 12: deskriptive Statistik – Koronararterien**

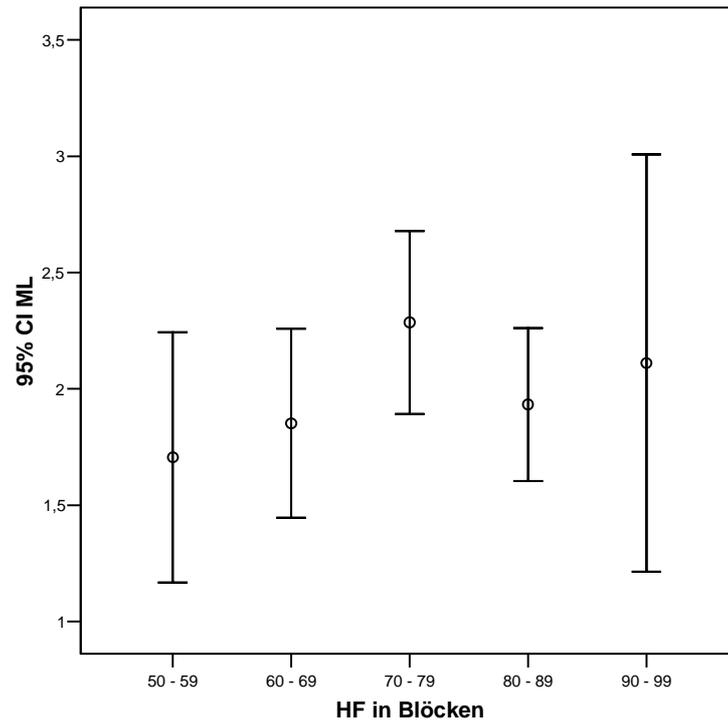
	<b>N</b>	<b>Mittelwert</b>	<b>SD</b>	<b>Minimum</b>	<b>Maximum</b>
<b>ML</b>	100	2,01	1,020	1	5
<b>LAD</b>	100	2,12	1,118	1	5
<b>RCX</b>	100	2,11	1,105	1	5
<b>RCA</b>	100	2,33	1,241	1	5

**Tabelle 13: Statistik für Test (a, b)<sup>8</sup>**

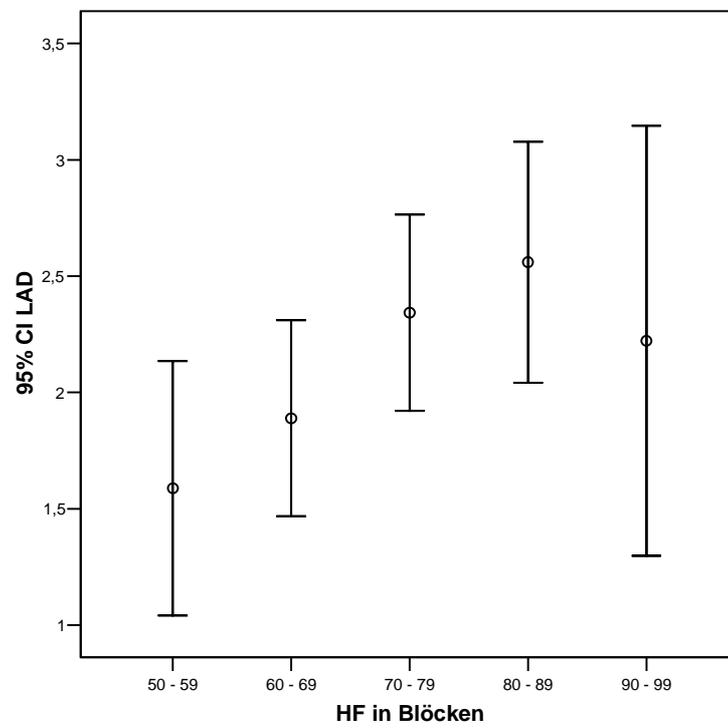
	<b>ML</b>	<b>LAD</b>	<b>RCX</b>	<b>RCA</b>
<b>Chi-Quadrat</b>	7,477	12,013	10,335	8,208
<b>Df</b>	4	4	4	4
<b>Asymptotische Signifikanz (p-Wert)</b>	,113	<b>,017</b>	<b>,035</b>	,084

Die fett markierten p-Werte können als signifikant betrachtet werden. Hier liegen signifikante Unterschiede vor. Diese werden in den nachfolgenden Fehlerbalken-Diagrammen veranschaulicht (zu beachten ist, dass die großen Intervalle in der Gruppe „90-99“ von der geringen Stichprobengröße herrühren).

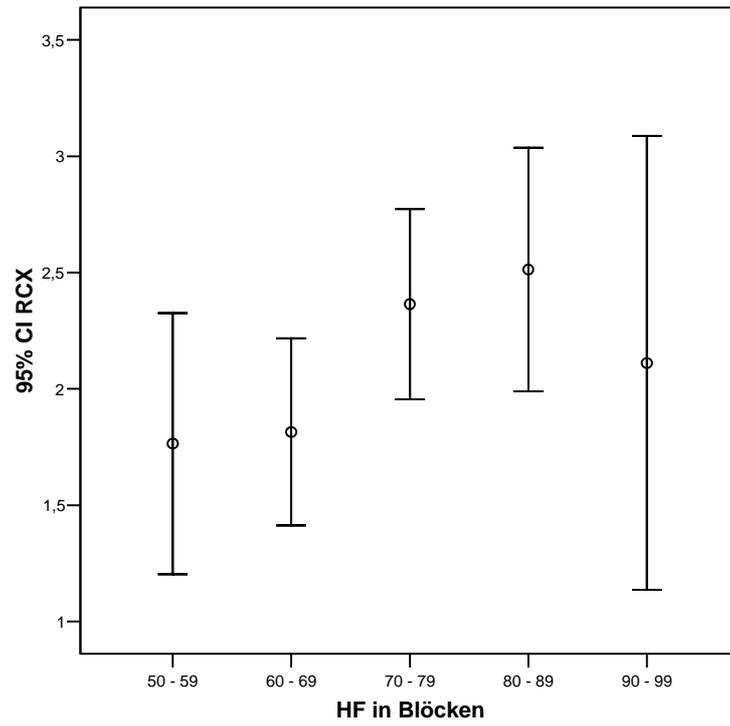
<sup>8</sup> a = Kruskal-Wallis-Test, b = Gruppenvariable: HF in Blöcken



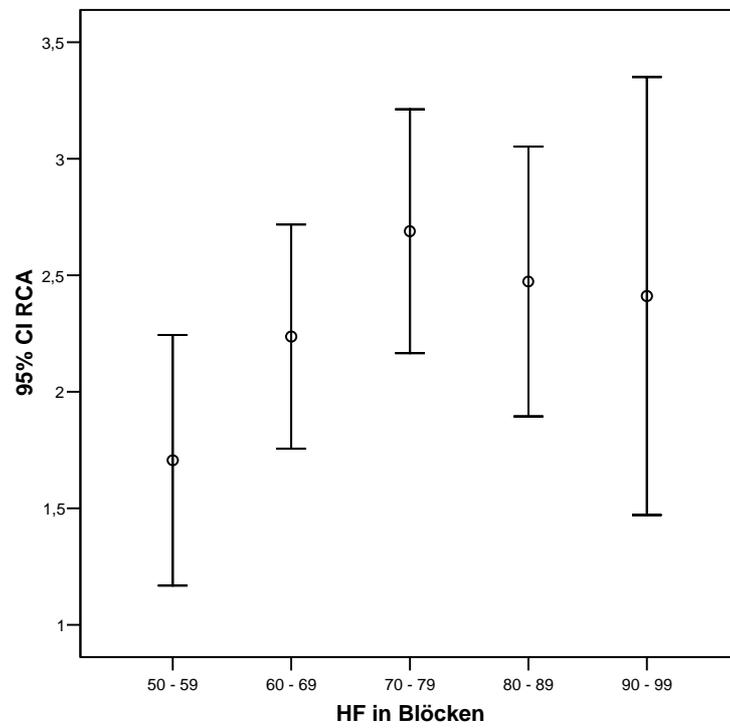
**Abbildung 12: ML in Abhängigkeit von der Herzfrequenz**



**Abbildung 13: LAD in Abhängigkeit von der Herzfrequenz**



**Abbildung 14: RCX in Abhängigkeit von der Herzfrequenz**



**Abbildung 15: RCA in Abhängigkeit von der Herzfrequenz**

Am besten lassen sich die Gefäße bei einer niedrigen Herzfrequenz von 50 bis 59 Schlägen pro Minute darstellen. In diesem Herzfrequenzbereich liegen folgende Mittelwerte vor: ML: 1,71; LAD: 1,59; RCX: 1,76; RCA: 1,71. Mit jedem Zehnerschritt wird der Mittelwert etwas schlechter. Dies bedeutet für den Herzfrequenzbereich von 60 bis 69 Schlägen pro Minute: ML: 1,85; LAD: 1,89; RCX: 1,81; RCA: 2,24 und für den Herzfrequenzbereich von 70 bis 79 Schlägen pro Minute: ML: 2,29; LAD: 2,34; RCX: 2,36; RCA: 2,69. Überraschenderweise liegen bei der ML und der RCA im Herzfrequenzbereich von 80 bis 89 Schlägen pro Minute bessere Ergebnisse (ML: 1,93; LAD: 2,56; RCX: 2,51; RCA: 2,47) vor, als einen Zehnerschritt darunter (70 bis 79 bpm). Der niedrigere Wert für die Benotung der Herzkranzgefäße im Bereich von 90 bis 99 Schlägen pro Minute (ML: 2,11; LAD: 2,22; RCX: 2,11; RCA: 2,41) ist auf die niedrige Fallzahl (9 Patienten lagen in diesem Herzfrequenzbereich) zurückzuführen.

### **3.5 Ursachen für unzureichende Darstellung der Koronarien in der MSCT**

In unserem Patientenkollektiv gab es unterschiedliche Gründe dafür, dass sich die 400 Herzkranzgefäße der 100 Patienten in der CT-Koronarangiographie nicht deutlich darstellen ließen.

Ein häufiger Grund war eine zu hohe Herzfrequenz, die bei unseren Patienten während der Untersuchung vorlag. Diese erhöhte Herzfrequenz trat gelegentlich trotz Beta-blockergabe vor der Koronar-CT auf, oder weil die Patienten wegen Kontraindikationen wie schwerem Asthma, schweren chronischen obstruktiven Lungenerkrankungen oder Betablockerunverträglichkeiten keinen Betablocker zur Reduktion ihrer Herzfrequenz erhalten konnten. Bei 9 Patienten führte eine Herzfrequenz > 70 bpm zu einer reduzierten Abbildungsqualität von insgesamt 26 Koronargefäßen.

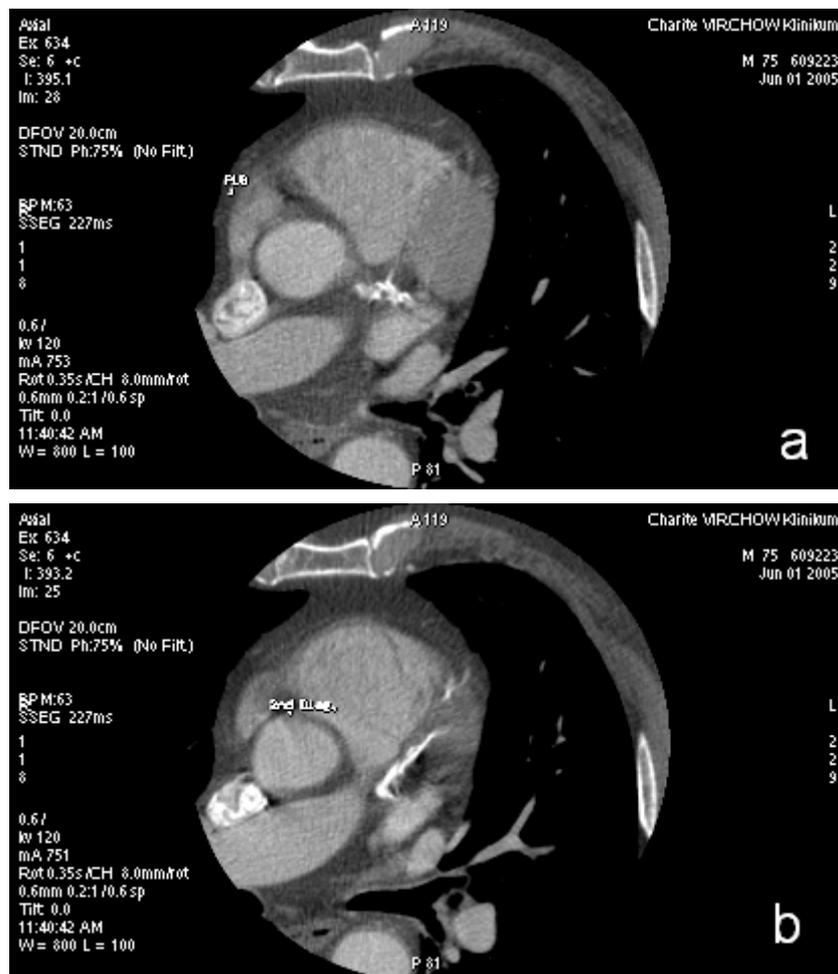
In 6 Fällen traten Arrhythmien (tachykarde Herzrhythmusstörungen, Sinusarrhythmie, permanentes Vorhofflimmern, absolute Arrhythmie, paroxysmales Vorhofflimmern, rezidivierendes Vorhofflimmern bei tachykarder Überleitung) auf. Aufgrund dieser ließen sich die Herzkranzgefäße in 4 Fällen nur eingeschränkt beurteilen.

Häufig (bei 8 Patienten) traten Bewegungsartefakte auf, die die Darstellbarkeit von 14 Koronararterien reduzierten. Bewegungsartefakte führen zu Unschärfe der abgebildeten Struktur.

Adipositas lag bei 3 Patienten vor und war ein weiterer Grund für eine eingeschränkte Beurteilbarkeit der Koronargefäße (lediglich der Hauptstamm der linken Herzkranzarterie ließ sich bei diesen 3 Patienten noch gut beurteilen), unter anderem deshalb, weil es durch die Adipositas zu erhöhtem Bildrauschen kam.

Zu Einschränkungen der Bildqualität kam es außerdem bei 4 Patienten (10 Koronargefäße) durch ausgeprägte Gefäßverkalkungen sowie bei einem Patienten (4 Koronargefäße) durch Schrittmacherartefakte.

Zudem sind technisch bedingte mäßige bzw. verwirbelte Kontrastmittelfüllungen, die in 5 Fällen auftraten, zu nennen. Sie führten zu einer Kontrastmittelinhomogenität in 16 Koronargefäßen und somit zu einer eingeschränkten Beurteilbarkeit.



**Abbildung 16a-b: Multiplanare Refomationen. Bildartefakte aufgrund von Koronargefäßverkalkungen.**

### 3.6 Beurteilung der Bypässe

31 Patienten, darunter 4 Frauen und 27 Männer mit einem mittleren Alter von 60 Jahren, haben zusammen 78 Bypässe. Dabei handelt es sich um 29 Mammaria-interna-Bypässe und 49 aortokoronare Venenbypässe. Ihre Darstellbarkeit wurde nach dem Benotungsschema, wie unter Punkt 2.4 erklärt, evaluiert.

Aufgrund der geringen Fallzahl wurde bei den statistischen Auswertungen auf Signifikanztests verzichtet.

Tabelle 14: deskriptive Statistik – Beurteilung der Bypässe

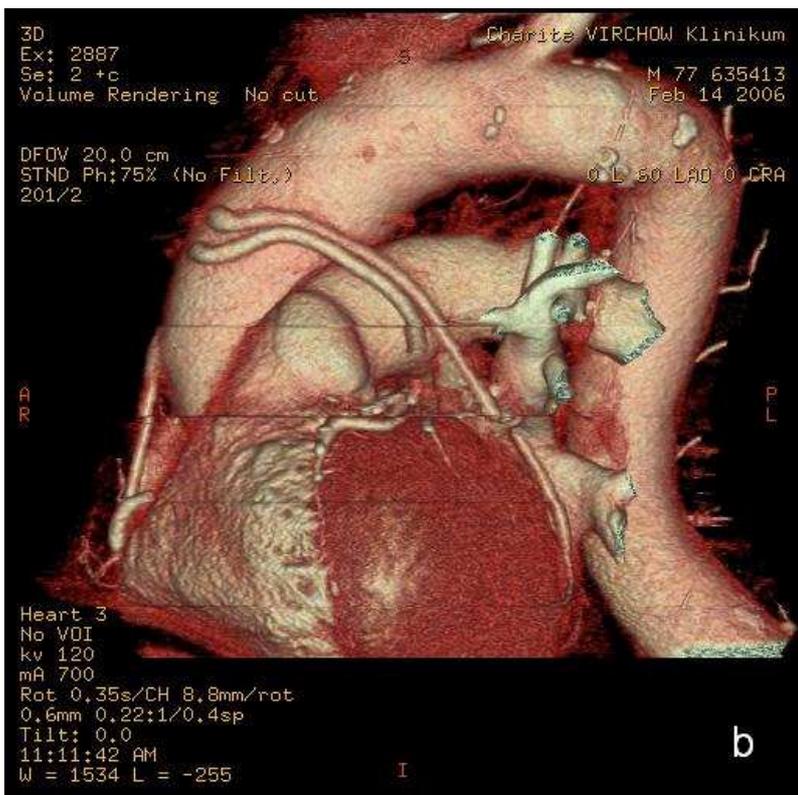
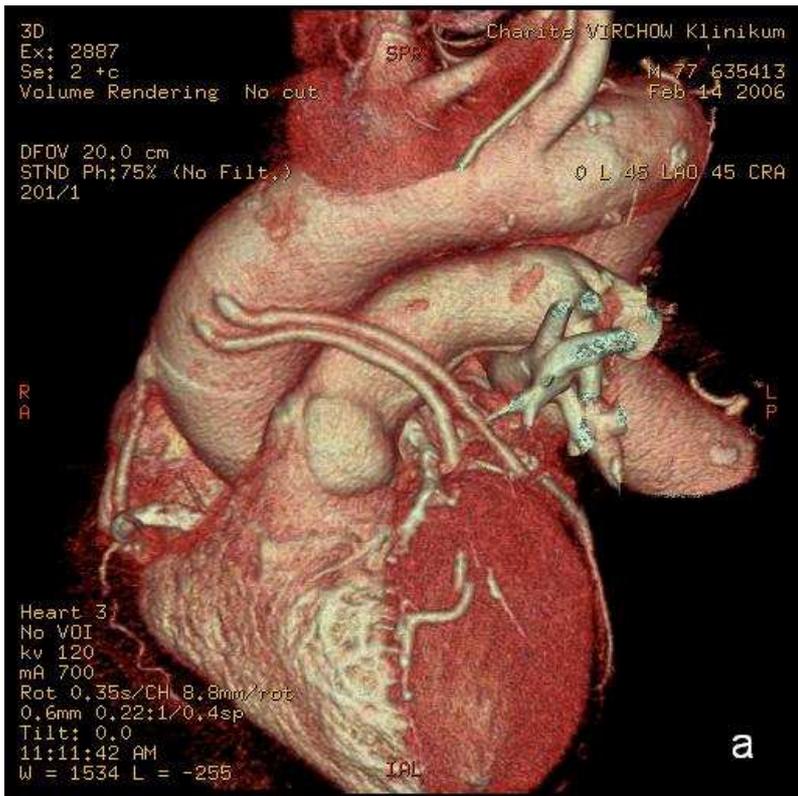
	<b>N</b>	<b>Minimum</b>	<b>Maximum</b>	<b>Mittelwert</b>	<b>SD</b>
<b>Mammaria auf LAD</b>	25	1	5	2,04	1,020
<b>ACVB auf LAD</b>	4	1	2	1,75	,500
<b>Mammaria auf D2</b>	1	2	2	2,00	.
<b>ACVB auf D1</b>	9	1	2	1,78	,441
<b>ACVB auf RCX</b>	5	1	2	1,60	,548
<b>ACVB auf M1</b>	6	2	5	2,50	1,225
<b>ACVB auf RCA</b>	6	1	2	1,83	,408
<b>Mammaria auf RCA</b>	2	2	2	2,00	,000
<b>ACVB auf RPLA</b>	11	1	4	1,91	,831
<b>ACVB auf RIVP</b>	8	1	4	2,13	,991
<b>Mammaria auf RIVP</b>	1	5	5	5,00	.
<b>Gültige Werte</b> (listenweise)	0				

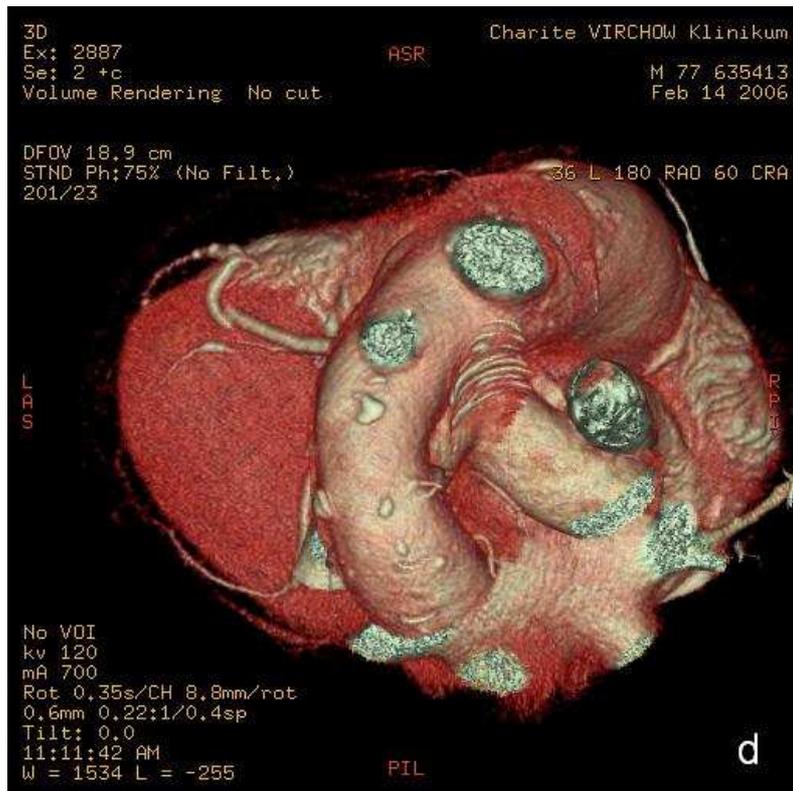
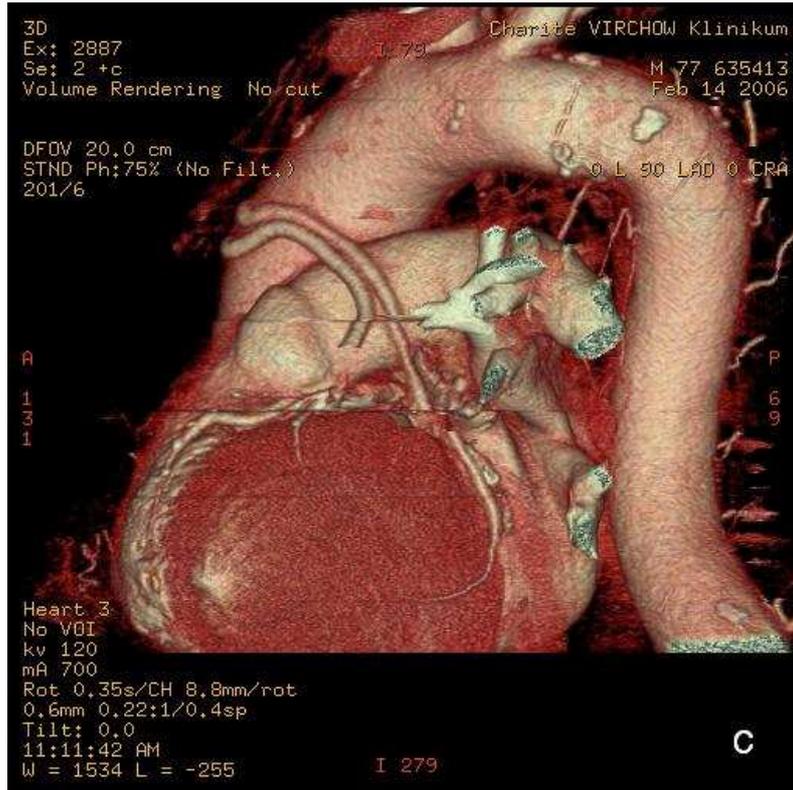
Insgesamt lassen sich die 78 Bypässe gut beurteilen. Bei der Evaluation ihrer Darstellungsqualität haben sie meist die Note 2 erhalten. Die Ergebnisse der Darstellungsqualität betrachtend, scheint es keinen Unterschied zu geben, ob es sich bei dem Bypass um ein venöses oder um ein arterielles Gefäß handelt. Die 49 aortokoronaren Venenbypässe erhielten im Durchschnitt eine Note von 1,93. Bei den 29 Mammaria-interna-Bypässen liegt die Note im Durchschnitt bei 2,13. Insgesamt wurde die Beurteil-

barkeit von 18 Bypässen mit 1 benotet. 51 Bypässe erhielten die Note 2. Nicht bewertet werden konnten 3 der 78 Bypässe, bei weiteren 4 Bypässen war die Beurteilbarkeit eingeschränkt.

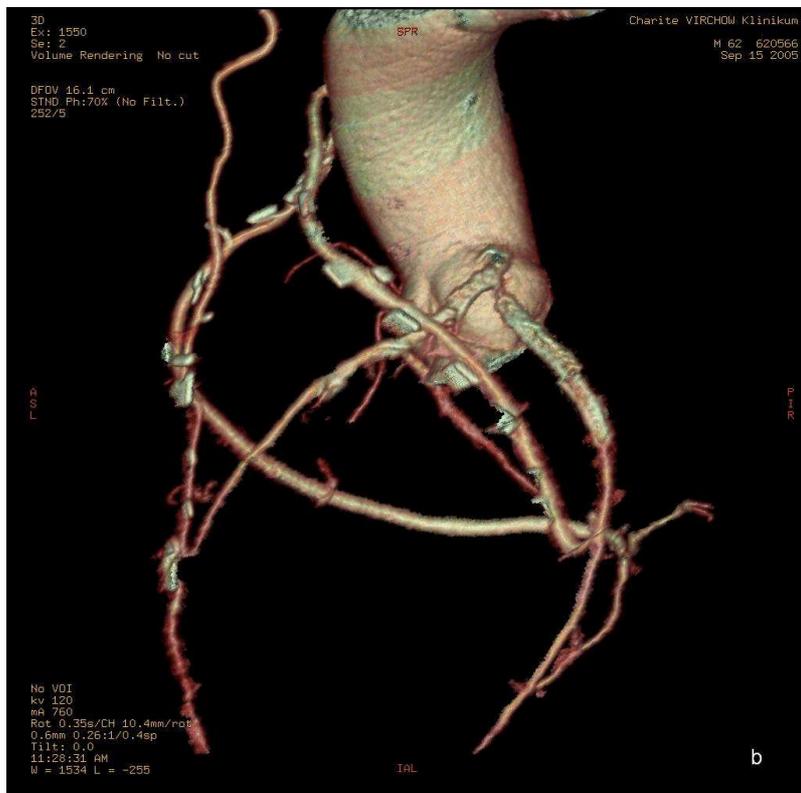
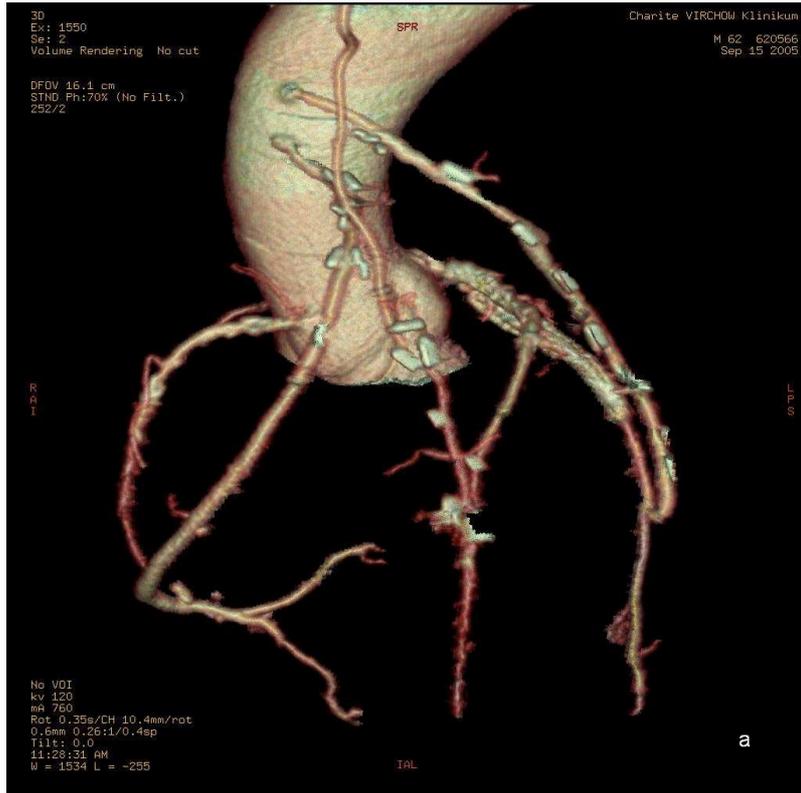
Somit lassen sich sowohl arterielle als auch venöse Bypässe in der CT-Koronarangiographie mit dem 64-Zeilen-CT gut darstellen und beurteilen.

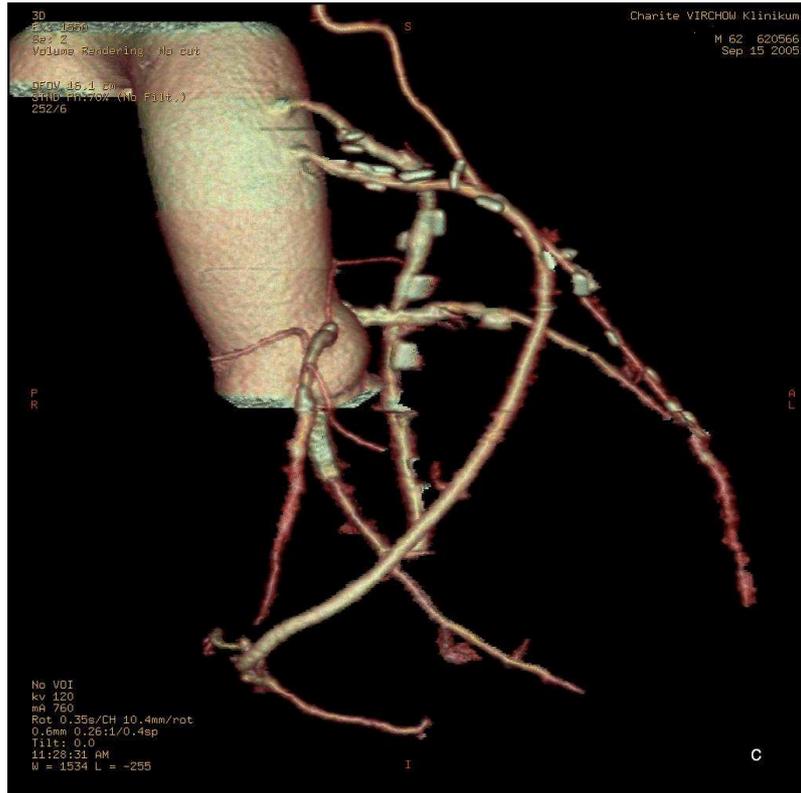
Für eine unzureichende Bildqualität und somit eingeschränkte Beurteilbarkeit der Bypässe (7 der 78 Bypässe erhielten die Note 4 oder 5) gab es verschiedene Gründe. Bei 2 Patienten mit Adipositas per magna trat erhöhtes Bildrauschen auf. Bei weiteren 2 Patienten mit starken Gefäßsklerosen war die Beurteilbarkeit eingeschränkt. In jeweils einem Fall führten Clipartefakte, Bewegungsartefakte sowie Kontrastmittelinhomogenität zu einer verminderten Darstellungsqualität der Bypässe.





**Abbildung 17a-d: Volumen-Rendering-Reformationen - Bypässe.** Es zeigen sich offene aortokorona-re Venenbypässe. Im weiteren Verlauf der Koronargefäße zeigen sich Gefäßsklerosen. „Treppenstufen“-Artefakte.





**Abbildung 18a-c: Volumen-Rendering-Reformationen – Bypässe und Stents.** Die Venenbypässe auf RCX und RCA sowie der Lima-RIVA-Bypass stellen sich vollständig perfundiert dar. Kein Nachweis einer Bypass-Stenosierung. Im Bereich der Koronararterien lassen sich höhergradige Stenosen im Bereich der proximalen und mittleren RCA, des linken Hauptstammes sowie langstreckig im Bereich des RIVA abgrenzen. Stent-Implantation im Bereich des proximalen RIVA. Bei Zustand nach zweifacher Stent-Implantation in den RCX stellen sich die Stents verschlossen dar. Gute KM-Perfusion des RIVA distal des Stents. Kein Nachweis hämodynamisch relevanter Stenosen in RCA und RCX, wobei der RCX sich relativ dünnkalibrig darstellt.

### 3.7 Beurteilung der koronaren Stents

27 der 131 Patienten, darunter 7 weibliche und 20 männliche Patienten mit einem mittleren Alter von 63 Jahren, haben zusammen 32 koronare Stents. Deren Beurteilungsqualität wurde ebenfalls evaluiert.

Auch hier wurden aufgrund der geringen Fallzahl keine Signifikanztests durchgeführt.

Tabelle 15: deskriptive Statistik – Beurteilung der Stents

	<b>N</b>	<b>Minimum</b>	<b>Maximum</b>	<b>Mittelwert</b>	<b>SD</b>
<b>Stent in LAD</b>	16	2	4	2,88	,885
<b>Stent in RCX</b>	7	2	5	3,00	1,155
<b>Stent in RCA</b>	9	2	5	3,22	1,093
<b>Gültige Werte</b> (listenweise)	1				

Die Evaluation der Bildgebungsqualität der koronaren Stents mit dem 64-Zeilen-CT betrachtend, kann man mit den Beurteilungen der Stents nicht zufrieden sein. Im Durchschnitt erhielten die koronaren Stents die Note 3. Nur 13 der 32 Stents (40,6%) ließen sich gut beurteilen. 11 koronare Stents (34,3%) erhielten die Note 4 oder 5, sodass hier meist eine weitergehende Diagnostik zur Beurteilung einer eventuellen In-Stent-Restenose bei entsprechender Klinik zu empfehlen ist.

Ein wichtiger einschränkender Grund hinsichtlich der Beurteilbarkeit der koronaren Stents war, dass das Lumen der Stents aufgrund von Aufhärtingsartefakten häufig nicht sicher einsehbar war.

Zudem führte in einem Fall Adipositas zu einer verminderten Bildqualität und somit zu einer eingeschränkten Beurteilbarkeit des Stents.



Abbildung 19a-b: Multiplanare Reformationen. Bildartefakte verursacht durch koronare Stents.

## **4 Diskussion**

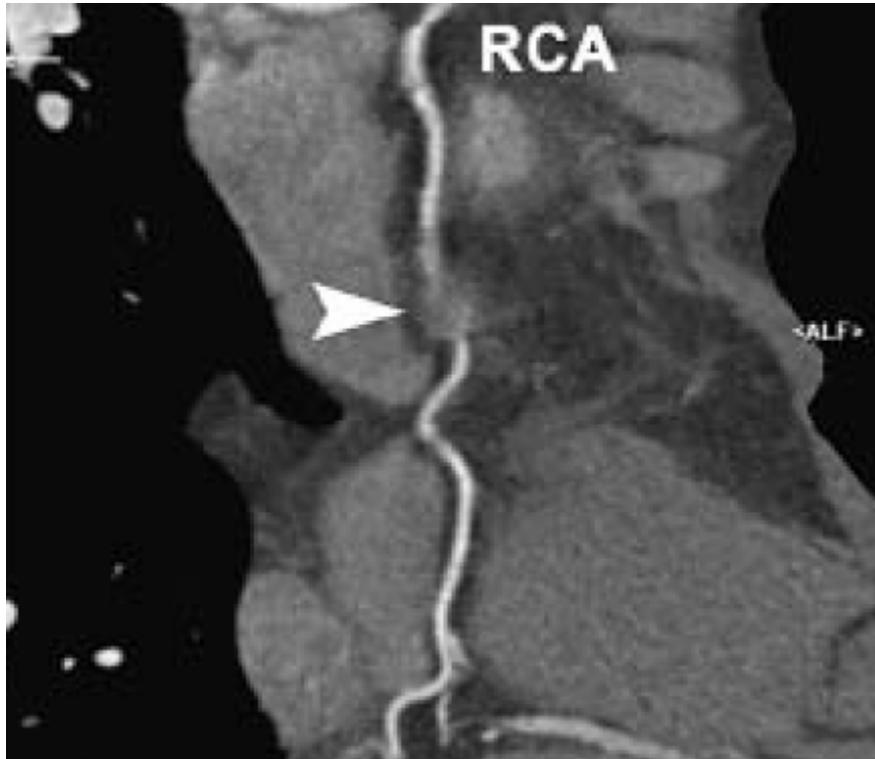
Die Mehrschichtspiral-Computertomographie hat in den letzten Jahren durch ihre rasche Entwicklung deutliche Fortschritte gemacht. Sie steht mittlerweile an der Schwelle zur klinischen Routinemethode bei Patienten mit atypischen Thoraxschmerzen, unklaren EKG-Veränderungen unter Belastung oder anderen Konstellationen mit insgesamt niedrigem bis mittlerem Risiko für das Vorliegen einer koronaren Herzkrankheit. Für die Bypassbeurteilung hat sich die MSCT vielfach bewährt, bei der Detektion von In-Stent-Stenosen bestehen immer noch viele Unsicherheiten. Im Folgenden sollen die Ergebnisse der vorliegenden Studie mit denen aus der aktuellen Literatur verglichen und ein Ausblick auf die Weiterentwicklungen und die zukünftigen Möglichkeiten der CT-Koronarangiographie gegeben werden.

### **4.1 Herzkranzgefäße**

In dieser Arbeit konnte gezeigt werden, dass sich nach dem Hauptstamm der linken Herzkranzarterie die LAD und die RCX in der Mehrschicht-Spiral-Computertomographie am besten darstellen und demzufolge beurteilen lassen. Am schwierigsten ließ sich aus unserer Sicht die rechte Herzkranzarterie bewerten. Ebenso wurden in den Befunden der Radiologen häufiger unsichere Aussagen bezüglich der RCA geäußert, da sich diese von allen Herzkranzarterien am schlechtesten darstellen lässt. Diese Beobachtung deckt sich auch mit Erfahrungen aus vorangegangenen Studien, die die Koronararterien mit der MSCT in Hinblick auf eine Stenosedetektion untersuchten (ACHENBACH et al., 2000; GIESLER et al., 2002; KOPP et al., 2002). Die erhöhte Anfälligkeit für Bewegungsartefakte der RCA hängt mit ihrer anatomischen Lage – sie verläuft senkrecht zur Scanebene – und ihrer vermehrten Eigenbewegung zusammen. Sie hat einen größeren Bewegungsradius und ein geringeres bewegungsarmes Zeitintervall während des Herzzyklus als die linke Herzkranzarterie.

Dass vor allem das mittlere Segment der rechten Herzkranzarterie, wie in dieser Studie gezeigt, von Bewegungsartefakten betroffen ist, wird auch in der Literatur beschrieben. Gerade dieses Segment ist während des Herzzyklus am mobilsten und durch den senkrechten Verlauf der RCA zu den transversalen CT-Schichten am anfälligsten gegenüber

schnellem oder irregulärem Herzschlag, was zu einer Diskontinuität der aufeinander folgenden CT-Schichten führt (NIEMAN et al., 2001; HOFFMANN et al., 2006).



**Abbildung 20: RCA mit Bewegungsartefakten.** Der Pfeil deutet auf Bewegungsartefakte im mittleren Segment der RCA hin (HOFFMANN et al., 2006).

## 4.2 Die Darstellbarkeitsgenauigkeit beeinflussende Faktoren

In der vorliegenden Studie führten unter anderem eine erhöhte Herzfrequenz, Arrhythmien, Bewegungsartefakte, Adipositas sowie starke Verkalkungen der Koronargefäße zu einer Beeinträchtigung in der Beurteilung der Herzkranzgefäße. Im Folgenden sollen die einzelnen Faktoren genauer beleuchtet werden.

### 4.2.1 Herzfrequenz

Die Herzfrequenz des Patienten während der CT-Untersuchung hat sich in vorangegangenen Studien als ein wichtiger Einflussfaktor für die Bildqualität herauskristallisiert. Zur Bildrekonstruktion der CT-Koronarangiographie werden zumeist Daten in der Dias-

tole des Herzzyklus verwendet. Die Dauer der Diastole und damit die Länge der bewegungsfreien Phase hängt von der Herzfrequenz ab.

Schroeder et al. führten 2002 bei 94 Patienten mit bekannter KHK eine CT-Koronarangiographie durch und fanden als wichtigste Aussage heraus, dass die Darstellung der Gefäße stark mit der Herzfrequenz zusammenhängt. Um bestmögliche Bilder zu erhalten, sollte, wenn möglich, die Herzfrequenz auf < 65 Schläge pro Minute reduziert werden (SCHROEDER et al., 2002). Die gleiche Aussage machten Kuettner et al. 2004, die wie Schroeder und Mitarbeiter ein 4-Zeilen-CT-Gerät nutzten und bei 66 Patienten mit bekannter KHK eine CT-Koronarangiographie durchführten (KUETTNER et al., 2004).

Ferencik et al. führten eine retrospektive Studie bezüglich der Bildqualität mit dem 64-Zeilen-CT im Jahr 2006 durch. Wie bereits erwähnt, sind die Verkürzung der notwendigen Atemanhaltepause und der Gantry-Rotationszeit entscheidende Vorteile des 64-Zeilen-CTs gegenüber seinen Vorgängermodellen. Ferencik et al. schreiben, dass die Herzfrequenz die dargestellte Koronararterienlänge ohne Bewegungsartefakte signifikant beeinflusst. Obwohl der Unterschied zu höheren Herzfrequenzen nur gering sei (die absolute Differenz der dargestellten Koronararterienlänge bei erhöhter Herzfrequenz betrug lediglich 1% bis 5%) und durchaus akzeptable Resultate bei erhöhter Herzfrequenz auftraten, sollte eine Reduktion der Herzfrequenz in der klinischen Routine weiterhin durchgeführt werden, um optimale Bildqualität zu erhalten (FERENCIK et al., 2006).

Auch in der vorliegenden Arbeit konnte gezeigt werden, dass man die besten Bilder bei einer niedrigen Herzfrequenz von 50 bis 70 Schlägen pro Minute erhält. Dies führt – soweit keine Kontraindikationen vorliegen – weiterhin zu der Empfehlung der Prämedikation mit einem Beta-Blocker bei Patienten mit erhöhter Herzfrequenz (ab circa 70 bpm) vor einer CT-Koronarangiographie.

#### 4.2.2 Arrhythmien und Bewegungsartefakte

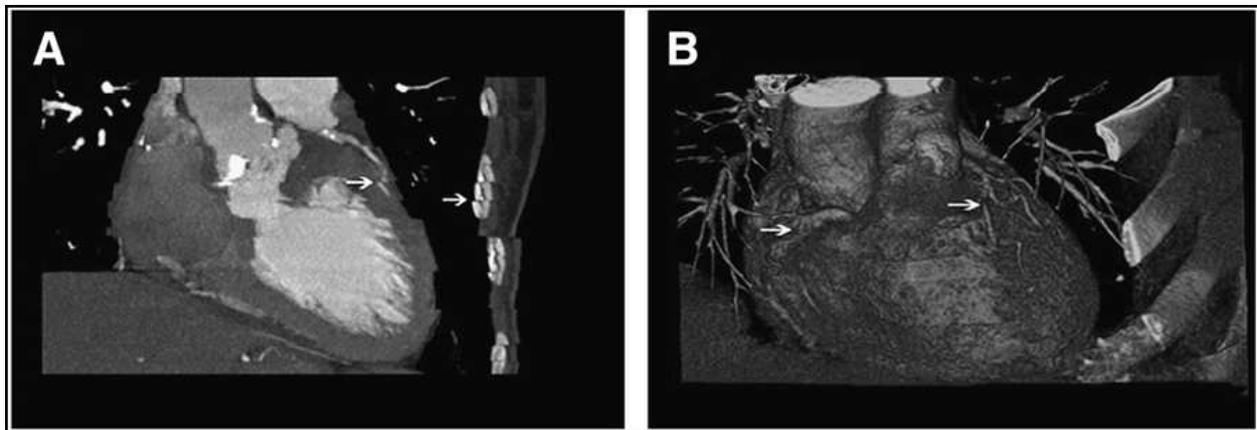
Es ist bekannt, dass neben der hohen Herzfrequenz vor allem Arrhythmien die Beurteilbarkeit der Herzkranzgefäße und somit den diagnostischen Aussagewert stark einschränken (HOFFMANN et al., 2006; ROBERTS et al., 2008). Aus diesem Grund waren

Arrhythmien in früheren Studien häufig ein Ausschlusskriterium (HERZOG et al., 2002; HOFFMANN et al., 2004).

In unserer Studie traten in 6 Fällen Arrhythmien auf, die in 4 Fällen zu einer verminderten Bildqualität führten.

Bewegungsartefakte – wie sie auch in der vorliegenden Studie bei 8 Patienten auftraten – sind Grund für eine reduzierte Darstellbarkeit der Herzkranzgefäße (HOFFMANN et al., 2006). Atmungsbedingte Bewegungsartefakte werden vermieden, indem der Patient während der CT-Koronarangiographie die Luft anhält (ROBERTS et al., 2008). Ist der Patient nicht in der Lage, die Luft während der Untersuchung für circa 15 bis 20 Sekunden anzuhalten, kommt es zu sogenannten „Treppenstufen“-Artefakten (siehe Abbildung 21), die die Bildqualität und die Beurteilbarkeit des Herzens signifikant einschränken (PRAT-GONZALEZ et al., 2008).

Durch die schnellere zeitliche Auflösung sowie die verkürzte Scanzeit der neuen CT-Geräte von circa 10 Sekunden können die Bewegungs- und Atemartefakte inzwischen minimiert werden (NIKOLAOU et al., 2006).



**Abbildung 21: „Treppenstufen“- sowie Bewegungsartefakte.** (A) Herz-CT-Aufnahme eines Patienten, der während der Untersuchung geatmet hat. Die Pfeile zeigen auf die „Treppenstufen“-Artefakte. (B) 3D-CT-Rekonstruktion des ganzen Herzens. Die Pfeile deuten auf die Bewegungsartefakte hin. Bei dem Patienten traten multiple Extrasystolen während der Untersuchung auf (PRAT-GONZALEZ et al., 2008).

### 4.2.3 Adipositas

Adipositas führte in der vorliegenden Studie in 5 Fällen durch die vermehrte Absorption und Streuung der Röntgenstrahlen zu einer Reduzierung der Bildqualität der Koronararterien und Bypässe.

Raff et al. konnten in einer Studie mit dem 64-Zeilen-CT zeigen, dass die Genauigkeit der Detektion von Koronarstenosen bei Fettleibigkeit abnimmt. Waren Sensitivität, Spezifität, positiver und negativer prädiktiver Wert bei Normalgewichtigen (body mass index < 25 kg/m<sup>2</sup>) 100%, so sanken diese Werte bei adipösen Patienten (body mass index ≥ 30 kg/m<sup>2</sup>). Die Sensitivität war auf 90% reduziert, die Spezifität betrug 86%, der positive prädiktive Wert 91% und der negative prädiktive Wert 86% (RAFF et al., 2005).

**Tabelle 16: Auswirkung von Adipositas auf die diagnostische Genauigkeit der 64-Zeilen-Koronar-MSCT.** Die Daten wurden von Raff und Mitarbeitern mit denen der quantitativen Koronarangiographie verglichen (RAFF et al., 2005).

<b>Body Mass Index</b>	<b>Sens.</b>	<b>Spez.</b>	<b>PPW</b>	<b>NPW</b>
<b>Normal (&lt; 25 kg/m<sup>2</sup>) (N = 10)</b>	100%	100%	100%	100%
<b>Übergewicht (25-29,9 kg/m<sup>2</sup>) (N = 25)</b>	100%	91%	93%	100%
<b>Adipös (≥ 30 kg/m<sup>2</sup>) (N = 35)</b>	90%	86%	91%	86%

### 4.2.4 Kalzifikationen

Ein wichtiger limitierender Faktor, der in vielen Studien zum MSCT beschrieben wurde und auch in der vorliegenden Studie zu einer Einschränkung der Beurteilbarkeit führte, ist die Gefäßverkalkung. Außerdem erscheinen verkalkte Plaques größer als sie sind. Man spricht auch von „blooming“-Artefakten. Stark verkalkte Plaques sind der Hauptgrund für falsch-positive Ergebnisse in der CT-Koronarangiographie, da der Stenosegrad überschätzt wird (HOFFMANN et al., 2006; PLASS et al., 2006).

Ong et al. verglichen die Genauigkeit der 64-Zeilen-CT bei Patienten mit minimalen bis milden Gefäßverkalkungen mit der bei Patienten mit moderaten bis starken Gefäßverkalkungen. Bei den Patienten mit minimalen bis milden Gefäßverkalkungen konnten 93% der Gefäßsegmente evaluiert werden. Eine signifikante KHK konnte mit hoher

Spezifität und negativem prädiktivem Wert von bis zu 100% ausgeschlossen werden. Im Gegensatz dazu waren bei den Patienten mit moderater bis starker Gefäßverkalkung nur 87% der Gefäßsegmente beurteilbar. Spezifität sowie negativer prädiktiver Wert waren mit 93% geringer als bei der anderen Patientengruppe. Je stärker die Gefäßverkalkung ist, desto weniger verlässlich wird die CT-Koronarangiographie (ONG et al., 2006).

Deshalb sollte ab einem Kalzium-Score von 400 die Frage gestellt werden, ob eine CT-Angiographie der Koronararterien sinnvoll ist, da die Auswertung der Koronararterien bei hohem Kalzium-Score kompromittiert ist.

### 4.3 Diagnostische Genauigkeit in der MSCT

In der vorliegenden retrospektiven Studie mit dem 64-Zeilen-CT ließen sich die beiden Äste der linken Herzkranzarterie (LAD und RCX) in 85% der Fälle gut beurteilen, ihr Hauptstamm (ML) sogar in 91%. Bei der rechten Herzkranzarterie lag eine klare Beurteilbarkeit in 81% der Fälle vor. Dies bedeutet, dass hier eine eindeutige Aussage bezüglich des Gefäßstatus gemacht werden konnte. Die Koronarien sind folglich frei durchgängig oder es liegt eine (gering- bis höhergradige) Koronarstenose vor.

Es wurden in den letzten Jahren viele Studien zur Genauigkeit bei der Erkennung von Koronararterienstenosen durchgeführt. Diese verbesserte sich von CT-Generation zu CT-Generation.

Im Folgenden sind die Sensitivität, die Spezifität sowie positiver und negativer prädiktiver Wert der Herzkranzgefäße in der 4-, 16- und 64-Zeilen-CT angegeben.

Tabelle 17: Studienvergleich – diagnostische Genauigkeit mit dem 4-Zeilen-CT

Studie	N	Sens.	Spez.	PPW	NPW
KOPP et al., 2002	102	86%	96%	81%	98%
NIEMAN et al., 2001	31	81%	97%	/	/
ACHENBACH et al., 2001	64	91%	84%	59%	98%
GIESLER et al., 2002	100	91%	89%	/	/

Zu Tabelle 17 ist erläuternd hinzuzufügen, dass bei Nieman und Mitarbeitern sowie bei Giesler und Mitarbeitern bei der Evaluation der Koronararterien mit dem 4-Zeilen-CT ein Durchmesser von < 1,5 mm bis 2 mm als limitierend angegeben wurde (NIEMAN et al., 2001; GIESLER et al., 2002). Achenbach et al. nahmen keine Einschränkungen beim Gefäßdurchmesser vor und Kopp et al. machten hierzu keine Angaben (ACHENBACH et al., 2001; KOPP et al., 2002). Es wurden Stenosen > 50% detektiert. Allerdings schlossen Achenbach et al. in ihrer Studie 32% der Gefäße aufgrund reduzierter Bildqualität aus (ACHENBACH et al., 2001). Kopp et al. sowie Nieman et al. schlossen jeweils vier Patienten aus ihrer Studie aus (NIEMAN et al., 2001; KOPP et al., 2002). Vergleichend zu den Studien mit dem 4-Zeilen-CT sind im Folgenden Ergebnisse von Studien mit dem 16-Zeilen-CT aufgelistet.

**Tabelle 18: Studienvergleich – diagnostische Genauigkeit mit dem 16-Zeilen-CT**

<b>Studie</b>	<b>N</b>	<b>Sens.</b>	<b>Spez.</b>	<b>PPW</b>	<b>NPW</b>
<b>NIEMAN et al., 2002</b>	59	95%	86%	80%	97%
<b>KUETTNER et al., 2005</b>	72	82%	98%	87%	97%
<b>HOFFMANN et al., 2004</b>	33	63%	96%	64%	96%

Ergänzend zu Tabelle 18 ist zu erwähnen, dass Nieman und Mitarbeiter in ihrer Studie zur diagnostischen Genauigkeit der 16-Zeilen-CT einen Patienten sowie Koronargefäße mit einem Durchmesser < 2 mm ausschlossen (Nieman et al., 2002).

Mit der 64-Zeilen-CT-Koronarangiographie kam ein noch robusteres Verfahren mit verbesserter Detektion von Koronarstenosen auf den Markt. Die folgende Tabelle zeigt Ergebnisse von Studien mit dem 64-Zeilen-CT.

**Tabelle 19: Studienvergleich – diagnostische Genauigkeit mit dem 64-Zeilen-CT**

<b>Studie</b>	<b>N</b>	<b>Sens.</b>	<b>Spez.</b>	<b>PPW</b>	<b>NPW</b>
<b>LESCHKA et al., 2005</b>	67	94%	97%	87%	99%
<b>MOLLET et al., 2005</b>	51	100%	92%	97%	100%
<b>PUGLIESE et al., 2006</b>	35	100%	90%	96%	100%

Durch die hohe Sensitivität und den hohen negativen prädiktiven Wert ist mit der CT-Koronarangiographie ein sicherer Ausschluss einer signifikanten KHK möglich.

Dewey und Hamm untersuchten 18 Studien, bei denen 12-, 16- sowie 64-Zeilen-Computertomographen verwendet und mit der konventionellen Koronarangiographie verglichen wurden. Die Spezifität der Mehrzeilen-CT betrage im Vergleich zur hohen Sensitivität von 94,6% nur 75,3%, wodurch der positive prädiktive Wert insbesondere bei Patienten mit niedriger KHK-Wahrscheinlichkeit reduziert werden könne. Dies habe zur Folge, dass ein nicht unerheblicher Anteil der in der CT positiv eingeschätzten Patienten in der konventionellen Koronarangiographie keine signifikanten Stenosen aufweise. Um dieses Problem der CT-Koronarangiographie weiter zu beleuchten, seien weitere Studien in Patientenkollektiven mit niedriger bis mittlerer Prätestwahrscheinlichkeit für eine KHK wünschenswert (DEWEY und HAMM, 2007).

#### **4.4 Zuverlässige Bypassdiagnostik mit der MSCT**

Eine wichtige Therapieoption in der Behandlung der koronaren Herzkrankheit ist bis heute die koronare Bypassoperation. Ihr therapeutischer Erfolg wird jedoch durch eine nicht unerhebliche Rate an Bypass-Stenosen und -Verschlüssen beeinträchtigt. Schon 11 Tage nach der Operation sind 1,3% der arteriellen Mammaria-interna-Bypässe zur linken Herzkranzarterie verschlossen, bei weiteren 7,8% können mehr als 50%ige Stenosen nachgewiesen werden (BERGER et al., 1999). Nach einem Jahr sind 3,4% bis 5,7% der arteriellen Bypassgefäße nicht mehr durchgängig (TAN et al., 1999). Nach zehn Jahren liegt die Verschlussrate zwischen 5% und 15% (CAMERON et al., 1996; FITZGIBBON et al., 1996). Für die venösen Bypassgefäße liegen ungünstigere Werte vor. Im Rahmen wiederholter selektiver angiographischer Darstellungen konnte gezeigt werden, dass ein Jahr nach der Operation 15% bis 20% der venösen Bypassgefäße verschlossen sind. Nach 10 Jahren liegt die Verschlussrate bei 40% bis 50%. Die nicht verschlossenen venösen Bypassgefäße entwickeln nach 5 Jahren in 38% und nach 10 Jahren in 75% der Fälle eine sogenannte Graftsklerose, die in etwa der Hälfte der Fälle mit einer mehr als 50%igen Lumenreduktion einhergeht (CAMERON et al., 1996; FITZGIBBON et al., 1996; SERRUYS et al., 2001).

Nicht selten treten bei Patienten mit Bypassgefäßen bei einem Bypassverschluss keine Angina-pectoris-ähnlichen Beschwerden wie Brustschmerz und Luftnot auf. In diesen

Fällen wird der Bypassverschluss nicht rechtzeitig erkannt und es kommt durch die chronische myokardiale Minderperfusion zu irreversiblen Myokardschäden. Die rechtzeitige, unabhängig von der Symptomatik regelmäßige Kontrolle der Bypässe auf Offenheit und Perfusion ist deshalb für den Patienten wichtig.

Bis vor einigen Jahren stand für die Bypassgefäßuntersuchung nur die invasive Koronarangiographie zur Verfügung – ein Verfahren, das für die regelmäßige, routinemäßige Kontrolle von asymptomatischen Patienten nicht empfohlen werden kann.

Heute steht mit dem Mehrschichtspiral-CT jedoch ein nichtinvasives Verfahren zur Verfügung, um die koronaren Bypässe auf Offenheit zu überprüfen.

Bereits mit dem 4-Zeilen-CT konnten zufriedenstellende Ergebnisse in Bezug auf die Bypassdiagnostik erzielt werden (MARANO et al., 2004; ROSSI et al., 2004).

Schlosser et al. untersuchten mit dem 16-Zeilen-CT 131 koronare Bypassgefäße (40 Mammaria-interna- und 91 venöse Gefäße). Dabei konnten alle Bypassgefäße beurteilt werden, es waren jedoch nur 74% der Bypassanastomosen sicher einzusehen. Für die Erkennung einer Bypass-Stenose lag die Sensitivität bei 96%, die Spezifität bei 95% (SCHLOSSER et al., 2004). Zusätzlich wurden die Daten mit einer Studie zur Bypassuntersuchung von Ropers und Mitarbeitern, die ein 4-Zeilen-CT nutzten, verglichen (ROPERS et al., 2001). Die Verwendung der 16-Zeilen-CT führte zu einer größeren Anzahl beurteilbarer Bypassgefäße (die Anzahl stieg von 62% auf 74%) und die Möglichkeit der Stenosedetektion wurde verbessert (die Sensitivität stieg von 75% auf 96% und die Spezifität von 92% auf 95%).

Wintersperger und Mitarbeiter untersuchten mit dem 16-Zeilen-CT 14 Patienten, die zusammen 37 arterielle und 6 venöse Bypassgefäße hatten. Wenige Tage nach der Operation erfolgte die CT-Untersuchung der koronaren Bypassgefäße. 3 (21%) Untersuchungen wurden als exzellent, 5 (36%) als sehr gut, 4 (29%) als gut und 2 (14%) als schlecht, aber diagnostisch eingestuft. Diagnostisch nicht verwertbare Untersuchungen kamen nicht vor. Die Bildqualität korrelierte mit der Herzfrequenz. Mit zunehmender Herzfrequenz nahm die durchschnittliche Bildqualität ab (WINTERSPERGER et al., 2004).

In der vorliegenden Studie wurde die Beurteilbarkeit arterieller und venöser Bypassgefäße mit dem 64-Zeilen-CT, bei dem die räumliche und zeitliche Auflösung im Vergleich zum 16-Zeilen-CT nochmals verbessert wurde, analysiert. Insgesamt ließen sich die 78 Bypässe gut beurteilen. In beinahe 90% der Fälle konnten die Noten

1 und 2 vergeben werden. Hier lag somit eine regelrechte Perfusion der Bypässe vor und sie konnten als offen beschrieben werden, oder es lag eine Stenose bis hin zum Verschluss des Bypasses vor. 3 Bypassgefäße konnten in unserer Studie nicht bewertet werden, bei 4 Weiteren war die Beurteilbarkeit aufgrund von Artefakten stark eingeschränkt.

Pache und Mitarbeiter führten bei 31 Patienten mit Zustand nach aortokoronarer Bypassoperation eine nichtinvasive CT-Koronarangiographie ebenfalls mit einem 64-Zeilen-CT durch. Insgesamt wurden 96 Bypässe (23 arterielle und 73 venöse Bypässe) mit den Ergebnissen der invasiven Koronarangiographie verglichen. Das Kardio-CT wurde zeitlich nah zur invasiven Koronarangiographie durchgeführt. Im Gegensatz zu früheren Studien wurden Patienten mit irregulärer oder schneller Herzfrequenz nicht ausgeschlossen. Alle Bypässe waren diagnostisch kontrastiert und beurteilbar. 94% der distalen Anastomosen konnten im CT beurteilt werden, die restlichen waren aufgrund von Clipmaterial-Artefakten oder Kalzifikationen nicht beurteilbar. Insgesamt ergab sich eine Sensitivität von 97,8%, eine Spezifität von 89,3%, ein positiver prädiktiver Wert von 90% und ein negativer prädiktiver Wert von 97,7% (PACHE et al., 2006).

Ähnliche Ergebnisse zeigte die Studie von Malagutti et al. Hier erhielten 52 Patienten mit zusammen 64 venösen und 45 arteriellen Bypässen eine CT-Untersuchung mit dem 64-Zeilen-CT. Auch bei ihnen wurde zum Vergleich eine konventionelle selektive Koronarangiographie durchgeführt. Alle Bypassgefäße konnten mit dem CT dargestellt werden. Es ergab sich eine Sensitivität von 99% und eine Spezifität von 96% (MALAGUTTI et al., 2007).

Zusammenfassend ermöglicht die State-of-the-art MSCT-Koronarangiographie mit dem 64-Zeiler sogar bei Patienten mit hoher Herzfrequenz eine detaillierte Evaluation venöser und arterieller Bypässe mit hoher diagnostischer Bildqualität. Die Verschlussrate von koronaren Bypassgefäßen kann sicher und verlässlich nachgewiesen werden. Trotz verbesserter räumlicher und zeitlicher Auflösung können aber Kalzifizierungen oder Clipmaterialartefakte weiterhin die diagnostische Beurteilung, insbesondere an der distalen Anastomose, beeinträchtigen (PACHE et al., 2006).

#### 4.5 Stentdiagnostik mit der MSCT

Zur Revaskularisation von Koronararterienstenosen werden häufig Stents eingesetzt. Trotz der heutzutage oft verwendeten medikamentenbeschichteten Stents, die eine Restenose verhindern sollen, bleibt im Follow-up das Problem des erneuten Verschlusses im Stentbereich bestehen. Die Verschlussrate koronarer Stents liegt bei nicht beschichteten Stents bei 20% bis 35% und bei medikamentenbeschichteten Stents (mit Sirolimus oder Paclitaxel) bei 3% bis 10% (GRUBE et al., 2003; MOSES et al., 2003; HOLMES et al., 2004; MORICE et al., 2006).

Bisher war die konventionelle Koronarangiographie der Goldstandard für die Kontrolle koronarer Stents. In den letzten Jahren wurden einige Studien durchgeführt, um zu untersuchen, ob die Mehrschichtspiral-CT eine aussagekräftige, nichtinvasive Methode zur Kontrolle koronarer Stents sein kann.

In der vorliegenden Studie ließen sich von 32 Stents nur 13 (41%) gut einsehen und beurteilen. In 34% der Fälle muss in Abhängigkeit von der Klinik der Patienten eine weitergehende Diagnostik in Betracht gezogen werden, da in der CT-Koronarangiographie keine sichere Aussage zu einer eventuell vorliegenden In-Stent-Restenose gemacht werden konnte.

Der Durchmesser der koronaren Stents spielt eine wichtige Rolle bei ihrer Beurteilung. In einer Studie zum 16-Zeilen-CT von Schuijf et al. waren 15 von 65 Stents (23%) nicht beurteilbar. Bei 13 dieser 15 Stents betrug der Durchmesser des Stentlumens  $\leq 3,0$  mm. Von den beurteilbaren Stents hatten 66% einen Durchmesser  $\geq 3,0$  mm (SCHUIJF et al., 2004).

Gilard et al. analysierten 232 Stents mit einem 16-Zeilen-CT. Von diesen wurden mit dem CT nur 82% erkannt. Gründe hierfür waren Bewegungsartefakte und Kalzifikationen. Bei 64% der erkannten Stents konnte das Lumen eingesehen werden. Die genaue Beurteilung des Stent-Lumens war abhängig vom Durchmesser. Stent-Durchmesser  $> 3$  mm: in 81% der Fälle konnte das Stentlumen beurteilt werden. Im Gegensatz dazu war eine Beurteilung nur in 51% bei einem Durchmesser  $\leq 3$  mm möglich (GILARD et al., 2006).

In einer ebenfalls von Gilard und Mitarbeitern durchgeführten Studie, die nur großlumige Stents (Durchmesser 3,9 mm) im Hauptstamm der linken Herzkranzarterie untersuchte, wurden alle 29 Stents mit dem 16-Zeilen-CT erkannt. Bei 27 der 29 Patienten konnte das Stentlumen analysiert werden (in 2 Fällen konnte aufgrund höhergradiger Kalzifika-

tionen keine verlässliche Aussage gemacht werden), und die 4 vorhandenen Restenosen wurden erkannt (GILARD et al., 2005).

Gaspar et al. untersuchten mit dem 40-Zeilen-CT 111 Stents (Stent-Durchmesser im Durchschnitt 3,3 mm), die sich allesamt im CT darstellen ließen. Es wurden jedoch nur 72% der In-Stent-Restenosen erkannt (GASPAR et al., 2005).

Aus der von Rixe und Mitarbeitern mit einem 64-Zeilen-CT durchgeführten Studie, die Stents in allen Koronararterien einschloss und insgesamt 64 Patienten untersuchte, geht hervor, dass nur bei 50% aller Stents mit einem Innendurchmesser von maximal 3,0 mm das Lumen ausreichend beurteilt werden konnte. Somit wies diese Studie, sofern alle Stents in die Analyse mit einfließen, nur eine geringe Sensitivität und Spezifität von jeweils 50% nach. Wurden nur die beurteilbaren Stents (der Durchmesser der beurteilbaren Stents lag im Mittel bei  $3,28 \pm 0,4$  mm) betrachtet, stieg hingegen die Sensitivität bei der Erkennung von In-Stent-Restenosen auf 86% (RIXE et al., 2006).

Die vorliegende Studie und die aktuelle Literatur betrachtend lässt sich zusammenfassend sagen, dass die Beurteilung der koronaren Stents auch mit dem 64-Zeilen-CT schwierig ist. Eine ausreichend gute Beurteilung wird meist erst ab einem Stentdurchmesser von 3,0 mm erreicht.

## 4.6 Strahlenexposition

Eine der wichtigsten Limitationen der CT-Koronarangiographie ist die Strahlenexposition, welcher der Patient während der Untersuchung ausgesetzt ist. Zu beachten ist, dass auch in der konventionellen Koronarangiographie ionisierende Röntgenstrahlung verwendet wird, deren Gesamtdosis meist jedoch geringer ausfällt als in der CTA. Die Angaben zur Höhe der Strahlenexposition in einer Herzkatheteruntersuchung variieren in den unterschiedlichen Studien je nach technischer Ausrüstung und Untersucher. Betsou und Mitarbeiter geben in ihrer Studie über die Strahlenexposition von Patienten in einer Herzkatheteruntersuchung einen durchschnittlichen Wert von 5,6 mSV für eine diagnostische Koronarangiographie an (BETSOU et al., 1998). Coles et al. nannten eine vergleichbare mittlere effektive Strahlendosis von  $5,6 \pm 3,6$  mSV (COLES et al., 2006). Bei Hunold und Mitarbeitern ergab sich sogar nur eine geringe Strahlendosis von 2,1 mSV (männlich) bis 2,5 mSV (weiblich) für eine Standard-Koronarangiographie (HUNOLD et al., 2003). Padavoni und Quai berichten, dass die effektive Dosis für eine diagnostische konventionelle Koronarangiographie zwischen 5 mSV und 9 mSv liegt und für eine perkutane transluminale Koronarangioplastie (PTCA) zwischen 6 mSV und 15 mSV (PADOVANI und QUAI, 2005).

Die Angaben in der Literatur bezüglich der Strahlenexposition in der CT-Koronarangiographie schwanken je nach verwendetem Untersuchungsprotokoll und Gerätetyp. Weiterhin haben das Geschlecht und die Körpermasse des Patienten Einfluss auf die Strahlenexposition, ebenso die individuelle Herzfrequenz. Um die Strahlenexposition zu reduzieren, wird heutzutage meist die in Kapitel 1.5 beschriebene EKG-synchronisierte Röhrenstrommodulation („EKG-Pulsing“) verwendet, bei der nur in einer kurzen Phase in der Diastole die volle Strahlendosis wirksam wird. Während des übrigen RR-Intervalls wird die Röhrenspannung um 80% reduziert.

Raff und Mitarbeiter beschreiben in ihrer Studie zur Strahlenexposition in der 64-Zeilen-CT eine mittlere effektive Dosis von 13 mSV für Männer und 18 mSV für Frauen (RAFF et al., 2005). Bei verwendeter EKG-gesteuerter Röhrenstrommodulation erhielten Hausleiter et al. eine Strahlendosis von  $9,4 \pm 1,0$  mSV. Ohne EKG-Pulsing lag die Strahlendosis bei  $14,8 \pm 1,8$  mSV (HAUSLEITER et al., 2006).

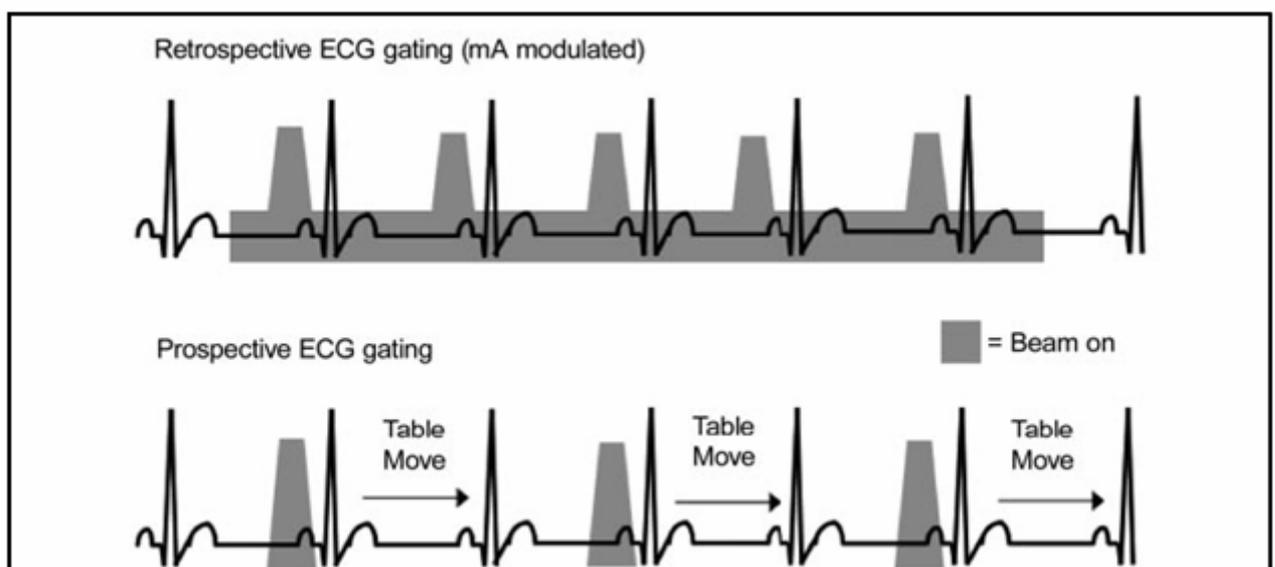
Tabelle 20 gibt einen Überblick über die Publikationen zum Thema Strahlenexposition in der Herzcomputertomographie:

**Tabelle 20: Strahlenexposition bei MSCT-Untersuchungen des Herzens**

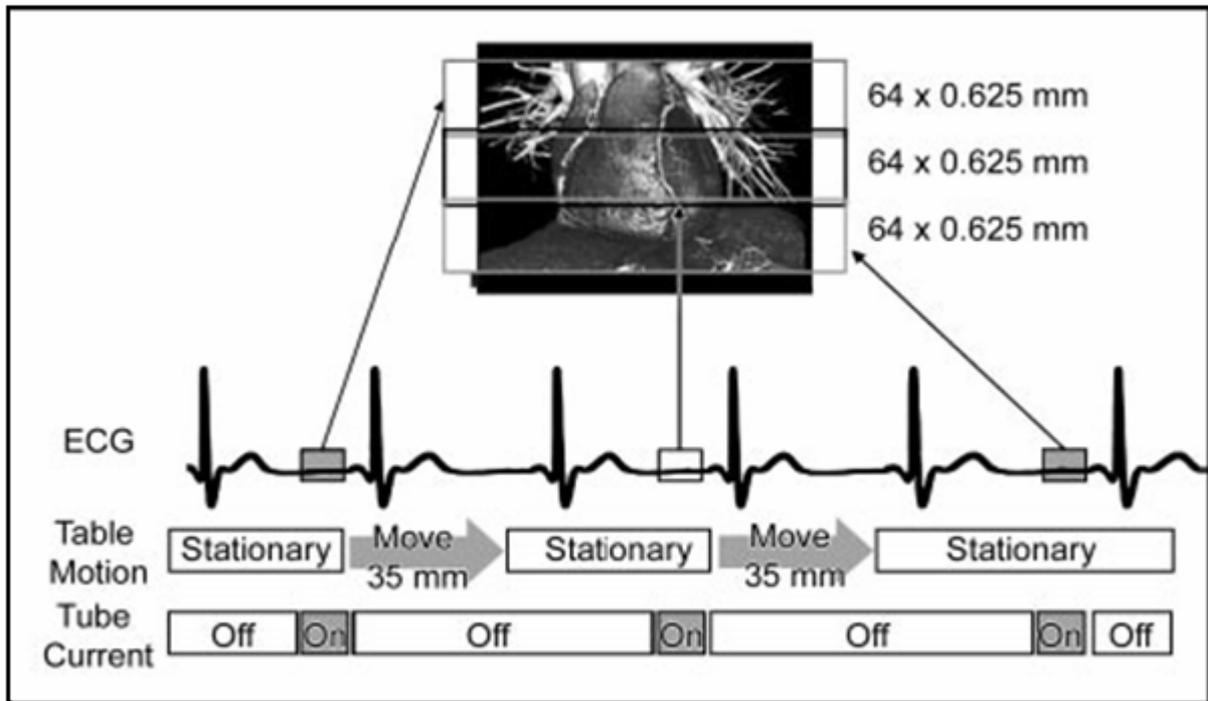
<b>Studie</b>	<b>CT-Scanner</b>	<b>Dosis (mSV) ohne EKG-Pulsing</b>	<b>Dosis (mSV) mit EKG-Pulsing</b>
ACHENBACH et al., 2000	4-Zeilen-CT	/	3,9 (m) – 5,8 (w)
FLOHR et al., 2003	4-Zeilen-CT	5,71 (m) – 8,49 (w)	/
TRABOLD et al., 2003	16-Zeilen-CT	8,1 (m) – 10,9 (w)	4,3 (m) – 5,6 (w)
FLOHR et al., 2003	16-Zeilen-CT	7,1 (m) – 10,53 (w)	/
HUNOLD et al., 2003	16-Zeilen-CT	6,7 – 10,9 (m), 8,1 – 13,0 (w)	/
HAUSLEITER et al., 2006	16-Zeilen-CT	10,6 ± 1,2	6,4 ± 0,9
HAUSLEITER et al., 2006	64-Zeilen-CT	14,8 ± 1,8	9,4 ± 1,0
RAFF et al., 2005	64-Zeilen-CT	/	13 (m) – 18 (w)
MOLLET et al., 2005	64-Zeilen-CT	/	15,2 (m) – 21,4 (w)
FRANCONE et al., 2007	64-Zeilen-CT	/	9,5 ± 3,4
WEUSTINK et al., 2007	64 dual source CT	/	11,1 (m) – 14,4 (w)
LEBER et al., 2007	64 dual source CT	/	7,1 – 12,3
STOLZMANN et al., 2008a	64 dual source CT	/	8,8 ± 0,7

In einer 2008 von Shuman et al. durchgeführten Studie wurde ein weiteres Verfahren – das prospektive EKG-Gating – getestet, welches unter anderem schon bei der EBCT verwendet wurde, um die Strahlendosis während einer Herz-CT-Untersuchung weiter zu reduzieren. Sie verglichen das prospektive mit dem retrospektiven EKG-Gating und verwendeten hierzu ein 64-Zeilen-CT (Lightspeed VCT XT) von GE Healthcare. Anders als beim bereits oben beschriebenen retrospektiven EKG-Gating, wird beim prospektiven EKG-Gating der Röhrenstrom nur während der kurzen Phase in der Diastole (circa 265 msec pro RR-Intervall), in der die geringste Herzbewegung und somit die deutlich-

sten Bilder erwartet werden, abgegeben (siehe Abbildungen 22 und 23). Dieser Zeitpunkt wird im Voraus festgelegt. Die Aufnahme wird jeweils in einem „step-and-shoot“-Modus ohne Tischbewegung durchgeführt. Shuman et al. stellten beim prospektiven EKG-Gating eine ähnlich gute Darstellbarkeit der Koronararterien fest wie beim gängigen retrospektiven EKG-Gating. Allerdings war die Strahlenexposition um 77% geringer. Die mittlere effektive Strahlendosis betrug beim prospektiven EKG-Gating  $4,2 \pm 1,5$  mSV und beim retrospektiven EKG-Gating  $18,1 \pm 3,0$  mSV.



**Abbildung 22: Retrospektives und prospektives EKG-Gating.** Beim retrospektiven EKG-Gating besteht die Strahlenexposition, die in ihrer Intensität entsprechend moduliert wird, über die gesamten RR-Intervalle. Beim prospektiven EKG-Gating besteht die Strahlenexposition für circa 26% in jedem RR-Intervall (SHUMAN et al., 2008).



**Abbildung 23: Prospektives EKG-Gating.** Der Tisch steht während der Aufnahme einer 40-mm-Abdeckung fest, dann bewegt sich der Tisch 35 mm vor, was bis zur nächsten Aufnahme eine Bilddatenüberlappung von jeweils 5 mm erlaubt. Anschließend wird der nächste Scan in Abhängigkeit vom RR-Intervall durchgeführt (EARLS et al., 2008).

Earls et al. stellten im Vergleich zwischen prospektivem und retrospektivem EKG-Gating sogar eine Dosisreduktion von 83% (prospektives EKG-Gating  $2,8 \pm 1,3$  mSv; retrospektives EKG-Gating  $18,4 \pm 2,4$  mSv) bei verbesserter Bildqualität des prospektiven EKG-Gatings gegenüber dem retrospektiven EKG-Gating fest (EARLS et al., 2008).

**Tabelle 21: Strahlenexposition: retrospektives versus prospektives EKG-Gating**

Studie	CT-Scanner	Dosis (mSV) retrospektives EKG-Gating	Dosis (mSV) prospektives EKG-Gating
SHUMAN et al., 2008	64-MSCT	$18,1 \pm 3,0$ (12,6 – 26,9)	$4,2 \pm 1,5$ (1,9 – 8,1)
EARLS et al., 2008	64-MSCT	$18,4 \pm 2,4$ (8,7 – 22)	$2,8 \pm 1,3$ (0,75 – 6,7)

Das prospektive EKG-Gating hat allerdings zwei wichtige Limitationen. Erstens: Um aussagekräftige, gute Aufnahmen zu erhalten, ist das prospektive EKG-Gating auf eine Herzfrequenz von unter 70 bis 75 bpm beschränkt. Dies liegt zum Einen an der Dauer des Tischvorschubs, bei dem die Röntgenstrahlung für eine Sekunde ausgeschaltet ist. In dieser Zeit können keine Bilder des schlagenden Herzens aufgenommen werden. Zum Anderen spielt die begrenzte Möglichkeit zur Bildrekonstruktion eine Rolle, da jeweils nur ein kurzer Moment in der Diastole als Datenmaterial zur Verfügung steht. Zweitens: Da man mit dem prospektiven EKG-Gating nur Herzaufnahmen während einer kurzen Phase des RR-Intervalls aufnimmt, stehen keine Informationen über die Herzfunktionen wie Herzklappenbewegung, Wandbewegung oder Ejektionsfraktion zur Verfügung. Beim retrospektiven EKG-Gating jedoch können Angaben zu diesen Herzfunktionen gemacht werden<sup>9</sup> (EARLS et al., 2008; SHUMAN et al., 2008).

---

<sup>9</sup> Anzumerken ist hier, dass der Goldstandard für die regionale und globale Funktionsdiagnostik des Herzens heute die MRT ist. Wird also die Frage nach der Funktion des Herzens gestellt, würde man im Hinblick auf die Strahlenbelastung und die Verwendung von Kontrastmittel in der CT eine MRT-Untersuchung des Herzens durchführen. Für die Darstellung der Herzkranzgefäße hingegen kommt die Magnetresonanztomographie heutzutage noch nicht in Frage, da hier die Computertomographie deutlich überlegen ist.

#### 4.7 Kardio-CT: Rückblick und aktuelle Entwicklungen

In den 1990er Jahren wurden mit dem Elektronenstrahl-CT die ersten nichtinvasiven CT-Koronarangiographien durchgeführt. Das EBCT besitzt eine sehr hohe zeitliche Auflösung und wurde weitestgehend zum Nachweis und zur quantitativen Messung von Koronarkalk (Calzium-Scoring) in den Herzkranzarterien verwendet. Von Nachteil sind die eingeschränkte räumliche Auflösung sowie die benötigte lange Atemanhaltepause. Im 2004 von Lembcke et al. durchgeführten direkten Vergleich des EBCT mit dem 4-Zeilen-CT schien die Elektronenstrahl-CT unterlegen zu sein (LEMBCKE et al., 2004). Da heutzutage genaues Calzium-Scoring auch mit den MSCT-Geräten möglich ist und diese weiter verbreitet sind als EBCTs, spielen Elektronenstrahl-CTs heute keine relevante Rolle mehr (ROBERTS et al., 2008).

**Tabelle 22: Vergleich räumliche und zeitliche Auflösung.** Die Tabelle zeigt die räumliche sowie die zeitliche Auflösung der invasiven Angiographie im Vergleich zu den CT-Geräten sowie deren stetige Verbesserung in der zeitlichen Auflösung (ROBERTS et al., 2008).

	räumliche Auflösung (mm)	zeitliche Auflösung (ms)
<b>Invasive Angiographie</b>	0,2	5 – 20
<b>Elektronenstrahl-CT</b>	> 0,6	33 – 100
<b>16-Zeilen-CT</b>	0,5	200
<b>64-Zeilen-CT</b>	0,4	165
<b>Dual-Source-CT</b>	0,4	83

Vom 4-Zeilen-CT 1998 ging es mit großen Schritten weiter zum 64-Zeilen-CT 2004, welches die Grundlage für diese Arbeit darstellt. Hierin konnte gezeigt werden, dass mit dem 64-Zeilen-CT eine gute Darstellung der Koronararterien und Bypässe möglich ist. Dennoch sollte beachtet werden, dass unter anderem Bewegungsartefakte, Verkalkungen und unzureichende Kontrastierungen der Gefäße die Beurteilbarkeit einschränken. Die Darstellung der In-Stent-Stenosen ist vom Stentlumen abhängig. Bei erhöhter Herzfrequenz sollte eine Beta-Blocker-Gabe erfolgen, um eine adäquate Bildqualität zu gewährleisten.

2006 kam das Dual-Source-CT auf den Markt. Dieses besitzt im Unterschied zu herkömmlichen Ein-Röhren-MSCTs zwei um 90 Grad versetzte Röntgenröhren mit gegenüberliegenden Detektorsystemen. Die maximale Rotationsgeschwindigkeit liegt bei 0,33

Sekunden pro Umdrehung. Dadurch wird eine sehr hohe zeitliche Auflösung von 83 ms erreicht, was in der nichtinvasiven Herzbildgebung viele Vorteile mit sich bringt, da die zeitliche Auflösung stärker als die räumliche Auflösung die zuverlässige Erkennung von Koronararterienstenosen limitiert (in Tabelle 22 sind die räumliche und die zeitliche Auflösung der unterschiedlichen Geräte aufgelistet). Das Dual-Source-CT zeigt eine sehr robuste Bildqualität und eine hohe diagnostische Genauigkeit. Johnson und Mitarbeiter erhielten in ihrer Studie mit dem Dual-Source-CT eine Sensitivität von 100% und eine Spezifität von 89%. Diese Daten ähneln denen mit dem Ein-Röhren-64-Zeilen-CT. Der Anteil der nicht verwertbaren Untersuchungen aufgrund von nicht beurteilbaren Koronararteriensegmenten war mit dem Dual-Source-CT jedoch geringer als mit dem 64-Zeilen-CT (JOHNSON et al., 2007). Das Dual-Source-CT bietet im Vergleich zum 64-Zeilen-CT auch bei hohen Herzfrequenzen und bei unregelmäßigem Herzschlag diagnostisch hochwertige Bilder, was die Gabe von Beta-Blockern nicht mehr erforderlich macht (JOHNSON et al., 2007; LEBER et al., 2007; RIXE et al., 2008; WANG et al., 2008). Die schnelle zeitliche Auflösung von 83 ms ermöglicht außerdem in einer Routineuntersuchung eine Beurteilung der ventrikulären Wandbewegungen und der Klappenfunktion des Herzens (JOHNSON et al., 2007).

Die Strahlenexposition bei niedrigen Herzfrequenzen ist in der Dual-Source-CT mit der in der 64-Zeilen-CT vergleichbar. Bei hohen Herzfrequenzen (> 70 bpm) ist die Strahlendosis in der Dual-Source-CT niedriger, weil die Dosis hier durch die automatische Anpassung des Tischvorschubs (Pitch) an die Herzfrequenz gesenkt wird (WANG et al., 2008). Die Strahlenexposition kann weiter gesenkt werden, wenn das Zeitfenster beim retrospektiven EKG-Gating, in dem die volle Strahlendosis wirksam ist, verkürzt wird. Dies ist aufgrund der schnellen zeitlichen Auflösung und der sehr guten Bildqualität möglich (JOHNSON et al., 2006; WEUSTINK et al., 2008). In weiteren Studien wurde die Strahlendosis z. B. durch eine Minimierung der Strahlenexposition außerhalb des akquirierten Zeitfensters von gewöhnlich 20% auf 4% gesenkt oder durch einen prospektiven step-and-shoot-Modus minimiert. Dann sind jedoch wiederum keine Informationen bezüglich der Herzfunktionen erhältlich (STOLZMANN et al., 2008a; STOLZMANN et al., 2008b).

Pugliese et al. untersuchten 100 Patienten mit wiederkehrendem Brustschmerz nach Stentimplantation. Sie erhielten mit dem Dual-Source-CT gute und verlässliche Ergebnisse. Alle Stents wurden erkannt und in 95% der Fälle war das Stentlumen beurteilbar.

Der Stentdurchmesser ist weiterhin ein limitierender Faktor. Bei einem Stentdurchmesser von  $\leq 2,75$  mm kam es zu falsch-positiven Ergebnissen (PUGLIESE et al., 2008).

Die neueste Entwicklung in der CT-Technologie ist der 4D-Volumen-Computertomograph mit 320 simultanen Schichten von Toshiba. Mit diesem lassen sich in einer Rotation 320 Schichten mit jeweils 0,5 mm Dicke aufnehmen, was einer Scanbreite von 16 cm entspricht, und zu einem Volumen zusammensetzen. Ein Herz kann somit während einer Rotation und eines Herzschlags erfasst werden. Neben den üblichen Anwendungen der Computertomographie ermöglicht der neue Volumen-Computertomograph die Darstellung dynamischer Abläufe wie Organbewegungen und Durchblutungsanalysen (TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS).

In einer ersten Studie zum 320-Zeilen-CT berichten Rybicki et al. von einer exzellenten Bildqualität. 40 Patienten mit einer Herzfrequenz von unter 65 Schlägen pro Minute wurden untersucht. In den meisten Fällen konnte die CT-Koronarangiographie während eines einzigen Herzschlags durchgeführt werden. Die früher bekannten „Treppenstufen“-Artefakte kommen nicht mehr vor, da das Herz während einer Rotation komplett abgebildet wird. Allerdings konnten auch in der Studie von Rybicki und Mitarbeitern nicht alle Koronarsegmente sicher beurteilt werden. Gründe waren Bewegungsartefakte, Aufhärtingsartefakte aufgrund stark verkalkter Gefäße sowie zu schmale Gefäßdurchmesser ( $\leq 1,5$  mm). Die mittlere effektive Strahlendosis für das gesamte Patientenkollektiv betrug  $8,3 \pm 3,4$  mSV. Bei 6 Patienten, bei denen auch eine Funktionsdiagnostik des Herzens angezeigt war, wurde das retrospektive EKG-Gating mit  $14 \pm 2,3$  mSV durchgeführt. Bei dem prospektiven EKG-Gating, das bei 34 Patienten angewandt wurde, war die Strahlenbelastung signifikant geringer: Sie lag bei  $7,2 \pm 2,3$  mSV. Interessant ist hier der große Unterschied in der Strahlenbelastung. Sie ist abhängig davon, ob die Untersuchung während eines Herzschlags ( $= 6,7 \pm 1,4$  mSV) durchgeführt wird oder zwei Herzschläge ( $= 12,6 \pm 3,4$  mSV) benötigt werden. Letzteres war bei drei Patienten der Fall (RYBICKI et al., 2008).

Die Zukunft der Kardio-CT wird von der stetigen Verbesserung der CT-Technologie und der Weiterentwicklung im Bereich der Auswertungssoftware sowie von optimierten, individuell angepassten Untersuchungsprotokollen geprägt sein.

## 5 Zusammenfassung

Die koronare Herzkrankheit stellt die am häufigsten zum Tode führende Erkrankung in den Industrienationen dar. Der Goldstandard in der KHK-Diagnostik ist bis heute die Stenosen-Beurteilung mittels der invasiven Herzkatheteruntersuchung. Aufgrund der Invasivität einer solchen Untersuchung erscheint es sinnvoll, neue, risikoärmere Methoden zu entwickeln, um frühe Stadien der koronaren Herzkrankheit rechtzeitig festzustellen und geeignete Therapien einleiten zu können.

In den letzten Jahren hat sich die Mehrschichtspiral-Computertomographie als robustes Verfahren in der nicht-invasiven kardialen Diagnostik, vor allem in der Ausschlussdiagnostik von Koronarstenosen bei Patienten mit atypischem Thoraxschmerz, etabliert.

In der vorliegenden Studie wurde die Bildgebungsqualität dieser relativ neuen Methode unter Berücksichtigung der Koronararterien, der Bypassgefäße und der koronaren Stents untersucht. Retrospektiv wurden die CT-Aufnahmen von insgesamt 131 Patienten, bei denen eine CT-Koronarangiographie mit dem 64-Zeilen-CT (VCT Light Speed®, GE Healthcare, Milwaukee, Wisconsin) durchgeführt wurde, bewertet. Bei 100 Patienten wurden die Herzkranzgefäße und bei 31 Patienten die Bypässe (29 Mammaria-interna-Bypässe sowie 49 aortokoronare Venenbypässe) untersucht. Außerdem wurde die Darstellungsqualität von 32 koronaren Stents evaluiert.

Die Koronararterien lassen sich mit dem MSCT – abhängig von der Herzfrequenz – häufig gut darstellen. Die linke Herzkranzarterie lässt sich in der Regel besser als die rechte abbilden, was mit der anatomischen Lage und der vermehrten Eigenbewegung der rechten Koronararterie zusammenhängt. Arrhythmien, Herzfrequenzen > 70 Schläge pro Minute, starke Gefäßverkalkungen, Bewegungs- und Atemartefakte sowie Adipositas sind Faktoren, die die Beurteilbarkeit erschweren bzw. unmöglich machen können.

Um einen frühzeitigen Bypassverschluss zu erkennen, ist die nicht-invasive Bypassangiographie mit der MSCT eine zuverlässige und für den Patienten komplikationsarme Methode. Durch die Mehrschicht-Spiral-CT besteht die Möglichkeit, Patienten nach koronarer Bypassoperation ohne invasive Diagnostik zu überwachen und damit einem eventuell später auftretenden Bypassverschluss und dessen Komplikationen entgegenzuwirken.

Die Beurteilung koronarer Stents und ihrer Durchgängigkeit bzw. der Nachweis von

In-Stent-Restenosen ist auf Grund von Aufhärungsartefakten häufig schwierig und vom Durchmesser des Stentlumens abhängig.

Die CT-Koronarangiographie wird heutzutage zunehmend in der Diagnostik der koronaren Herzerkrankung eingesetzt. Ihr Platz in der klinischen Diagnostik ist jedoch noch nicht eindeutig definiert. Bei Patienten mit hohem Risiko für eine KHK mit Symptomen für Durchblutungsstörungen sollte eine konventionelle Koronarangiographie durchgeführt werden, da diese neben der Diagnostik eine gleichzeitige interventionelle Therapie in Form einer PTCA mit oder ohne Stentimplantation ermöglicht.

Mit einem hohen negativen prädiktiven Wert von etwa 95% ist die CT-Koronarangiographie ein zuverlässiges Verfahren, um eine KHK auszuschließen.

Bei Patienten mit geringem Risiko für eine KHK ist die CT-Untersuchung des Herzens vor dem Hintergrund der Strahlenexposition abzuwägen. Somit hat die CT-Koronarangiographie die wichtigste Bedeutung bei Patienten mit mittlerem Risiko für eine stenosierende koronare Herzerkrankung, da bei negativem Befund auf eine invasive Herzkatheteruntersuchung verzichtet werden kann. Die Herz-CT-Untersuchung kann also eine „gatekeeper“-Funktion übernehmen. Zu berücksichtigen sind weiterhin die Strahlenbelastung und die Kontrastmittelgabe, die für die Untersuchung nötig sind.

## 6 Literaturverzeichnis

- ACHENBACH, S, MOSHAGE, W, ROPERS, D, NOSSEN, J, DANIEL, WG. 1998. Value of electron-beam computed tomography for the noninvasive detection of high-grade coronary-artery stenoses and occlusions. *N Engl J Med* 339, 1964-1971.
- ACHENBACH, S, ROPERS, D, HOLLE, J et al. 2000. In-plane coronary arterial motion velocity: measurement with electron-beam CT. *Radiology* 216, 457-463.
- ACHENBACH, S, ULZHEIMER, S, BAUM, U et al. 2000. Noninvasive coronary angiography by retrospectively ECG-gated multislice spiral CT. *Circulation* 102, 2823-2828.
- ACHENBACH, S, GIESLER, T, ROPERS, D et al. 2001. Detection of coronary artery stenoses by contrast-enhanced, retrospectively electrocardiographically-gated, multislice spiral computed tomography. *Circulation* 103, 2535-2538.
- ADLER, S. 2004. Anatomie. In: RENZ-POLSTER, H, KRAUTZIG, S, BRAUN, J (Hrsg.), *Basislehrbuch Innere Medizin*. 3. Aufl. Elsevier Urban&Fischer, München, 30.
- AGATSTON, AS, JANOWITZ, WR, HILDNER, FJ et al. 1990. Quantification of coronary artery calcium using ultrafast computed tomography. *J Am Coll Cardiol* 15, 827-832.
- BECKER, CR, KNEZ, A, LEBER, A et al. 2000. Initial experiences with multi-slice detector spiral CT in diagnosis of arteriosclerosis of coronary vessels. *Radiologe* 40, 118-122.
- BECKER, CR. 2002. Assessment of coronary arteries with CT. *Radiologic Clinics of North America* 40, 773-782.
- BERGER, PB, ALDERMAN, EL, NADEL, A, SCHAFF, HV. 1999. Frequency of early occlusion and stenosis in a left internal mammary artery to left anterior descending artery bypass graft after surgery through a median sternotomy on conventional bypass: benchmark for minimally invasive direct coronary artery bypass. *Circulation* 100, 2353-2358.
- BETSOU, S, EFSTATHOPOULOS, EP, KATRITSIS, D, FAULKNER, K, PANAYIOTAKIS, G. 1998. Patient radiation doses during cardiac catheterization procedures. *Br J Radiol* 71, 634-639.
- BLEY, TA, GHANEM, NA, FOELL, D et al. 2005. Computed tomography coronary angiography with 370-millisecond gantry rotation time: evaluation of the best image reconstruction interval. *J Comput Assist Tomogr* 29, 1-5.
- BROADHEAD, DA, CHAPPLE, CL, FAULKNER, K, DAVIES, ML, MCCALLUM, H. 1997. The impact of cardiology on the collective effective dose in the North of England. *Br J Radiol* 70, 492-497.
- BUDOFF, MJ, GEORGIU, D, BRODY, A et al. 1996. Ultrafast computed tomography as a diagnostic modality in the detection of coronary artery disease: a multicenter study. *Circulation* 93, 898-904.
- BUDOFF, MJ, ACHENBACH, S, BLUMENTHAL, RS et al. 2006. Assessment of coronary artery disease by cardiac computed tomography: a scientific statement from the American Heart Association Committee on Cardiovascular Imaging and Intervention, Council on Cardiovascular Radiology and Intervention, and Committee on Cardiac Imaging, Council on Clinical Cardiology. *Circulation* 114, 1761-1791.
- CAMERON, A, DAVIS, KB, GREEN, G, SCHAFF, HV. 1996. Coronary bypass surgery with internal-thoracic-artery grafts--effects on survival over a 15-year period. *N Engl J Med* 334, 216-219.

- CARDIOLOGISCHES\_CENTRUM\_BETHANIEN.[http://www.ccb.de/cardio\\_ct/neue\\_wege\\_kollegen/neue\\_wege.html](http://www.ccb.de/cardio_ct/neue_wege_kollegen/neue_wege.html).
- COLES, DR, SMAIL, MA, NEGUS, IS et al. 2006. Comparison of radiation doses from multislice computed tomography coronary angiography and conventional diagnostic angiography. *J Am Coll Cardiol* 47, 1840-1845.
- DEWEY, M, TEIGE, F, SCHNAPAUFF, D et al. 2006. Noninvasive detection of coronary artery stenoses with multislice computed tomography or magnetic resonance imaging. *Ann Intern Med* 145, 407-415.
- DEWEY, M, HAMM, B. 2007. CT coronary angiography: examination technique, clinical results, and outlook on future developments. *Rofo* 179, 246-260.
- EARLS, JP, BERMAN, EL, URBAN, BA et al. 2008. Prospectively gated transverse coronary CT angiography versus retrospectively gated helical technique: improved image quality and reduced radiation dose. *Radiology* 246, 742-753.
- ENZWEILER, CN, BECKER, CR, BRUNING, R et al. 2004a. Value of electron beam tomography (EBT). *Rofo* 176, 1566-1575.
- ENZWEILER, CN, BECKER, CR, FELIX, R et al. 2004b. Diagnostic value of electron-beam computed tomography (EBT). I. Cardiac applications. *Rofo* 176, 27-36.
- FERENCIK, M, NOMURA, CH, MAUROVICH-HORVAT, P et al. 2006. Quantitative parameters of image quality in 64-slice computed tomography angiography of the coronary arteries. *Eur J Radiol* 57, 373-379.
- FITZGIBBON, GM, KAFKA, HP, LEACH, AJ et al. 1996. Coronary bypass graft fate and patient outcome: angiographic follow-up of 5,065 grafts related to survival and reoperation in 1,388 patients during 25 years. *J Am Coll Cardiol* 28, 616-626.
- FLOHR, T, KUTTNER, A, BRUDER, H et al. 2003. Performance evaluation of a multi-slice CT system with 16-slice detector and increased gantry rotation speed for isotropic submillimeter imaging of the heart. *Herz* 28, 7-19.
- FLOHR, T, STIERSTORFER, K, RAUPACH, R, ULZHEIMER, S, BRUDER, H. 2004. Performance evaluation of a 64-slice CT system with z-flying focal spot. *Rofo* 176, 1803-1810.
- FLOHR, TG, MCCOLLOUGH, CH, BRUDER, H et al. 2006. First performance evaluation of a dual-source CT (DSCT) system. *Eur Radiol* 16, 256-268.
- FRANCONE, M, NAPOLI, A, CARBONE, I et al. 2007. Noninvasive imaging of the coronary arteries using a 64-row multidetector CT scanner: initial clinical experience and radiation dose concerns. *Radiol Med* 112, 31-46.
- FRYDRYCHOWICZ, A, PACHE, G, SAUERESSIG, U et al. 2007. Comparison of reconstruction intervals in routine ECG-pulsed 64-row-MSCT coronary angiography in frequency controlled patients. *Cardiovasc Intervent Radiol* 30, 79-84.
- GASPAR, T, HALON, DA, LEWIS, BS et al. 2005. Diagnosis of coronary in-stent restenosis with multidetector row spiral computed tomography. *J Am Coll Cardiol* 46, 1573-1579.
- GIESLER, T, BAUM, U, ROPERS, D et al. 2002. Noninvasive visualization of coronary arteries using contrast-enhanced multidetector CT: influence of heart rate on image quality and stenosis detection. *AJR Am J Roentgenol* 179, 911-916.
- GILARD, M, CORNILY, JC, RIOUFOL, G et al. 2005. Noninvasive assessment of left main coronary stent patency with 16-slice computed tomography. *Am J Cardiol* 95, 110-112.

- GILARD, M, CORNILY, JC, PENNEC, PY et al. 2006. Assessment of coronary artery stents by 16 slice computed tomography. *Heart* 92, 58-61.
- GRUBE, E, SILBER, S, HAUPTMANN, KE et al. 2003. TAXUS I: six- and twelve-month results from a randomized, double-blind trial on a slow-release paclitaxel-eluting stent for de novo coronary lesions. *Circulation* 107, 38-42.
- HAUSLEITER, J, MEYER, T, HADAMITZKY, M et al. 2006. Radiation dose estimates from cardiac multislice computed tomography in daily practice: impact of different scanning protocols on effective dose estimates. *Circulation* 113, 1305-1310.
- HERZOG, C, ABOLMAALI, N, BALZER, JO et al. 2002. Heart-rate-adapted image reconstruction in multidetector-row cardiac CT: influence of physiological and technical prerequisite on image quality. *Eur Radiol* 12, 2670-2678.
- HOFFMANN, MH, SHI, H, SCHMITZ, BL et al. 2005. Noninvasive coronary angiography with multislice computed tomography. *Jama* 293, 2471-2478.
- HOFFMANN, U, MOSELEWSKI, F, CURY, RC et al. 2004. Predictive value of 16-slice multidetector spiral computed tomography to detect significant obstructive coronary artery disease in patients at high risk for coronary artery disease: patient-versus segment-based analysis. *Circulation* 110, 2638-2643.
- HOFFMANN, U, FERENCIK, M, CURY, RC, PENA, AJ. 2006. Coronary CT angiography. *J Nucl Med* 47, 797-806.
- HOLMES, DR, JR., LEON, MB, MOSES, JW et al. 2004. Analysis of 1-year clinical outcomes in the SIRIUS trial: a randomized trial of a sirolimus-eluting stent versus a standard stent in patients at high risk for coronary restenosis. *Circulation* 109, 634-640.
- HOUNSFIELD, GN. 1973. Computerized transverse axial scanning (tomography). 1. Description of system. *Br J Radiol* 46, 1016-1022.
- HOUNSFIELD, GN. 1976. Historical notes on computerized axial tomography. *J Can Assoc Radiol* 27, 135-142.
- HUNOLD, P, VOGT, FM, SCHMERMUND, A et al. 2003. Radiation exposure during cardiac CT: effective doses at multi-detector row CT and electron-beam CT. *Radiology* 226, 145-152.
- JAKOBS, TF, BECKER, CR, OHNESORGE, B 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, 1081-1086.
- JOHNSON, TR, NIKOLAOU, K, WINTERSPERGER, BJ et al. 2006. Dual-source CT cardiac imaging: initial experience. *Eur Radiol* 16, 1409-1415.
- JOHNSON, TR, NIKOLAOU, K, BUSCH, S et al. 2007. Diagnostic accuracy of dual-source computed tomography in the diagnosis of coronary artery disease. *Invest Radiol* 42, 684-691.
- JUDKINS, MP. 1967. Selective coronary arteriography. I. A percutaneous transfemoral technic. *Radiology* 89, 815-824.
- KALENDER, WA, SEISSLER, W, KLOTZ, E, VOCK, P. 1990. Spiral volumetric CT with single-breath-hold technique, continuous transport, and continuous scanner rotation. *Radiology* 176, 181-183.
- KNEZ, A, BECKER, C, BECKER, A et al. 2000. Diagnostic imaging in cardiac diagnosis. *Radiologe* 40, 103-110.

- KOPP, AF, SCHROEDER, S, KUETTNER, A et al. 2002. Non-invasive coronary angiography with high resolution multidetector-row computed tomography. Results in 102 patients. *Eur Heart J* 23, 1714-1725.
- KUETTNER, A, KOPP, AF, SCHROEDER, S et al. 2004. Diagnostic accuracy of multidetector computed tomography coronary angiography in patients with angiographically proven coronary artery disease. *J Am Coll Cardiol* 43, 831-839.
- KUETTNER, A, BECK, T, DROSCH, T et al. 2005. Diagnostic accuracy of noninvasive coronary imaging using 16-detector slice spiral computed tomography with 188 ms temporal resolution. *J Am Coll Cardiol* 45, 123-127.
- KUROWSKI, V. 2004. Anatomie. In: RENZ-POLSTER, H, KRAUTZIG, S, BRAUN, J (Hrsg.), *Basislehrbuch Innere Medizin*. 3. Aufl. Elsevier Urban & Fischer München, 30-31.
- LEBER, AW, KNEZ, A, MUKHERJEE, R et al. 2001. Usefulness of calcium scoring using electron beam computed tomography and noninvasive coronary angiography in patients with suspected coronary artery disease. *Am J Cardiol* 88, 219-223.
- LEBER, AW, JOHNSON, T, BECKER, A et al. 2007. Diagnostic accuracy of dual-source multi-slice CT-coronary angiography in patients with an intermediate pretest likelihood for coronary artery disease. *Eur Heart J* 28, 2354-2360.
- LEMBCKE, A, WIESE, TH, SCHNORR, J et al. 2004. Image quality of noninvasive coronary angiography using multislice spiral computed tomography and electron-beam computed tomography: intraindividual comparison in an animal model. *Invest Radiol* 39, 357-364.
- LESCHKA, S, ALKADHI, H, PLASS, A et al. 2005. Accuracy of MSCT coronary angiography with 64-slice technology: first experience. *Eur Heart J* 26, 1482-1487.
- MALAGUTTI, P, NIEMAN, K, MEIJBOOM, WB et al. 2007. Use of 64-slice CT in symptomatic patients after coronary bypass surgery: evaluation of grafts and coronary arteries. *Eur Heart J* 28, 1879-1885.
- MARANO, R, STORTO, ML, MADDESTRA, N, BONOMO, L. 2004. Non-invasive assessment of coronary artery bypass graft with retrospectively ECG-gated four-row multi-detector spiral computed tomography. *Eur Radiol* 14, 1353-1362.
- MAUTNER, GC, MAUTNER, SL, FROELICH, J et al. 1994. Coronary artery calcification: assessment with electron beam CT and histomorphometric correlation. *Radio-logy* 192, 619-623.
- MIERES, JH, SHAW, LJ, ARAI, A et al. 2005. Role of noninvasive testing in the clinical evaluation of women with suspected coronary artery disease: Consensus statement from the Cardiac Imaging Committee, Council on Clinical Cardiology, and the Cardiovascular Imaging and Intervention Committee, Council on Cardiovascular Radiology and Intervention, American Heart Association. *Circulation* 111, 682-696.
- MOLLET, NR, CADEMARTIRI, F, NIEMAN, K et al. 2004. Multislice spiral computed tomography coronary angiography in patients with stable angina pectoris. *J Am Coll Cardiol* 43, 2265-2270.
- MOLLET, NR, CADEMARTIRI, F, VAN MIEGHEM, CA et al. 2005. High-resolution spiral computed tomography coronary angiography in patients referred for diagnostic conventional coronary angiography. *Circulation* 112, 2318-2323.

- MORICE, MC, COLOMBO, A, MEIER, B et al. 2006. Sirolimus- vs paclitaxel-eluting stents in de novo coronary artery lesions: the REALITY trial: a randomized controlled trial. *Jama* 295, 895-904.
- MOSES, JW, LEON, MB, POPMA, JJ et al. 2003. Sirolimus-eluting stents versus standard stents in patients with stenosis in a native coronary artery. *N Engl J Med* 349, 1315-1323.
- MOTWANI, JG, TOPOL, EJ. 1998. Aortocoronary saphenous vein graft disease: pathogenesis, predisposition, and prevention. *Circulation* 97, 916-931.
- NIEMAN, K, OUDKERK, M, RENSING, BJ et al. 2001. Coronary angiography with multi-slice computed tomography. *Lancet* 357, 599-603.
- NIEMAN, K, CADEMARTIRI, F, LEMOS, PA et al. 2002. Reliable noninvasive coronary angiography with fast submillimeter multislice spiral computed tomography. *Circulation* 106, 2051-2054.
- NIKOLAOU, K, KNEZ, A, RIST, C et al. 2006. Accuracy of 64-MDCT in the diagnosis of ischemic heart disease. *AJR Am J Roentgenol* 187, 111-117.
- O'ROURKE, RA, BRUNDAGE, BH, FROELICHER, VF et al. 2000. American College of Cardiology/American Heart Association Expert Consensus document on electron-beam computed tomography for the diagnosis and prognosis of coronary artery disease. *Circulation* 102, 126-140.
- OHNESORGE, B, FLOHR, T, SCHALLER, S et al. 1999. The technical bases and uses of multi-slice CT. *Radiologe* 39, 923-931.
- ONG, TK, CHIN, SP, LIEW, CK et al. 2006. Accuracy of 64-row multidetector computed tomography in detecting coronary artery disease in 134 symptomatic patients: influence of calcification. *Am Heart J* 151, 1323 e1321-1326.
- PACHE, G, SAUERESSIG, U, FRYDRYCHOWICZ, A et al. 2006. Initial experience with 64-slice cardiac CT: non-invasive visualization of coronary artery bypass grafts. *Eur Heart J* 27, 976-980.
- PADOVANI, R, QUAI, E. 2005. Patient dosimetry approaches in interventional cardiology and literature dose data review. *Radiat Prot Dosimetry* 117, 217-221.
- PLASS, A, GRUNENFELDER, J, LESCHKA, S et al. 2006. Coronary artery imaging with 64-slice computed tomography from cardiac surgical perspective. *Eur J Cardiothorac Surg* 30, 109-116.
- POLL, LW, COHNEN, M, BRACHTEN, S, EWEN, K, MODDER, U. 2002. Dose reduction in multi-slice CT of the heart by use of ECG-controlled tube current modulation ("ECG pulsing"): phantom measurements. *Rofo* 174, 1500-1505.
- PRAT-GONZALEZ, S, SANZ, J, GARCIA, MJ. 2008. Cardiac CT: indications and limitations. *J Nucl Med Technol* 36, 18-24.
- PUGLIESE, F, MOLLET, NR, RUNZA, G et al. 2006. Diagnostic accuracy of non-invasive 64-slice CT coronary angiography in patients with stable angina pectoris. *Eur Radiol* 16, 575-582.
- PUGLIESE, F, WEUSTINK, AC, VAN MIEGHEM, C et al. 2008. Dual source coronary computed tomography angiography for detecting in-stent restenosis. *Heart* 94, 848-854.
- RAFF, GL, GALLAGHER, MJ, O'NEILL, WW, GOLDSTEIN, JA. 2005. Diagnostic accuracy of noninvasive coronary angiography using 64-slice spiral computed tomography. *J Am Coll Cardiol* 46, 552-557.

- RIENMULLER, R, KERN, R, BAUMGARTNER, C, HACKEL, B. 1997. Electron beam computerized tomography (EBCT) of the heart. *Radiologe* 37, 410-416.
- RIXE, J, ACHENBACH, S, ROPERS, D et al. 2006. Assessment of coronary artery stent restenosis by 64-slice multi-detector computed tomography. *Eur Heart J* 27, 2567-2572.
- RIXE, J, ROLF, A, CONRADI, G et al. 2008. Image quality on dual-source computed-tomographic coronary angiography. *Eur Radiol* 18, 1857-1862.
- ROBERTS, WT, BAX, JJ, DAVIES, LC. 2008. Cardiac CT and CT coronary angiography: technology and application. *Heart* 94, 781-792.
- ROPERS, D, ULZHEIMER, S, WENKEL, E et al. 2001. Investigation of aortocoronary artery bypass grafts by multislice spiral computed tomography with electrocardiographic-gated image reconstruction. *Am J Cardiol* 88, 792-795.
- ROSSI, R, CHIURLIA, E, RATTI, C et al. 2004. Noninvasive assessment of coronary artery bypass graft patency by multislice computed tomography. *Ital Heart J* 5, 36-41.
- RYBICKI, FJ, OTERO, HJ, STEIGNER, ML et al. 2008. Initial evaluation of coronary images from 320-detector row computed tomography. *Int J Cardiovasc Imaging* 24, 535-546.
- SCHLOSSER, T, KONORZA, T, HUNOLD, P et al. 2004. Noninvasive visualization of coronary artery bypass grafts using 16-detector row computed tomography. *J Am Coll Cardiol* 44, 1224-1229.
- SCHMERMUND, A, RENSING, BJ, SHEEDY, PF, BELL, MR, RUMBERGER, JA. 1998. Intravenous electron-beam computed tomographic coronary angiography for segmental analysis of coronary artery stenoses. *J Am Coll Cardiol* 31, 1547-1554.
- SCHROEDER, S, KOPP, AF, KUETTNER, A 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, 106-111.
- SCHUIJF, JD, BAX, JJ, JUKEMA, JW et al. 2004. Feasibility of assessment of coronary stent patency using 16-slice computed tomography. *Am J Cardiol* 94, 427-430.
- SCHUIJF, JD, BAX, JJ, SHAW, LJ et al. 2006. Meta-analysis of comparative diagnostic performance of magnetic resonance imaging and multislice computed tomography for noninvasive coronary angiography. *Am Heart J* 151, 404-411.
- SERRUYS, PW, UNGER, F, SOUSA, JE et al. 2001. Comparison of coronary-artery bypass surgery and stenting for the treatment of multivessel disease. *N Engl J Med* 344, 1117-1124.
- SHUMAN, WP, BRANCH, KR, MAY, JM et al. 2008. Prospective versus retrospective ECG gating for 64-detector CT of the coronary arteries: comparison of image quality and patient radiation dose. *Radiology* 248, 431-437.
- SONES, FM, JR. 1962. Cine-coronary arteriography. *Ohio Med* 58, 1018-1019.
- STATISTISCHES BUNDESAMT 2008. Todesursachen 2007 Deutschland. [http://www.destatis.de/jetspeed/portal/cms/Sites/destatis/Internet/DE/Presse/pm/2008/08/PD08\\_232,templateID=renderPrint.psml](http://www.destatis.de/jetspeed/portal/cms/Sites/destatis/Internet/DE/Presse/pm/2008/08/PD08_232,templateID=renderPrint.psml).
- STOLZMANN, P, SCHEFFEL, H, SCHERTLER, T et al. 2008a. Radiation dose estimates in dual-source computed tomography coronary angiography. *Eur Radiol* 18, 592-599.

- STOLZMANN, P, LESCHKA, S, SCHEFFEL, H et al. 2008b. Dual-source CT in step-and-shoot mode: noninvasive coronary angiography with low radiation dose. *Radiology* 249, 71-80.
- TAN, ES, VAN DER MEER, J, JAN DE KAM, P et al. 1999. Worse clinical outcome but similar graft patency in women versus men one year after coronary artery bypass graft surgery owing to an excess of exposed risk factors in women. CABADAS. Research Group of the Interuniversity Cardiology Institute of The Netherlands. Coronary Artery Bypass graft occlusion by Aspirin, Dipyridamole and Acenocoumarol/phenprocoumon Study. *J Am Coll Cardiol* 34, 1760-1768.
- TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS. Aquilion One - Der weltweit erste 4D-CT mit 320 simultanen Schichten für Dynamik und Volumen. [http://www.toshiba-medical.de/produkte/ct/n-01-aquilion\\_one.php](http://www.toshiba-medical.de/produkte/ct/n-01-aquilion_one.php).
- TRABOLD, T, BUCHGEISTER, M, KUTTNER, A et al. 2003. Estimation of radiation exposure in 16-detector row computed tomography of the heart with retrospective ECG-gating. *Rofo* 175, 1051-1055.
- VAN BUUREN, F, MANNEBACH, H, HORSTKOTTE, D. 2005. 20th report of performance data from heart catheterization laboratories in Germany. 2003 results of a collaborative survey by the Committee of Clinical Cardiology and the Interventional Cardiology (for ECS) and Angiology Study Groups of the German Society of Cardiology-Cardiovascular Research. *Z Kardiol* 94, 212-215.
- WANG, M, QI, HT, WANG, XM et al. 2008. Dose performance and image quality: Dual source CT versus single source CT in cardiac CT angiography. *Eur J Radiol*
- WEST, R, ELLIS, G, BROOKS, N. 2006. Complications of diagnostic cardiac catheterisation: results from a confidential inquiry into cardiac catheter complications. *Heart* 92, 810-814.
- WEUSTINK, AC, MEIJBOOM, WB, MOLLET, NR et al. 2007. Reliable high-speed coronary computed tomography in symptomatic patients. *J Am Coll Cardiol* 50, 786-794.
- WEUSTINK, AC, MOLLET, NR, PUGLIESE, F et al. 2008. Optimal electrocardiographic pulsing windows and heart rate: effect on image quality and radiation exposure at dual-source coronary CT angiography. *Radiology* 248, 792-798.
- WINTERSPERGER, BJ, BASTARRIKA, G, NIKOLAOU, K et al. 2004. ECG-gated bypass CT angiography--application in imaging arterial bypasses. *Radiologe* 44, 140-145.

## **Danksagung**

Herzlich bedanken möchte ich mich bei Herrn Privatdozent Dr. med. R. Röttgen für die freundliche Überlassung des interessanten Themas und die hervorragende, stets verlässliche Betreuung.

Danken möchte ich außerdem Herrn Helmig für die Hilfe bei der Bildauswahl sowie -rekonstruktion und Herrn Gauger für die Unterstützung bei den statistischen Berechnungen.

Vor allem möchte ich mich bei meiner Familie, Nils Vor den Tharen, Victoria Haberkorn und Friederike Fojuth bedanken, die mich stets unterstützt haben und mir zur Seite standen.

## **Lebenslauf**

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.



### **Eidesstattliche Erklärung**

„Ich, Friederike Graz, erkläre, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: „Evaluation der Bildgebungsqualität der Myokardvaskularisation mit dem 64-Zeilen-CT unter Berücksichtigung der Koronararterien, aortokoronarer Venenbypässe, Mammaria-interna-Bypässe und koronarer Stents“ selbst verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt, ohne die (unzulässige) Hilfe Dritter verfasst und auch in Teilen keine Kopien anderer Arbeiten dargestellt habe.“

Leipzig, 05.10.2009

Friederike Graz