

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

Vergleich der 4- Schicht CT- Koronarangiographie mit der Katheterangiographie im Nachweis von Koronarstenosen

INAUGURAL - DISSERTATION
zur
Erlangung des doctor medicinae

der Medizinischen Fakultät der
Westfälischen Wilhelms- Universität Münster

vorgelegt
von
Thielke, Marc
aus
Bad Driburg
2006

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Westfälischen Wilhelms
Universität Münster

Dekan:	Univ.-Prof. Dr. V. Arolt
1. Berichterstatter:	Prof. Dr. R. Fischbach
2. Berichterstatter:	Univ.-Prof. Dr. Th. Wichter
Tag der mündlichen Prüfung:	20.11.2006

Aus dem Universitätsklinikum Münster
Institut für Klinische Radiologie
Direktor: Univ.- Prof. Dr. W. Heindel
Referent: Prof. Dr. R. Fischbach
Koreferent: Univ.- Prof. Dr. Th. Wichter

Zusammenfassung

Vergleich der 4- Schicht- CT- Koronarangiographie mit der Katheterangiographie im
Nachweis von Koronarstenosen
Thielke, Marc

Ziel: Vergleich der 4- Schicht- CT- Koronarangiographie mit der Katheterangiographie im Nachweis von Koronarstenosen. **Material und Methoden:** 50 Patienten mit klinischem Bild der KHK wurden im Jahr 2000/01 mittels der 4- Zeilen- MSCT und der Katheterangiographie vergleichend untersucht. Die Auswertung erfolgte segmentbezogen hinsichtlich der Sensitivität und Spezifität für den Nachweis von Koronarstenosen über 50% Durchmesserreduktion, wobei zunächst alle in der CT untersuchten Koronarsegmente ausgewertet wurden. Hierauf erfolgte eine Auswertung nur der Segmente mit guter Bildqualität, aller proximalen Gefäßsegmente und der proximalen Gefäßsegmente mit guter Bildqualität. **Ergebnisse:** 231 der 755 (31%) der in der CT untersuchten Segmenten wurden wegen einer unzureichenden Bildqualität von der Auswertung ausgeschlossen. Aufgrund der Zusammensetzung des Patientenkollektivs mit ausgeprägten Koronarverkalkungen sowie Bewegungsartefakten zeigt sich bei Betrachtung aller auswertbaren Segmente eine Spezifität von 93% und eine Sensitivität von 55% bei einem positiven prädiktiven Vorhersagewert von 62% und einem negativen prädiktiven Vorhersagewert von 92%. Die Betrachtung nur der Gefäßsegmente mit guter Bildqualität führt zu einer Verbesserung der Sensitivität auf 58% bei gleichbleibender Spezifität. Die Auswertung nur der proximalen Gefäßsegmente bewirkt einen Anstieg der Sensitivität auf 66%, welche durch Betrachtung nur der proximalen Gefäßsegmente mit guter Bildqualität auf bestens 68% gesteigert werden kann. Der positiv prädiktive Vorhersagewert liegt bei bestens 67% und der negative prädiktive Vorhersagewert bei bestens 94%. **Schlussfolgerung:** Mit der 4- Schicht- CT- Koronarangiographie gelingt die nichtinvasive Darstellung der Koronararterien zur Diagnostik von signifikanten Koronarstenosen mit einer guten Spezifität und befriedigenden Sensitivität. Wesentliche Limitationen im klinischen Einsatz sind die begrenzte Raumauflösung, welche die Beurteilung kleiner Gefäße erschwert und bei stark verkalktem Gefäßabschnitt eine Analyse behindert. Ferner ist die Zeitauflösung des verwendeten Systems nicht ausreichend, um eine diagnostische Bildqualität auch bei durchschnittlicher oder hoher Herzfrequenz zu gestatten.

Tag der mündlichen Prüfung: 20.11.2006

Inhaltsverzeichnis

Kapitel		Seite
I.	Einleitung	5
II.	Fragestellung	8
III.	Patienten und Methode	
	III.1. Technische Voraussetzungen und Grundlagen der 4- Schicht CT- Koronarangiographie	9
	III.2. Patientenkollektiv	14
	III.3. Katheterangiographie	15
	III.4. CT- Koronarangiographie	16
IV.	Ergebnisse	
	IV.1. Katheterangiographie	23
	IV.2. CT- Koronarangiographie	25
	IV.2.a. Gesamtauswertung	25
	IV.2.b. Auswertung aller Segmente mit guter Bildqualität	36
	IV.2.c. Auswertung der proximalen Koronararteriensegmente	43
V.	Diskussion	47
VI.	Literaturverzeichnis	55
VII.	Anhang	60
VIII.	Danksagung	61
IX.	Lebenslauf	62

I. Einleitung

Die koronare Herzkrankheit ist die Manifestation der Arteriosklerose an den Herzkranzarterien. Ihre Folgeerkrankungen wie der akute Myokardinfarkt, die postinfarzielle bzw. ischämisch bedingte Linksherzinsuffizienz und pathologische Herzrhythmusstörungen sind in den westlichen Industrieländern die häufigste Todesursache [12]. In Deutschland erleiden etwa 280.000 Patienten/Jahr einen Myokardinfarkt. Etwa 34% der Patienten versterben bevor sie die Klinik erreicht haben [7]. Die hohe Prävalenz der koronaren Herzkrankheit in der Bevölkerung impliziert daher eine effektive Diagnostik zum frühzeitigen Nachweis einer Erkrankung bzw. zur Verlaufskontrolle und Vermeidung von Komplikationen einer bereits manifesten koronaren Herzkrankheit.

Die Katheterangiographie ist bei steigender Anzahl der Untersuchungen und der durchführenden Zentren der Goldstandard im Nachweis von Koronarstenosen und damit in der Diagnostik der koronaren Herzkrankheit. Die Tabellen 1 und 2 zeigen die Entwicklung der Leistungszahlen deutscher Herzkatheterlabore im Zeitraum von 1992 bis 2003 [27]. Die Vorteile der Katheterangiographie liegen in einer sicheren und schnellen Durchführbarkeit der Untersuchung bei gleichzeitiger Möglichkeit zur Durchführung einer interventionellen Therapie. Neben der bei der Untersuchung auftretenden Strahlenexposition ist das nicht zu unterschätzende Risiko ernst zunehmender Komplikationen bedingt durch die Invasivität ein entscheidender Nachteil. Die patientengebundene Komplikationshäufigkeit des Eingriffs nimmt mit dem Alter, dem Krankheitsschweregrad, der Dringlichkeit und den Begleiterkrankungen deutlich zu. Schwere Komplikationen sind hierbei vor allem Tod, Myokardinfarkt und Schlaganfall (MACCE, Major Adverse Cardiac and Cerebrovascular Events). Der Qualitätsreport 2003 der Bundesgeschäftsstelle für Qualitätssicherung gibt für die Koronarangiographie ohne Intervention einen MACCE- Wert von 0,3% (Referenzwert $\leq 1,1\%$, entsprechend der 95. Perzentile) für die ersten 36 Stunden nach dem Eingriff an. Die Spannweite der MACCE- Raten auf Krankenhausebene liegt zwischen 0 und 10,5% [9]. Zwei große Sammelstatistiken mit Fallzahlen von 200000 und 75000 Patienten weisen Gesamtmortalitätsraten für die Koronarangiographie von 0,10 bzw. 0,11% aus [8]. Hinzu kommt eine zunehmende Diskrepanz zwischen der Anzahl der durchgeführten diagnostischen Herzkatheteruntersuchungen und der Anzahl der nach Untersuchungsbefund notwendigen Koronarinterventionen.

Im 20. Bericht über die Leistungszahlen der Herzkatheterlabore in der Bundesrepublik Deutschland stehen den im Jahr 2003 durchgeführten 652781 diagnostischen Herzkatheteruntersuchungen (D) 221867 Koronarinterventionen (I) entgegen, was einer Interventionsquote (I/D) von 33,98% entspricht [29]. Vor dem Hintergrund der hohen Anzahl an durchgeführten invasiven Koronaruntersuchungen scheint selbst bei der geringen Komplikationsrate ein weniger oder nicht invasives Verfahren wünschenswert. Anfang der achtziger Jahre erfolgte die Einführung der Elektronenstrahl- Computertomographie (EBT) mit der seit Mitte der neunziger Jahre auch Darstellungen der Koronararterien möglich sind. Hinzu kommt die seit Ende der neunziger Jahre verfügbare Mehrschichtspiral- Computertomographie (MSCT) als Weiterentwicklung der Spiralcomputertomographie mit Subsekundenrotation und die Magnetresonanz- Angiographie (MRA) [22].

Die CT- Bildgebung des Herzens stellt aufgrund der benötigten zeitlichen und räumlichen Auflösung hohe Anforderungen an die technische Leistungsfähigkeit des zu verwendenden CT- Systems. Mit den seit Ende der neunziger Jahre verfügbaren Mehrschicht- Computertomographie- Systemen (MSCT) mit 4 Detektorkanälen und Rotationszeiten von 500ms [37] sowie den inzwischen verfügbaren Mehrschicht- Spiral- Computertomographie- Systemen der nächsten Generation, welche bauartbedingt eine Akquisition von bis zu 64- Schichten parallel zulassen, sind nun CT- Systeme verfügbar, die eine Akquisition des gesamten Herzvolumen in einer Atemanhaltephase bei zufriedenstellender zeitlicher und räumlicher Zeitauflösung ermöglichen [35].

Tabelle 1: Entwicklung der Anzahl der in der BRD durchgeführten diagnostischen Herzkatheteruntersuchungen ohne Koronarintervention bei Erwachsenen nach Art der Institution im Vergleich 1992/ 2003, aus Mannebach, H. Horstkotte, D. 20. Bericht über die Leistungszahlen der Herzkatheterlabore in der Bundesrepublik Deutschland herausgegeben vom Vorstand der Deutschen Gesellschaft für Kardiologie- Herz- und Kreislaufforschung

Diagnostische Herzkatheter				
Jahr	1992		2003	
Institution	Anzahl	Leistungen	Anzahl	Leistungen
<i>Krankenhaus</i>	101	117873	243	365130
<i>Praxis</i>	14	24156	117	105103
<i>Uniklinik</i>	37	59729	44	113870
<i>Fachklinik</i>	12	20996	21	66122
<i>Reha- Klinik</i>	15	23361	7	2556
Gesamt	179	246115	432	652781

Tabelle 2: Entwicklung der Anzahl der in der BRD durchgeführten Herzkatheruntersuchungen mit Koronarintervention bei Erwachsenen nach Art der Institution im Vergleich 1992/ 2003, aus Mannebach, H. Horstkotte, D. 20. Bericht über die Leistungszahlen der Herzkatheterlabore in der Bundesrepublik Deutschland herausgeben vom Vorstand der Deutschen Gesellschaft für Kardiologie- Herz- und Kreislaufforschung

Koronarinterventionen				
Jahr	1992		2003	
Institution	Anzahl	Leistungen	Anzahl	Leistungen
<i>Krankenhaus</i>	63	20536	228	123066
<i>Praxis</i>	8	6371	80	27697
<i>Uniklinik</i>	34	17976	44	45994
<i>Fachklinik</i>	9	6489	20	20705
<i>Reha- Klinik</i>	7	4895	3	405
Gesamt	121	56267	375	221867

II. Fragestellung

Unsere Arbeit beschäftigt sich mit dem Vergleich der 4- Schicht CT- Koronarangiographie mit der Katheterangiographie im Nachweis von Koronarstenosen bei Patienten mit Symptomen einer KHK und klinischer Indikation zur Katheterangiographie.

Ziel der Arbeit soll eine Aussage über die Leistungsfähigkeit der CT- Koronarangiographie bei Verwendung eines CT- Systems mit 4 Detektorzeilen sein. Zudem sollen Aussagen zu den bestehenden Limitationen und Nachteilen der CT- Koronarangiographie getroffen und ein Ausblick auf die technische Weiterentwicklung und mögliche zukünftige klinische Anwendungsbereiche gegeben werden.

Als Parameter für den Vergleich dienen die Bestimmung der Spezifität, der Sensitivität, des positiven und negativen prädiktiven Vorhersagewertes für den Nachweis von Koronarstenosen mit über 50% Gefäßdurchmesserreduktion in der CT- Koronarangiographie im Vergleich zur Katheterangiographie.

III. Material und Methode

III.1. Technische Voraussetzungen und Grundlagen der 4- Schicht CT-Koronarangiographie

Die CT- Koronarangiographie erfordert eine hohe zeitliche Auflösung mit möglichst bewegungsartefaktfreier Darstellung der Koronararterien bei gleichzeitiger hoher räumlicher Auflösung [14]. Um Bildartefakte durch Atembewegungen möglichst zu vermeiden und den verwendeten Kontrastmittelbolus optimal für die Untersuchung zu nutzen, erfolgt eine schnelle Datenerfassung durch Verwendung der Mehrschicht- Spiraltechnik, bei der die Untersuchung innerhalb einer Atemanhaltephase, ca. 25 - 30 Sekunden durchgeführt werden kann. Der von uns verwendete MSCT- Scanner mit 4 Detektorzeilen (Somatom Plus 4 Volume Zoom, Siemens AG) verfügt über eine Röhrenrotationszeit von 500ms bei gleichzeitiger Bilddatenerfassung von 4 Schichten. Bei der kardialen Diagnostik mit der CT ist neben der Optimierung der Untersuchungsbedingungen für den Patienten, wie die Verkürzung der Untersuchungszeit oder einer optimierten Kontrastmittelgabe, auch die Wahl des Verfahrens zur Bilddatenerfassung von entscheidender Bedeutung, um Bewegungsartefakte aufgrund der Eigenbewegungen des Herzens zu vermeiden, die bei der Bilddatenrekonstruktion zu unbefriedigenden Ergebnissen führen können.

Verfahren der EKG- Synchronisation

Bei der Computertomographie des Herzens haben sich für die Bilddatenerfassung zwei Verfahren der EKG- Synchronisation etabliert [38]. Unterschieden wird die prospektive EKG- Triggerung vom retrospektiven EKG- Gating. Grundlage dieser Verfahren ist die Erfassung des Patienten- Elektrokardiogramm (EKG) während der CT- Untersuchung. Der Unterschied der beiden Verfahren liegt in der zeitlichen und technischen Nutzung der EKG- Daten zur Bilddatenerfassung.

Prospektive Triggerung

Bei diesem Verfahren wird anhand des abgeleiteten EKG- Signal des Patienten der zeitliche Abstand zwischen zwei aufeinander folgenden Herzaktionen als mittlere R-

R- Dauer bestimmt. Die Bilddatenerfassung erfolgt hieraufhin zu einem vom Anwender vorbestimmten Zeitpunkt in Abhängigkeit vom geschätzten R-R- Intervall. Optimalerweise sollte dieser Zeitpunkt in der diastolischen Phase der Herzaktion liegen, da das Herz hier die wenigsten Bewegungsartefakte und physiologischerweise eine hohe Koronarperfusion aufweist (Abbildung 1). Der Vorteil dieser Technik ist die relativ einfache technische Umsetzung bei jedoch nur sequentiell möglicher Aufnahmetechnik. Hierin liegt jedoch auch die wesentliche Limitation für die kardiale Diagnostik. Entscheidende Nachteile sind die längere Scanzeit bei fehlender Volumenakquisition, faktisch unterschiedliche Schichtlagen bei variabler Atemtiefe, vermehrtes Auftreten von Artefakten z.B. durch Bewegung und zudem die durch die prospektive Abschätzung der Herzzykluslänge vorprogrammierten fehlerhaften Scanauslösungen bei kardialer Arrhythmie.

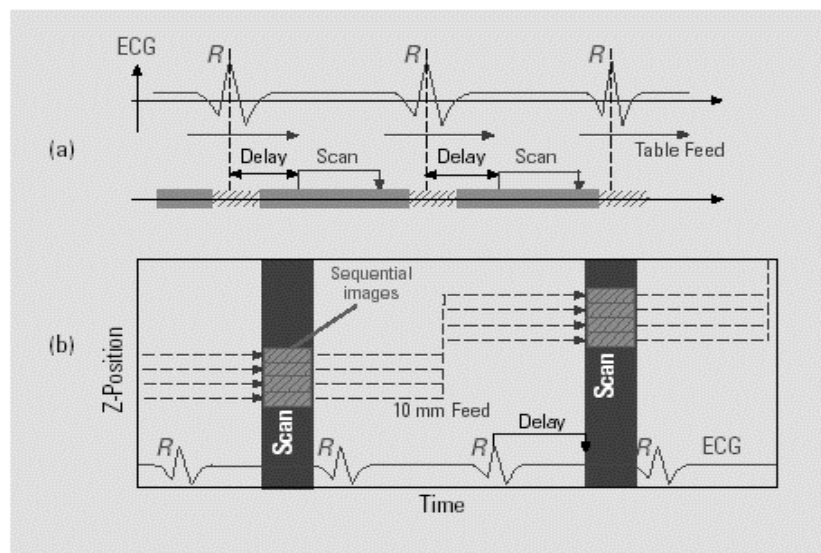


Abb.1: a, b) Darstellung der sequenziellen Erfassung des Bildvolumens bei prospektiver EKG-Triggerung, aus: Ohnesorge B., Flohr T. Non- Invasive Cardiac Imaging with Fast Multi- Slice Cardio CT, Electromedica 68 (Cardio 2000). Bei der sequentiellen Bilddatenerfassung mit prospektiver EKG-Triggerung erfolgt der CT-Scan zur Bilddatenerfassung in Abhängigkeit vom zeitlichen Abstand zweier Herzaktionen in der Diastole.

Retrospektives EKG- Gating

Beim retrospektiven EKG- Gating erfolgt eine kontinuierliche Bilddatenerfassung sowie eine permanente Aufzeichnung des Patienten- EKG. Aus dem Rohdatensatz werden dann zu einer gewünschten Phase des Herzzyklus Bilder zu einem zuvor festgelegten Zeitpunkt des R-R- Intervalls rekonstruiert (Abbildung 2).

Um dies zu ermöglichen muss neben dem Patienten- EKG auch der Startpunkt der Bilddatenakquisition aufgezeichnet werden, um bei einer späteren Rekonstruktion eine genaue zeitliche Zuordnung zwischen den Bilddaten des Rohdatensatzes und der jeweils entsprechenden Phase der Herzaktion im EKG zu ermöglichen.

Da bei der retrospektiven Bilddatenrekonstruktion eine genaue Zuordnung des Patienten- EKG zur der jeweiligen Tischposition und Aufnahmezeit während der Untersuchung möglich ist, kann die rekonstruierte Herzphase exakt und konstant gewählt werden.

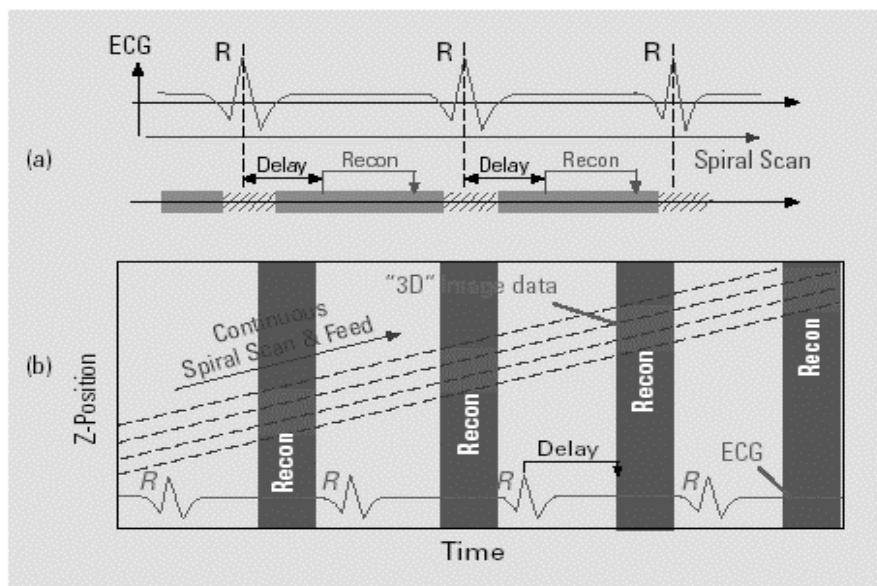


Abb.2: a, b) Darstellung der kontinuierlichen Erfassung des Bilddatenvolumens in Spiraltechnik und Verwendung eines retrograden EKG- Gating mit absoluter Verzögerung, aus: Ohnesorge B., Flohr T. Non- Invasive Cardiac Imaging with Fast Multi- Slice Cardio CT, electromedica 68 (cardio 2000). Hierbei werden aus dem zuvor kontinuierlich aufgenommenen Gesamtdatensatz nur die Bilddaten berechnet, die zu einem definierten Zeitpunkt der Herzaktion aufgenommen wurden.

Spiralaufnahmetechnik mit kontinuierlicher Volumenabdeckung

Das Verfahren der Spiralaufnahmetechnik mit retrospektivem EKG- Gating ist aufgrund der kontinuierlichen Volumenabdeckung mit hieraus resultierender Möglichkeit zur freien Wahl des Rekonstruktionszeitpunkts der sequentiellen Aufnahmetechnik entscheidend überlegen und eine wesentliche Voraussetzung für die CT- Koronarangiographie.

Um eine lückenlose Volumenabdeckung in allen Phasen der Herzaktion zu ermöglichen, muss die Bilddatenerfassung mit niedriger Tischvorschubgeschwindigkeit und überlappenden Schichten erfolgen (Tischvorschub pro Umdrehung $<$ Gesamtbreite des Detektors). Dies gewährleistet, dass genügend Bilddaten für die Rekonstruktion zur Verfügung stehen [37].

Hierbei führt jedoch ein langsamer Tischvorschub mit überlappender Bilddatenerfassung, bei dem der Tischvorschub geringer als die Detektorbreite des Untersuchungsgerätes ist zu einer Abnahme der zeitlichen Auflösung in den rekonstruierten Schichten sofern konventionelle Rekonstruktionsverfahren verwendet werden [14,38]. Daher wurden für die kardiale CT- Diagnostik Spezialalgorithmen mit Optimierung der zeitlichen Auflösung notwendig.

Verfahren zur Optimierung der zeitlichen Auflösung

Bei der CT- Koronarangiographie kann eine Optimierung der zeitlichen Auflösung durch Verwendung von Teilscan- Akquisitionen erzielt werden [14].

Hierzu verwendet man Projektionsdaten aus einem $2/3$ Umlauf der Röhre, da in Abhängigkeit der Systemgeometrie für die Berechnung eines Bildes Projektionen aus einem Winkel von 180 Grad plus des Öffnungswinkels des Strahlenfächers der Röntgenröhre benötigt werden. Dies entspricht in der Regel einer zeitlichen Auflösung der Einzelbilder entsprechend der Messzeit für eine Röhrenrotation um 240 Grad [40].

Eine Weiterentwicklung dieses Teilscan- Rekonstruktionsverfahrens stellt die Verwendung von sog. Halfscan- Algorithmen dar. Hierbei werden die gemessenen Fächerprojektionen so in eine Parallelgeometrie umgerechnet, dass sich Bilder aus 180 Grad Datensegmenten berechnen lassen [17,37]. Unter Verwendung dieser half- scan Algorithmen lässt sich eine zeitliche Auflösung im Einzelbild von bis 250ms erreichen, was der Hälfte der Rotationszeit der Gantry entspricht.

Für die CT- Koronarangiographie mit retrospektivem EKG- Gating mussten zur Verbesserung der Aufnahmebedingungen und der Untersuchungsergebnisse spezielle Spiralalgorithmen entwickelt werden, die auf bereits vorher verwendeten Teilrekonstruktionstechniken basieren.

Grundlage dieser Algorithmen ist die Kombination einer zur zeitlichen Auflösung optimierten Teilumlaufrekonstruktion mit einem Spiralgewichtungsverfahren. Diese Kombination dient der Kompensation der kontinuierlichen Tischbewegung und gewährleistet ein definiertes Schichtempfindlichkeitsprofil [37].

Die Spiralgewichtung liefert für jede Bildposition einen „planaren“ Teilumlaufdatensatz aus einem Teilumlauf der 4 Detektorzeilen um die jeweilige Bildposition. Ein Teilumlaufdatensatz enthält die Fächerstrahlprojektionen einer $2/3$ Rotation. Jede Projektion des „planaren“ Teilumlaufdatensatzes wird durch lineare Interpolation aus den Messwerten der beiden Detektorzeilen gewonnen, die der Bildebene bei diesem Projektionswinkel am nächsten benachbart sind. Aus diesen gewonnenen planaren Teilumlaufdatensätzen werden dann mit dem Teilumlauf-Rekonstruktionsalgorithmus die axialen Schichten für die jeweiligen Bildpositionen rekonstruiert.

III.2. Patientenkollektiv

Nach Genehmigung der Arbeit durch das Bundesamt für Strahlenschutz und der lokalen Ethikkommission untersuchten wir in den Jahren 2000 und 2001 insgesamt 50 Patienten mit der klinischen Symptomatik einer koronaren Herzkrankheit und klinischer Indikation zur Herzkatheteruntersuchung (42 Männer, 8 Frauen). Bei allen Patienten erfolgte zeitnah zur CT- Koronarangiographie eine diagnostische Herzkatheruntersuchung (Tabelle 3).

9 der untersuchten Patienten hatten eine koronare Eingefäß-, 21 eine koronare Zweigefäß- und 13 eine koronare Dreigefäßerkkrankung. Bei 7 der untersuchten Patienten konnte eine stenosierende koronare Herzkrankheit ausgeschlossen werden.

Das Durchschnittsalter der Patienten lag um 60 Jahre (Standardabweichung 11,8 Jahre). Bei den weiblichen Patienten betrug das durchschnittliche Alter 69 Jahre (Standardabweichung 9 Jahre), und bei den männlichen Patienten, im Durchschnitt 58 Jahre (Standardabweichung 11,6 Jahre).

Tabelle 3: Demographische Daten des Patientenkollektiv

		Gesamt	Männer	Frauen
Patienten		50	42	8
Alter	Minimum	32	32	54
	Maximum	80	78	80
	Mittelwert	59,66	57,88	68,5
	Stdabweichung	11,78	11,57	8,99
KHK	Keine	7	7	
	1. Gefäß	9	7	2
	2. Gefäß	21	17	4
	3. Gefäß	13	11	2

III.3. Katheterangiographie

Zum Vergleich der CT- Koronarangiographie mit der Katheterangiographie verwendeten wir im Rahmen einer Kooperation mit der Klinik und Poliklinik für Kardiologie des Universitätsklinikums Münster die Videodokumentationen der diagnostischen Herzkatheruntersuchungen.

Im Rahmen der Auswertung definierten wir folgende Stenosegradeinteilung: Eine geringgradige Gefäßveränderung entsprach einer Lumenreduktion von kleiner als 50% des Gefäßdurchmessers, eine mittelgradige Stenose entsprach einer Lumenreduktion von 50 - 74% und eine hochgradige Stenose einer Lumenreduktion von 75 - 99%. Stenosen größer 99% definierten wir als kompletten Gefäßverschluss. Ergänzend hierzu erfolgte eine Bewertung der Koronarstenosen nach den Faktoren: kurz-, mittel- oder langstreckige Stenosausdehnung und konzentrisch oder exzentrische Stenosemorphologie.

Die zusammenfassende Dokumentation der Untersuchungsergebnisse erfolgte anhand eines standardisierten Auswertungsbogens (*Anhang, Abbildung 1*).

III.4. CT- Koronarangiographie

Durchführung der Untersuchung

Bei allen 50 untersuchten Patienten konnte die CT- Koronarangiographie entsprechend eines standardisierten Untersuchungsprotokoll komplikationslos durchgeführt werden (Tabelle 4). Ausschlusskriterium für die CT- Koronarangiographie waren die für eine Computertomographie mit Kontrastmittel üblichen Kontraindikationen.

Das notwendige Patienten- EKG wurde während der Untersuchung mittels einer unipolaren EKG- Standardableitung aufgezeichnet. Zudem erhielt jeder Patient für die Kontrastmittelapplikation einen cubitalen intravenösen Zugang. Zur sicheren Erfassung des gesamten Herzvolumens wurde zu Beginn der Untersuchung der Scanbereich anhand eines Topogramms festgelegt. Als Scanbereich definierten wir den Unterrand der Pulmonalarterie als kraniale und den inneren Zwerchfellwinkel als kaudale Begrenzung. Um eine gute Kontrastierung der Koronararterien zu erreichen, erfolgte bei jeder Untersuchung eine Testinjektion zur Festlegung des optimalen Zeitpunktes für die Bildaufnahme. Die Passagezeit des Kontrastmittels wird hierbei zwischen Beginn der Bolusinjektion und der Kontrastierung der Aortenwurzel gemessen. Wir verwendeten 20ml Kontrastmittel mit einer Flussrate von 4 ml / Sekunde und ein Delay von 12 Sekunden nach Injektion.

Tabelle 4: Untersuchungsparameter für die 4- Schicht CT- Koronarangiographie.

Atemphase	Inspiration
Kollimation	4 x 1 mm
Schichtdicke	1,25 mm / 0,6 mm Inkrement
Röhrenspannung	120 KV
Röhrenstrom	300 mA
Tischvorschub	3 mm / sec
Faltungskern	B30
Messfeld	individuell nach Herzgröße
Matrix	512 x 512
Bolustiming	Testbolus 20ml / Flussrate 4 ml / sec
KM- Volumen	140 ml
Flussrate	3 ml / sec
EKG - Steuerung	Retrospektives Gating, ggf. individuelle Optimierung nach Testserie

Alle 2 Sekunden wurde eine Aufnahme angefertigt um den Zeitpunkt der maximalen Dichtesteigerung in der Aorta als ideale Verzögerungszeit für die Untersuchung festzulegen. Wir verwendeten bei allen Untersuchungen 140 ml eines nichtionischen, jodhaltigen und nephrotopen Kontrastmittels mit einer Konzentration von 300 mg Jod / ml (Ultravist 300, Schering AG) und einer Flussrate von 3 ml / Sekunde.

Die Bilddatenerfassung erfolgte in Mehrschicht- Spiraltechnik mit überlappender Datenerfassung und einer Kollimation von 4 x 1 mm der Detektoreinheit bei einem Tischvorschub von 3 mm / Sekunde. Parallel erfolgte die Aufzeichnung des Patienten- EKG.

Rekonstruktion mittels retrospektivem EKG- Gating

Die akquirierten Bilddaten und das Patienten- EKG wurden im Anschluss an die Untersuchung zur Rekonstruktion der axialen Schichtbilder auf eine Workstation übertragen.

Die eigentliche Bilddatenrekonstruktion erfolgte mit dem Prototyp einer Rekonstruktionssoftware (Cardio Recon, Siemens AG), welcher speziell für kardiale Fragestellung entwickelt wurde und auf dem Programm Matlab Version 5.3 (Mathworks Inc.) basierte. Die Rekonstruktionssoftware ermöglicht neben der automatischen Rekonstruktion der Bilddaten zu einem vom Programm vorgegebenen Zeitpunkt der Herzaktion, die Möglichkeit zur individuellen Rekonstruktion. Hierzu wird die ideale Verzögerungszeit mittels individuell rekonstruierter Testbilder einer Schicht ermittelt. Die Rekonstruktion unserer Bilddaten erfolgte zunächst in einem vom Rekonstruktionsprogramm als ideal vorgegebenen Rekonstruktionsfenster vor dem nachfolgenden QRS- Komplex bei einer Einzelschichtdicke von 1,25 mm, einer Überlappung der Einzelschichten (Inkrement) von 0,6 mm, einer Matrix von 512 x 512 und einem mittleren Faltungskern (B30f). Das rekonstruierte Messfeld betrug 16 - 18 cm.

Bei unzureichender Qualität der rekonstruierten Bilddaten, z.B. durch erhebliche Bewegungsartefakte führten wir dann eine individuelle Bestimmung des idealen Rekonstruktionsfensters mittels einer Testserie durch. Hierzu verwendeten wir jeweils einzelne Testbilder derselben axialen Schicht, wobei das gewählte Rekonstruktionsfenster in 50ms Schritten geändert und die bildoptisch beste Lage für das Rekonstruktionsfenster gewählt wurde.

Zur Bilddateninterpretation und Befunderhebung verwendeten wir rekonstruierte axiale MPR- Bilder sowie wenn zur Klärung des Befundes notwendig spezielle im Koronarienverlauf angepasste Maximal Intensity Projection- (MIP) und Multiplanare Rekonstruktionsbilder (MPR), Abb. 3 und 4.



Abb. 3 und 4: 3D- Rekonstruktionen des Herzens und der Koronararterien

Befunderhebung und Dokumentation

Die Befundung der CT- Koronarangiographie erfolgte interaktiv an einer 3D-Workstation. Zur Dokumentation verwendeten wir wie bei der Katheterangiographie den standardisierten Auswertungsbogen (Anhang, Abbildung 1).

Um ein systematisches und reproduzierbares Vorgehen zu gewährleisten, erfolgte die Einteilung der Koronararterien gemäß der Empfehlung der American Heart Association (AHA) von 1999 (Abb.5 und Tabelle 5).

Nach dieser Einteilung ergeben sich für die 3 großen Koronararterien folgende Segmente: Die rechte Koronararterie (RCA) mit den Segmenten 1 - 5, die linke Koronararterie (LCA) mit dem Hauptstamm Segment 11, und ihre Hauptästen, dem Ramus interventricularis anterior (RIVA) mit den Segmenten 12 - 16 und dem Ramus circumflexus (RCX) mit den Segmenten 18 - 28.

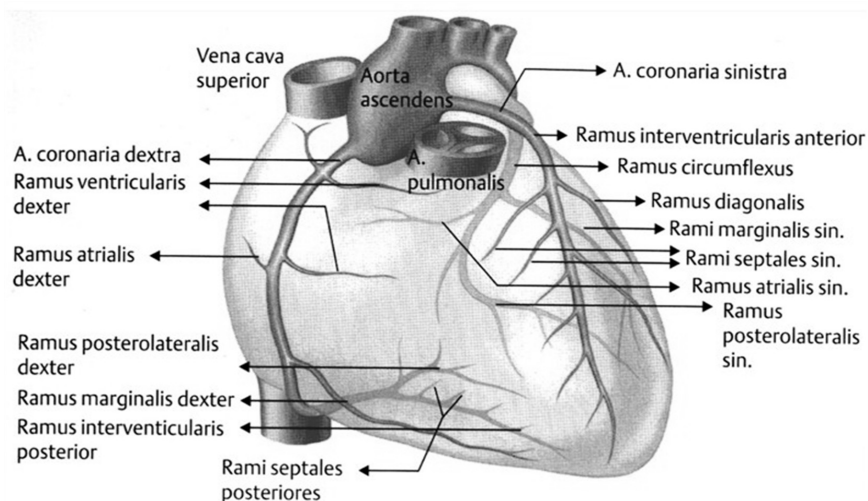


Abb.5:Schematische Darstellung der Koronararterien und ihrer Äste bei einem Normalversorgungstyp, aus: Besthorn, H.- P. Interventionelle Kardiologie Koronarangiographie und PTCA- Indikation, Technik, Nachsorge Georg Thieme Verlag (1998)

Die Auswertung und Bewertung der Koronarsegmente erfolgte bezüglich dem Stenosegrad, der Stenoseausprägung, der Stenoseausdehnung sowie der Stenosemorphologie. Ergänzend erfolgte für die CT- Koronarangiographie eine zusätzliche Angabe zur Plaquebeschaffenheit, Befundunsicherheit, Beurteilbarkeit der

jeweiligen Gefäßsegmente und eine Begründung für nur eingeschränkt beurteilbare Gefäßsegmente (Tabelle 6).

Um eine bestmögliche Objektivität der Untersuchungsergebnisse zu gewährleisten, erfolgte zunächst eine getrennte Auswertung der Katheterangiographien durch einen Kardiologen und der CT- Angiographien durch einen Radiologen. Erst in einem zweiten Schritt der Auswertung erfolgte dann eine vergleichende Korrelation der einzelnen Ergebnisse der Katheterangiographie mit denen der CT- Angiographie. Bei deutlichen Befunddifferenzen erfolgte in einem anschließenden dritten Schritt eine weitere gemeinsame Befundsichtung zur Klärung der divergenten Ergebnisse.

Tabelle 5: Anatomische Gefäßbezeichnung mit der entsprechenden Gefäßziffer gemäß der Vorgabe der American Heart Association (AHA) 1999.

anatomische Gefäßbezeichnung	Segmentziffer gemäß AHA 99
proximale RCA	1
mittlere RCA	2
distale RCA	3
R. interventricularis post.	4
R. posterolateralis dexter	5
LCA- Hauptstamm	11
Proximale R. interventricularis ant.	12
Miterrand R. interventricularis ant.	13
Distaler R. interventricularis ant.	14
R. diagonalis I	15
R. diagonalis II	16
proximaler R. Circumflexus	18
mittlerer R. Circumflexus	19
R. marginalis I	20
R. marginalis II	21
R. intermedius	28

Statistische Auswertung

Zur statistischen Aufarbeitung wurden die zunächst handschriftlich dokumentierten Befunde in ein computergestütztes Statistikprogramm (SPSS 10.0 für Windows) übertragen und zusammengeführt.

Im ersten Schritt der Auswertung erfolgte eine Gesamtbetrachtung der Ergebnisse aller in der CT- Koronarangiographie untersuchten Segmente.

In einem zweiten Auswertungsansatz wurde der Einfluss der Bildqualität auf die Befundinterpretation überprüft. Als Bildqualität definierten wir die mögliche

Beurteilbarkeit der Gefäßmorphologie in den zu untersuchenden Segmenten nach Schulnoten. Die Note 1 entspricht einer sehr guten Gefäßdarstellung, wobei in absteigender Benotung die Auswertbarkeit abnimmt bis zu einer ungenügenden Auswertbarkeit der Note 6. Hierzu wählten wir die Segmente mit einer befriedigend oder besser beurteilten Bildqualität aus und verglichen die Ergebnisse mit den entsprechenden Segmenten der Katheterangiographie.

Tabelle 6: Die zur Auswertung der Gefäßveränderungen in der CT- Koronarangiographie/ Katheterangiographie herangezogenen Beurteilungsfaktoren mit den hierfür möglichen Bewertungen.

Beurteilungsfaktor	Bewertung
<i>Stenoseausprägung</i>	0 = ohne Befund 1 = geringgradig = Lumenreduktion <50%) 2 = mittelgradig = Lumenreduktion 50-74%) 3 = hochgradig = Lumenreduktion 75- 99%) 4 = Verschluss = Lumenreduktion >99%) 9 = nicht auswertbar
<i>Stenosegrad</i>	0 - 100%
<i>Stenoseausdehnung</i>	0 = keine Stenose 1 = kurzstreckig 2 = mittelstreckig 3 = langstreckig 9 = nicht auswertbar
<i>Morphologie</i>	1 = exzentrisch 2 = konzentrisch
<i>Plaquedichte</i>	1 = Kalk 2 = viel Kalk 3 = gemischt 4 = nicht verkalkt
<i>Befundssicherheit</i>	1 = sicher pathologisch 2 = fraglich pathologisch 3 = unklar 4 = fraglich ohne Befund 5 = sicher ohne Befund
<i>Beurteilbarkeit</i>	Schulnoten 1 - 6
<i>Begründung</i>	K = Kalk B = Bewegungsartefakte D = Kontrast S = Koronarstent T = Technik L = anatomisch Kleines Gefäß

In einem dritten Schritt überprüften wir zudem den Einfluss der Gefäßgröße auf die Ergebnisse der Befundinterpretation. Hierzu wählten wir aus der Gesamtauswertung nur die proximalen Gefäßsegmente aus. Als proximale Gefäßsegmente definierten wir für die linke Koronararterie im RIVA die Segmente 11 - 13, im Ramus circumflexus (RCX) die Segmente 18 und 19 und in der rechten Koronararterie die Segmente 1 - 3.

In einem vierten und letzten Auswertungsschritt untersuchten wir nun nur die proximalen Segmente mit befriedigender und besserer Bildqualität und verglichen diese Ergebnisse mit denen der entsprechenden Segmente der Katheterangiographie. In allen durchgeführten Teilschritten der Auswertung erfolgte jeweils eine Bestimmung der Spezifität, der Sensitivität, des positiven und negativen prädiktiven Vorhersagewertes für das Vorliegen einer Stenose größer 50%.

IV. Ergebnisse

IV.1. Katheterangiographie

Die Katheterangiographie wurde bei allen 50 untersuchten Patienten komplikationslos durchgeführt (Tabelle 7).

Insgesamt finden sich 180 Gefäßstenosen, wobei der Ramus interventricularis anterior (RIVA) der linken Koronararterie am häufigsten betroffen ist (43%). Veränderungen zeigen sich vor allem in den hauptstammnahen Segmenten 12 und 13, dem peripheren Segment 16 und dem linken Hauptstamm (Segment 11).

Im RIVA überwiegen geringgradige Gefäßveränderungen mit einer Lumenreduktion <50%. Insgesamt finden sich 39 hämodynamisch relevante Koronarstenosen mit einer Lumenreduktion >50%. Die Verteilung zwischen mittelgradigen und hochgradigen Stenosen ist mit 19 bzw. 20 in etwa gleich. Zudem finden sich 5 komplette Gefäßverschlüsse.

Tabelle 7: Segmentbezogene Darstellung der Gefäßveränderungen in der Katheterangiographie nach ihrer Ausprägung.

	gering 25 - 49%	mittel 50 - 74 %	hoch 75 - 99%	Verschluss >99%	Gesamt
RCA	25	13	8	3	49
Segment 1	9	8	4		21
Segment 2	8	2	3	2	15
Segment 3	4	2	1	1	8
Segment 4	2	1			3
Segment 5	2				2
RIVA	34	19	20	5	78
Segment 11	7	1	1		9
Segment 12	5	6	7	2	20
Segment 13	8	7	6	3	24
Segment 14	4	1			5
Segment 15	7	2	5		14
Segment 16	3	2	1		6
RCX	21	13	15	4	53
Segment 18	10	3	4	2	19
Segment 19	6	3	4	1	14
Segment 20	4	3	6	1	20
Segment 21		3			3
Segment 28	1	1	1		3
Gesamt	80	45	43	12	180

Der Ramus circumflexus (RCX) ist mit 53 Gefäßstenosen (30%) am zweithäufigsten betroffen. Vor allem zeigen sich Veränderungen in den Segmenten 18, 19 und 20.

Die Verteilung der Koronarstenosen ist vergleichbar mit denen des RIVA. Insgesamt finden sich 21 geringgradige Gefäßveränderungen ohne hämodynamische Relevanz, gefolgt von 13 mittelgradigen und 15 hochgradige Stenosen. Zudem zeigen sich 4 komplette Gefäßverschlüsse.

Die rechte Koronararterie (RCA) weist insgesamt 49 Gefäßstenosen vor allem in den Segmenten 1 und 2 (27%) auf. Es finden sich 25 geringgradige Gefäßveränderungen, 13 mittelgradige und 8 hochgradige Stenosen. Zudem weist die RCA 3 komplette Gefäßverschlüsse auf.

IV.2. CT- Koronarangiographie

IV.2.a Gesamtauswertung

Nicht auswertbare Segmente

Aufgrund einer ungenügenden Beurteilbarkeit der Gefäßmorphologie wurden insgesamt 231 der 755 in der CT- Koronarangiographie erfassten Segmente (31%) von der Auswertung ausgeschlossen (Tabelle 8).

Eine deutliche Einschränkung der Beurteilbarkeit der Gefäßmorphologie zeigt mit insgesamt 85 nicht auswertbaren Segmenten (37%) die rechte Koronararterie (RCA).

Tabelle 8: Anzahl der auswertbaren Segmente in der CT- Koronarangiographie einschließlich der Begründung für die nicht auswertbaren Segmente in Prozent.

Segment	Gesamt	Auswertung		Begründung für die nicht auswertbaren Segmente.					
		Ja	Nein	Bewegung	Kalk	Kl. Gefäß	Kontrast	Technik	Stent
RCA	250	165	85	44 (52%)	0	26 (31%)	11 (13%)	4 (5%)	0
1	50	49	1	1					
2	50	41	9	9					
3	50	39	11	9			1	1	
4	50	23	27	14		7	4	2	
5	50	12	37	11		19	6	1	
RIVA	300	236	64	9 (14%)	3 (5%)	36 (56%)	14 (22%)	0	2 (3%)
11	50	49	1	1					
12	50	47	3	1	1				1
13	50	48	2				1		1
14	50	45	5	2			3		
15	50	36	14	2	1	7	4		
16	50	11	39	3	1	29	6		
RCX	205	123	82	20 (24%)	1 (1%)	40 (49%)	19 (23%)	0	0
18	50	48	2	1		1			
19	50	35	15	3	1	4	7		
20	50	30	20	7		8	5		
21	50	7	43	11		25	7		
28	5	3	2			2			
Gesamt	755 (100%)	524 (69%)	231 (31%)	73 (32%)	4 (2%)	102 (44%)	44 (19%)	4 (2%)	2 (1%)

Vor allem die peripheren Segmente 4 und 5 sind hiervon betroffen. Am häufigsten sind Bewegungsartefakte (52%), eine kleine Gefäßgröße mit geringem Gefäßdurchmesser (31%) und eine mangelnde Kontrastierung (13%).

Im Ramus circumflexus (RCX) der linken Koronararterie sind vor allem die Segmente 19, 20 und 21 mit insgesamt 82 Segmenten (35%) nicht auswertbar. Die Gefäßgröße ist im Vergleich zur RCA hierbei entscheidender als das Auftreten von Bewegungsartefakten.

Der Ramus interventricularis anterior (RIVA) weist 64 nicht beurteilbare Segmente (28%) auf, wobei die peripheren Segmente 15 und 16 besonders betroffen sind.

Am häufigsten ist hier eine technisch bedingt mangelnde Kontrastierung der Gefäße gefolgt von Bewegungsartefakten. Die bei der Untersuchung auftretenden Artefakte durch bestehenden Koronarkalk, Koronarstents aus vorausgegangen Interventionen sowie technische Probleme bei der Untersuchungsdurchführung sind für eine ungenügende Beurteilbarkeit der Gefäßmorphologie hier von eher untergeordneter Bedeutung.

Bildqualität und beeinflussende Artefakte

Die in der CT- Koronarangiographie untersuchten 755 Segmente weisen eine durchschnittliche Bildqualität von 3,5 mit einer Standardabweichung von 1,9 auf (Tabelle 9).

Die beste Bildqualität findet sich im Ramus interventricularis anterior (RIVA) der linken Koronararterie mit einer durchschnittlichen Bewertung von 3,1 und einer Standardabweichung von 1,8. Die rechte Koronararterie (RCA) zeigt eine durchschnittliche Bildqualität von 3,7 mit einer Standardabweichung von 1,9. Die schlechteste Bildqualität zeigt der R. circumflexus (RCX) der linken Koronararterie mit einer durchschnittlichen Bewertung von 4 und einer Standardabweichung von 1,9.

Ursächlich für eine schlechte Bildqualität sind im RIVA und RCX vor allem die anatomisch kleinen peripheren Gefäße (167 Segmente), Koronarverkalkungen (133 Segmente), Bewegungsartefakte (129 Segmente) und eine mangelnde Gefäßkontrastierung (70 Segmente). Die wichtigsten Einflussfaktoren in der RCA sind Bewegungsartefakte (84 Segmente), anatomisch kleine periphere Gefäße (43 Segmente), Koronarkalk (31 Segmente) und eine mangelnde Gefäßkontrastierung (19 Segmente).

Tabelle 9: Bildqualität aller in der CT- Koronarangiographie dargestellten 755 Segmente, einschließlich der Begründung für eine Bildqualität schlechter als Note 1.

	Bildqualität		Begründung					
	Mittelwert	Stdabweich	Bewegung	Kalk	Kl. Gefäß	Kontrast	Technik	Stent
RCA	3,7	1,9	84	31	43	19	5	1
Segment 1	2,1	1,2	13	13	2	3		
Segment 2	3,1	1,6	30	9	1	3		1
Segment 3	3,5	1,7	24	8	4	6	1	
Segment 4	4,4	1,8	10	1	22	3	2	
Segment 5	5,3	1,5	7		14	4	2	
RIVA	3,1	1,8	19	67	74	27	0	3
Segment 11	1,7	1	7	8		2		
Segment 12	2,2	1,3	3	26		4		1
Segment 13	2,6	1,2	4	23	4	7		2
Segment 14	3,2	1,3	5	4	29	8		
Segment 15	3,8	1,6		6	27	4		
Segment 16	5,4	1,3			14	2		
RCX	4	1,9	25	35	50	24	0	1
Segment 18	2,3	1,4	7	15	1	5		1
Segment 19	3,9	1,7	7	12	28	9		
Segment 20	4	1,7	8	7	23	5		
Segment 21	5,6	1,1	3		7	4		
Segment 28	4,2	1,6		1	1	1		
Gesamt	3,5	1,9	129	133	167	70	5	5

Einfluss der bei der Untersuchung gemessenen Herzfrequenz auf die Bildqualität in den einzelnen Gefäßsegmenten

Bei der CT- Koronarangiographie lag die mittlere Herzfrequenz bei 67 Schlägen pro Minute mit einer Standardabweichung von 12,6 Schlägen (Tabelle 10).

In den 524 in die Auswertung eingeschlossenen Segmenten zeigt sich ein direkter Zusammenhang zwischen der Bildqualität und der Herzfrequenz (Tabelle 11, 11 a, b). Es überwiegen Segmente mit befriedigender oder guter Bildqualität (439 von 524 Segmenten). Vergleicht man nun in diesen 439 Segmenten die Bildqualität mit der Herzfrequenz, so zeigt sich, dass mit steigender Herzfrequenz die Bildqualität in den einzelnen Segmenten abnimmt.

Segmente mit sehr guten und guten Bildqualitäten zeigen sich vor allem bei Herzfrequenzen unter 70 Schlägen pro Minute (78 sehr gute und 96 gute Bildqualitäten). Mit Zunahme der Herzfrequenz über 70 Schläge pro Minute verschiebt sich die Bildqualität der Segmente zunehmend in den mittleren Bereich (35 sehr gute und 70 gute Bildqualitäten). Zudem sinkt die Anzahl der Segmente mit befriedigender Bildqualität von 91 auf 69.

Tabelle 10: Herzfrequenz der Patienten während der CT- Koronarangiographie.

		Gesamt	Männer	Frauen
Herzfrequenz	Minimum	49	49	59
	Maximum	99	91	99
	Mittelwert	67,38	65,88	75,25
	Stdabweichung	12,56	11,57	15,34

Tabelle 11: Bildqualität in den ausgewerteten Segmenten der CT- Koronarangiographie in Abhängigkeit von der Herzfrequenz.

Herzfrequenz	Bildqualität segmentbezogenen in der CT					
	Sehr gut	gut	befriedigend	ausreichend	mangelhaft	Gesamt
< 50 bpm	11	7	5	1		24
50 - 59 bpm	44	53	49	21	3	170
60 - 69 bpm	23	36	31	16	2	108
70 - 79 bpm	17	54	59	16	10	156
80 - 89 bpm	14	10	9	4		37
90 - 99 bpm	4	6	7	7	5	29
Gesamt	113	166	160	65	20	524

Tabelle 11a: Bildqualität in den ausgewerteten Segmenten der CT- Koronarangiographie mit einer Herzfrequenz ≤ 70 Schläge pro Minute.

Segment	Bildqualität segmentbezogen in der CT					
	Sehr gut	gut	Befriedigend	ausreichend	mangelhaft	Gesamt
1	12	7	7		2	28
2	6	6	13			25
3	5	8	5	6	1	25
4	2	4	6	1		13
5		4	2			6
11	17	8	2			27
12	12	6	6	2		26
13	7	10	5	5		27
14	1	12	8	5	1	27
15		5	12	5	1	23
16		2	4	4		10
18	13	7	4	1	1	26
19	2	7	8	4	1	22
20	1	9	6	4		20
21		2	1	2		5
28			2			
Gesamt	78	97	91	39	7	312

Tabelle 11b: Bildqualität in den ausgewerteten Segmenten der CT - Koronarangiographie mit einer Herzfrequenz > 70 Schläge pro Minute.

Segment	Bildqualität segmentbezogen in der CT					
	Sehr gut	gut	Befriedigend	ausreichend	mangelhaft	Gesamt
1	7	9	3	2		21
2	1	5	8	2		16
3	1	4	4	2	3	14
4	1	1	6	2	1	11
5	1		2	1	1	5
11	12	6	2	2		22
12	5	9	7			21
13	1	9	9	2		21
14		3	10	4	1	18
15	2	5	2	3	1	13
16		1				1
18	4	8	5	3	2	22
19		5	3	2	3	13
20		4	5	1	1	11
21			2			2
28			1			1
Gesamt	35	69	69	26	13	212

CT- Koronarangiographie

In den in die Untersuchung eingeschlossenen 524 Segmenten werden insgesamt 176 Gefäßstenosen vermutet (Tabelle 12).

Vor allem der Ramus interventricularis anterior (RIVA) ist mit 92 Gefäßveränderungen am häufigsten betroffen (Abb. 6 und 7). Hiervon sind 54 geringgradige Veränderungen bei 22 mittelgradigen und 12 hochgradigen Stenosen. Die hauptstammnahen Segmente 11, 12 und 13 sind am häufigsten betroffen. Zudem vermuteten wir in der CT- Koronarangiographie 4 komplette Gefäßverschlüsse, welche sich in der Katheterangiographie nicht verifizieren ließen.

Der Ramus circumflexus (RCX) weist insgesamt 43 Stenosen auf, wovon 23 geringgradige Gefäßveränderungen mit einer Lumenreduktion von kleiner 50% sind. Zudem zeigen sich 17 mittelgradige und 2 hochgradige Stenosen sowie ein kompletter Gefäßverschluss.

Tabelle 12: Segmentbezogene Darstellung der Gefäßveränderungen in den 524 ausgewerteten Segmenten der CT- Koronarangiographie nach Höhe der Ausprägung.

	gering 25 - 49%	mittel 50 - 74%	hoch 75 - 99%	Verschluss >99%	Gesamt
RCA	23	9	3	6	41
Segment 1	8	5	2	1	16
Segment 2	7	3	1	4	15
Segment 3	7	1		1	9
Segment 4	1				1
Segment 5					
RIVA	54	22	12	4	92
Segment 11	9	2			11
Segment 12	21	7	6	1	35
Segment 13	14	10	5	3	29
Segment 14	6	1	1		8
Segment 15	3	2			5
Segment 16	1				1
RCX	23	17	2	1	43
Segment 18	13	7	1	1	22
Segment 19	5	5			8
Segment 20	4	3	1		8
Segment 21					
Segment 28	1				3
Gesamt	100	48	17	11	176

In der rechten Koronararterie (RCA) finden sich 41 Gefäßveränderungen, hiervon 23 geringgradige Gefäßveränderungen, 9 mittelgradige und 3 hochgradige Stenosen. Zudem finden sich 6 komplette Gefäßverschlüsse.

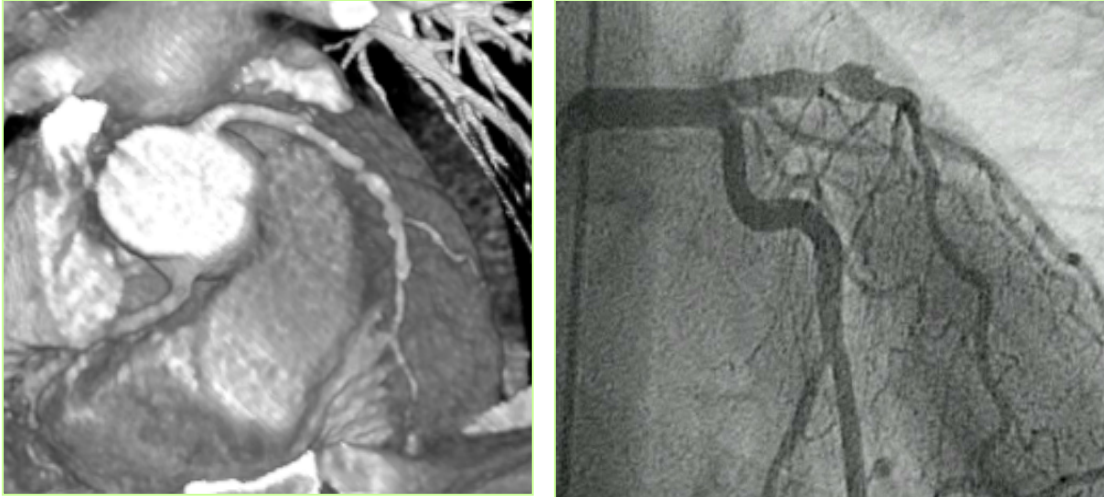


Abb. 6 und 7: Höhergradige Stenosierung im Verlauf des RIVA in der CT-Koronarangiographie und in der entsprechenden Katheteruntersuchung

Vergleich der Gefäßbeurteilungen in der CT- Koronarangiographie mit denen der Katheterangiographie

Beim Vergleich der Ergebnisse der CT- Koronarangiographie mit denen der Katheterangiographie ergeben sich vor allem Diskrepanzen in der Einschätzung von geringgradigen Gefäßveränderungen und hochgradigen Stenosen (Tabelle 13).

Von 575 gesunden Segmenten in der Katheterangiographie werden 496 Segmente in der CT- Koronarangiographie richtig erkannt.

Jedoch werden 79 gesunde Segmente der Katheterangiographie in der CT-Koronarangiographie fälschlich als geringgradige Veränderungen (n=57), mittelgradige (n=17) und hochgradige Stenosen (n=4) sowie einem Gefäßverschluss falsch positiv bewertet.

Von insgesamt 80 geringgradigen Gefäßveränderungen in der Katheterangiographie finden sich 29 (36%) richtige Einschätzungen in der CT. 44 werden in der CT unterschätzt und falsch negativ gewertet. Zudem werden 7 geringgradige Veränderungen als mittelgradige Stenosen überschätzt und falsch positiv bewertet.

Von den 45 mittelgradigen Stenosen in der Katheterangiographie werden in der CT 18 richtig erkannt und 18 falsch negativ bewertet. In 9 Fällen wird die Stenose in der CT zwar erkannt, aber in 8 Fällen als geringgradig unterschätzt und in einem Fall als hochgradig überbewertet.

Tabelle 13: Stenosegradeinteilung in allen 755 Segmente der CT- Koronarangiographie im Vergleich zur Katheterangiographie.

		Koronarangiographie					
		ohne Befund	gering 25 - 49%	Mittel 50 - 74%	hoch 75 - 99%	Verschluss >99%	Gesamt
		Computer tomographie	ohne Befund	496	44	18	19
	gering 25 - 50%	57	29	8	5	1	100
	mittel 50 - 74%	17	7	18	5	1	48
	hoch 75 - 99%	4		1	12		17
	Verschluss >99%	1			2	8	11
	Gesamt	575	80	45	43	12	755

In der CT werden von 43 hochgradigen Stenosen in der Katheterangiographie werden 12 richtig erkannt. Jedoch werden 19 hochgradige Stenosen (44%) in der CT nicht erkannt und als falsch negativ gewertet. 12 Stenosen werden in der CT zwar richtig erkannt, aber in zwei Fällen als kompletter Gefäßverschluss überbewertet und in 10 Fällen als geringgradig und mittelgradig unterschätzt. 2 in der Katheterangiographie diagnostizierte komplette Gefäßverschlüsse werden übersehen und falsch negativ gewertet.

Häufigste Ursache für die falsche Befundeinschätzung in der CT-Koronarangiographie sind Artefakte durch begleitende Koronarverkalkungen in den zu beurteilenden Segmenten (33 Fälle), Abb. 8 und 9.

Hiervon sind besonders die Segmente der linken Koronararterie betroffen. Neben den Koronarverkalkungen sind zudem kleinere peripheren Gefäße der linken Koronararterie (19 Fälle) und das Auftreten von Bewegungsartefakten in der rechten Koronararterien (8 Fälle) entscheidende Einflussfaktoren für eine falsche Stenosebeurteilung (Tabelle 14).



Abb. 8 und 9: Erschwerte Befundinterpretation in der CT- Koronarangiographie bei ausgeprägten Verkalkungen der RCA im Vergleich zur entsprechenden Katheterangiographie.

Tabelle 14: Einschätzung von Gefäßveränderungen in der CT- Koronarangiographie im Vergleich zur Katheterangiographie für alle untersuchten Segmente mit Begründung der Ursache für eine falsche Befundeinschätzung.

Segment	Gesamt	CT- Koronarangiographie		Begründung für die falsche Gefäßeinschätzung					
		RICHTIG	FALSCH	keine	Bewegung	Kalk	Kl. Gefäß	Kontrast	Stent
RCA	250	234	16	2	8	5	0	1	0
1	50	42	8	2	3	3			
2	50	45	5		3	1		1	
3	50	48	2		2				
4	50	49	1			1			
5	50	50							
RIVA	300	270	30	1	0	14	11	3	1
11	50	48	2	1		1			
12	50	45	5			4		1	
13	50	40	10			7	1	1	1
14	50	47	3				2	1	
15	50	43	7			2	5		
16	50	47	3				3		
RCX	205	169	36	1	7	14	8	5	1
18	50	40	10	1	1	6		1	1
19	50	43	7		2	2	1	2	
20	50	36	14		2	5	6	1	
21	50	47	3		2			1	
28	5	3	2			1	1		
Gesamt	755	675	82	4	15	33	19	9	2

Sensitivität, Spezifität, positiver und negativer prädiktiver Vorhersagewert

Im Vergleich der Ergebnisse der Katheterangiographie mit der CT-Koronarangiographie ergibt sich für alle 524 auswertbare Segmente eine richtige Befundeinschätzung in 87%. Dies entspricht 457 Segmenten mit 47 richtig positiven und 410 richtig negativen Befundeinschätzungen. In 67 Segmenten (13%) finden sich falsche Gefäßeinschätzungen (29 falsch positive und 38 falsch negative). Hieraus errechnet sich eine Spezifität von 93%, eine Sensitivität von 55%, ein positiv prädiktiver Vorhersagewert (PPV) von 62% und ein negativ prädiktiver Vorhersagewert (NPV) von 92% für die in die Untersuchung eingeschlossenen Segmente (Tabelle 15, 23 und 24).

Für den Ramus interventricularis anterior der linken Koronararterie ergeben sich 211 richtige Befundeinschätzungen (26 richtig positive und 185 richtig negative) und 25 falsche Befundeinschätzungen (12 falsch positive und 13 falsch negative).

Tabelle 15: Einschätzung der Gefäßveränderungen als richtig positiv, richtig negativ, falsch positiv und falsch negativ Gefäßbeurteilung in den 524 ausgewerteten Segmenten der CT- im Vergleich zur Katheterangiographie in Prozent.

	Segmente (Gesamt)	nicht auswertbar	auswertbar	richtig positiv	richtig negativ	falsch positiv	falsch negativ
RCA	250	85	165	13	137	5	10
Segment 1	50	1	49	6	35	2	6
Segment 2	50	9	41	5	31	3	2
Segment 3	50	11	39	2	36		1
Segment 4	50	27	23		22		1
Segment 5	50	37	13		13		
RIVA	300	64	236	26	185	12	13
Segment 11	50	1	49	1	46	1	1
Segment 12	50	3	47	12	31	2	2
Segment 13	50	2	48	12	26	6	4
Segment 14	50	5	45		42	2	1
Segment 15	50	14	36	1	30	1	4
Segment 16	50	39	11		10		1
RCX	205	82	123	8	88	12	15
Segment 18	50	2	48	4	34	5	5
Segment 19	50	15	35	3	29	2	1
Segment 20	50	20	30		18	4	8
Segment 21	50	43	7		7		
Segment 28	5	2	3	1		1	1
Gesamt	755 (100%)	231 (31%)	524 (69%)	47 (9%)	410 (78%)	29 (6%)	38 (7%)

Dies entspricht einer Spezifität von 96%, einer Sensitivität von 57%, eines PPV von 72% und eines NPV von 93%.

Im Ramus circumflexus finden sich 96 richtige Befundeinschätzungen (8 richtig positive und 88 richtig negative) und 27 falschen Befundeinschätzungen (12 falsch positive und 15 falsch negative). Hieraus errechnet sich eine Spezifität von 88%, Sensitivität von 34%, einem PPV von 40% und einem NPV von 85%.

Die rechte Koronararterie (RCA) weist 150 richtige Befundeinschätzungen (13 richtig positive und 137 richtig negative) und 15 falsche Befundeinschätzungen (5 falsch positive und 10 falsch negative) auf. Dies entspricht einer Spezifität von 96%, eine Sensitivität von 57%, ein PPV von 72% und ein NPV von 93%.

IV.2.b. Auswertung aller Segmente mit guter Bildqualität

Katheterangiographie

In den 439 Segmenten in der CT- Koronarangiographie mit guter Bildqualität verbleiben von den insgesamt 180 diagnostizierten Gefäßveränderungen in der Katheterangiographie noch 123 für eine vergleichende Auswertung (Tabelle 16).

Mit 55 der vormals 78 Veränderungen sind auch weiterhin die meisten Gefäßveränderungen im RIVA der linken Koronararterie, wobei die hauptstammnahen Segmente 12 und 13 sowie die peripheren Segmente 15 und 16 am häufigsten betroffen sind. Hierbei wird ein in der Katheterangiographie diagnostizierter kompletter Gefäßverschluss im 12er Segment des RIVA von der Auswertung ausgeschlossen. Die Verteilung der einzelnen Ausprägungen der Gefäßveränderungen bleibt aber im Vergleich zur Vorbetrachtung bei geringerer Befundzahl gleich.

Tabelle 16: Gefäßveränderungen in der Katheterangiographie nach Höhe der Ausprägung in den Segmente der CT- Koronarangiographie mit guter Bildqualität.

	Gering 25 - 49%	mittel 50 - 74%	hoch 75 - 99%	Verschluss >99%	Gesamt
RCA	18	10	6	3	37
Segment 1	8	7	3		18
Segment 2	6	2	3	2	13
Segment 3	2			1	3
Segment 4	2	1			3
Segment 5					
RIVA	22	14	15	4	55
Segment 11	7	1	1		9
Segment 12	4	6	6	1	17
Segment 13	5	4	5	3	17
Segment 14	3	1			4
Segment 15	3	1	3		7
Segment 16		1			1
RCX	14	5	9	3	31
Segment 18	9	2	3	2	16
Segment 19	3	1	2		6
Segment 20	2	1	3	1	7
Segment 21					
Segment 28		1	1		2
Gesamt	54	29	30	10	123

Für den Ramus circumflexus (RCX) und die rechte Koronararterie (RCA) ergibt sich eine Verschiebung der Befunde vom RCX mit verbleibenden 31 Gefäßveränderungen, vormals 75, zur RCA mit nun 37 Gefäßveränderungen, vormals 49. In beiden Gefäßen sind die peripheren Segmente auch weiterhin am häufigsten betroffen.

CT- Koronarangiographie

Von den insgesamt 524 in die Gesamtauswertung eingeschlossenen Segmenten verbleiben bei einer Auswertung aller Segmente mit guter Bildqualität 439 Segmente (84%) (Tabelle 11 und 17).

Bei ursprünglich 176 Gefäßveränderungen im RIVA der linken Koronararterie finden sich jetzt noch 148, wobei der RIVA mit seinen proximalen Segmenten weiterhin mit 78 Gefäßveränderungen (53%) am häufigsten betroffen ist.

Tabelle 17: Gefäßveränderungen in den Segmenten mit guter Bildqualität in der CT-Koronarangiographie nach Höhe der Ausprägung.

	Gering 25 - 49%	mittel 50 - 74%	hoch 75 - 99%	Verschluss >99%	Gesamt
RCA	19	7	3	6	35
Segment 1	8	4	2	1	15
Segment 2	7	3	1	4	15
Segment 3	3			1	4
Segment 4	1				1
Segment 5					
RIVA	46	19	11	3	79
Segment 11	8	2			10
Segment 12	20	7	6		33
Segment 13	11	8	4	3	26
Segment 14	4		1		5
Segment 15	3	2			5
Segment 16					
RCX	18	13	2	1	34
Segment 18	10	6	1	1	18
Segment 19	4	3			7
Segment 20	3	2	1		6
Segment 21					
Segment 28	1	2			3
Gesamt	83	39	16	10	148

46 geringgradige Gefäßveränderungen und 19 mittelgradige Stenosen überwiegen. Zudem finden sich noch 11 hochgradige Stenosen und 3 totale Gefäßverschlüsse. Eine hochgradige Stenose und ein totaler Gefäßverschluss sind nicht mehr in der Auswertung enthalten. Trotz insgesamt geringerer Segmentanzahl werden die im Ramus circumflexus (RCX) und der rechten Koronararterie (RCA) vorbeschriebenen 5 hochgradigen Stenosen und 7 totalen Gefäßverschlüsse auch in dieser Auswertung alle dokumentiert. In den vor allem betroffenen proximalen Gefäßsegmenten überwiegen geringgradige Gefäßveränderungen und mittelgradige Stenosen.

Vergleich der Gefäßeinschätzungen in der CT- Koronarangiographie und der Katheterangiographie

Beim Vergleich der Ergebnisse der CT- Koronarangiographie mit denen der Katheterangiographie zeigt sich, dass trotz der Betrachtung nur der Gefäßsegmente mit guter Bildqualität 25% der hämodynamisch relevanten Stenosen der Katheterangiographie (8 mittelgradige, 8 hochgradige Stenosen und ein kompletter Gefäßverschluss) übersehen und falsch negativ gewertet werden. Zudem werden in der CT- Koronarangiographie 18 hämodynamisch relevante Stenosen (14 mittelgradige, 4 hochgradige Stenosen und ein kompletter Gefäßverschluss) falsch positiv dokumentiert (Tabelle 18).

Tabelle 18: Einschätzung von Gefäßveränderungen in Segmenten mit guter Bildqualität in der CT- Koronarangiographie im Vergleich zur Katheterangiographie.

		Koronarangiographie					
		ohne Befund	gering	Mittel	hoch	Verschluss	Gesamt
			25 - 49%	50 - 74%	75 - 99%	>99%	
Computer- tomographie	ohne Befund	250	24	8	8	1	291
	gering <50%	47	24	6	5	1	83
	mittel 50 - 70%	14	6	14	4	1	39
	hoch 75 - 95%	4		1	11		16
	Verschluss 100%	1			2	7	10
	Gesamt	316	54	29	30	10	439

Art und Beschaffenheit der in der CT- Koronarangiographie dokumentierten Gefäßstenosen

Bei Beurteilung der morphologischen Beschaffenheit der einzelnen Gefäßveränderungen in der CT- Koronarangiographie zeigen sich bei den nicht hämodynamisch relevanten Gefäßveränderungen in 282 Fällen keine spezifischen Veränderungen (Tabelle 19).

Eine Betrachtung der hämodynamisch relevanten Stenosen zeigt vor allem verkalkte (n=71) und fibrotische Plaques (n=49). Bei den mittelgradigen Stenosen überwiegen verkalkte Plaques (12 verkalkte, 11 stark verkalkte). Zudem dokumentierten wir insgesamt 15 fibrotische Plaques. Bei den hochgradigen Stenosen und Gefäßsegmenten mit komplettem Verschluss zeigen sich ebenfalls vor allem verkalkte Plaques.

Tabelle 19: Ausprägung von Gefäßveränderungen in der CT- Koronarangiographie bei guter Bildqualität bezogen auf die Art der Gefäßveränderung.

Stenosegradeinteilung im CT	keine Veränderung	Kalk	Viel Kalk	fibrotische Plaques	gemischte Plaques	Gesamt
gering < 50%	278	54	15	26	1	374
mittel 50 - 70%		12	11	15	1	39
hoch 75 - 95%		3	5	6	2	16
Verschluss 100%	4	2	2	2		10
Gesamt	282	71	33	49	4	439

Sensitivität, Spezifität, positiver und negativer prädiktiver Vorhersagewert

In den 439 Segmente der CT- Koronarangiographie mit guter Bildqualität ergeben sich im Vergleich zur Katheterangiographie 88% richtige Befundeinschätzungen (42 richtig positiv, 343 richtig negativ) und nur 12% falsche Befundeinschätzungen (25 falsch positive, 29 falsch negative). Hieraus errechnet sich eine Spezifität von 93% (Gesamtauswertung: 93%), eine Sensitivität von 58% (55%), ein PPV von 62% (62%) und ein NPV von 92% (92%). (Tabelle 20,21, 23 und 24).

Im Ramus interventricularis anterior (RIVA) der linken Koronararterie finden sich 180 richtige Befundeinschätzungen (23 richtig positiv, 157 richtig negativ) und 20 Fehleinschätzungen (10 falsch positiv, 10 falsch negativ).

Als Ursache für die Fehleinschätzungen sind vor allem Verkalkungen (n=10) und eine schlechte räumliche Auflösung bei kleinem Gefäßdurchmesser (n=6) zuzunehmen. Eine der Fehleinschätzungen lässt sich keiner direkten Ursache zuordnen. Hieraus errechnet sich eine auf den RIVA bezogene Spezifität von 94% (96%), eine Sensitivität von 69% (57%), ein NPV von 94% (93%) und ein PPV von 69% (72%).

Tabelle 20: Richtig positive, falsch positive, richtig negative und falsch negative Gefäßbeurteilung für alle Segmente in der CT- Koronarangiographie mit guter Bildqualität im Vergleich zur Koronarangiographie.

	Segmente	richtig positiv	richtig negativ	Falsch positiv	Falsch negativ
RCA	141	13	115	5	8
Segment 1	45	5	33	2	5
Segment 2	41	7	29	3	2
Segment 3	27	1	26		
Segment 4	19		18		1
Segment 5	9		9		
RIVA	200	23	157	10	10
Segment 11	47	1	44	1	1
Segment 12	45	11	30	2	2
Segment 13	41	10	24	5	2
Segment 14	34		32	1	1
Segment 15	26	1	21	1	3
Segment 16	7		6		1
RCX	98	6	71	10	11
Segment 18	41	3	29	5	4
Segment 19	25	2	21	1	1
Segment 20	24		16	3	5
Segment 21	5		5		
Segment 28	3	1		1	1
Gesamt	439 (100%)	42 (9%)	343 (78%)	25 (6%)	29 (7%)

Der Ramus circumflexus (RCX) der linken Koronararterie weist insgesamt 77 richtige Befundeinschätzungen (6 richtig positive, 71 richtig negative) und 21 Fehleinschätzungen (10 falsch positive, 11 falsch negative) auf.

Am häufigsten sind Fehleinschätzungen durch Verkalkungen (n=7) und einen kleinen Gefäßdurchmesser (n=5).

Für den RCX ergibt sich eine Spezifität von 87% (88%), eine Sensitivität von 35% (34%), ein NPV von 86% (85%) und ein PPV von 37% (40%).

In der rechten Koronararterie (RCA) finden sich 128 richtige Befundeinschätzungen (13 richtig positive, 115 richtig negative) und 13 falsche Befundeinschätzungen (5 falsch positive, 8 falsch negative). Ursächlich sind vor allem Bewegungsartefakte (n=5) und Verkalkungen (n=5). Die entspricht einer gefäßbezogenen Spezifität von 87% (88%), einer Sensitivität von 35% (34%), einem NPV von 86% (85%) und einem PPV von 37% (40%).

Tabelle 21: Einschätzung der Gefäßveränderungen in der CT- Koronarangiographie im Vergleich zur Katheterangiographie für alle untersuchten Segmente mit guter Bildqualität und Begründung der Ursache für eine falsche Befundeinschätzung.

Segment	Gefäßeinschätzung CT vs. CORO			Begründung für die falsche Gefäßeinschätzung					
	Gesamt	RICHTIG	FALSCH	keine	Bewegung	Kalk	Kl. Gefäß	Kontrast	Stent
RCA	141	128	13	2	5	5	0	1	0
1	45	38	7	2	2	3			
2	41	36	5		3	1		1	
3	27	27							
4	19	18	1			1			
5	9	9							
LAD	200	180	20	1	0	10	6	2	1
11	47	45	2	1		1			
12	45	41	4			3		1	
13	41	34	7			4	1	1	1
14	34	32	2				2		
15	26	2	4			2	2		
16	7	6	1				1		
RCX	98	77	21	1	2	7	5	2	1
18	41	32	9	1	1	5		1	1
19	25	23	2		1	1			
20	24	16	8			3	4	1	
21	5	5							
28	3	1	2			1	1		
Gesamt	439	385	54	4	7	22	11	5	2

Befundvarianz der Stenosegradbeurteilung in der CT- Koronarangiographie im Vergleich zur Katheterangiographie

Für die 439 untersuchten Segmente mit guter Bildqualität (84% aller ausgewerteten Segmente) finden sich in der CT- Koronarangiographie bei der Stenosegradeinteilung Befundabweichungen zur Katheterangiographie vor allem in Segmenten mit geringen und mittelgradigen Gefäßstenosen (Tabelle 22).

Bei geringgradigen Gefäßveränderungen zeigen sich vor allem 10% -ige (334 von 439 Einschätzungen) und 20% -ige Stenosegradabweichung (28 Einschätzungen).

Bei mittelgradigen Gefäßstenosen sind neben 10% -igen Stenosegradabweichungen (17 Einschätzungen) auch deutlichere Fehleinschätzungen mit mehr als 30% Abweichung (16 Einschätzungen) zu finden.

Die hochgradigen Gefäßstenosen und kompletten Gefäßverschlüssen weisen eine vor allem 10% -ige Stenosegradabweichung bei der Befundeinschätzung in der CT- Koronarangiographie auf.

Tabelle 22: Befundvarianz der Stenosegradbeurteilung in der CT- Koronarangiographie mit im Vergleich zur Katheterangiographie bei guter Bildqualität gemessen als Stenosegradabweichung.

Stenosegrad in der CT	Stenosegrad- abweichung 10%	Stenosegrad- Abweichung 20%	Stenosegrad- abweichung 30%	Stenosegrad- Abweichung >30%	Gesamt
gering < 50%	334	27	8	5	374
mittel 50 - 70%	17	3	3	16	39
hoch 75 - 95%	10	1	1	4	16
Verschluss 100%	7	2		1	10
Gesamt	368	33	12	26	439

IV.2.c. Auswertung der proximalen Koronararteriensegmente

Neben der Auswertung aller 400 proximalen Gefäßsegmenten unabhängig von ihrer Bildqualität (76% aller auswertbaren Segmente) erfolgte in einem zweiten Schritt eine Auswertung nur der 318 proximalen Gefäßsegmente mit ausschließlich guter Bildqualität (60% aller ausgewerteten Segmente).

Sensitivität, Spezifität, positiver und negativer prädiktiver Vorhersagewert in den großen Gefäßsegmenten

In den 400 untersuchten Segmenten ergeben sich insgesamt 80% (323) richtige Befundeinschätzungen (281 richtig negative, 42 richtig positive). Bei den 43 Fehleinschätzungen finden sich 22 falsch negative und 21 falsch positive Einschätzungen. Hieraus errechnet sich eine Spezifität von 93% (Gesamtauswertung: 93%), eine Sensitivität von 66% (55%), ein positiv prädiktiver Vorhersagewert (PPV) von 67% (62%) und ein negativ prädiktiver Vorhersagewert (NPV) von 93% (92%). (Tabelle 23 und 24).

Trotz einer ausschließlichen Auswertung nur der großen Segmente in der CT-Koronarangiographie werden 14 hämodynamisch relevante Koronarstenosen (9 mittelgradige Gefäßstenosen und 5 hochgradige Stenosen) nicht erkannt. Zudem bewerteten wir in der CT-Koronarangiographie 14 hämodynamisch relevanten Stenosen ohne Korrelat in der Katheterangiographie falsch positiv (10 mittelgradige, 3 hochgradige Stenosen und ein kompletter Gefäßverschluss) (Tabelle 25).

Tabelle 23: Richtig positive, falsch positive, richtig negative und falsch negative Gefäßbeurteilungen in der CT-Koronarangiographie für die jeweiligen Auswertungen

	Gesamt	richtig negativ	falsch negativ	richtig positiv	falsch positiv
Bildqualität 1-6	524	410	38	47	29
Bildqualität 1-6, prox. Seg.	400	281	22	42	21
Bildqualität 1-3	439	343	29	42	25
Bildqualität 1-3, prox. Seg.	318	246	17	36	19

Tabelle 24: Spezifität, Sensitivität, positiver und negativer prädiktiver Wert in der CT-Koronarangiographie für die jeweiligen Auswertungen

	Spezifität	Sensitivität	PPV	NPV
Bildqualität 1-6	93%	55%	62%	92%
Bildqualität 1-6, prox. Seg.	93%	66%	67%	93%
Bildqualität 1-3	93%	58%	62%	92%
Bildqualität 1-3, prox. Seg.	93%	68%	65%	94%

Tabelle 25: Einschätzung von Gefäßveränderungen in der CT- Koronarangiographie unter Berücksichtigung nur der großen Segmente im Vergleich zur Koronarangiographie.

		Koronarangiographie					
		ohne Befund	gering 25 - 49%	Mittel 50 - 74%	hoch 75 - 99%	Verschluss >99%	Gesamt
Computer Tomographie	ohne Befund	215	23	9	5		252
	gering <50%	50	25	6	3	4	85
	mittel 50 - 74%	10	7	14	4	1	36
	hoch 75 - 99%	3		1	12		16
	Verschluss >99%	1			2	8	11
	Gesamt	279	55	30	26	10	400

Sensitivität, Spezifität, positiver und negativer prädiktiver Vorhersagewert in den proximalen Gefäßsegmenten mit guter Bildqualität

Die 318 ausgewerteten proximalen Segmente mit guter Bildqualität zeigen insgesamt 89% (n=282) richtige Befundeinschätzungen (246 richtig negative, 36 richtig positive). Dies entspricht einer gleichbleibenden Spezifität von 93% einer Sensitivität von 68% (66%, bei Betrachtung der großen Gefäßsegmente unabhängig der Bildqualität), einem positiv prädiktiven Vorhersagewert (PPV) von 65% (67%) und einem negativ prädiktiven Vorhersagewert (NPV) von 94% (93%) (Tabelle 23 und 24).

Trotz Optimierung der Auswertekriterien hinsichtlich einer guten Bildqualität und nur proximaler Segmente in der CT- Koronarangiographie konnten 36 Segmente (17 falsch negativ, 19 falsch positiv) nicht korrekt beurteilt werden. 9 hämodynamisch relevante Stenosen (7 mittelgradige und 2 hochgradige) werden in der CT-Koronarangiographie übersehen. Zudem werden 13 hämodynamisch relevante Stenosen in der CT befundet (9 mittelgradige, 3 hochgradige und ein kompletter

Gefäßverschluss) für die sich in der Koronarangiographie kein Korrelat findet (Tabelle 26).

Die häufigste Begründung für eine falsche Gefäßeinschätzung bei Auswertung nur der großen Segmente mit guter Bildqualität ist auch weiterhin das Auftreten von Gefäßverkalkungen vor allem in der linken Koronararterie (n=14), Abb. 10 und 11. Zudem zeigen sich auch weiterhin Bewegungsartefakte im Bereich der rechten Koronararterie und des Ramus circumflexus der linken Koronararterie (n=7), Abb.12 und 13. Fehleinschätzungen durch eine unzureichende Gefäßgröße kommen bei dieser Auswertung nicht mehr vor (Tabelle 27).

Tabelle 26: Gefäßveränderungen in der CT- Koronarangiographie im Vergleich zur Katheterangiographie bei Betrachtung nur der proximalen Gefäßsegmente mit guter Bildqualität.

		Koronarangiographie					
		ohne Befund	gering 25 - 49%	mittel 50 - 74%	Hoch 75 - 99%	Verschluss >99%	Gesamt
Computer Tomographie	ohne Befund	166	17	7	2		192
	gering <50%	42	21	4	3	1	71
	mittel 50 - 74%	9	6	11	3	1	30
	hoch 75 - 99%	3		1	11		15
	Verschluss >99%	1			2	7	10
	Gesamt	221	44	23	21	9	318

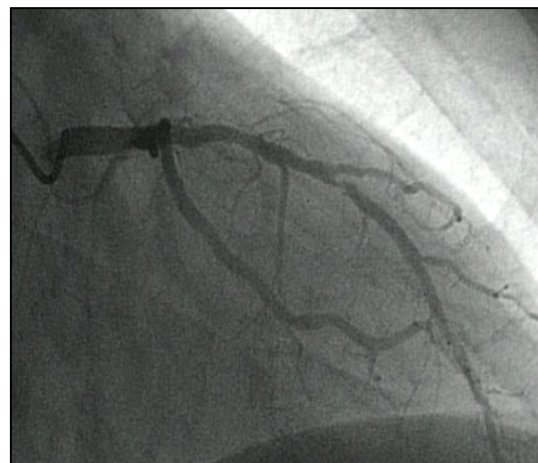


Abb.10 und 11: Erschwerte Befundinterpretation in der CT- Koronarangiographie bei Verkalkungen im Verlauf des proximalen RIVA im Vergleich zur entsprechenden Katheterangiographie.

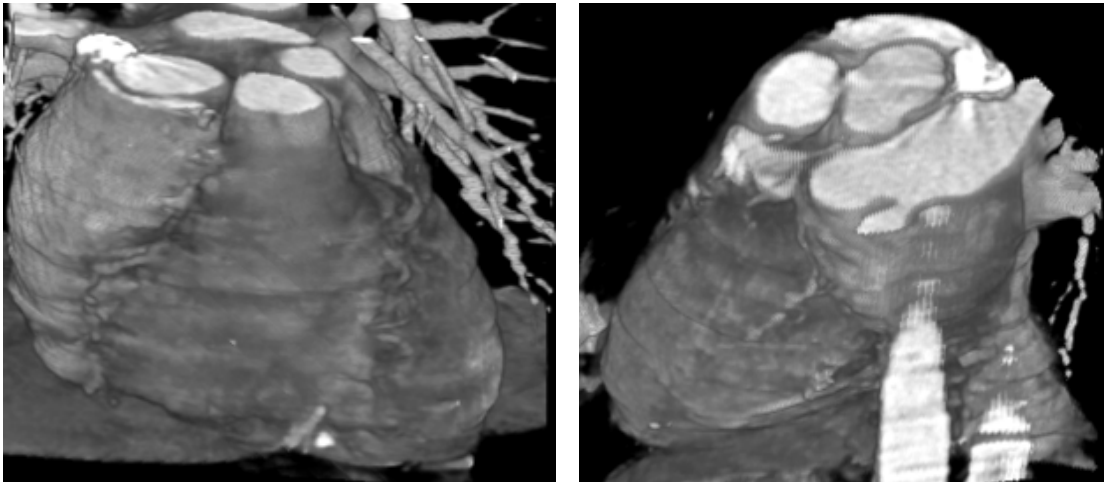


Abb. 12 und 13: Erschwerte Befundinterpretation in der CT- Koronarangiographie beim Auftreten von Bewegungsartefakten.

Tabelle 27: Einschätzung der Gefäßveränderungen in der CT- Koronarangiographie im Vergleich zur Katheterangiographie für alle Segmente mit guter Bildqualität und der Begründung für eine falsche Befundeinschätzung.

Segment	Gefäßeinschätzung CT vs. CORO			Begründung für die falsche Gefäßeinschätzung					
	Gesamt	RICHTIG	FALSCH	keine	Bewegung	Kalk	Anatomie	Kontrast	Stent
RCA	141	128	13	2	5	5	0	1	0
1	45	38	7	2	2	3			
2	41	36	5		3	1		1	
3	27	27							
4	19	18	1			1			
5	9	9							
LAD	200	180	20	1	0	10	6	2	1
11	47	45	2	1		1			
12	45	41	4			3		1	
13	41	34	7			4	1	1	1
14	34	32	2				2		
15	26	2	4			2	2		
16	7	6	1				1		
RCX	98	77	21	1	2	7	5	2	1
18	41	32	9	1	1	5		1	1
19	25	23	2		1	1			
20	24	16	8			3	4	1	
21	5	5							
28	3	1	2			1	1		
Gesamt	439	385	54	4	7	22	11	5	2

V. Diskussion

Die Koronarangiographie ist der etablierte Goldstandard in der Diagnostik der koronaren Herzkrankheit (KHK) und ihrer Folgerkrankungen. Neben einer guten räumlichen und zeitlichen Auflösung bei der diagnostischen Beurteilung von Koronarstenosen ist die Möglichkeit zur direkten Koronarintervention, und damit zur revascularisierenden Therapie ein entscheidender Vorteil [8]. Allerdings besteht eine deutliche Diskrepanz zwischen der diagnostischen Untersuchung und einer sich hieraus ergebenden Indikation zur Intervention. So führt nicht einmal jede zweite diagnostisch Herzkatheteruntersuchung auch zu einer interventionellen oder operativen Revaskularisierung [29].

Unsere Arbeit beschäftigte sich daher mit der Frage in wie weit die nicht invasive 4-Schicht CT- Koronarangiographie im Vergleich zur Katheterangiographie als diagnostisches Verfahren zum Nachweis von Koronarstenosen geeignet ist.

Hierzu untersuchten wir in den Jahren 2000/01 insgesamt 50 Patienten, die aufgrund einer für die koronare Herzkrankheit (KHK) typischen Beschwerdesymptomatik zeitnah zur der von uns durchgeführten CT-Koronarangiographie eine Herzkatheteruntersuchung erhalten haben. Die Rate der ausgeschlossenen und nicht interpretierbaren Gefäßsegmente lag bei insgesamt 31% (231 von 755 Segmenten). Hauptursache ist mit 44% der Fälle eine zu geringe räumliche Auflösung in den kleinen peripheren Gefäßsegmenten.

Die segmentbezogene Analyse der in die Auswertung eingeschlossenen 524 Segmente zeigte eine gute Spezifität von durchgehend 93%. Jedoch fand sich nur eine unbefriedigende Sensitivität von 55%. Bei Betrachtung nur der Segmente mit guter Bildqualität zeigte sich eine Verbesserung der Sensitivität von 55% auf 58%, wobei nur eine Betrachtung der großen Segmente mit guter Bildqualität eine wesentliche Steigerung der Sensitivität auf bestens 68% bewirkte. Der positive prädiktive Wert lag bei bestens 67% und der negativ prädiktive Wert bei bestens 94%.

Ein wichtiger Einflussfaktor auf die diagnostische Bildqualität der CT-Koronarangiographie ist die Präsenz von Verkalkungen der Gefäßwand. So sind 33% aller Fehleinschätzungen in unserer Arbeit auf ausgeprägte Koronarverkalkungen zurück zuführen. Dies ist vor allem für die Ergebnisse daher entscheidend, da aufgrund der Zusammensetzung unseres Patientenkollektivs, welches vor allem aus Patienten mit bekannter KHK bestand Gefäßverkalkungen gehäuft auftraten. Gefäßverkalkungen fanden sich hierbei vor allem in den

Segmenten des Ramus interventricularis anterior (RIVA) und des Ramus circumflexus (RCX) der linken Koronararterie, wobei verkalkte Plaques auch ubiquitär im gesamten Koronarsystem auftraten.

Es zeigte sich zudem, dass der Durchmesser des zu untersuchenden Gefäßsegmentes einen entscheidenden Einfluss auf die Beurteilbarkeit hat. In 19% der Fälle war eine zu geringe räumliche Auflösung in den peripheren kleineren Gefäßsegmenten ursächlich für Fehleinschätzungen.

Neben der räumlichen Auflösung in den zu untersuchenden Gefäßsegmenten hat auch die technisch limitierte zeitliche Auflösung im Einzelbild und somit das Auftreten von Bewegungsartefakte mit 15% einen wichtigen Einfluss auf die Befundinterpretation. Eine unzureichende Gefäßkontrastierung führte in 9% der Fälle zu Fehleinschätzungen.

Seit dem Jahr 2001 finden sich Arbeiten zur CT- Koronarangiographie mit 4 Detektorzeilen (Tabelle 27). Diese weisen zu unserer Arbeit vergleichbare Spezifitäten von 76 - 98% auf. Die Sensitivitäten für den Nachweis von hämodynamisch relevanten Koronarstenosen von 71 - 86% sind jedoch höher als in unserem Kollektiv [1, 16, 22, 25, 32, 34]. Zu nennen ist hier vor allem die Arbeit von Kopp und Mitarbeitern, die bei der großen Zahl von 102 Patienten die beste Sensitivität von 86% bei einer Spezifität von 96% ausweist [25].

Die oben genannten Arbeiten basieren wie auch unsere Arbeit auf einer segmentbezogenen Auswertung, wobei diese Arbeiten primär nur die großen Gefäßsegmente mit einem Gefäßdurchmesser >2,0mm in ihre Auswertung eingeschlossen haben. Die Ausschlussrate lag trotzdem für die einzelnen Arbeiten bei bis zu 32% [1,34]. Zudem erfolgte bei diesen Arbeiten primär ein Ausschluss von Patienten mit nicht stabilem Sinusrhythmus und bis auf die Arbeit von Nieman und Mitarbeitern [32] ein Ausschluss von Patienten mit Z.n. Koronarintervention bzw. Bypassversorgung.

Alle Arbeiten untersuchten Patienten mit KHK- typischen Symptomen, wobei der Anteil der Patienten mit stenosierender KHK deutlich variiert. So wiesen die in unserer Arbeit untersuchten 50 Patienten in 524 Koronarsegmenten insgesamt 180 Stenosen auf. In der Arbeit von Kopp und Mitarbeitern [25] finden sich bei 102 untersuchten Patienten jedoch nur insgesamt 142 Stenosen. Bei der Arbeit von Nieman und Mitarbeitern [35] die mit 53 Patienten in 513 Koronarsegmenten mit unserer Arbeit vergleichbar groß ist finden sich nur 69 Stenosen. Ähnliches gilt für die übrigen Arbeiten.

Tabelle 27: Spezifität und Sensitivität in Studien zur CT- Koronarangiographie im Vergleich zur Katheterangiographie beim Nachweis Koronarstenosen bei Verwendung eines MSCT mit 4 Detektorzeilen.

Arbeitsgruppe	Jahr	Patienten	Auswertung	nicht beurteilbar	Spezifität	Sensitivität	PPV	NPV
Nieman u. Mit. [32]	2001	31	Segment	27%	97%	81%	81%	97%
Achenbach u. Mit.[3]	2001	64	Segment	32%	76%	85%	59%	98%
Knez u. Mit. [22]	2001	42	Segment	6%	98%	78%		
Herzog u. Mit.[16]	2001	42	Segment	0%	97%	71%		
Kopp u. Mit. [25]	2002	102	Segment	18%	96%	86%	81%	98%
Nieman u. Mit. [35]	2002	53	Segment	30%	93%	82%	66%	97%
Nieman u. Mit. [34]	2002	78	Segment	32%	95%	84%	67%	98%
unsere Arbeit	2005	50	Segment	31%	93%	68%	65%	94%

Die unbefriedigende Sensitivität von bestens 68% in unserer Arbeit für den Nachweis von Koronarstenosen bei guter Bildqualität und großem Gefäßdurchmesser muss unter Berücksichtigung der Rahmenbedingungen im Vergleich zu den übrigen Arbeiten betrachtet werden, zumal ein direkter Vergleich der Arbeiten bei unterschiedlichen Voraussetzungen hinsichtlich des Patientenkollektivs nur eingeschränkt möglich ist.

So wies das von uns untersuchte Patientenkollektiv einen hohen Anteil von Patienten mit einer stenosierenden KHK und ausgedehnten Koronarverkalkungen auf. Im Gegenzug war der Anteil an Patienten die keine Koronarstenosen aufwiesen mit 7 im Vergleich zu den anderen Arbeiten gering. Zum Beispiel weist die Arbeit von Nieman [32] 15 Patienten ohne relevanten Koronarstenosen bei insgesamt 35 Patienten auf. Zudem erfolgte in unserer Arbeit keine medikamentöse Modulation der Untersuchungsbedingungen wie z.B. in der Arbeit von Kopp [25] wo jeder Patient vor der CT- Untersuchung 0,4mg Nitroglycerin zur Dilatation des Koronararteriensystems erhielt.

Wie in unserer Arbeit war auch in den Arbeiten von Kopp und Nieman [25, 34, 35] das Auftreten von ausgedehnten Koronarverkalkungen die Hauptursache von Fehleinschätzungen bei der Bestimmung von Koronarstenosen. Hierauf folgten Artefakte durch Bewegung und ein kleiner Gefäßdurchmesser. In den Arbeiten von Achenbach und Nieman [3,32] sind jedoch Bewegungsartefakte hauptsächlich gefolgt von Kalkartefakten und einem kleinen Gefäßdurchmesser. In allen Arbeiten zeigt sich, dass das Hinzutreten von Artefakten zu erheblichen Problemen bei der Beurteilung von Koronararterienstenosen führt.

Zusammenfassend lässt sich für die CT- Koronarangiographie mit 4 Detektorkanälen festhalten, dass für den Nachweis von Koronarstenosen neben der Größe des zu untersuchenden Gefäßes und damit der räumlichen Auflösung auch die optische Abbildungsqualität einen entscheidenden Einfluss auf die Befundinterpretation hat. Hieraus lässt sich schließen, dass ein zufriedenstellender Nachweis von Koronarstenosen mit der CT- Koronarangiographie möglich ist, wenn nur große Gefäßsegmente beurteilt werden sollen und ein Hinzutreten von beeinflussenden Faktoren wie Verkalkungen und Bewegungsartefakten vermieden werden kann.

Seit dem Jahr 2002 gibt es Arbeiten die die nächste Scannergeneration mit 16 Detektorkanälen verwenden (Tabelle 38). Diese Arbeiten [5,19,30,37,46] weisen mit Ausnahme der Arbeiten von Hoffmann [18] und Kuettner [27] eine zunehmend bessere Sensitivität und Spezifität von über 90% auf (Tabelle 28%). Die schlechtere Sensitivität der Ergebnisse der beiden oben genannten Arbeiten lässt sich am ehesten mit dem für die Untersuchung verwendeten Patientenkollektiv erklären. So führten beispielsweise in der Arbeit von Hoffmann Koronarverkalkungen in 94% der Fälle zu Fehleinschätzungen. Beim Vergleich dieser Ergebnisse mit denen unserer Arbeit zeigt sich eine vergleichbare Spezifität von bestens 97% [25, 32] und mindestens 84% [1]. Die von uns angegebene Sensitivität von bestens 68% liegt jedoch unterhalb der Ergebnisse der anderen Studiengruppen, bei denen Sensitivitäten von mindestens 71% [16] und bestens 93% [25] ausgewiesen wurden. Zu erklären ist dies mit der Tatsache, dass mit der Entwicklung der seit 2002 verfügbaren und mittlerweile etablierten MSCT- Scannern mit 16 Detektorkanälen die Bildqualität sich deutlich verbesserte [49].

Tabelle 28: Spezifität und Sensitivität in Studien zur CT- Koronarangiographie im Vergleich zur Katherangiographie beim Nachweis von Koronarstenosen bei Verwendung eines MSCT mit 16 Detektorzeilen.

Arbeitsgruppe	Jahr	Patienten	Auswertung	Nicht beurteilbar	Spezifität	Sensitivität	PPV	NPV
Nieman u. Mit. [37]	2002	59	Segment	0%	86%	95%		
Ropers u. Mit. [46]	2003	77	Segment	12%	93%	92%		
Kuettner u. Mit. [27]	2004	60	Segment	0%	97%	72%		
Hoffmann u. Mit. [18]	2004	33	Segment	0%	96%	63%	64%	96%
Mollet u. Mit. [30]	2004	128	Segment	0%	95%	92%	79%	98%
Achenbach u. Mit. [5]	2005	50	Segment	22%	96%	94%	69%	99%
Hoffmann u. Mit. [19]	2005	103	Segment	6%	98%	95%	87%	99%

So können durch eine simultane Akquisition von 16 Submillimeterschichten (16 x 0,75mm) und einer schnellen Rotationszeit ($>0,375\text{ms}$) bessere räumliche und zeitliche Auflösungen erreicht werden, als sie noch bei den älteren 4- Zeilen- MSCT- Scannern (4 x 1mm ; $>500\text{ms}$) möglich waren [35,45].

Die höhere zeitliche Auflösung und die mittlerweile etablierte Herzfrequenzmodulation durch β - Blockerapplikation führt zu einer zunehmenden Reduktion der bei der Untersuchung auftretenden Bewegungsartefakte durch Atembewegungen und den Herzrhythmus. Zudem führt die Entwicklung und Erprobung neuer Rekonstruktionsalgorithmen zu einer weiteren Verbesserung der zeitlich Auflösung. Neben den klassischen Halfscan- Algorithmen, die nur Datensätze aus einem Herzzyklus verwenden, kommen nun auch alternative Rekonstruktionsalgorithmen wie z.B. die Multisegment- Rekonstruktion zur Anwendung [28]. Hierbei werden Bilddatensätze aus zwei bis zu vier aufeinanderfolgenden Herzzyklen zusammengeführt und zur Bilddatenrekonstruktion verwendet. Hiermit kann im Vergleich zur Halfscan- Rekonstruktion eine deutlich bessere zeitliche Auflösung bis zum Faktor 4 erreicht werden [28]. Entscheidende Nachteile sind jedoch eine erhöhte Strahlenexposition für den Patienten aufgrund einer höheren Schichtüberlappung (geringerer Tischvorschub) und die Notwendigkeit eines möglichst normofrequenten Sinusrhythmus mit idealerweise um 60 Schläge/Minute, was eine medikamentöse Frequenzkontrolle voraussetzt.

Limitationen der CT- Koronarangiographie mittels der MSCT

Für die CT- Koronarangiographie bei Verwendung eines MSCT- Scanners mit 4 Detektorzeilen gibt es mehrere Faktoren die zu einer Verschlechterung der Bildqualität und somit zu einer Einschränkung der Bildinterpretation führen können [26].

Entscheidend ist vor allem aber die technisch begrenzte zeitliche Auflösung, und damit das gehäufte Auftreten von Bewegungsartefakten durch die Atmung und den Herzrhythmus des Patienten [24]. Artefakte durch die Atmung treten vor allem dann gehäuft auf, wenn der Patient nicht in der Lage ist dem Atemkommando zu folgen bzw. aus gesundheitlichen Gründen für die Dauer der Untersuchung die Luft nicht anhalten kann. Mit dem Auftreten von erhöhten Herzfrequenzen bzw. Herzrhythmusstörungen des Patienten bei der Untersuchung kommt es aufgrund

der zeitlichen Auflösung von max. 125ms im Einzelbild zu Problemen, da unter tachykarden Herzfrequenzen die Bewegungsgeschwindigkeiten der Koronararterien deutlich zunehmen und die für die Bilddatenakquisition entscheidende enddiastolische Phase der Herzaktion nicht ausreichend lang ist.

Unsere Ergebnisse wie auch die anderer schon veröffentlichter Studien zur CT-Koronarangiographie zeigen eine reproduzierbare Abhängigkeit der bei der Untersuchung auftretenden Bewegungsartefakte von der Herzfrequenz [3,33]. Durchschnittliche Herzfrequenzen von maximal 60 Schlägen pro Minute zeigen eine signifikante Verbesserung der diagnostischen Sensitivität (bestens 97% statt 67%) bzw. der Spezifität (bestens 96% statt 94%) [24,33]. Zu erklären ist dies durch die Tatsache, dass sich bei Herzfrequenzen über 65 Schlägen pro Minute die Ruheperiode für die rechte und die linke Koronararterie einer Dauer von ca. 70 ms annähert und somit deutlich unterhalb einer möglichen Auflösung von 125 ms liegt [51]. Daher ist bei höheren Herzfrequenzen und einer Verwendung von CT-Scannern mit einer Auflösung von 250 - 125 ms eine artefaktfreie Darstellung der Koronararterien im wesentlichen nicht zu erwarten.

Als Konsequenz hieraus wird heute die medikamentöse Frequenzkontrolle mittels β -Blockerprämedikation zur Modulierung der Herzfrequenz bei der CT-Koronarangiographie propagiert und durchgeführt, sofern keine Kontraindikation von Seiten des Patienten vorliegen [28].

Ein wichtiger Faktor bei Verwendung von nur 4 Detektorzeilen ist zudem die unzureichende räumliche Auflösung in den kleineren und distalen Koronararteriensegmenten bei einer technisch vorgegebenen Schichtdicke von 1,25 mm [24]. Bei den hier nur geringen Gefäßdurchmessern kommt es vor allem beim Auftreten von Bewegungsartefakten oder ausgedehnten Gefäßwandverkalkungen zu einer gehäuften Fehlinterpretation des Befundes, da eine ausreichende Beurteilung des kontrastierten Gefäßlumens nur eingeschränkt oder schwer möglich ist.

Im Vergleich zur Katheterangiographie bleiben bei der CT- Koronarangiographie auch weiterhin die benötigte i.v. Kontrastmittelgabe mit dem Risiko einer anaphylaktoiden Reaktion bis hin zum Herz- Kreislaufstillstand und die auftretende Strahlenexposition für den Patienten entscheidende Nachteile.

Während bei einer invasiven Koronarangiographie in der Regel eine Strahlenexpositionen von 2 - 4 mSV auftreten, zeigt die CT- Koronarangiographie

bei Verwendung von 4 Detektorzeilen je nach Röhrenspannung und -Strom eine deutlich höhere Strahlenexpositionen für den Patienten (Tabelle 29).

So kann die bei der CT- Koronarangiographie auftretende Strahlenexposition je nach Anzahl der verwendeten Detektorzeilen und der gewählten Schichtkollimation die Größenordnung einer Standard- MSCT des Thorax (4-8mSV) und mehr betragen [11].

Tabelle 29: Vergleich der in der Herzdiagnostik auftretenden Strahlenexposition in der MSCT mit 4 bzw. 16 Detektorzeilen und der Katheterangiographie [50].

Untersuchungsprotokoll		Effektive Dosis (mSV)	
Gerätetyp	Parameter	Männer	Frauen
Koronarangiographie		2,1	2,5
EBCT	130 KV; 63mAS; 3mm	1,5	2
MSCT- (4- Zeilen)	120 KV; 400mAS; 4x1mm	10,9	13
MSCT- (4- Zeilen)	120 KV; 300mAS; 4x1mm	7,6	9,2
MSCT- (4- Zeilen)	140 KV; 200mAS; 4x1mm	6,7	8,1
MSCT- (16-Zeilen)	120 KV; 400mAS; 12x7,5mm	8,1	10,9

Durch die Modifikation der Aufnahmetechnik bei der CT- Koronarangiographie lässt sich die auftretende Strahlenexposition jedoch reduzieren. Hierzu werden vielversprechende Ansätze diskutiert. Ein mittlerweile etablierter Ansatz verfolgt die Dosisreduktion mittels EKG- synchronisierter Modulation des Röhrenstroms (ECG-Pulsing). Hierbei wird durch eine EKG- gesteuerte Reduktion des Röhrenstroms der für die Bilddatenerfassung benötigte volle Röhrenstrom nur in den für die CT- Koronarangiographie entscheidenden enddiastolischen Phasen der Herzaktion abgegeben. Dies führt zu einer Reduktion der Strahlenexposition von 37 - 44%. Hierbei führt jedoch eine niedrige Herzfrequenz aufgrund des größeren R-R Abstandes zu einer deutlicheren Dosisreduktion, sodass auch hier eine medikamentöse Frequenzmodulation des Patienten sinnvoll ist [44].

Perspektiven für die CT- Koronarangiographie mittels der MSCT

Trotz vielversprechender Ansätze und der mittlerweile technisch besseren zeitlichen und räumlichen Auflösung ist die CT- Koronarangiographie als Primärdiagnostik der KHK bei symptomatischen Patienten jedoch derzeit keine diagnostische Alternative zur Katheterangiographie und dem etablierten Goldstandard unterlegen.

In unserer Arbeit, wie auch in den bereits hierzu veröffentlichten Studien konnte jedoch in Ansätzen gezeigt werden, dass eine sichere und sinnvolle Anwendung der CT- Koronarangiographie zum Nachweis von hämodynamisch relevanten Koronarstenosen in den großen Koronararteriensegmenten möglich ist, und die Methode einen ausreichend hohen negativen prädiktiven Wert (>94%) für den Ausschluss einer KHK aufweist. Diese Ansätze erfordern jedoch hinsichtlich ihrer Validität eine weitere Überprüfung anhand größerer Studien mit deutlich höheren Patientenzahlen. Außerhalb der primären Koronargefäßdiagnostik bei Patienten mit stabiler und instabiler KHK ergeben sich jedoch für die CT- Koronarangiographie bereits zum jetzigen Zeitpunkt mögliche Indikationen, wie zum Beispiel die Untersuchung von Patienten mit atypischen Thoraxschmerzen und/ oder unspezifischen Ruhe- EKG- Veränderungen. Zudem besteht die Möglichkeit zur präoperativen Beurteilung der Aorta und der Koronararterien vor geplanten minimal invasiven Bypassoperationen.

Die Weiterentwicklung der MSCT- Technik mit 32 bzw. 64 Detektorzeilen und die Entwicklung neuer Bildrekonstruktionsalgorithmen wird zukünftig eine noch weitere Optimierung der zeitlichen und räumlichen Auflösung bedingen, so dass eine Visualisierung und Bildinterpretation auch der kleineren Koronararterien ausreichend gut sein wird, um mit höherer diagnostischer Sicherheit hämodynamisch relevante Koronararterienstenosen detektieren zu können. Hierunter wird sich die Anzahl der klinischen Applikationen für die CT- Koronarangiographie noch deutlich erweitern.

VI. Literaturverzeichnis

1. Achenbach S.; Ulzheimer S.; Baum U.: Noninvasive coronary angiography by retrospectively ECG- gated multislice spiral CT, *Circulation* 2000; 102: 2823- 2828
2. Achenbach S.; Moshage M., Ropers D.: Value of electron- beam computed tomography for the noninvasive detection of high grade coronary artery stenoses and occlusions, *N Engl. J. Med.* 1998; 339: 1964- 1971
3. Achenbach S., Giesler T., Ropers D.: Detection of coronary artery stenoses by contrast- enhanced, retrospectively electrocardiographically- gated, multislice spiral computed tomography, *Circulation* 2001; 103: 2535- 2538
4. Achenbach S.: Klinischer Stellenwert der Cardio- CT- Koronarangiographie, *Herz* 2003; 28: 119- 25
5. Achenbach S., Ropers D., Pohle F.: Detection of coronary artery stenosis using multi-detector CT with 16x0,75 collimation and 375ms rotation, *Eur Heart J.* 2005 May 27
6. Bahner M., Boese J., Wallschlaeger H.: Spiral- CT des Herzens mit retrospektivem EKG- Gating, *Electromedica* 67; Heft 1 (1999)
7. Becker C., Knez A., Leber A.: Erste Erfahrungen mit der Mehrzeilendetektor- Spiral- CT in der Diagnostik der Arteriosklerose der Koronargefäße, *Radiologe* 2000, 40: 118- 122
8. Besthorn H.: Risiken der Koronarangiographie aus: Interventionelle Kardiologie- Koronarangiographie und PTCA: Indikation, Technik, Nachsorge, Georg Thieme Verlag Stuttgart- New York 1998
9. Boy O., Seidel J.: Kapitel 19: Koronarangiographie/ Perkutane transluminale Koronarangioplastie (PTCA), aus: Qualitätsreport 2003 der Bundesgeschäftsstelle für Qualitätssicherung S. 206 - S. 223
10. Buddoff M., Oudiz R., Zalace C.: Intravenous three- dimensional coronary angiography using contrast enhanced electron- beam computed tomography, *Am J. Cardiology* 1999; 83: 840- 845 (10)
11. Cohen M., Poll L., Püttman C.: Radiation Exposure in Multi- Slice CT of the Heart, *Fortschr Röntgenstr* 2001; 173: 295 - 299

12. Dietz R., Rauch B.: Leitlinie zur Diagnose und Behandlung der chronischen koronaren Herzerkrankung der Deutschen Gesellschaft für Kardiologie - Herz- und Kreislaufforschung (DGK), Z. Kardiologie 92:501- 521 (2003)
13. Enzweiler C., Becker C., Felix R.: Diagnostische Wertigkeit der Elektronenstrahl- Computertomographie (EBT). I. Kardiale Anwendungen, Fortschr Röntgenstr 2004; 176: 27-36
14. Fayad Z., Fuster V., Nikolaou K.: Computed tomography and magnetic resonance imaging for non-invasive coronary angiography and plaque imaging - current and potential future concepts, Circulation 2002; 106: 2026- 2034
15. Fischbach R., Wichter T., Ohnesorge B.: Mehrschicht- CT des Herzens: Untersuchungstechniken und -indikationen, Radiologie up2date 2001; 1: 48-66
16. Gerber T., Kuzo R., Karstaedt N.: Current results and new developments of coronary angiography with use of contrast enhanced computed tomography of the heart, Mayo Clin. Proc. 2002; 77: 55- 71
17. Herzog C., Ay M., Engelmann K.: Visualization techniques in multislice CT- coronary angiography of the heart. Correlations of axial, multiplanar, three-dimensional and virtual endoscopic imaging with the invasive diagnosis, Fortschr Röntgenstr 2001; 173: 341- 349
18. Hoffmann U., Moselewski F., Cury R.: 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. 2004 Oct. 26; 110 (17):2638-43
19. Hoffmann U., Shi H., Schmitz B.: Noninvasive coronary angiography with multislice computed tomography, JAMA. 2005 May 25;293(20):2531-3
20. Hunold, Vogt, Schmermund,...: Radiation exposure during cardiac CT: Effektive doses at multidetector- row CT and electro- beam CT. Radiology 226: 145- 152
21. Kak A., Slaney M.: Principles of computerized tomographic imaging New York: IEEE Press, 1988
22. Knez A., Becker Ch.: Bildgebende Verfahren in der Diagnostik des Herzens, Radiologie 2000; 40: 103- 110

23. Knez A. , Becker Ch., Leber A.: Usefulness of multislice spiral computed tomography angiography for determination of coronary artery stenoses, *Am J Cardiol* 2001; 88: 1191- 1194
24. Kopp A.: Angio- CT: heart and coronary arteries, *European Journal of Radiology* 45 (2003) S.32 - 36
25. Kopp A., Schroeder S., Kuetter A.: Non invasive coronary angiography with high resolution multidetector- row computed tomography, *European Heart Journal* 2002; 23: 1714- 1725
26. Kopp A., Kuetner A., Schroeder S.: New developments in cardiac imaging: The role of MDCT, *J Clin Basic Cardiol* 2001; 4: 253- 260
27. Kuetner A., Trabold T., Schroeder S.: Noninvasive detection of coronary lesions using 16-detector multislice spiral computed tomography technology: initial clinical results, *J Am Coll Cardiol.* 2004 Sep 15;44(6):1238-40
28. Lembcke A., Rogalla P., Mews J.: Darstellung der Koronararterien mittels MSCT: Optimierung der Bildqualität mittels Multisegment- Rekonstruktion und variabler Gantryrotationszeit, *Fortschr Röntgenstr* 2003; 175: 780- 785
29. Mannebach H., Horstkotte D.: 20. Bericht über die Leistungszahlen der Herzkatheterlabore in der Bundesrepublik Deutschland herausgegeben vom Vorstand der Deutschen Gesellschaft für Kardiologie, Herz- und Kreislaufforschung
30. Mollet N., Cademartiri F., Nieman K.: Multislice spiral computed tomography coronary angiography in patients with stable angina pectoris, *J. Am. Coll. Cardiol.* 2004 Jun. 16;43(12):2265-70
31. Mortelet K., Oliva M., Ondategui S.: Universal Use of Nonionic Iodinated Contrast Medium for CT: Evaluation of Safety in a Large Urban Teaching Hospital, *AJR*:185, January 2005
32. Nakanashi T., Katsuhide I.: Evaluation of coronary artery stenoses using electro- beam CT and multiplanar reformation, *Journal of Computed Assisted Tomography* 1997; 21 (1): 167- 172
33. Nieman K., Oudkerk M., Rensing B.: Coronary angiography with multislice computed tomography, *The Lancet* Vol. 357 February 24, 2001
34. Nieman K., Rensing B., van Geuns R.: Non invasive coronary angiography with multislice spiral computed tomography: impact of heart rate, *Heart* 2002; 88: 470- 474


35. Nieman K., Rensing B., van Geuns R.: Usefulness of multislice computed tomography for detection obstructive coronary artery disease, *Am J Cardiol* 2002; 89: 913- 918
36. Nieman K, van Geuns R., Wielopolski P.: Noninvasive coronary imaging in the new millennium: A comparison of computed tomography and magnetic resonance techniques, *Reviews in Cardiovascular Medicine* Vol. 3 No. 2 (2002)
37. Nieman K., Cademartiri F., Lemos P.: Reliable noninvasive coronary angiography with fast submillimeter multislice spiral computed tomography, *Circulation* 2002; 106: 2051
38. Ohnesorge B., Flohr T., Schaller S.: Technische Grundlagen und Anwendungen der Mehrschicht- CT, *Radiologe* 1999; 39: 923- 931
39. Ohnesorge B., Flohr T., Becker C.: Herzbildgebung mit schneller, retrospektiv EKG- synchronisierter Mehrschichtspiral- CT, *Radiologe* 2000; 40: 111- 117
40. Ohnesorge B., Flohr T.: Non invasive cardiac imaging with fast multislice Cardio- CT, *Electromedica* 1968 (Cardio 2000)
41. Parker D.: Optimal short scan convolution reconstruction for fan beam CT, *Med Phys* 1982; 9: 254- 257
42. Poll L., Cohen M., Brachten S.: Dose Reduction in Multi- slice CT of the Heart by Use of ECG- controlled Tube Current Modulation (ECG pulsing): Phantom Measurements, *Fortschr Röntgenstr* 2002; 174: 1500 - 1505
43. Reddy G., Chernoff D., Adams J.: Coronary artery stenoses: assessment with contrast- enhanced electro- beam CT and axial reconstructions, *Radiology* 1998 Jul; 208 (1): 167- 172
44. Rensing B., Bongaertz A., Van Geunss R.: Intravenous coronary angiography by electron beam computed tomography - A clinical evaluation, *Circulation* 1998; 98: 2509- 2512
45. Romanens M.: Coronary angiography with MSCT - Ready to go? A summary report of Michael Romanens, MD, Impressions from a visit to the hospital Charité, Berlin, 20.11.2001
46. Ropers D., Baum U., Pohle K.: Detection of coronary artery stenoses with thin- slice multi- detector row spiral computed tomography and multiplanar reconstruction, *Circulation* 107: 664- 666

47. Sanstede J., Beer M., Pabst T.: Primärdiagnostik der koronaren Herzerkrankung mit MRT und CT, Fortschr Röntgenstr 2003; 175: 477 - 483
48. Stargardt A., Jung B., Mahnken A.: Individually weight- adapted examination protocol in retrospectively ECG- gated MSCT of the heart, Eur Radiol 13: 2560- 2566
49. Stiestorfer K., Flohr T., Bruder H.: New technical developments in Multislice CT, Part 2, Sub- millimeter 16- slice scanning and increased gantry rotation speed for cardiac imaging, Fortschr Röntgenstr 2002; 174: 1023 - 7
50. Trabold T., Buchgeister, Kuttner A.: Estimation of radiation exposure in 16- detector row computed tomography of heart with retrospective ECG- gating. Fortschr Röntgenstr 175: 1051- 1055
51. Wang Y., Vagdani E, Bergmann G.: Cardiac motion of coronary arteries: variability of rest period and implication for coronary MR angiography. Radiology 1999: 213:751 - 758

VII. Anhang

Auswertung Cardio-CT / Coronarangiographie

Patient:
 Name: _____ Vorname: _____ geb.: _____
 Untersuchungsdatum: _____ Rados-Nr.: _____ RK-Nr.: _____



Segment-Ziffer	Segment-Name	Segment-Beurteilbarkeit	Stenose-Graduierung	Stenose-Beurteilung	Stenose-Ausdehnung	Stenose-Morphologie	Kalk-Plaques	Stenose-Sonstiges
AHA 99		0 - nicht angelegt 1 - sehr gut 2 - gut 3 - ausreichend 4 - ungenügend	0 - 100 %	0 - keine 1 - geringgradig 2 - mittelgradig 3 - hochgradig	0 - keine 1 - kurzstreckig 2 - mittelstreckig 3 - langstreckig	0 - keine 1 - exzentrisch 2 - konzentrisch	0 - nein 1 - ja	
RCA:								
1	Prox. RCA (1)							
2	Mid. RCA (2)							
3	Dist. RCA (3)							
4	RIVpost.							
5	Rpld.							
LCA:								
11	Hauptstamm (5)							
RIVA:								
12	Prox. RIVA (6)							
13	Mid. RIVA (7)							
14	Dist. RIVA (8)							
15	RD1 (9)							
16	RD2 (10)							
RCX:								
18	Prox. (v. M1) (11)							
19	Mid. (n. M1) (13)							
20	M1							
21	M2							
24	R. interm. (12)							

Gesamtbeurteilbarkeit:
LV-Funktion:
 regional:
 global: leichtgr./ mittelgr./ hochg

Versorgungstyp:
 Linkstyp
 Rechtstyp
 Intermediärtyp

Bypasses:
 1.
 2.
 3.

Stents:

Untersuchungsdauer:

KM-Menge:

Durchleuchtungszeit / Strahlend

Medikamente:

Komplikationen:

Besonderheiten: _____ **Klären:** _____ **Dias:** _____

Abb. 1: Standardisierter Auswertungsbogen Cardio- CT/ Koronarangiographie

VIII. Danksagung

Mein Dank gilt Herrn Univ.- Prof. Dr. W. Heindel, Direktor des Instituts für Klinische Radiologie am Universitätsklinikum Münster, für die Möglichkeit zur Durchführung der vorliegenden Arbeit.

Des weiteren Herrn Univ.- Prof. Dr. G. Breithart, Direktor der Medizinischen Klinik C / Kardiologie am Universitätsklinikum Münster, für die freundliche Bereitstellung und Überlassung der Koronarangiographiefunde.

Besonderer Dank gilt meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. R. Fischbach für die freundliche Überlassung des Themas meiner Dissertation, bei deren Entstehung er mir mit viel Geduld, Rat und Kritik zur Seite stand.

Dank sei hierbei aber auch den beteiligten Kollegen des Instituts für Klinische Radiologie Frau Dr. E. Fallenberg und Herrn PD Dr. K. Jürgens sowie den beteiligten Kollegen der medizinischen Klinik C / Kardiologie, vor allem Herrn Univ.- Prof. Dr. Th. Wichter und Herrn Dr. M. Grude.

Zudem danke ich allen an der Arbeit beteiligten Mitarbeitern des Instituts für Klinische Radiologie, die hier nicht namentlich genannt sind.

Abschließend möchte ich aber vor allem meinen Eltern Ulrike und Manfred Thielke danken, denen die vorliegende Arbeit gewidmet ist. Ohne Ihre Unterstützung wäre dies alles nicht entstanden.

Vielen Dank

IX. Lebenslauf

Nachname: Thielke

Vorname: Marc

Geburtsdatum: 17.09.1976

Geburtsort: Bad Driburg, NRW, Bundesrepublik Deutschland

Nationalität: Deutsch

Schulbildung: 1983 - 1987 Grundschule St. Josef, Paderborn
1987 - 1993 Realschule Schloss Neuhaus, Paderborn
1993 - 1996 Goerdeler Gymnasium, Paderborn

Abschluss: 1993: Fachoberschulreife
1996: allgemeine Hochschulreife

Studium: 1996 - 2003 Medizinstudium WWU Münster

Abschluss: 1999: Physikum
2000: 1.Staatsexamen, Münster
2002: 2.Staatsexamen, Münster
2003: 3.Staatsexamen, Detmold

Beruf: 2003: Teilapprobation

2003 - 2004 Arzt i. Praktikum: Med. Klinik II, KLDetmold

seit 07/2004 Arzt i. Praktikum: Radiologie, KLLemgo

2004: Approbation

seit 10/2004 Assistenzarzt f. Radiologie, KLLemgo

Paderborn, den 20.11.2006