Aus der
RADIOLOGISCHEN UNIVERSITÄTSKLINIK (DEPARTEMENT) TÜBINGEN
Abteilung für Diagnostische Radiologie der Universität Tübingen
Ärztlicher Direktor Prof. Dr. med. C.D. Claussen

KARDIALE FUNKTIONSDIAGNOSTIK

– EIN VERGLEICH ZWISCHEN

16-SCHICHT-MEHRZEILEN-COMPUTERTOMOGRAPHIE

UND MAGNETRESONANZTOMOGRAPHIE

Inaugural-Dissertation zur Erlangung
des Doktorgrades der Medizin

der Medizinischen Fakultät der
EBERHARD-KARLS-UNIVERSITÄT
zu Tübingen

vorgelegt von
Julia Katharina Kreuz geb. Rothfuß

aus
Stuttgart-Bad Cannstatt

- 2009 -

Dekan: Prof. Dr. Ingo B. Autenrieth
1. Berichterstatter: Prof. Dr. Andreas Kopp
2. Berichterstatter: Prof. Dr. Markus Müller-Schimpfle

für Hildegard und Thomas

INHALTSVERZEICHNIS

1	**Einleitung**	5
2	**Material und Methoden**	8
2.1	Studiendesign	8
2.2	Physiologie des Herzens	9
2.3	Scheibensummation	10
2.4	Technische Daten und Ablauf der Kardio - MDCT-Untersuchung	12
2.4.1	Nativuntersuchung	14

2.4.2	Testbolus	14
2.4.3	Kontrastmittel-Aufnahme	15
2.4.4	Ablauf der Bearbeitung der Daten	16
2.5	Technische Daten und Ablauf der Kardio - MRT Untersuchung	18
2.5.1	Ablauf der Bearbeitung der Daten	21
2.6	Argus - MDCT und MRT	22
2.7	Statistische Auswertung	24
3	**Ergebnisse**	26
3.1	Studiendesign	26
3.1.1	Alter	26
3.1.2	Terminabstände	27
3.1.3	Herzfrequenz	28
3.2	Vergleich MDCT versus MRT – EF	29
3.3	Vergleich MDCT versus MRT – EDV	31
3.4	Vergleich MDCT versus MRT – ESV	33
3.5	Interobservervariabilität	35
3.6	Vergleich Auswerter-Argus	35
3.7	Zusammenfassung	35
4	**Diskussion**	37
4.1	Studiendesign	37
4.1.1	Alter	37
4.1.2	Geschlechter	38
4.1.3	Betablocker	38
4.1.4	Terminabstände	39
4.1.5	Herzfrequenz	39
4.1.6	Interobservervariabilität	40
4.2	Geräte	41
4.2.1	MDCT	41
4.2.1.1	Bedeutung der MDCT im klinischen Alltag	42
4.2.1.2	Bedeutung der Kardio - MDCT	43
4.2.2	MRT	44
4.2.2.1	Bedeutung der MRT im klinischen Alltag	45
4.2.2.2	Bedeutung der Kardio - MRT	45
4.3	Bedeutung der kardialen Funktionsdiagnostik	46
4.4	EF - Festlegung der Normwerte	47
4.5	Funktionsdiagnostik - weitere Verfahren	48
4.6	Funktionsdiagnostik MRT und Vergleich zur MDCT	49
5	**Zusammenfassung**	56
6	Abbildungsverzeichnis	58
7	Literaturverzeichnis - alphabetisch	59
8	Literaturverzeichnis - nummerisch	75

ABKÜRZUNGEN

FoV	**F**ield **o**f **V**iew
EF	**E**jektions**f**raktion
EDV	**E**nd**d**iastolisches **V**olumen
ESV	**E**nd**s**ystolisches **V**olumen
ET	**E**cho**t**ime
g	**G**ramm
KHK	**K**oronare-**H**erz-**K**rankheit
KM	**K**ontrast**m**ittel
kV	**K**ilo**v**olt
lp/cm	**L**inien**p**aare pro Zentimeter
MDCT	**M**ulti**d**etektor**c**omputer**t**omographie
ml	**M**illi**l**iter
min	**Min**uten
MM	**M**yokard**m**asse
mm	**M**illi**m**eter
MRT	**M**agnet**r**esonanz**t**omographie
ms	**M**illi**s**ekunde
mSv	**M**illi**S**ie**v**ert
sek	**Sek**unde
SV	**S**chlag**v**olumen
TR	**T**ime of **R**epetition

1 EINLEITUNG

Die häufigsten Todesursachen in der westlichen Welt sind Erkrankungen des Herz-Kreislaufsystems (ICD - 10 I 00 – I 99). Allein im Jahr 1998 starben in Europa daran 600.000 Menschen[1], 1999 waren es 406.112[2], 2002 immerhin noch 393.778[3]. Bei diesem Prozess kann eine Geschlechterumverteilung der Erkrankten beobachtet werden – der Anteil der männlichen Patienten nimmt ab, wohingegen die Frauen in annähernd vergleichbarem Maße aufholten[4]. Erfreulicherweise ist trotz allem ein allgemeiner Rückgang zu verzeichnen[1,5,6].

Die drei in Europa am häufigsten auftretenden Erkrankungen sind mit insgesamt 25,6% die chronisch ischämische Herzkrankheit (94.166 Tode = 11,2%), der akute Myokardinfarkt (64.218 Tode = 7,6%) und die Herzinsuffizienz (56.955 = 6,8%)[7] - drei verschiedene Ausprägungen von Herz-Kreislauf-Erkrankungen.

Als Risikofaktoren für Herz-Kreislauf-Erkrankungen müssen in erster Linie eine höhere Lebenserwartung, das männliche Geschlecht, Nikotinabusus, Diabetes mellitus, Übergewicht, Bewegungsmangel, Stress, Hyperlipidämie, Infektionen (wie z.B. Endokarditis, Myokarditis) und eine positive familiäre Anamnese genannt werden[8-11].

Die Inzidenz des Myokardinfarkts liegt bei ca. 300 / 100.000 Einwohner/Jahr, 50% dieser Patienten sterben innerhalb des ersten Monats nach Beschwerdebeginn[12]. Der erhebliche Anteil der Herz-Kreislauf-Erkrankungen an Erkrankungen und Todesursachen allgemein erfordert eine Weiterentwicklung und damit Verbesserung von Diagnostik und Therapie. Vor allem die Früherkennung erhält einen hohen Stellenwert[13,14].

In der klinischen Routine wird die kardiale Funktion meist durch die Echokardiographie, die invasive Ventrikulographie oder den Goldstandard Magnetresonanztomographie ermittelt[15-18]. Eine Ab-

schätzung gelingt weiterhin durch Elektrokardiogramme und die Elektronenstrahlcomputertomographie.
Seit der Einführung der Computertomographie in den siebziger Jahren des letzten Jahrhunderts ist diese Untersuchungsmethode zu einem der führenden Verfahren der diagnostischen Bildgebung geworden. Jedoch war und ist bis heute eine Untersuchung des Herzens aufgrund der mangelnden zeitlichen Auflösung limitiert[19]. Durch die Weiterentwicklung der Rechner- und Detektortechnik wurde 1999 eine Herzuntersuchung mittels Computertomographie im diagnostischen Rahmen durchführbar. Diese Entwicklung basiert in erster Linie auf der Einführung der Spiral-CT-Technologie Anfang der 90er Jahre des letzten Jahrhunderts und schließlich der Mehrzeilen-technologie Ende desselben Jahrzehnts[20]. Für einige Autoren stellt die Mehrschicht-Computertomographie einen Quantensprung in der klinischen Diagnostik dar[20-28].
Der zuerst entwickelte 4-Zeilen-CT brachte bereits gute Ergebnisse in der dreidimensionalen Datenerfassung und -verarbeitung, welche durch die Weiterentwicklung zum 12-, 16- und 64-Zeiler verbessert wurden[20,29-48].
Dank der schnelleren Untersuchungszeiten können innerhalb einer Atemanhaltephase deutlich mehr und darum dünnere Schichten detektiert werden[35,47].
Die MRT ist seit vielen Jahren in der Lage, die Herzvolumina beider Ventrikel und die Muskelmasse zu bestimmen[49-53] und ist als Gold-standard der Volumetrie des Herzens anerkannt[18,54]. Sie wird zur Bestimmung der kardialen Funktion eingesetzt[50,52,55-59].
In dieser Studie wurde untersucht, ob eine Funktionsdiagnostik mittels 16-Zeilen-Computertomographie möglich ist. Dafür wurden die Bildrekonstruktionen der Computertomographie mit denen des etablierten Goldstandards Magnetresonanztomographie verglichen. Da sich in neuerer Zeit eine Funktionsanalyse mittels MDCT als

denkbare Erweiterung des bisherigen Untersuchungsablaufs darstellt[59-62], nimmt sie auch Einzug in den klinischen Alltag. Dass dies durchaus möglich ist, will diese Studie zeigen.

2 MATERIAL UND METHODEN

2.1 STUDIENDESIGN

Zwischen 6/2002 und 1/2003 wurden 53 Patienten (43 Männer und 10 Frauen) von der Radiologischen Abteilung der Universitätsklinik Tübingen im Rahmen dieser Studie untersucht.
Die Patienten waren zwischen 35 und 78 Jahre alt, das Durchschnittsalter lag bei 63,4 Jahren.
32 der Patienten wurden mittels MDCT im Rahmen der Routine-Diagnostik zur Abklärung einer koronaren Herzkrankheit untersucht, 21 auf Offenheit der vorhandenen Koronar-Bypässe.
Alle Patienten wurden vor der Untersuchung von den durchführenden Ärzten ausführlich über den Ablauf der Computertomographie und der Magnetresonanztomographie und mögliche Risiken aufgeklärt, eine schriftliche Zustimmung der Patienten wurde eingeholt.
Bei den Patienten erfolgten eine kontrastangehobene MDCT des Herzens mit retrospektivem EKG-Gating und eine MRT. Zwischen der MDCT- und der MRT-Untersuchung lagen im Mittel 17,03 Tage.
Zur Senkung der Herzfrequenz bedurfte es in einigen Fällen zusätzlicher Medikation (Metoprolol, Lopresor mite®, Novartis Pharma GmbH, Nürnberg): Sowohl in MDCT also auch MRT bei 17 Patienten, 21 Patienten nur bei der MDCT- Untersuchung, jedoch nicht in der MRT, weder noch in 15 Fällen.
Die Herzfrequenz der Probanden lag in der MDCT zwischen 43 und 85 Schlägen pro Minute (Durchschnitt 61,5 Schläge pro Minute, Median 67,4 Schläge pro Minute).
In der MRT lag diese zwischen 46 und 100 Schlägen pro Minute (Durchschnitt 65,5 Schläge pro Minute, Median 61,2 Schläge pro Minute).

2.2 PHYSIOLOGIE DES HERZENS

Da Herzerkrankungen die häufigste Todesursache in Deutschland sind, ist eine ausreichende Früherkennung zur Verbesserung der Prognose ein andauerndes Ziel der Forschung.

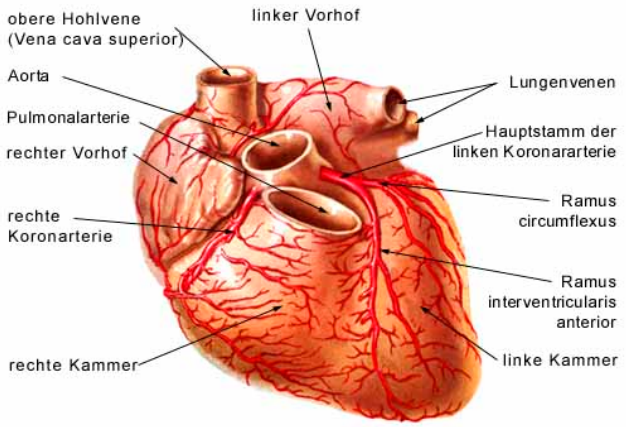

Abbildung 1: Schematische Darstellung des menschlichen Herzens

Das Herz - ein Hohlmuskel - ist durch seine Pumpfunktion unter anderem für die Versorgung des gesamten Körpers mit Sauerstoff und Nährstoffen verantwortlich. Es ist in 4 Abschnitte gegliedert – 2 jeweils durch das Herzseptum getrennte Vorhöfe und Kammern, mit 4 dazwischen liegenden Herzklappen mit Ventilfunktion. Die Herzwand ist aus drei Schichten aufgebaut, dem innen liegenden Endokard, dem in der Mitte liegenden Myokard und dem außen anliegenden Epikard. Die eigene Versorgung geschieht durch die Herzkranzarterien.

Durch Verengung oder Verschluss eines oder mehrerer Herzkranzgefäße(s) durch Arteriosklerose oder einen Spasmus der Koronararterien wird eine Mangeldurchblutung des Herzmuskels hervorgerufen. Betroffene Patienten klagen über Schmerzen und Missempfindungen im Brustkorb. Diese treten meist unter Belastung, die

den Sauerstoffbedarf des Herzmuskels steigern (z.B. durch eine Zunahme der Herzfrequenz oder eine Blutdrucksteigerung) oder solchen, die zu Koronarspasmen führen (z.B. Nikotin, Kälte, ausgiebige Mahlzeiten, sowie physische und psychische Belastung) auf. Eine Diagnostik sollte nicht erst beim Auftreten größerer Beschwerden wie Herzinsuffizienz und damit verbundenen Beinödemen und reduzierter Belastbarkeit erfolgen, sondern schon bei ersten, leichten Anzeichen, um eine frühzeitige Therapie einleiten zu können. Ruhe- und Belastungs-EKGs, die Echokardiographie, die Stress-Echokardiographie, die Szintigraphie und schließlich der Goldstandard - die Herzkatheteruntersuchung - sind geeignete diagnostische Verfahren[63]. In neuerer Zeit gibt es zahlreiche Forschungs- und erste klinische Ansätze durch Kardio-Computertomographie und Kardio-Magnetresonanztomographie, die Koronare Herzkrankheit sowie deren Folgen zu diagnostizieren[31-36,42-44,64-67]. Die wichtigste Behandlung ist - soweit möglich - die Reduktion der Risikofaktoren. Daneben gibt es verschiedene Verfahren zur Wiedereröffnung der Herzkranzgefäße und als letzten Schritt die Bypassoperation[63].
Kardiale Funktionsparameter, insbesondere die Ejektionsfraktion (EF), also die quantitative Auswurfleistung, sind entscheidende prognostische Marker bei Patienten mit koronarer Herzerkrankung[64]. Daher ist die Bestimmung dieser Parameter bei kardiologischen Erkrankungen häufig Voraussetzung für eine weitere Planung von diagnostischen Schritten und therapeutischen Maßnahmen - unabhängig von der Koronardiagnostik.

2.3 SCHEIBENSUMMATION

Früher wurde mit Hilfe der Ventrikulographie und der Sonographie die Funktion des Herzens auf der Basis geometrischer Modelle zwei-

dimensionaler Untersuchungstechniken ermittelt. Auf dieser Grundlage aufbauend wurde in dieser Studie in beiden Techniken die Scheibensummationsmethode verwendet. Mittels Scheiben-summationsalgorithmus (Simpson-Methode) lassen sich folgende Parameter bestimmen:

- Enddiastolisches und Endsystolisches Volumen (EDV und ESV)
- Muskelmasse des Ventrikels (MM)
- Schlagvolumen (SV)
- Herzzeitvolumen (HZV)
- Ejektionsfraktion (EF)

Dabei werden Schichtvolumina (V_i), die auf Bildern einer gleichen Herzphase dargestellt wurden, aufaddiert und so gelangt man zu einer Volumenapproximation (V_{ges}) in jeder Herzphase.

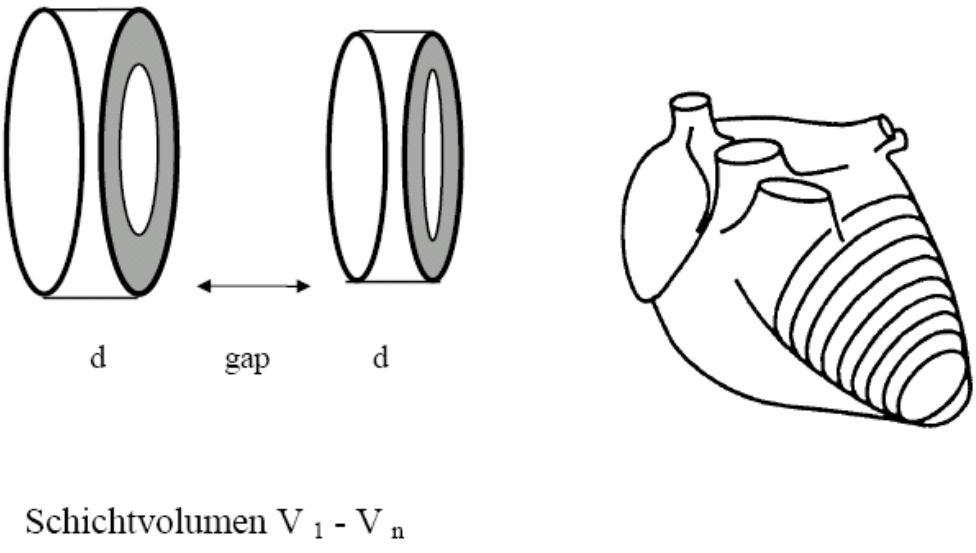

Abbildung 2: Schematische Darstellung der Schichtvolumina

Die einzelnen Schichtvolumina errechnen sich aus der Fläche des Ventrikelinnenraums multipliziert mit der Schichtdicke. So entsteht

ein Schichtzylinder. Schichten bzw. Bereiche, von denen keine Daten vorhanden sind, können interpoliert werden.

Formeln zur Errechnung der Volumina mittels Scheibensummations-technik: (wobei A= Ventrikelkavumfläche [cm^2], d= Schichtdicke [mm], n= Anzahl der ausgewerteten Schichten)

Schichtvolumen V_i:

$$V_i = A_i \times d \ [cm^3]$$

Ventrikelvolumen V_{ges}. :

$$V_{ges} = \sum_{i=1}^{n} V_i + \sum_{i=1}^{n} \text{gemittelte Schichten}$$

Schlagvolumen SV :

$$SV = V_{ges\ (diast.)} - V_{ges\ (syst.)} \ [cm^3]$$

Ejektionsfraktion EF :

$$EF = (SV_{(diast.)} / V_{ges\ (diast.)}) \times 100 \ [\%]$$

2.4 TECHNISCHE DATEN UND ABLAUF DER KARDIO - MDCT- UNTERSUCHUNG

Die Untersuchung erfolgte mit einem 16-Zeiler-MD-Spiral-Computer-tomographen (Somatom Sensation 16, Siemens, Erlangen, Deutschland).

Abbildung 3: Somatom Sensation 16, Siemens

Um ein optimales Untersuchungsergebnis zu erzielen, sollte der Patient eine Herzfrequenz von nicht über 70 Schlägen pro Minute aufweisen. Um dies zu gewährleisten, wurden gegebenenfalls die Patienten mit einem β-Blocker (50-100 mg Metoprololtartat, Lopresor mite®, Novartis Pharma GmbH, Nürnberg, Deutschland) ca. 45 min vor Untersuchungsbeginn prämediziert. Kontraindikationen für β-Blocker waren AV-Block ≥ II°, eine Bradykardie von weniger als 50 Schlägen pro Minute, Hypotonie < 120/80 mmHg und Herzinsuffizienz (NYHA-Stadium >III). Metoprolol hat einen Wirkungsverlauf, der nach ca. 2 Stunden einen Höhepunkt erreicht, danach aber zügig abgebaut wird[67]:

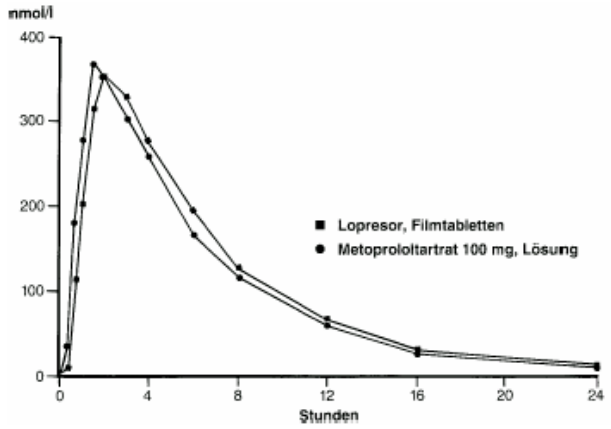

Abbildung 4: Wirkungsverlauf des Betablockers

Für die meisten Untersuchungen wurden die Arme des Patienten oberhalb des Kopfes gelagert, um Artefakte durch die Oberarme zu vermeiden.

Um später das Ventrikelvolumen und gegebenenfalls die Gefäße optimal abgrenzen zu können, benötigte man Kontrastmittel. Dieses wurde über einen 18G-Zugang in die rechte Kubitalvene injiziert. Zunächst erfolgte eine native Untersuchung ohne KM-Applikation, dann ein Testbolus zur Kreislaufzeitbestimmung und abschließend KM-Aufnahmen des Herzens.

2.4.1 Nativuntersuchung

Die native MDCT erfolgte von der Karina bis zum Diaphragma und diente zum einen der Koronarkalkquantifizierung, zum anderen als Planungs-MDCT für die KM-Aufnahmen. Die Untersuchung erfolgte in Rückenlage des Patienten während einer einzelnen Atemanhaltephase. Dabei wurde eine Kollimierung von 12 × 1,5 mm, ein Tischvorschub von 6,4 mm je Rotation (normalisierter Pitch 0,375) und eine Röhrenrotationsdauer von 420 ms festgelegt. Die Röhrenspannung betrug 120 kV bei einem effektiven Röhrenstrom von 133 mAs.

2.4.2 Testbolus

Dann erfolgte der Testbolus zur Bestimmung der Startverzögerung der Aufnahme. Sie wurde durch Injektion eines 20 ml Testbolus mit einer Flussrate von 4,0 ml/s und wiederholter Bildakquisition auf Höhe der angeschnittenen Aorta ascendens bestimmt.

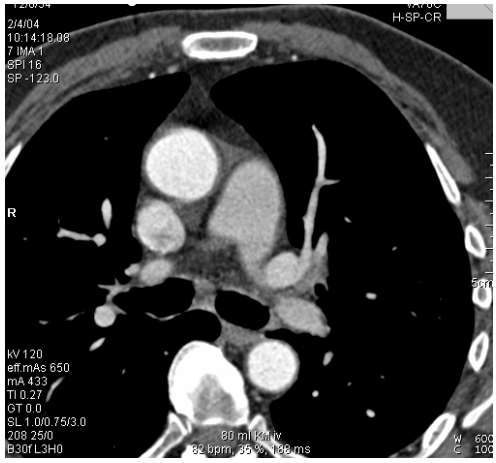

Abbildung 5: MDCT Aufnahme in Höhe der Aorta ascendens

Zur Berechnung der Kreislaufzeit wurde dasjenige Bild mit dem maximalen Kontrast herangezogen und nach unten stehender Formel berechnet. Als Verzögerungszeit galt die Zeitspanne bis zum maximalen intravaskulären Kontrastanstieg plus 3 Sekunden:

10 sek + ((Bild(n)-1) x 2 sek)) + 3 sek

Die durchschnittliche Kreislaufzeit betrug ca. 22 sek. Um die Exposition mit Röntgenstrahlen zu minimieren, wurde nach 10 sek mit der Messung begonnen. Danach erfolgte alle 2 sek eine Messung (sog. cycletime).

2.4.3 Kontrastmittel-Aufnahme

Die Gefäß- und Ventrikelkontrastierung wird durch 80 ml eines nicht-ionischen Kontrastmittels (Imeron 400, Altana Pharma, Konstanz, Deutschland) mit einer biphasischen Flussrate von 50 ml à 4,0 ml/s und 30 ml à 2,5 ml/s - gefolgt von einem 30 ml Kochsalzbolus - erreicht. Die Applizierung geschah durch eine Zwei-Kolben-Injektionspumpe (CT2™, Medtron, Saarbrücken, Deutschland). Darauf erfolgte die eigentliche Herz-MDCT zwischen der Aortenwurzel und dem Zwerchfell in kraniokaudaler Schichtrichtung.
Die Untersuchung erfolgte in Rückenlage während einer einzelnen Atemanhaltephase. Dabei wurde eine Kollimation von 12 × 0,75 mm, ein Tischvorschub von 2,8 mm je Rotation (normalisierter Pitch 0,375) und eine Röhrenrotationsdauer von 420 ms festgelegt. Die Röhrenspannung betrug 120 kV bei einem effektiven Röhrenstrom von 400 mAs. Bei Patienten mit einer Herzfrequenz von 65 oder weniger Schlägen pro Minute lag die zeitliche Auflösung bei 210 ms. Bei Patienten mit höherer Herzfrequenz während der Untersuchung schwankte die zeitliche Auflösung zwischen 105 und 210 ms in Abhängigkeit von der Herzfrequenz des Patienten.
Parallel und synchron, jedoch unabhängig vom Spiral-MDCT, wurde ein EKG des Patienten aufgezeichnet. Für das retrospektive EKG-Gating wurden nur aus der diastolischen Phase Scandaten zur Spiralrekonstruktion von Einzelschichten verwendet. Weiterhin wurde die ECG-Pulsing-Technik angewandt. Diese Technologie basiert auf einer EKG-kontrollierten Verringerung der Strahlendosis um bis zu

40-50% bei gleich bleibender Bildqualität[68]. Dabei wird von der Software eine möglichst bewegungsartefaktfreie Phase der Koronardarstellung detektiert, zu dieser wird dann der Röhrenstrom appliziert, da nur diese Daten zur eigentlichen Koronardarstellung benötigt werden.

2.4.4 Ablauf der Bearbeitung der Daten

Für die anschließende Rekonstruktion wurde ein Bildausschnitt an die Herzgröße adaptiert und danach 20 axiale Bildserien alle 4% (20% - 100%) des RR-Intervalls errechnet. Die gewählte Schichtdicke betrug 1,0 mm, das Rekonstruktionsinkrement 0,7mm.

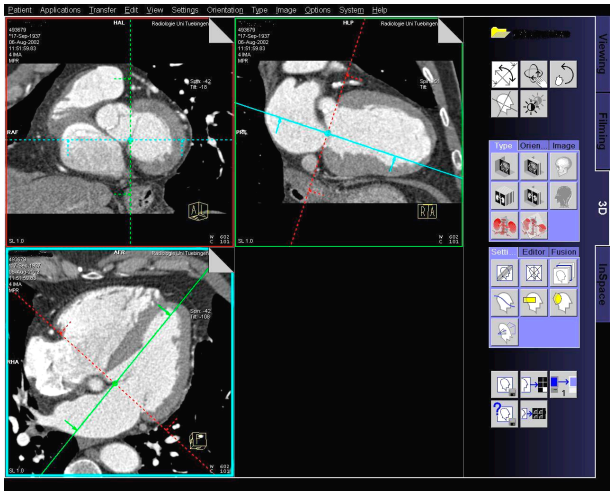

Abbildung 6: Benutzeroberfläche des MDCT

Es wurden jeweils 2 Rekonstruktionen angefertigt, nämlich die Enddiastole und die Endsystole. Dabei definierte die maximale Kontraktion des linken Ventrikels die Endsystole, die maximale Dilatation die Enddiastole.

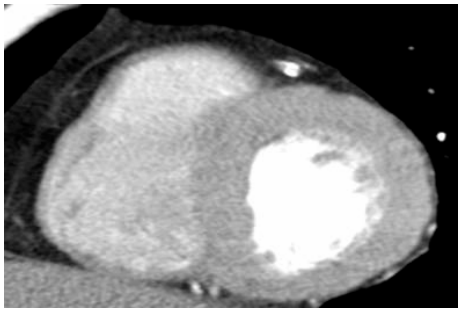

Abbildung 7: MDCT Aufnahme Enddiastole

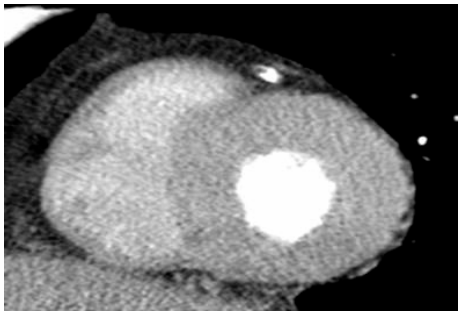

Abbildung 8: MDCT Aufnahme Endsystole

Für die reformatierten Bilder wurde entgegen den Richtlinien der Deutschen Röntgengesellschaft eine Schichtdicke von 5 mm mit 5 mm Zwischenschichtabstand gewählt[69]. Dies geschah, um Vergleichbarkeit zur Schichtdicke und zum Schichtabstand im MRT zu erreichen. Analog mit der MRT wurden in der Kardio-MDCT auf diese Weise Kurzachsenschnitte für die Berechnung der Funktionsparameter erstellt.
Die so entstandenen Kurzachsenschnitte wurden weitergehend mit der Software ARGUS (Siemens, Forchheim, Deutschland) ausgewertet (siehe Kapitel 2.6).

2.5 TECHNISCHE DATEN UND ABLAUF DER KARDIO - MRT UNTERSUCHUNG

Die Untersuchung erfolgte mit einem 1,5 Tesla Magnetresonanz-tomographen (Magnetom Sonata, Siemens, Erlangen, Deutschland).

Abbildung 9: Magnetom Siemens Sonata, Siemens

Während der Untersuchung lag der Patient auf dem Untersuchungs-tisch im Tomographen. Wichtig ist, dass er absolut ruhig liegt und gleichmäßig atmet, damit keine Inhomogenitäten durch Artefakte auftreten.
Um während der Untersuchung die Bilder den einzelnen Phasen des Herzzyklus zuordnen zu können (Triggerung), wurde währenddessen ein EKG aufgezeichnet. Dies geschah mittels drei Elektroden gemäß den Brustwandableitungen nach Wilson bei V1, V3 und V6.
Weiterhin wurde eine spezielle Oberflächenspule (Body-Array-Spule; Siemens) auf dem Thorax des Probanden positioniert und fixiert. Diese sollte sich mittig auf Herzhöhe befinden und die Atmung des Patienten nicht behindern.
Dann begann die Untersuchung mit Übersichtsaufnahmen, sogenannten Localizern. Diese dienten der Positionierung der später angefertigten Aufnahmen und wurden mit einer Turbo-FLASH (fast

low angle shot) Gradientenechosequenz in Atemanhaltetechnik in Exspiration aufgenommen. Bei der EKG-getriggerten Aufnahmetechnik in der Magnetresonanztomographie handelt es sich um eine prospektive Triggerung. Das bedeutet, dass das EKG-Signalmuster aufgenommen und nach einem besonderen Triggerimpuls selektiert wurde. Daraufhin wurde die Pulssequenz nach einer einstellbaren Verzögerungszeit gestartet.
Nun sollten doppelt angulierte Schnittbilder (koronar -> sagittal -> transversal) parallel zur kurzen Achse des linken Ventrikels erstellt werden. Dafür wurde auf transversalen Schnittebenen ein septum-paralleler Localizer anguliert. Dann wurde auf dem so gewonnenen RAO (rechts-anterior-oblique)-Schnittbild eine weitere septum-orthogonale Schnittführung parallel zur Längsachse des linken Ventrikels eingezeichnet.

SEQUENZPARAMETER:
Turbo-FLASH-Localizer
5 ms SL 5 mm
TE 2,3 ms Field of View (FoV) 350*350
Flipwinkel á 15° Matrix 80*128

Diese Kurzachsenschnitte benötigt man, um die Funktionsparameter auswerten zu können.
Bei den Aufnahmen wurde an der Herzspitze begonnen, die Schnittebenen wurden so gewählt, dass das ganze Herz abgebildet werden konnte. Die obere Grenze bildete ein deutliches Überschreiten der AV-Klappenebene in der Diastole.

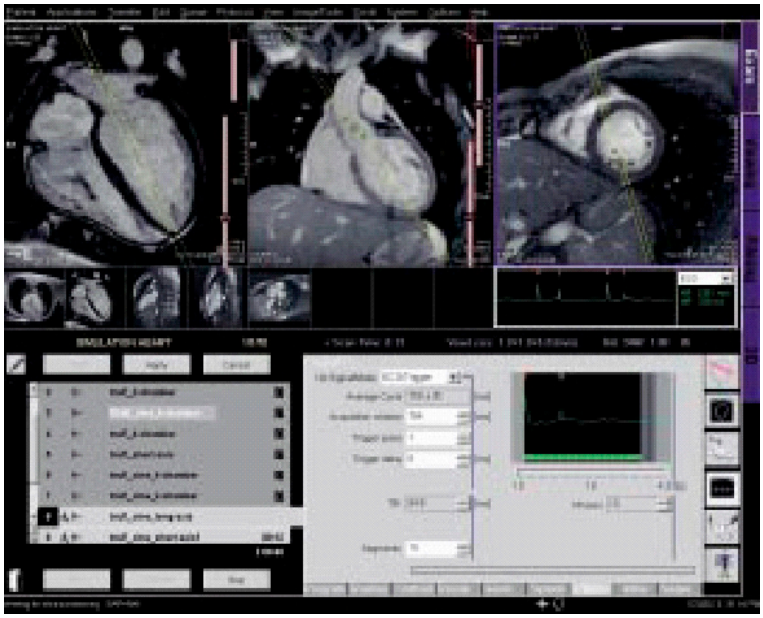

Abbildung 10: Benutzeroberfläche des MRT

Zuerst wurden jene zwei Schichten aufgesucht, auf denen die Papillarmuskeln am deutlichsten intrakavitär abzugrenzen waren. Oberhalb dieser Schichten, d.h. in Richtung der Herzbasis, zog man diastolisch drei und systolisch nur zwei weitere Schichten zur Volumenberechnung heran. Die dritte basisnahe systolische Schicht wurde nicht berücksichtigt, da man hier in den meisten Fällen aufgrund des angeschnittenen aortalen Ausflusstraktes kein konzentrisches Lumen mehr abgrenzen konnte. Alle 5 mm wurden Untersuchungsschichten mit jeweils 5 mm Schichtdicke akquiriert. Der Bereich dazwischen kann interpoliert werden.
Der erste zur Auswertung verwendete, oberste, basisnahste Kurzachsen-Schnitt war auf einem diastolischen Bild demnach so positioniert, dass das Ventrikellumen gerade angeschnitten wurde. So konnte sowohl in der Systole als auch in der Diastole der gesamte linke Ventrikel erfasst werden. Daraus ergaben sich ca. 8-10 Schnitte, abhängig von den verschiedenen Herzgrößen der untersuchten Patienten. Die Messzeit betrug etwa 20 Minuten.

SEQUENZPARAMETER:

FLASH 2 D

TR 96 ms SL 5 mm

TE 4,8 ms FoV 350*350

á 20° Matrix 135*256

gap 5 mm

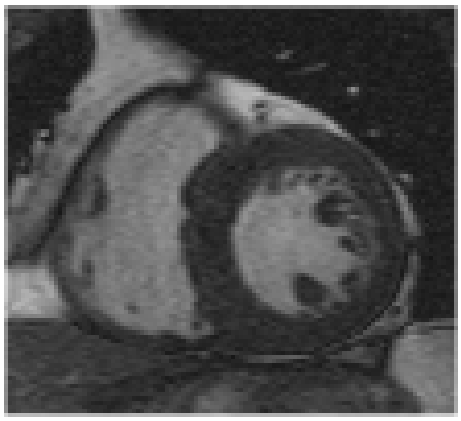

Abbildung 11: MRT Aufnahme Enddiastole

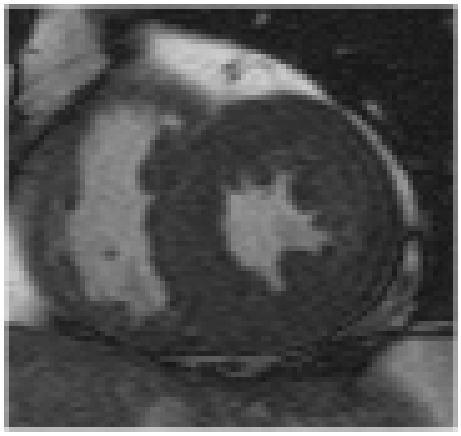

Abbildung 12: MRT Aufnahme Endsystole

2.5.1 Ablauf der Bearbeitung der Daten

Im Gegensatz zu den ermittelten Daten der Computertomographie benötigt man bei der Magnetresonanztomographie keine Rekonstruktionen oder vergleichbare Arbeitsschritte. Die erzeugten

Bilder wurden direkt der Auswertungssoftware (ARGUS, Siemens, Forchheim) zugeführt (siehe Kapitel 2.6).

2.6 ARGUS - MDCT UND MRT

Die jeweiligen Bilder aus MDCT (Kurzachsenschnitte) und MRT (kurze Herzachse) wurden in die Software ARGUS (Siemens, Forchheim) eingeladen, die endsystolischen und enddiastolischen Bilder auswählt und als solche definiert. Dabei wurde aus dem MRT-Datensatz die maximale Ausdehnung des Herzmuskels als Enddiastole und die maximale Kontraktion als Endsystole festgelegt, bzw. die bereits durch die Rekonstruktionen der MDCT entstandenen Bilder (siehe 2.4.4) verwendet.
Zur quantitativen Auswertung wurden die Schichten vom Herzapex bis zur Herzbasis verwendet und aus ihnen Basis und Apex definiert. Als Basis verwendete man die basalste Schicht mit einem abgrenzbaren Myokard. Bei einem „erahnbaren Myokardrahmen“ (siehe Abbildung 13) wurde bereits diese Schicht definiert. Für den Apex wurde die erste Schicht mit einem erkennbaren Lumen während des gesamten Herzzyklus festgelegt. Dann wurden manuell die endo- und epikardialen Konturen unter Aussparung der Papillarmuskeln vom Ventrikelvolumen des linken Ventrikels eingezeichnet. Wurde eine Schicht als die basalste definiert, bei der im Bereich der Mitralklappen noch kein Myokard, sondern nur ein erahnbarer Rahmen zu detektieren war, wurde ein möglichst eng zusammenlaufender Bereich als Myokard definiert, um die Myokardmassenangabe nicht zu verfälschen.

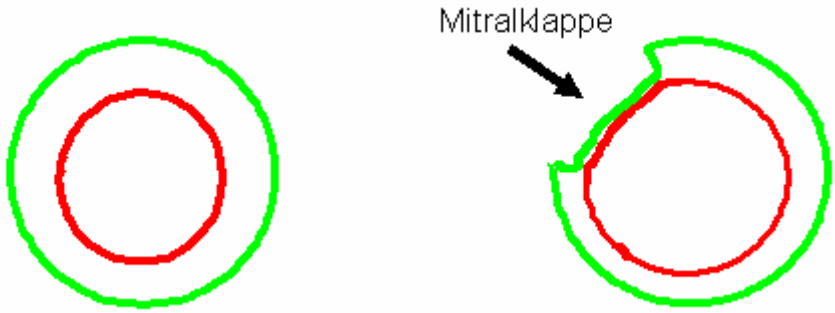

Abbildung13: Schema für die Konturanbringung (wobei rot = Endokard, grün = Epikard)

Es wurde von 2 unabhängigen Auswertern verblindet ausgewertet und so die Gefahr der untersucherabhängigen Fehlauswertungen minimiert.

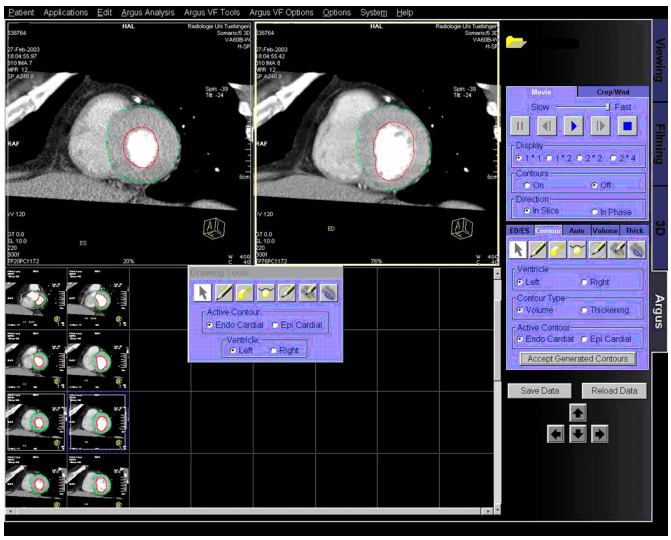

Abbildung14: Benutzeroberfläche mit ARGUS Software

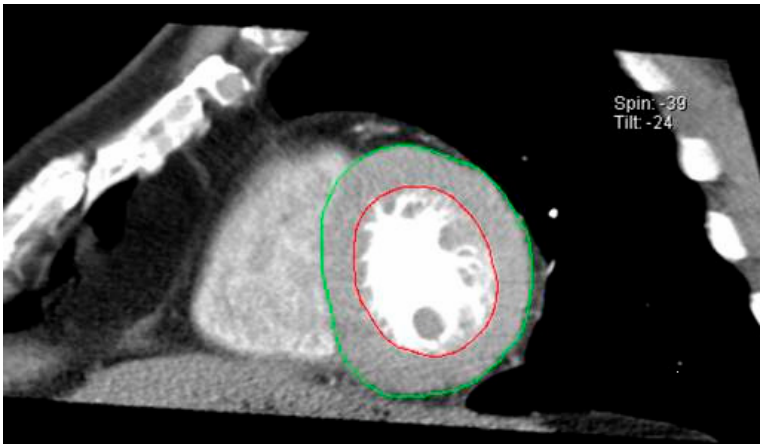

Abbildung 15: Beispiel für eine ausgewertete Schicht (hier MDCT)

2.7 STATISTISCHE AUSWERTUNG

Für alle statistischen Analysen wurde die Statistik-Software JMP 4.0 (SAS Institute, Cary, NC, USA) verwendet. Die Darstellung der einzelnen ausgewerteten Parameter (EF, EDV, ESV) erfolgte u.a. mittels des Bland-Altman-Verfahrens. Es handelt sich dabei um eine graphische Darstellungsmethode für den Vergleich zweier Messmethoden. In einem Punktdiagramm werden die Differenzen der beiden Messmethoden gegen den Mittelwert der beiden Methoden aufgetragen. Zur leichteren Interpretation werden zusätzlich 3 Linien dargestellt: Mittelwert, Mittelwert + 1,96 x Standardabweichung, Mittelwert - 1,96 x Standardabweichung. Dieses Diagramm bietet eine optische Beurteilung wie hoch die Schwankungsbreite der Übereinstimmung ist, ob es einen systematischen Messfehler gibt und ob die Abweichung der Methoden oder die Streuung der Abweichungen von der Höhe der Werte abhängig ist. Für letzteres ist eine logarithmische Darstellung der Messwerte aussagekräftig.
Für die statistische Auswertung wurde weiterhin der Pearson-Korrelationskoeffizient berechnet sowie der Wilcoxon-Test für verbundene Stichproben verwendet. Die Daten, die eine Irrtums-

wahrscheinlichkeit von p < 0,05 aufwiesen, wurden als statistisch signifikant erachtet.

Beim t-Test handelt sich hier um einen beliebigen Hypothesentest mit t-verteilter Testprüfgröße. Bei einem t-Test im engeren Sinne werden Hypothesen über Erwartungswerte einer oder zweier normalverteilter Grundgesamtheiten getestet.

Visualisiert wurden die Daten auch jeweils mit der Scatterplot-Matrix (auch Draftsman Plot genannt). Das ist ein graphisches Verfahren zur Veranschaulichung von paarweisen Zusammenhängen zwischen mehr als zwei metrisch skalierten Variablen. Gegeben sind r ($r > 2$) metrisch skalierte Variablen $X_1,\ldots,X_r$, für die Beobachtungen an n statistischen Elementen vorliegen. Für jeweils zwei Variable werden die Beobachtungswerte in einem Scatterplot dargestellt. Es ergeben sich insgesamt $r \cdot (r-1)$ Plots. Diese werden in Form einer Matrix angeordnet, wobei die Hauptdiagonale leere Flächen enthält, da die Variable X_j nicht gegen sich selbst abgetragen wird. Die sich ergebende Scatterplot-Matrix ermöglicht, visuell Beziehungen zwischen den Variablen einander ähnlicher statistischer Elemente zu entdecken.

Als Arbeitshypothese dieser Studie galt, dass eine kardiale Funktionsdiagnostik mittels MDCT vergleichbar mit einer Funktionsdiagnostik mittels MRT ist.

3 ERGEBNISSE

3.1 STUDIENDESIGN

3.1.1 Alter

Die Patienten waren zwischen 35 und 78 Jahre alt, das Durchschnittsalter lag bei 63,4 Jahren. Folgendes Schaubild demonstriert die Altersverteilung innerhalb der Studie:

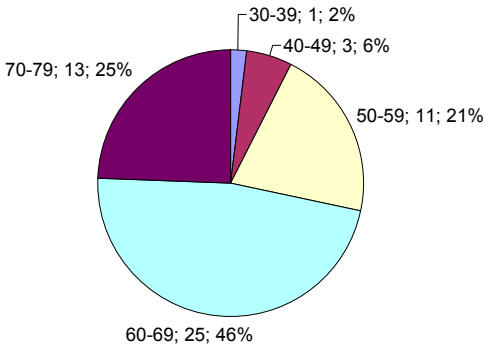

Schaubild 1: Altersverteilung [Jahren]
(wobei die 1.Zahl jeweils die Altersdekade definiert, die 2.Zahl die Anzahl der Patienten in dieser Dekade, die 3. den prozentualen Anteil)

3.1.1 Terminabstände

Nicht alle Patienten erhielten die MDCT- und MRT-Untersuchung am selben Tag (n=31). Folgendes Schaubild demonstriert die Abstände zwischen den Untersuchungen:

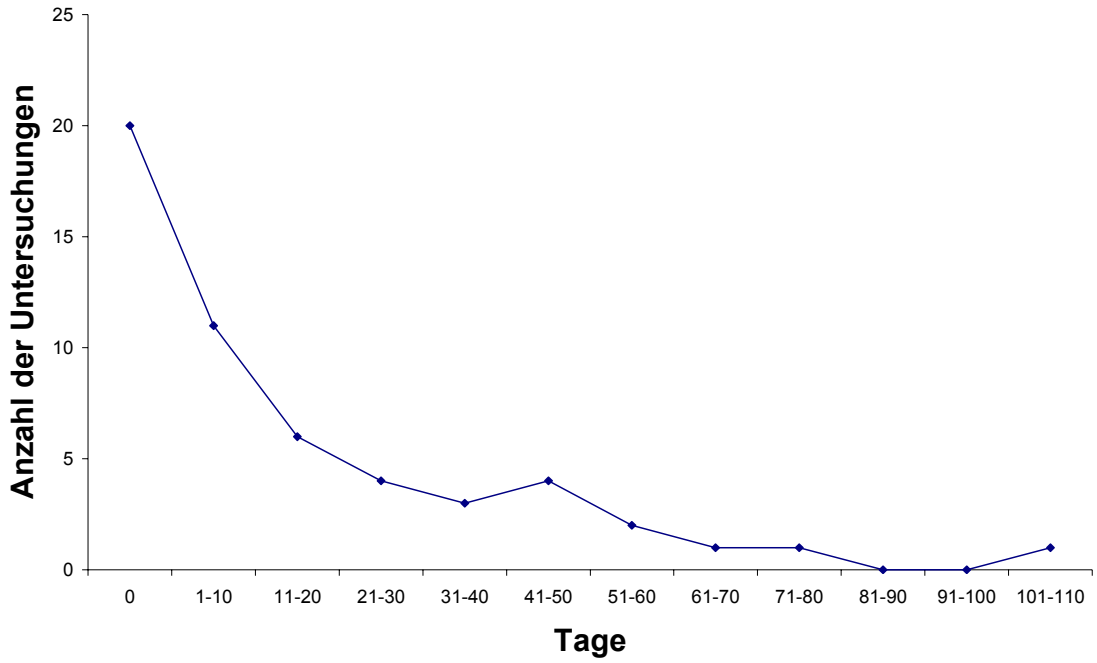

Schaubild 2: Abstand zwischen den Untersuchungen [Tage]

3.1.2 Herzfrequenz

Die Herzfrequenzen lagen bei durchschnittlich 61,5 Schlägen pro Minute im MDCT und 65,5 Schläge pro Minute im MRT. Damit unterscheiden sie sich signifikant (im T-Test ein p-Wert von 0,0012, bei einem Signifikantsniveau von 0,05).

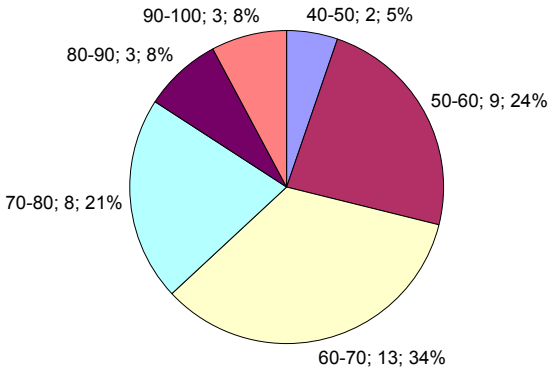

Schaubild 3: Herzfrequenz während der MRT Untersuchung [Schläge/Minute] (wobei die 1.Zahl die Herzfrequenz definiert, die 2.Zahl die Anzahl der Untersuchungen und die 3.den prozentualen Anteil)

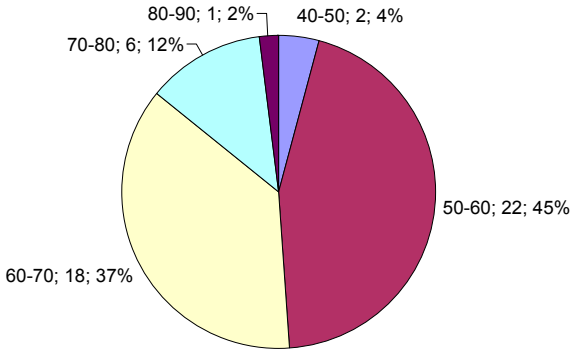

Schaubild 4: Herzfrequenz während der MDCT Untersuchung [Schläge/Minute] (wobei die 1.Zahl die Herzfrequenz definiert, die 2.Zahl die Anzahl der Untersuchungen und die 3.den prozentualen Anteil)

3.2 VERGLEICH MDCT VERSUS MRT – EF

Die Ejektionsfraktion im MDCT betrug im Mittel 47%, die Standardabweichung lag bei 10,19. Im MRT lag der Mittelwert der EF bei 49%, die Standardabweichung bei 9,67. Die Standardabweichung ist ein zusammengefasster Schätzwert der Varianz

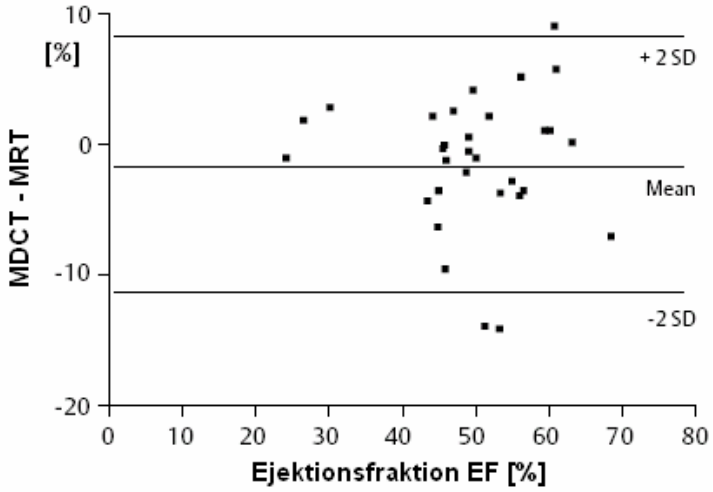

Schaubild 5: Bland-Altman EF

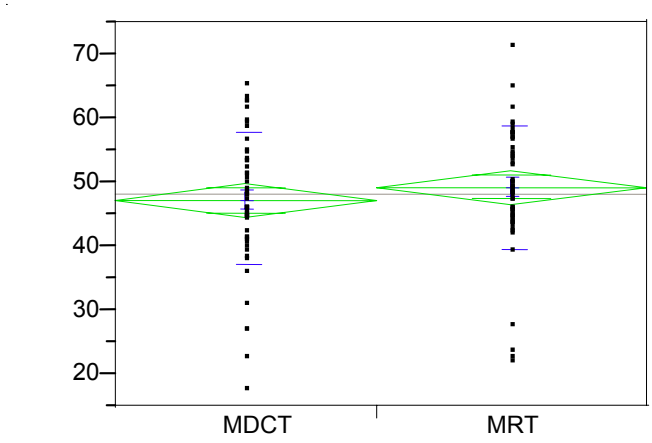

Schaubild 6: Oneway Analysis of EF (in %;
wobei die blauen Linien die Standardabweichungen darstellen)

Im t-Test ergaben sich folgende Ergebnisse:

Gleiche Varianzen vorausgesetzt:

	Differenz	t Test	Prob > |t|
Schätzung	-2.04	-1.05	0.29
Standardfehler	1.94		
Unter 95%	-5.88		
Über 95%	1.81		

Ungleiche Varianzen vorausgesetzt:

	Differenz	t Test	Prob > |t|
Schätzung	-2.04	-1.05	0.29
Standardfehler	1.94		
Unter 95%	-5.88		
Über 95%	1.81		

Analyse der Varianz

Source	Summe der Quadrate	Mittlerer quadratischer Fehler	F Ratio	Prob > F
1=ct,2=mr	108.88	108.88	1.10	0.29
Fehler	10164.02	98.68		
C. Total	10272.90			

Es ergibt sich mittels des Bland-Altman-Verfahrens eine multivariante Korrelation von 0,81. Die Ergebnisse lassen sich in folgendem Schaubild visualisieren:

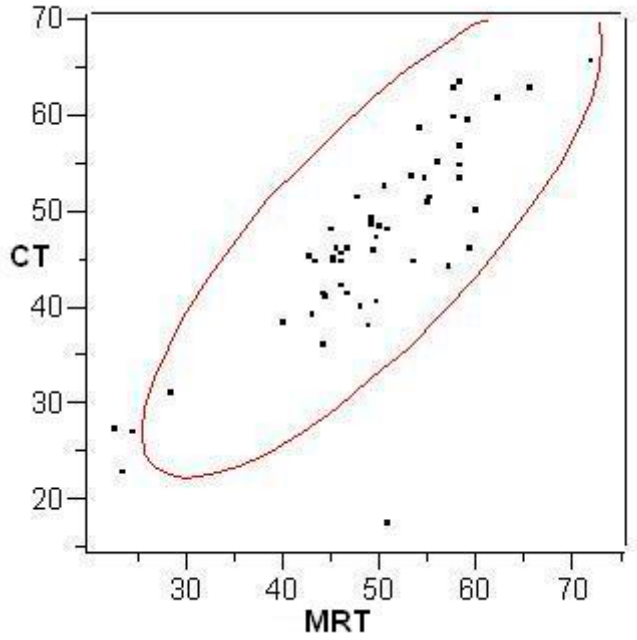

Schaubild 7: Scatterplot Matrix EF (MDCT versus MRT; in %)

3.3 VERGLEICH MDCT VERSUS MRT – EDV

Das Enddiastolische Volumen betrug im Mittel 140,68ml, die Standardabweichung lag bei 39,67. Im MRT lag der Mittelwert des EDVs bei 124,94ml, die Standardabweichung bei 30,62. Damit sind sie bei einem Signifikantsniveau von 0,05 signifikant verschieden.

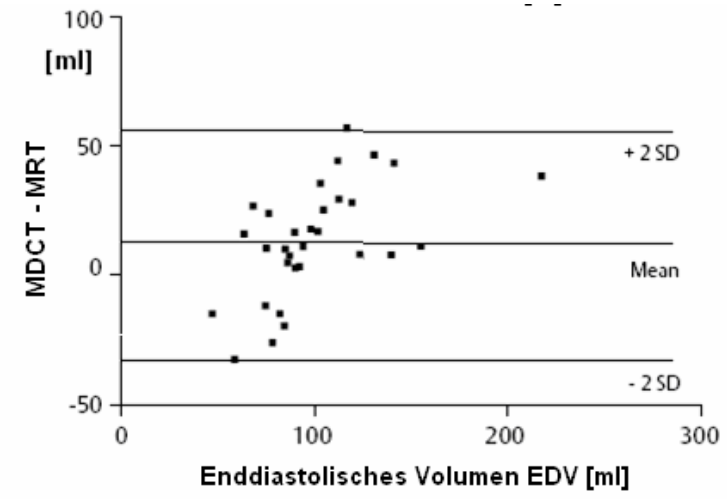

Schaubild 8: Bland-Altman EDV

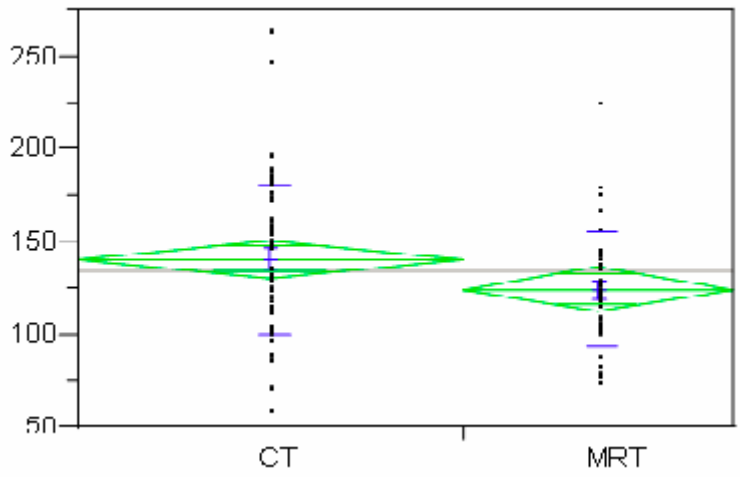

Schaubild 9: Oneway Analysis of EDV (in ml;
wobei die blauen Linien die Standardabweichungen darstellen)

Im t-Test ergaben sich folgende Ergebnisse:

Gleiche Varianzen vorausgesetzt:

	Differenz	t Test	Prob > |t|
Schätzung	15.92	2.05	0.04
Standardfehler	7.77		
Unter 95%	0.49		
Über 95%	31.36		

Ungleiche Varianzen vorausgesetzt:

	Differenz	t Test	Prob > |t|
Schätzung	15.92	2.15	0.04
Standardfehler	7.42		
Unter 95%	0.49		
Über 95%	31.36		

Analyse der Varianz:

Source	Summe der Quadrate	Mittlerer quadratischer Fehler	F Ratio	Prob > F
1=ct,2=mr	5525.43	5525.43	4.2053	0.0433
Fehler	115625.35	1313.92		
C. Total	121150.77			

Es ergibt sich mittels des Bland-Altman-Verfahrens eine multivariante Korrelation von 0,86. Die Ergebnisse lassen sich in folgendem Schaubild visualisieren:

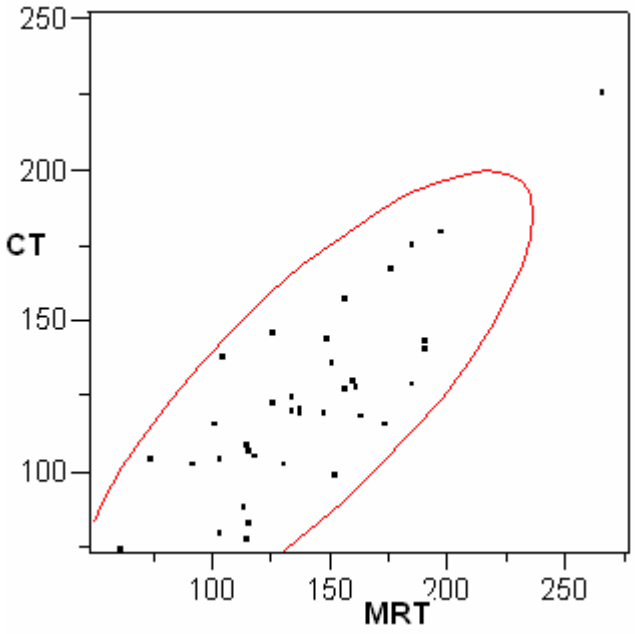

Schaubild 10: Scatterplot Matrix EDV (MDCT versus MRT, in ml)

3.4 VERGLEICH MDCT VERSUS MRT – ESV

Das Endsystolische Volumen betrug im Mittel 75,34ml, die Standardabweichung lag bei 34,47. Im MRT lag der Mittelwert des ESVs bei 64,87ml, die Standardabweichung bei 30,63.

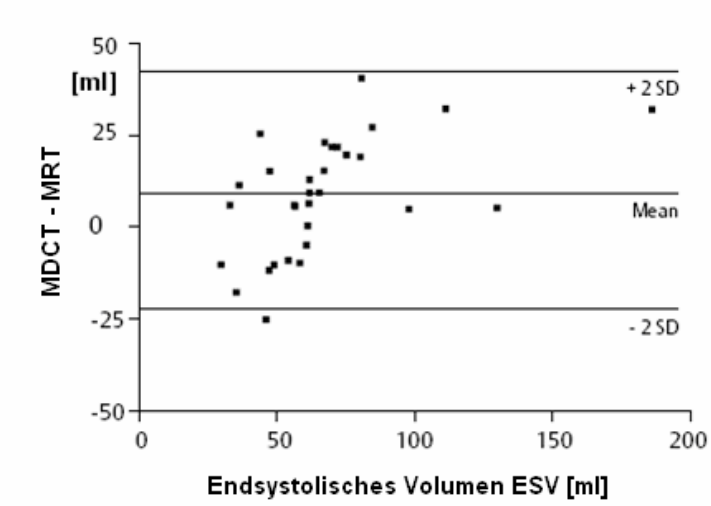

Schaubild11: Bland-Altman ESV

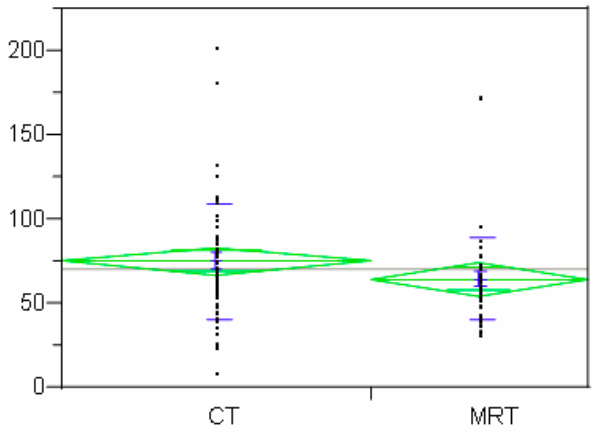

Schaubild 12: Oneway Analysis of ESV (in ml;
(wobei die blauen Linien die Standardabweichungen darstellen)

Im t-Test ergaben sich folgende Ergebnisse:

Gleiche Varianzen vorausgesetzt:

	Differenz	t Test	Prob > |t|
Schätzung	10.54	1.6	0.11
Standardfehler	6.58		
Unter 95%	-2.55		
Über 95%	23.62		

Ungleiche Varianzen vorausgesetzt:

	Differenz	t Test	Prob > |t|
Schätzung	10.54	1.7	0.09
Standardfehler	6.20		
Unter 95%	-2.55		
Über 95%	23.62		

Analyse der Varianz:

Source	Summe der Quadrate	Mittlerer quadratischer Fehler	F Ratio	Prob > F
1=ct,2=mr	2419.197	2419.20	2.5615	0.1131
Fehler	83112.826	944.46		
C. Total	85532.023			

Es ergibt sich mittels des Bland-Altman-Verfahrens eine multivariante Korrelation von 0,91. Die Ergebnisse lassen sich in folgendem Schaubild visualisieren:

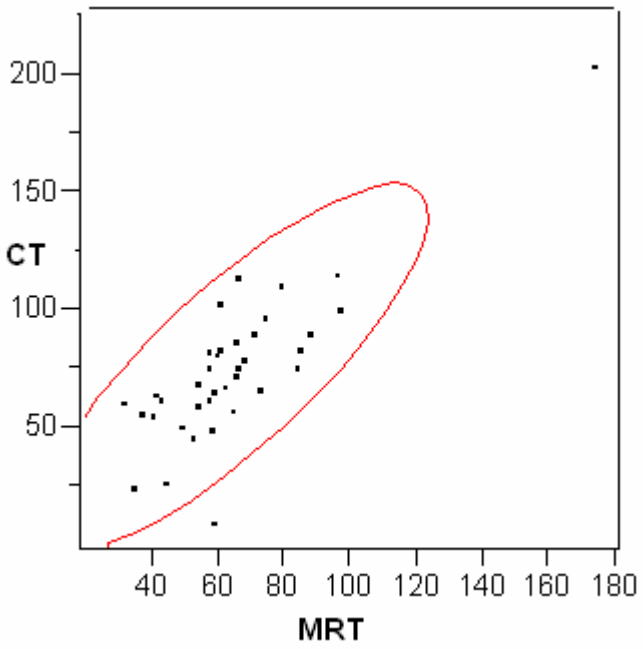

Schaubild 13: Scatterplot Matrix ESV (MDCT versus MRT; in ml)

3.5 INTEROBSERVERVARIABILITÄT

Die Auswertungen wurden von 2 Untersuchern verblindet durchgeführt. Es ergaben sich folgende Unterschiede in der Auswertung: Bei der EF eine Korrelation von 0,99% (Mittelwert; median = 0,7; Standardabweichung von 1,006), bei den MRT Daten ebenfalls von 0,99% (Mittelwert; median = 0,9; Standardabweichung von 1,3).

3.6 VERGLEICH AUSWERTER-ARGUS

Neben der manuellen Auswertung durch die Untersucher wurde auch die von der Software angebotene automatische Auswertungsoption gewählt. Dabei ergibt sich bei der EF-Auswertung der MDCT-Daten eine Überschätzung von durchschnittlich 5,3% (Mittelwert; median = 4,1; Standardabweichung von 4,7), bei den MRT-Daten eine Differenz von 6,8% (Mittelwert; median = 5,2; Standardabweichung von 5,4).

3.7 ZUSAMMENFASSUNG

Bisher galt die Tatsache als gesichert, dass es zu einer Überschätzung der Volumina von ESV und EDV bei der Funktionsdiagnostik mittels MDCT kommt. In dieser Studie galt das nur für die EDV, jedoch kam es zu keiner signifikanten Abweichung von MDCT und MRT bei der Ermittlung der EF (p=0,15).
Es zeigte sich eine sehr gute Korrelation zwischen MDCT und MRT mit Korrelationskoeffizienten zwischen 0,7 und 0,91:

Tabelle 1: Korrelation zwischen MCDT und MRT (wobei:
EF = Ejektionsfraktion, EDV = Enddiastolisches Volumen,
ESV = Endsystolisches Volumen, SV = Schlagvolumen,
MM = Myokardmasse)

	MDCT	MRT	Mittlere Differenz	Korrelations-koeffizient
EF	49,1± 10,1%	50,5 ± 10,3%	-1,4 ± 1,9%	0,81
EDV	137,8 ± 42,2 ml	124,6 ± 31,1 ml	13,2 ± 8,1 ml	0,86
ESV	71,8 ± 35,9 ml	63,1 ± 27,9 ml	8,7 ± 5,9 ml	0,91
SV	66,0 ± 17,0 ml	61,4 ± 14,3 ml	4,6 ± 4,5 ml	0,70
MM	127,7 ± 28,9 g	115,8 ± 27,0 g	11,9 ± 13,8 g	0,88

4 DISKUSSION

Das menschliche Herz schlägt über 100.000 mal am Tag und pumpt dabei mehr als 7.000 Liter Blut durch die Gefäße. Damit stellt das Herz ein zentrales Organ dar, dessen Erkrankung alle Organe tangiert. Während eines kardialen Krankheitsverlaufs ist ein Hauptproblem der Patienten die eingeschränkte Herzfunktion, die zu Brustschmerzen, Atemnot und Abgeschlagenheit führen kann. Diese Symptome beeinträchtigen die Betroffenen so sehr, dass eine frühzeitige Diagnostik und damit Behandlungsmöglichkeit wünschenswert ist. Da die Herzfunktion den entscheidenden Parameter bei der Überlebenszeit bei Herz-Kreislauf-Erkrankungen darstellt, ist Diagnostik und damit Therapiemöglichkeit bereits vor Eintritt der Beschwerden Ziel der Forschung.
Für Diagnose, Einschätzung der Prognose und daraus folgenden Therapieentscheidungen kardialer Erkrankungen ist die sichere einheitliche Quantifizierung linksventrikulärer Parameter von großer Bedeutung[11,47].

4.1 STUDIENDESIGN

Zunächst soll auf die Gegebenheiten, die der Studie zu Grunde liegen, näher eingegangen werden.

4.1.1 Alter

Die Inzidenz der Herzinsuffizienz in der Allgemeinbevölkerung verdoppelt sich ungefähr mit jeder Altersdekade und überschreitet 3% pro Jahr bei den über 75-Jährigen[70-73]. In dieser Studie wurde ein durchschnittliches kardial gefährdetes Bevölkerungskollektiv untersucht.

4.1.2 Geschlechter

In der Studie wurden 43 Männer und 10 Frauen untersucht. Dies war keine beabsichtigte Einteilung, sondern spiegelt die Anteile der in Tübingen durch Kardio-MDCT untersuchten Personen wider. Weiterhin sind im Allgemeinen Männer häufiger von Herzerkrankungen betroffen als Frauen[70,72,73]. Jedoch gibt es dabei, wie bereits erwähnt, einen leichten Wandel: in den letzten Jahren war ein leichter Rückgang bei den männlichen Erkrankten zu verzeichnen, jedoch nahm die Anzahl der weiblichen Erkrankten in vergleichbarem Maße zu[4]. In dieser Studie wurden weniger Frauen als Männer untersucht, dies ist jedoch nur als zufälliger Ausdruck der allgemeinen Erkrankungs- und Untersuchungshäufigkeit zu verstehen.

4.1.3 Betablocker

Die Hauptindikation der kardialen MDCT ist die nichtinvasive Diagnostik der Koronararterien. In der vorliegenden Arbeit hatten 19 der 53 Patienten eine vordiagnostizierte koronare Herzerkrankung. Da bei der Diagnostik der Koronararterien eine möglichst artefaktfreie Bildqualität von Nöten ist, wurden in der Routine zum Zeitpunkt dieser Studie den Patienten orale Betablocker zur Reduktion der Herzfrequenz verabreicht[35]. Dadurch können die hier untersuchten funktionellen Parameter wie Schlagvolumen und Ejektionsfraktion beeinflusst werden[45,74]. In dieser Studie wurde die Frequenz eines Teils der Patienten (n = 38) mit Betablockern reduziert, obwohl im Normalfall auch bei Patienten mit höheren Herzraten die Ventrikelkonturen für eine Quantifizierung ausreichend abgegrenzt werden können. Bei einem Teil dieser Patienten wurde auch bei der Magnetresonanzuntersuchung Betablocker eingesetzt (n=21). Von einer vergleichbaren Herzfrequenz sowie Herzfunktion während der Untersuchung mit den jeweiligen Modalitäten kann

jedoch ausgegangen werden. Ob Betablocker einen Einfluss auf die kardiale Funktion haben, sollte weiter untersucht werden[61].

4.1.4 Terminabstände

Die Termine von Computertomographie und Magnetresonanz-tomographie lagen mit einer mittleren Termindifferenz von 7 Tagen sehr nah beieinander. Es ist nicht davon auszugehen, dass in diesen kurzen Zeitabständen sich die kardiale Funktion der Patienten verändert hat, da keinerlei Symptome von neu eingetretenen Ischämien oder Krankheiten, die die Funktion beeinträchtigen könnten, vorlagen. Fast die Hälfte der Patienten (n=20) erhielt am selben Tag MRT und MDCT; damit kann von einer Übereinstimmung der Untersuchungsbedingungen ausgegangen werden.

4.1.5 Herzfrequenz

Die Herzfrequenzen unterscheiden sich mit durchschnittlich 61,5 Schlägen pro Minute im MDCT und 65,5 Schläge pro Minute im MRT zwar signifikant, aber man kann aus klinischer Sicht sagen, dass ein auf die Frequenz bezogenes einheitliches Patientengut untersucht wurde.

Sowohl die Frequenzen innerhalb der jeweiligen Untersuchungs-methodengruppen (z.B. alle MDCT Untersuchten) sind sehr homogen, als auch zwischen MDCT und MRT, so dass man die Funktionen vergleichen kann. Die Herzfrequenz ist, wie in Kapitel 4.1.3 behandelt, wurde wie bei anderen Arbeitsgruppen[75] mit oralen Betablockern in den optimalen Bereich gebracht worden. Die durchschnittlich einheitliche Frequenz zeigt, dass dies überwiegend gelungen ist.

4.1.6 Interobservervariabilität

Die MDCT- und MRT-Aufnahmen wurden von zwei unabhängigen Untersuchern ausgewertet. Da sowohl bei der Auswertung des MDCTs als auch des MRTs dieselben verblindeten Untersucher arbeiteten, ist ein homogenes Arbeitsergebnis die Folge.
Allerdings kann es zu sich individuell unterscheidenden Ergebnissen kommen, v.a. da das menschliche Herz nicht vollkommen symmetrisch aufgebaut ist.
Zunächst muss die Tatsache bedacht werden, dass die Klappenebene noch nahezu senkrecht zum Ventrikelseptum steht, währenddessen die Klappen untereinander leicht verdreht sind. Daraus lässt sich folgern, dass die eigentlichen Einfluss- und Ausflussebenen nicht senkrecht zur longitudinalen Herzachse liegen. Darum können beim Versuch einer Darstellung mittels Scheibensummationstechnik (siehe Kapitel 2.3.) Probleme auftreten und der in Schichten aufgenommene Ventrikel nur bedingt erfasst werden. Für die praktische Bildinterpretation bedeutet dies, dass auf Aufnahmen, vor allem in Klappennähe, durch schräge Anschnitte links- und auch rechtsventrikulär mit Unschärfen der Herzkonturen zu rechnen ist. Weiterhin ist damit auch anatomisch keine für eine Schnittbilddiagnostik verwendbare eindeutige, einheitliche, fest definierte Klappenebene gegeben.
Aus den geschilderten Gründen müssen bei der Auswertung von Funktionsparametern - wie sie in der hier vorliegenden Arbeit verwendet wurden – vom jeweiligen Untersucher Schichten festgelegt werden, die man als oberste und damit als erste ausgewertete Schicht des Ventrikels definiert. Durch oben genannte anatomische Gegebenheiten können hierbei untersucherbedingte Unterschiede bei der Auswertung entstehen.
Hinsichtlich der Untersucherabhängigkeit konnte in der vorliegenden Arbeit für beide Modalitäten eine sehr hohe Übereinstimmung der

Funktionsparameteranalyse zwischen den Ergebnissen beider Auswerter festgestellt werden. Chaitman et al. ermittelten für die quantitative Funktionsdiagnostik mittels Ventrikulographie eine hohe Reproduzierbarkeit. Die Interobservervariabilität lag bei 8%, der Intraobserververgleich bei 1%[76]. Die Interobservervariabiliät in der hier vorliegenden Studie lag bei 0,99 bzw. 1,27%, also deutlich darunter.

4.2 GERÄTE

4.2.1 MDCT

Die Computertomographie ist ein diagnostisches Verfahren, das zum Bildaufbau eine Röntgenröhre verwendet. Dabei wird mittels eines Fächers aus Röntgenstrahlen das zu untersuchende Volumen aus verschiedenen Richtungen (senkrecht zur Körperachse) durchleuchtet. Aus der Intensitätsminderung, die von der gegenüberliegenden Detektoreinheit gemessen wird, kann auf die Dichte geschlossen werden, da die Absorption von Röntgenstrahlung abhängig von der Dichte des durchstrahlten Gewebes ist. Sie wird auf der Detektorseite registriert. Die aufgenommenen elektrischen Impulse werden schließlich von einem Computer in unterschiedliche Graustufen umgerechnet und daraus axiale Schichtbilder erzeugt. Computertomographen arbeiten mit einem rotierenden Röhren-Detektorsystem (sog. Gantry). Dabei drehen sich Röntgenröhre und die ihr gegenüberliegende Detektoreinheit um den Patienten, der auf einem Tisch liegend hindurch geschoben wird.
Prinzipiell ist eine halbe Umdrehung nötig, um ein axiales Bild zu berechnen. Bei älteren Geräten wurde nach jeder einzelnen Bildakquisition der Patient eine Schichtbreite weiter geschoben, üblicherweise 7-10 mm. Mittels dieses zeitaufwändigen Verfahrens konnten nur Volumina geringen Umfangs untersucht werden.

Vor ca. 15 Jahren wurde die Spiral-Computertomographie entwickelt, bei der der Tisch mit dem Patienten kontinuierlich vorgeschoben wird. Mit diesem Verfahren konnten in kürzerer Zeit immer größere Volumina untersucht werden. Ein weiterer technischer Fortschritt war die Einführung multipler Detektorelemente. Die Firma Siemens stellte im Jahre 1998 den ersten Mehrschichtcomputertomographen „SOMATOM Volume Zoom“ vor. Er verfügt über eine Rotationszeit von 0,5 s und vier parallele Schichten und erreicht eine Leistungssteigerung um den Faktor 8 im Vergleich zu einem 1-Sekunden-Einzelschicht-Spiral-Scanner.
Stand der Technik zum Zeitpunkt der Datenerhebung für diese Studie waren 16 Detektorzeilen mit einer Schichtdicke von 0,75 mm. Der große Vorteil dieser Mehr-Detektor-Systeme ist die Möglichkeit, nahezu isotrope Voxel zu erzeugen, die es ermöglichen, das untersuchte Volumen nicht nur in axialen Schichten darzustellen, sondern dreidimensionale Ansichten zu erzeugen, die aus beliebigem Blickwinkel betrachtet werden können.

4.2.1.1 *Bedeutung der MDCT im klinischen Alltag*

Aufgrund der klinisch einfach und schnell durchzuführenden Untersuchung und der präzisen Diagnostik hat sich die MDCT als Routineverfahren etabliert und spielt bei der radiologischen Diagnostik eine immer bedeutsamere Rolle.
Die MDCT eröffnet durch die deutlich gesteigerte Volumenabdeckung pro Zeiteinheit und die schnellere Untersuchungsgeschwindigkeit die Möglichkeit einer Reihe klinischer Anwendungen, wie z.B. zu Ganzkörperuntersuchungen polytraumatisierter Patienten, zur Fokussuche in onkologischen Zusammenhängen und Gefäßuntersuchung größerer Gebiete, wie z.B. der CTA der Beine[77]. Weiterhin kommt es zur Verbesserung der Auflösung durch die Verringerung der kollimierten Schichtdicke[64,78] und damit zu einer Steigerung der dreidimensionalen Bildqualität.

4.2.1.2 *Bedeutung der Kardio - MDCT*

Die Untersuchung des Herzens war lange Zeit für die Computertomographie von nur untergeordneter Bedeutung, da die durch den Herzschlag verursachten Artefakte nur eine grobe Diagnostik erlaubten. Seit ca. 7 Jahren besteht aufgrund verbesserter Geräte die Möglichkeit, weitgehend artefaktfreie Aufnahmen von Herzen zu machen. Grundprinzip ist die EKG-synchronisierte Rekonstruktion der Bilddaten in der Diastole.

Die Früherkennung der koronaren Herzerkrankung erfordert den Nachweis von Gefäßwandveränderungen der Herzkranzgefäße. Computertomographen erlauben die Darstellung dieser Gefäßwandveränderungen sowie das Erkennen von Gefäßlumeneinengungen. Auch eine Einteilung von Anlagerungen in den Gefäßen in „soft, intermediate und verkalkte Plaques“ und damit eine Abschätzung des Risikos eines späteren Gefäßverschlusses ist möglich. Weitergehend erlaubt die Computertomographie eine Mengenabschätzung der Organverkalkungen mittels Koronarkalkquantifizierung (sog. Calciumscoring). Auch die Darstellung koronarer Bypässe ist möglich. Dies ermöglicht eine Beurteilung des Verlaufes eines aorto-koronaren Venenbypasses bzw. eines arteriellen Mammaria-Bypasses sowie der jeweiligen proximalen und meistens auch distalen Anastomosen. Auch die Diagnostik von Anlagerungen in Bypass-Gefäßen ist möglich.

Die Kardio-MDCT bietet somit eine Möglichkeit der Feststellung einer vorliegenden koronaren Herzerkrankung bzw. der Darstellung des Ausmaßes derselben, sowie eine Kontrolle nach interventionellen kardialen Eingriffen[20,31,64,79].

Bereits 1982 wurde zum ersten Mal die Möglichkeit der EKG-getriggerten Computertomographie von Rundage und Lipton als nichtinvasive Methode der Herzfunktionsdiagnostik beschrieben[80]. Nachfolgende Studien, die sowohl am Menschen als auch am Tier

vorgenommen wurden, zeigten, dass Veränderungen in der links-ventrikulären Ausdehnung und die Identifizierung von Regionen mit Wandbewegungsstörungen prinzipiell möglich waren[81,82].

4.2.2 MRT

Die Magnetresonanztomographie ist eine weitere moderne Schnitt-bilduntersuchung. Sie basiert jedoch auf einem völlig anderen komplizierten physikalischen Prozess: Der Kernspin, eine Art kreisähnlicher Eigendrehimpuls, den Atomkerne mit ungerader Protonen- und/oder Neutronenzahl (z.B. Wasserstoff, Kohlenstoff, Natrium, Phosphor, Fluor) haben, produziert ein kleines eigenes Magnetfeld, das ohne externes Magnetfeld nicht speziell ausgerichtet ist. Durch das große Magnetfeld des Magnetresonanztomographen geschieht nun eine parallele oder antiparallele Ausrichtung des Kernspins. Durch die Einstrahlung von elektrischen Hochfrequenz-wellen kann dies beliebig beeinflusst werden. Durch die Einschaltung des Magnetfeldes ändert sich die Longitudinalmagnetisierung in eine Transversalmagnetisierung. Wenn die Hochfrequenzeinstrahlung beendet wird, klappen die Kernspins in ihre Ausgangslage zurück. Dieses „Umklappen“ erzeugt ein elektromagnetisches Induktionsfeld, das mit einer Empfängerspule aufgefangen wird. Die Zeit zum Erreichen des Ausgangszustandes nennt man Relaxationszeit. Dafür sind 2 Zeiten charakteristisch: T1 (= Spin-Gitter-Relaxations-zeit, 300 ms bis 2000 ms) und T2 (= Spin-Spin-Relaxationszeit, 30 ms bis 150 ms). Zur Bilderzeugung werden verschiedene Hochfrequenzen wiederholt (dazwischen liegt dann jeweils die Repetitionszeit = TR). Den Zeitraum dazwischen nennt man Echozeit (= ET).

Für die jeweiligen Aufnahmen von verschiedenen Organen benötigt man unterschiedliche Spulen, die jeweils den Magnetisierungs-gradienten ändern. Ein Computer berechnet aus den Signalen mit

Hilfe komplizierter mathematischer Verfahren ein Schnittbild durch den Körper.
Im Gegensatz zum MDCT sind so Aufnahmen in freiwählbaren Raumrichtungen möglich und die Schnittbilder müssen nicht immer errechnet werden.

4.2.2.1 *Bedeutung der MRT im klinischen Alltag*

Die Magnetresonanztomographie hat seit ihrem ersten klinischen Einsatz 1981 zahlreiche beschwerliche und risikoreiche Untersuchungsmethoden, die mitunter sogar einen stationären Aufenthalt erforderlich machten, ersetzt. Einige Erkrankungen können mithilfe der MRT nun so frühzeitig erkannt werden, dass sich auch die Therapieaussichten deutlich verbessert haben. Der Patient ist während der kernspintomographischen Untersuchung keiner Strahlenbelastung ausgesetzt, was einen großen Vorteil dieser Untersuchungsmethode darstellt. Derzeit ist die Magnetresonanztomographie ein häufig eingesetztes Diagnoseverfahren bei sämtlichen Erkrankungen des Gehirns und Rückenmarks. Zudem hat sich dieses bildgebende Verfahren zur Untersuchung von krankhaften Veränderungen v.a. des muskuloskelettalen Apparates (Wirbelsäule und Gelenke sowie der knochennahen Weichteile, etwa von Meniskus-, Kreuzband- oder Seitenbandverletzungen, Knorpel- und Muskelschäden) bewährt. Daneben können aber auch alle inneren Organe und zahlreiche Gefäße kernspintomographisch untersucht werden.

4.2.2.2 *Bedeutung der Kardio - MRT*

Die Kardio-MRT gilt als die genaueste Methode zur Darstellung der Anatomie des Herzen. Weiterhin eröffnet sie die Möglichkeit, die wesentlichen Komponenten, die die Prognose des Herzpatienten bestimmen, zu erfassen: Durchblutungsstörungen des Herzmuskels, Narbenareale und die Herzmuskelfunktion.

Die Herz-MRT gilt heute als Goldstandard in der Funktionsdiagnostik des Herzen[50,53].

4.3 BEDEUTUNG DER KARDIALEN FUNKTIONSDIAGNOSTIK

Es gibt mannigfaltige Gründe der Funktionseinschränkung des Herzens, wie z.B. systolische Ventrikelstörungen, Kontraktionsschwäche, Dilatative Kardiomyopathie, Myokarditis, Koronare Herzkrankheit, Klappeninsuffizienz, Ventrikelseptumdefekt, Klappenstenose, Arterielle Hypertonie, Pulmonale Hypertonie, Diastolische Ventrikelstörungen, Konstriktive Perikarditis, Restriktive Perikarditis, Papillarmuskelabriss, Mitralinsuffizienz, Bakterielle Endokarditis, Perikardtamponade, Tachykardie und Herzrhythmusstörungen. An den mannigfaltigen Ursachen einer Funktionseinschränkung kann man sehen, dass die Funktionsdiagnostik und die daraus resultierenden Schlüsse bedeutsam sind und verschiedenartige Konsequenzen haben können.
Die Erfassung der Patienten mit bekannter oder vermuteter KHK ist eines der wichtigsten Ziele der kardialen Funktionsdiagnostik, denn die Funktionsparameter, v.a. die Ejektionsfraktion, sind entscheidende prognostische Marker bei den betroffenen Patienten[83]. Diese Patienten haben ein erhöhtes Infarktrisiko. Darüber hinaus ist die Ermittlung der Größe des beschädigten Areals und der Grad der linksventrikulären Funktion des Herzens eines der vorrangigen Diagnoseziele nach stattgehabtem Myokardinfarkt[84].
Des weiteren bietet die linksventrikuläre Ejektionsfraktion einen prognostischen Anhalt für die Mortalität in den ersten 18 Monaten nach Bypass-Operation.
Wallis et al. bestätigten in einer „Langzeit-Follow-Up“ Studie diese prognostische Wertigkeit der Ejektionsfraktion nach erfolgter Bypass-Operation[85].

Zudem hat die Bestimmung der Ejektionsfraktion direkt Einfluss auf Therapie und weiteres Procedere. Die Morbidität und Mortalität bei der Revaskularisierung bzw. das Risiko schwerwiegender Komplikationen nimmt mit der Reduktion der EF zu. Patienten ohne Steigerung der EF nach einer Operation haben schlechtere prognostische Aussichten als konservativ behandelte. Darum erhält die EF bei der Beurteilung, welcher Patient von einer Operation profitieren würde und welcher Patient besser konservativ behandelt werden sollte, einen hohen Stellenwert[86-93].

Mock et al. zeigten bereits 1982, dass eine hohe Korrelation zwischen der linksventrikulären EF und der langfristigen Entwicklung einer KHK besteht[94]. Symptomatische Patienten mit einer EF größer als 50% hatten in dieser Studie eine 4-Jahres-Überlebensrate von 92%. Patienten mit einer EF kleiner als 50% hingegen hatten eine 4-Jahres-Überlebensrate von nur 35%.

In den zweiten Hälfte des letzten Jahrhunderts wurden umfangreiche Klassifikationssysteme, wie der Norris Score, der Killip Class, der Chapman Index und der Dubois Index entworfen, um die durchschnittliche Überlebenszeit und die Ermittlung eines Myokardinfarktrisikos anhand zahlreicher Parameter wie Alter, vorangegangener Herzinfarkt, Herzgröße, Ventrikelgröße und Herzmasse zu ermitteln[14,85,95-98].

In jüngeren Studien stellte sich heraus, dass die Bestimmung der Ejektionsfraktion signifikante prognostische Aussagen erlaubt und somit die oben genannten Klassifikationssysteme in Zukunft ablösen könnte[99].

4.4 EF - Festlegung der Normwerte

Die in der Literatur angegebenen Normwerte der globalen Ejektionsfraktion variieren je nach angewendeter Technik zwischen 55% und

67%. 1966 bestimmten Kennedy et al. angiographisch (biplan) eine durchschnittliche Ejektionsfraktion von 67±8%[100], Hammermeister et al. 1974 angiographisch (monoplan) eine EF von 64±7%[101,102].
Die unterschiedlichen Untersuchungstechniken bei der MDCT und der MRT können zu einer Abweichung der Funktionsparameter führen, denn während bei der MDCT das retrospektive EKG-Gating mit überlappender Volumenakquisition Anwendung fand, wurde bei der MRT die prospektive EKG-Triggerung eingesetzt.
Die Ejektionsfraktion als einer der wichtigsten Funktionsparameter, welcher sich aus EDV und ESV ableitet, wurde in einer Arbeit von Boehm et al. 2004 (4-Zeilen-MDCT verglichen mit der MRT) unterschätzt[10]. Eine signifikante Abweichung der EF zwischen 16-Zeilen-MDCT und MRT konnte bei dem von uns untersuchten Patientenkollektiv jedoch nicht festgestellt werden.
Dass die Volumina der MDCT auch zu anderen Verfahren, wie der im Rahmen einer Koronarangiographie durchgeführten Ventrikulographie, gut korrelieren, konnte von unterschiedlichen Autoren gezeigt werden[61].

4.5 FUNKTIONSDIAGNOSTIK - WEITERE VERFAHREN

Ein invasives Verfahren zur Funktionsdiagnostik ist die Ventrikulographie, die im Rahmen katheterangiographischer Untersuchungen regelmäßig durchgeführt wird. Große Nachteile sind jedoch - neben der Invasivität - die Verwendung potenziell nephrotoxischer Kontrastmittel sowie die Anwendung von Röntgenstrahlen.
Der klinische Standard zur Bestimmung kardialer Funktionsparameter ist die Echokardiographie, die in den meisten kardiologisch geprägten Kliniken und Praxen verfügbar ist. Sie ermöglicht eine Echtzeitdarstellung des Herzmuskels, der Herzklappen, des Perikards und der großen Gefäße[103-105,]. Damit kann der Untersucher schon

während der Untersuchung Diagnosen stellen und ein rasches Handeln herbeiführen. Sie ist ein kostengünstiges Verfahren[106,107], das ohne jegliche Strahlung schnell vonstatten geht[108]. Jedoch ist sie durch anatomische Unterschiede der Patienten sowie eine deutliche Untersucherabhängigkeit hinsichtlich ihrer Reproduzierbarkeit stark limitiert[109]. Darum ist ein guter und routinierter Untersucher nötig, um ein gleich bleibend gutes Ergebnis zu erreichen[108].
Sowohl bei der Echokardiographie als auch in der Ventrikulographie erfolgt die Bestimmung linksventrikulärer Größen auf der Grundlage zweidimensionaler Untersuchungstechniken. Dies führt zu einer Ungenauigkeit bei der geometrischen Berechnung von Ventrikelvolumina aus einer Fläche[83].
Nichtinvasive nuklearmedizinische Verfahren (szintigraphische Ventrikulographie mit Radionukliden) und SPECT (Photonemissionstomographie) sind durch eine eingeschränkte Ortsauflösung limitiert[110,111].

4.6 Funktionsdiagnostik MRT und Vergleich zur MDCT

Der größte Nachteil der Computertomographie ist die Strahlenexposition des Patienten. Diese ist bei den neuen MDCTen durch die Überlappung bei der Spiralakquisition mit retrospektivem EKG-Gating im Vergleich zur Elektronenstrahl-Computertomographie und zur konventionellen Koronarangiographie erhöht[112-114,]. Diese Strahlung kann jedoch durch so genanntes „ECG-Pulsing“ deutlich reduziert werden. Bei dieser Technik, die auch bei den Untersuchungen dieser Studie angewandt worden ist, wird der Röhrenstrom so moduliert, dass während der systolischen Phase der Akquisition mit niedrigem Röhrenstrom und damit reduzierter Strahlungsdosis untersucht wird. Der maximale Röhrenstrom wird nur in der mittleren diastolischen Phase (etwa bei 60% des Herzzyklus) verwendet. Dies entspricht der

Phase des Herzzyklus, in der in den meisten Fällen eine optimale Bildqualität für die Beurteilung der Koronararterien erreicht werden kann. Durch Einsatz der ECG-Pulsing-Technik kam es zu einem erhöhten Bildrauschen in der Systole, was bei unserem Patientenkollektiv jedoch keinen nennenswerten Einfluss auf die Differenzierung der endo- und epikardialen Konturen hatte. Die aktuelle Strahlendosis bei der MDCT-Angiographie der Koronararterien wird in der Literatur mit 4–6 mSv angegeben[68]. Aufgrund dieser Strahlenexposition sollte eine strenge Indikationsstellung für die kardiale Computertomographie die Regel sein, zumal andere nichtstrahlenbelastende Untersuchungstechniken (wie die Echokardiographie und auch die hier verglichene Magnetresonanztomographie) für die Funktionsanalyse zur Verfügung stehen.
Ein weiterer Nachteil der MDCT im Vergleich zur MRT ist die Verwendung von jodhaltigen Kontrastmitteln - insbesondere bei Patienten mit eingeschränkter Nierenfunktion[115,116] und v.a. bei Patienten mit Jodunverträglichkeit. Auf die Injektion von Kontrastmittel kann jedoch bei der kardialen MDCT nicht verzichtet werden. Darum ist die Weiterentwicklung der Untersuchungsprotokolle besonders wichtig. Zum einen um eine bessere Auswertbarkeit durch optimale zeitliche Injektion zur erreichen, zum anderen zur Minimierung der Nebenwirkungen wie allergische Reaktionen, hämodynamische Effekte, elektrophysiologische Einflüsse auf das Herz, thrombotische Komplikationen sowie eine Verschlechterung der Nierenfunktion.
Die Quantifizierung linksventrikulärer Herzfunktionsparameter mittels MDCT erfolgt aus demselben Datensatz, welcher zur nichtinvasiven Darstellung der Koronararterien angefertigt wird. Eine zusätzliche Strahlenexposition oder Kontrastmittelgabe ist daher für die Funktionsanalyse nicht nötig.

Die MRT ist seit vielen Jahren in der Lage die Herzvolumina beider Ventrikel und die Muskelmasse zu bestimmen[49-53,68] und ist auch als Goldstandard der Volumetrie des Herzens anerkannt[17,54,90,117,118]. Dies ist besonders auf ihre gute Orts- und Zeitauflösung zurückzuführen, welche bei der kardialen Funktionsanalyse Voraussetzung sind.
Für die Quantifizierung linksventrikulärer Funktionsparameter wird eine hohe zeitliche Auflösung benötigt, da die Dauer der isovolumetrischen Relaxation des Herzmuskels in der Endsystole lediglich 40 bis 60 ms beträgt[119,120]. Die heutigen MRT-Geräte erreichen eine Zeitauflösung zwischen 20 und 50 ms und erlauben dadurch eine exakte Bestimmung linksventrikulärer Volumina[121]. Miller et al.[122] konnten die Vorteile einer optimierten Zeitauflösung der MRT < 50ms bei der Funktionsparameteranalyse zeigen. In den Richtlinien der Deutschen Röntgengesellschaft für den Einsatz der MRT und der MDCT in der Herzdiagnostik wird eine Zeitauflösung ≤ 50 ms für eine zuverlässige kardiale Funktionsanalyse empfohlen[123]. Diese wird in neuen Gerätegenerationen angestrebt und in naher Zukunft routinemäßig erfüllt werden.
Betrug die Zeitauflösung bei der 4-Zeilen-CT noch zwischen 125 und 250 ms, liegt sie bei einem 16-Zeilen-Computertomographen, wie er in der vorliegenden Studie verwendet wurde, in Abhängigkeit von der Herzfrequenz zwischen 105 ms (biphasisch) und 210 ms (monophasisch)[119,124,]. Dadurch ist bei der MDCT die zeitliche Auflösung von individuellen Bedingungen während der Daten-akquisition abhängig; bei Herzfrequenzschwankungen kann es zu so genannten Sägezahnartefakten kommen.
Die Technik der Computertomographie hat in den letzten Jahren und Jahrzehnten einen hohen Stellenwert erlangt[89,125-127,]. Ein Grund dafür war die Tatsache, dass insbesondere bei Aufnahmen des Thorax und des Abdomens die Spiralaufnahme idealerweise

innerhalb einer Atemanhaltephase durchgeführt werden sollte, um Bewegungsartefakte durch Atmung zu vermeiden (25-30 s). Dies führte allerdings auch zu einer deutlichen Verschlechterung der Auflösung, v.a. bei größeren Volumina, da bei 1-Zeilen-Scannern eine Kollimierung (Schichtdicke) von etwa 8 mm gewählt werden musste, um das vollständige Abfahren des Körpers (z-Achse) in dieser Zeitspanne zu gewährleisten. Die Akquisitionsdauer für einen kompletten Datensatz des Herzen ist in den neueren Gerätegenerationen deutlich reduziert worden: um den Faktor 2,5 im Vergleich zur EBCT bzw. um den Faktor 5 im Vergleich zur 1-Zeilen-Computertomographie[65]. Dennoch stellt die Atemanhaltephase weiterhin eine Einschränkung dar, die zu Bewegungsartefakten führen kann, wenn sie vom Patienten nicht toleriert wird.
Die Untersuchung per Computertomographie ist eine äußerst schnelle Möglichkeit der Funktionsermittlung. Bereits nach wenigen Minuten sind selbst beim ungeübten Untersucher aussagekräftige Ergebnisse vorhanden. Durch die Weiterentwicklung der Geräte und der Software werden diese immer schneller verfügbar sein[50,51]. Zum Zeitpunkt dieser Studie war noch keine Akquirierung der Kurzachsenschnitte direkt aus den Rohdaten möglich und zeitaufwändigere Sekundär-reformationen nötig. Bei den neueren Softwareversionen ist dies direkt an der Untersucherkonsole, dem so genannten Navigator, möglich. Weiterhin können diese Einstellungen automatisiert werden und es kommt so zu einer weiteren Zeitersparnis.
Relevante Differenzen der Herzfrequenzen während beider Untersuchungen konnten, wie bereits erwähnt, von uns nicht festgestellt werden. Welchen Einfluss verbesserte Rotationszeiten moderner MDCT Geräte auf die Bildqualität bei hohen Herzraten haben, ist noch nicht abschließend geklärt[35,74,127], wird aber in Zukunft eine große Bedeutung bei der kardialen Diagnostik mittels MDCT spielen.

Andere Forschungsgruppen konnten zeigen, dass Mehrsegment-algorithmen bei der Bilddatenrekonstruktion eine Verbesserung der quantitativen Ventrikelauswertung zur Folge haben[128-130,]. Die Ventrikelvolumetrie lässt sich auch durch die Verwendung eines unteren Schwellenwerts (z.B. Wahl der Fenstereinstellung) verbessern, da die Ventrikelwände nach diesen Verarbeitungen besser vom Kavum abgrenzbar werden[131].

Die wichtigsten Einschränkungen der Magnetresonanztomographie sind die räumliche Auflösung (ca. 5 Linienpaare/cm) und das Signal-zu-Rausch-Verhältnis.

Im Vergleich zur MRT ist die Zeitauflösung der MDCT bei hervor-ragender Ortsauflösung begrenzt und außerdem abhängig von der Herzfrequenz während der Datenakquisition. Neben der aus der Weiterentwicklung der CT zur MDCT und Verbesserung des Detektor-designs resultierenden schnelleren Untersuchungszeit (bzw. Vergrößerung des Untersuchungsvolumens) ist jedoch die Verbesserung der Auflösung durch die Verringerung der kollimierten Schichtdicke anzustreben. In der daraus resultierenden Steigerung der dreidimensionalen Bildqualität liegt zukünftig wohl das bedeutsamste Potential. So werden erstmals Untersuchungen möglich, die bisher anderen Methoden vorbehalten waren. Dazu zählen die MDCT-Angiographie, sowie hochauflösende Bildgebung der Gehörknöchelchen oder die virtuelle Endoskopie. Beim „SOMATOM Volume Zoom“ kann die 0,5 mm Spirale mit speziellem Ultrahochauflösungsmodus mit einer Auflösung von bis zu 24 lp/cm in der Bildebene kombiniert werden.

Obgleich sich die epi- und endokardialen Konturen bei dem von uns untersuchten Kollektiv auch bei den Patienten mit niedrigen (< 60 Schlägen/min) und hohen (> 75 Schlägen/min) Frequenzen bereits ausreichend darstellen ließen, ist bei einer verbesserten Zeitauflösung mit einer Artefaktreduktion zu rechnen[75].

Mit der einfachen Spiral-Computertomographie-Technik wurden Anfang der 90er Jahre Gefäßuntersuchungen sowie Stenosedetektion durchgeführt. Die Ergebnisse waren jedoch bisher nicht ausreichend, um eine ständige klinische Anwendung der MDCT-Angiographie des Herzens zu etablieren[66,125,132-135].

Um die Untersuchungsdauer zu verkürzen, könnte der Pitch, die Geschwindigkeit des Tischvorschubs, erhöht werden. Dies würde jedoch bei gleich bleibender Detektoranzahl zu einer Erhöhung der Schichtdicke und Verlust bei der räumlichen Auflösung führen, da der Pitch physikalischen Grenzen unterliegt.

Die Akquisition von Submillimeterschichten, eine Steigerung der Untersuchungsschichten sowie die Erhöhung der Rotations-geschwindigkeit der Gantry können die zeitliche Auflösung um bis zu 40 ms senken[65]. Dies würde die Untersuchung von Patienten mit Herzfrequenzen über 70 Schlägen pro Minute auch routinemäßig erlauben und die benötigte Dauer des Luftanhaltens für den Patienten deutlich verkürzen. Dadurch ließen sich Bewegungs-artefakte und Untersuchungslänge reduzieren[45,65].

Die Ergebnisse der vorgelegten Arbeit weisen eine sehr gute Korrelation der linksventrikulären Funktionsgrößen der MDCT im Vergleich zum Referenzstandard MRT auf.

Es konnte in beiden Verfahren keine signifikante Abweichung des wichtigsten Parameters EF festgestellt werden. Eine signifikante Abweichung von Funktionsparametern konnte auch bei anderen Arbeitsgruppen nicht nachgewiesen werden[62,124,130,137]. Mögliche Ursache für eine Abweichung bei der Bestimmung der links-ventrikulären Volumina könnte sein, dass die Zeitpunkte für Endsystole und Enddiastole auf axialen Referenzschichten ermittelt wurden, wodurch Ungenauigkeiten bei der volumetrischen Auswertung entstehen können. Neuere Software- Versionen haben diesen möglichen Fehler bereits aufgegriffen und sind durch eine

deutliche Vereinfachung anwenderfreundlicher und weniger fehleranfällig geworden.
Geringfügig abweichende Schichtebenen bei der Erstellung von Kurzachsenschnitten sowie die Tatsache, dass nicht alle Patienten-untersuchungen am selben Tag stattfanden, könnten weiterhin als mögliche Fehlerquellen für die Diskrepanz der berechneten Ventrikel-volumina angesehen werden.
Die Anwendung der Mehrschicht-Computertomographie scheint nach der hier vorliegenden Untersuchung ein prinzipiell geeignetes Verfahren der Herzfunktionsdiagnostik zu sein. Eine Weiter-entwicklung von Untersuchungsgerät und Auswertungssoftware ist jedoch wünschenswert. Ob sich das Verfahren im klinischen Alltag bewähren wird, hängt nicht nur von der Entwicklung der Mehrschicht-Computertomographie und Software ab, sondern auch von den technischen Gegebenheiten der einzelnen Untersuchungsstätten bzw. der eingeplanten Zeit der untersuchenden Ärzte.

5 ZUSAMMENFASSUNG

In dieser Studie sollte untersucht werden, ob eine kardiale Funktionsdiagnostik mittels 16-Zeilen-MD-Computertomographie möglich ist. Die Aufnahmen wurden hier mit dem Goldstandard Magnetresonanztomographie verglichen.
Zusammenfassend zeigt diese Studie, dass die 16-Zeilen-MD-Computertomographie mit retrospektivem EKG-Gating neben der Beurteilung der Koronararterien aus denselben Untersuchungsdaten eine Quantifizierung der linksventrikulären Funktionsparameter ermöglicht.
Das untersuchte Patientengut stellte im Hinblick auf Alter und Herzfrequenz eine weitgehend homogene Gruppe dar. Die Ergebnisse sind hinsichtlich Untersuchungszeitpunkt sowie Abständen zwischen den Untersuchungen vergleichbar.
Die kardiale Funktion wurde mittels Scheibensummationstechnik ausgewertet, dabei stellte v.a. die Physiologie des Herzens eine Herausforderung dar.
Mit MDCT und MRT wurden regelrechte Untersuchungsverfahren gewählt und die Auswertung fand ebenfalls unter standardisierten Bedingungen statt. Die beiden Untersucher arbeiteten unter sich entsprechenden Bedingungen und es zeigte sich, dass auch deren Ergebnisse vergleichbar waren.
Die kardiale Funktionsanalyse hat einen hohen Stellenwert in der Diagnostik und die Ejektionsfraktion als Standardparameter erwies sich als brauchbare Möglichkeit zur Visualisierung der Funktion. Darum wurde sich v.a. auf diesen Parameter bezogen.
Die MDCT ist eine Untersuchung, die mit Strahlen und Kontrastmittel arbeitet, was zu einer deutlichen Belastung der Patienten führt. Eine reine kardiale Funktionsdiagnostik würde dies nicht rechtfertigen.

Die linksventrikuläre Funktion kann jedoch aus den bei der nicht-invasiven Kardio-MDCT-Untersuchung zur Koronar- bzw. Bypass-diagnostik erhobenen Datensätzen ermittelt werden und liefert so klinisch relevante Zusatzinformationen, welche in der Diagnostik von Patienten mit kardialen Erkrankungen von entscheidender Bedeutung sind. Dabei kommt es zu keiner weiteren Belastung der Patienten.
Die Anwendung der Mehrschicht-Computertomographie scheint nach der hier vorliegenden Untersuchung ein prinzipiell geeignetes Verfahren der Herzfunktionsdiagnostik zu sein. Eine Weiter-entwicklung von Untersuchungsgerät und Auswertungssoftware ist jedoch wünschenswert.
Es hat sich eindeutig gezeigt, dass bei einer bereits vorliegenden MDCT-Untersuchung keine weiteren Untersuchungen zur Funktions-diagnostik getätigt werden müssen.

.

6 ABBILDUNGSVERZEICHNIS

Abbildung 1:	Schematische Darstellung des menschlichen Herzens	8
Abbildung 2:	Schematische Darstellung der Schichtvolumina	11
Abbildung 3:	Somatom Sensation 16, Siemens (www.siemens.de)	12
Abbildung 4:	Wirkungsverlauf des Betablockers (www.fachinfo.de/pdf/00/12/001273.pdf)	13
Abbildung 5:	MDCT Aufnahme in Höhe der Aorta ascendens	14
Abbildung 6:	Benutzeroberfläche des MDCT	16
Abbildung 7:	MDCT Aufnahme Enddiastole	17
Abbildung 8:	MDCT Aufnahme Endsystole	17
Abbildung 9:	Magnetom Sonata, Siemens (www.siemens.de)	18
Abbildung 10:	Benutzeroberfläche des MRT	20
Abbildung 11:	MRT Aufnahme Enddiastole	21
Abbildung 12:	MRT Aufnahme Endsystole	21
Abbildung 13:	Schema für die Konturanbringung	23
Abbildung 14:	Benutzeroberfläche mit ARGUS Software	23
Abbildung 15:	Beispiel für eine ausgewertete Schicht	24
Schaubild 1:	Altersverteilung	26
Schaubild 2:	Abstand zwischen den Untersuchungen	27
Schaubild 3:	Herzfrequenz während der MRT Untersuchung	28
Schaubild 4:	Herzfrequenz während der MDCT Untersuchung	28
Schaubild 5:	Bland-Altman EF	29
Schaubild 6:	Oneway Analysis of EF	29
Schaubild 7:	Scatterplot Matrix EF	30
Schaubild 8:	Bland-Altman EDV	31
Schaubild 9:	Oneway Analysis of EDV	31
Schaubild 10:	Scatterplot Matrix EDV	32
Schaubild 11:	Bland-Altman ESV	33
Schaubild 12:	Oneway Analysis of ESV	33
Schaubild 13:	Scatterplot Matrix ESV	34
Tabelle 1:	Korrelation zwischen MCDT und MRT	36

7 LITERATURVERZEICHNIS – ALPHABETISCH

21 Achenbach S, Daniel WG. Noninvasive coronary angiography-an acceptable alternative? *N Engl J Med* 2001 December 27;345(26):1909-1910.

22 Achenbach S, Ropers D, Regenfus M, Pohle K, Giesler T, Moshage W, Daniel WG. Noninvasive coronary angiography by magnetic resonance imaging, electron-beam computed tomography, and multislice computed tomography. *Am J Cardiol* 2001 July;19;88(2A):70E-73E.

106 Amyot R, Morales MA, Rovai D. Contrast echocardiography for myocardial perfusion imaging using intravenous agents: progress and promises. *Eur J Echocardiogr* 2000 December;1(4):233-243.

123 Arbeitsgemeinschaft Herzdiagnostik. Leitlinien für den Einsatz der Computertomographie in der Diagnostik des Herzens und der großen thorakalen Gefäße. Fortschr Röntgenstr 2004; 176: 632-637.

8 Assmann G, Carmena R, Cullen P, Fruchart JC, Jossa F, Lewis B, Mancini M, Paoletti R. Coronary heart disease: reducing the risk: a worldwide view. International Task Force for the Prevention of Coronary Heart Disease. *Circulation* 1999 November 2;100(18):1930-1938.

5 Baenkler HW. Innere Medizin der MLP Duale Reihe. Hippokrates Verlag Stuttgart. 1999.

112 Becker C, Schatzl M, Feist H, Bauml A, Schopf UJ, Michalski G, Lechel U, Hengge M, Bruning R, Reiser M. Assessment of the effective dose for routine protocols in conventional CT, electron beam CT and coronary angiography. *Rofo* 1999 January;170(1):99-104.

75 Becker CR, Knez A, Leber A, Treede H, Ohnesorge B, Schoepf UJ, Reiser MF. Detection of coronary artery stenoses with multislice helical CT angiography. *J Comput Assist Tomogr* 2002 September;26(5):750-755.

19 Blobel J, Baartman H, Rogalla P, Mews J, Lembcke A. Spatial and temporal resolution with 16-slice computed tomography for cardiac imaging. *Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr* 2003 September;175(9):1264-1271.

128 Boehm T, Alkadhi H, Roffi M, Willmann JK, Desbiolles LM, Marincek B, Wildermuth S. Time-effectiveness, observer-dependence, and accuracy of measurements of left ventricular ejection fraction using 4-channel MDCT. *Rofo* 2004 April;176(4):529-537.

86 Bonow RO. The hibernating myocardium: implications for management of congestive heart failure. *Am J Cardiol* 1995 January;19;75(3):17A-25A.

103 Bosch JG, Savalle LH, van Burken G, Reiber JH. Evaluation of a semiautomatic contour detection approach in sequences of short-axis two-dimensional echocardiographic images. *J Am Soc Echocardiogr* 1995 November;8(6):810-821.

55 Boxt LM, Katz J, Kolb T, Czegledy FP, Barst RJ. Direct quantitation of right and left ventricular volumes with nuclear magnetic resonance imaging in patients with primary pulmonary hypertension. *J Am Coll Cardiol* 1992 June;19(7):1508-1515.

9 Broxmeyer L. Heart disease: the greatest 'risk' factor of them all. *Med Hypotheses* 2004;62(5):773-779.

80 Brundage BH, Lipton MJ. The emergence of computed tomography as a cardiovascular diagnostic technique. *Am Heart J* 1982 February;103(2):313-316.

56 Buser PT, Auffermann W, Holt WW, Wagner S, Kircher B, Wolfe C, Higgins CB. Noninvasive evaluation of global left ventricular function with use of cine nuclear magnetic resonance. *J Am Coll Cardiol* 1989 May;13(6):1294-1300.

87 Carrel T, Jenni R, Haubold-Reuter S, von Schulthess G, Pasic M, Turina M. Improvement of severely reduced left ventricular function after surgical revascularization in patients with preoperative myocardial infarction. *Eur J Cardiothorac Surg* 1992;6(9):479-484.

76 Chaitman BR, DeMots H, Bristow JD, Rosch J, Rahimtoola SH. Objective and subjective analysis of left ventricular angiograms. *Circulation* 1975 September;52(3):420-425.

95 Chapman BL, Gray CH. Prognostic index for myocardial infarction treated in a coronary care unit. *Br Heart J* 1973 February;35(2):135-141.

99 Christiansen JP, Liang CS. Reappraisal of the Norris score and the prognostic value of left ventricular ejection fraction measurement for in-hospital mortality after acute myocardial infarction. *Am J Cardiol* 1999 February 15;83(4):589-91, A8.

113 Cohnen M, Poll L, Puttmann C, Ewen K, Modder U. Radiation exposure in multi-slice CT of the heart. *Rofo* 2001 April;173(4):295-299.

70 Cowie MR, Mosterd A, Wood DA, Deckers JW, Poole-Wilson PA, Sutton GC, Grobbee DE. The epidemiology of heart failure. *Eur Heart J* 1997 February;18(2):208-225.

49 Cranney GB, Lotan CS, Dean L, Baxley W, Bouchard A, Pohost GM. Left ventricular volume measurement using cardiac axis nuclear magnetic resonance imaging. Validation by calibrated ventricular angiography. *Circulation* 1990 July;82(1):154-163.

125 Crawford CR, King KF. Computed tomography scanning with simultaneous patient translation. *Med Phys* 1990 November;17(6):967-982.

109 de SG, Galderisi M. Quantitation of left ventricular mass and function: balancing evidence with dreams. *Ital Heart J* 2002 October;3(10):562-570.

69 Deutsche Röntgen Gesellschaft. www.drg.de. 2004.

60 Dirksen MS, Bax JJ, de Roos A, Jukema JW, van der Geest RJ, Geleijns J, van der Wall EE, Lamb HJ. Images in cardiovascular medicine. Dynamic multislice computed tomography of left ventricular function. *Circulation* 2004 February 3;109(4):e25-e26.

96 Dubois C, Pierard LA, Albert A, Smeets JP, Demoulin JC, Boland J, Kulbertus HE. Short-term risk stratification at admission based on simple clinical data in acute myocardial infarction. *Am J Cardiol* 1988 February 1;61(4):216-219.

131 Ehrhard K, Oberholzer K, Gast K, Mildenberger P, Kreitner KF, Thelen M. [Multi-slice CT (MSCT) in cardiac function imaging: threshold-value-supported 3D volume reconstructions to determine the left ventricular ejection fraction in comparison to MRI]. *Rofo* 2002 December;174(12):1566-1569.

13 Epstein FH. International trends in mortality and morbidity from ischaemic heart disease. *Ann Clin Res* 1988;20(1-2):21-25.

14 Eugene Braunwald. Zugang zum Patienten mit Herzerkrankungen. Harrisonns Innere Medizin Band 1. 2003:1381-1383.

10 Ferrario G, Alkhimovitch O, Avanzini F, Cirrincione C, Galloni G, Marchesi S, Pellegrini A, Roccatagliata D, Roncaglioni MC, Russo TE. People's perception of their overall coronary risk: an Italian experience. *Ital Heart J* 2004 January;5(1):16-21.

29 Flohr TG, Schoepf UJ, Kuettner A, Halliburton S, Bruder H, Suess C, Schmidt B, Hofmann L, Yucel EK, Schaller S, Ohnesorge BM. Advances in cardiac imaging with 16-section CT systems. *Acad Radiol* 2003 April;10(4):386-401.

57 Florentine MS, Grosskreutz CL, Chang W, Hartnett JA, Dunn VD, Ehrhardt JC, Fleagle SR, Collins SM, Marcus ML, Skorton DJ. Measurement of left ventricular mass in vivo using gated nuclear magnetic resonance imaging. *J Am Coll Cardiol* 1986 July;8(1):107-112.

23 Fox SH, Tanenbaum LN, Ackelsberg S, He HD, Hsieh J, Hu H. Future directions in CT technology. *Neuroimaging Clin N Am* 1998 August;8(3):497-513.

132 Galanski M, Prokop M, Chavan A, Schaefer CM, Jandeleit K, Nischelsky JE. Renal arterial stenoses: spiral CT angiography. *Radiology* 1993 October;189(1):185-192.

127 Giesler T, Baum U, Ropers D, Ulzheimer S, Wenkel E, Mennicke M, Bautz W, Kalender WA, Daniel WG, Achenbach S. Noninvasive visualization of coronary arteries using contrast-enhanced multidetector CT: influence of heart rate on image quality and stenosis detection. *AJR Am J Roentgenol* 2002 October;179(4):911-916.

133 Gmeinwieser J, Wunderlich AP, Gerhardt P, Strotzer M. 3-dimensional reconstruction of respiratory-modulated organs and vascular structures from spiral-CT-data sets. *Rontgenpraxis* 1991 January;44(1):2-8.

137 Grude M, Juergens KU, Wichter T, Paul M, Fallenberg EM, Muller JG, Heindel W, Breithardt G, Fischbach R. Evaluation of global left ventricular myocardial function with electrocardiogram-gated multidetector computed tomography: comparison with magnetic resonance imaging. *Invest Radiol* 2003 October;38(10):653-661.

104 Gunter C, Binder T, Jenni R. Echocardiography: indications. *Schweiz Rundsch Med Prax* 1998 November 4;87(45):1491-1496.

110 Hambye AS, Everaert H, Maes A, Mesotten L, Vandevivere J, Mortelmans L, Franken PR. Nuclear cardiology, Part II: Scintigraphic evaluation of cardiac function. *J Nucl Med Technol* 1998 June;26(2):72-79.

88 Hammer HF, Eber B, Schumacher M, Luha O, Klein W. Evaluation of the role of coronary heart disease and left ventricular contractile function in systolic mitral valve displacement. *Wien Klin Wochenschr* 1993;105(17):488-491.

101 Hammermeister KE, Brooks RC, Warbasse JR. The rate of change of left ventricular volume in man. I. Validation and peak systolic ejection rate in health and disease. *Circulation* 1974 April;49(4):729-738.

102 Hammermeister KE, Warbasse JR. The rate of change of left ventricular volume in man. II. Diastolic events in health and disease. *Circulation* 1974 April;49(4):739-747.

30 Heuschmid M, Krieger A, Beierlein W, Luz O, Kuettner A, Kopp AF, Claussen CD, Seemann MD. Assessment of peripheral arterial occlusive disease: comparison of multislice-CT angiography (MS-CTA) and intraarterial digital subtraction angiography (IA-DSA). *Eur J Med Res* 2003 September 29;8(9):389-396.

61 Heuschmid M, Kuttner A, Schroder S, Trebar B, Burgstahler C, Mahnken A, Niethammer M, Trabold T, Kopp AF, Claussen CD. Left ventricular functional parameters using ECG-gated multidetector spiral CT in comparison with invasive ventriculography. *Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr* 2003 October;175(10):1349-1354.

54 Higgins CB. Which standard has the gold? *J Am Coll Cardiol* 1992 June;19(7):1608-1609.

58 Higgins CB, Holt W, Pflugfelder P, Sechtem U. Functional evaluation of the heart with magnetic resonance imaging. *Magn Reson Med* 1988 February;6(2):121-139.

4 Hochleitner M, Bader A. Gender differences in cardiology. *Acta Med Austriaca* 2003;30(3):69-71.

24 Hoffmann U, Moselewski F, Cury RC, Ferencik M, Jang IK, Diaz LJ, Abbara S, Brady TJ, Achenbach S. 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 October 26;110(17):2638-2643.

77 Hu H, He HD, Foley WD, Fox SH. Four multidetector-row helical CT: image quality and volume coverage speed. *Radiology* 2000 April;215(1):55-62.

114 Hunold P, Vogt FM, Schmermund A, Debatin JF, Kerkhoff G, Budde T, Erbel R, Ewen K, Barkhausen J. Radiation exposure during cardiac CT: effective doses at multi-detector row CT and electron-beam CT. *Radiology* 2003 January;226(1):145-152.

124 Juergens KU, Grude M, Fallenberg EM, Opitz C, Wichter T, Heindel W, Fischbach R. Using ECG-gated multidetector CT to evaluate global left ventricular myocardial function in patients with coronary artery disease. *AJR Am J Roentgenol* 2002 December;179(6):1545-1550.

62 Juergens KU, Grude M, Maintz D, Fallenberg EM, Wichter T, Heindel W, Fischbach R. Multi-detector row CT of left ventricular function with dedicated analysis software versus MR imaging: initial experience. *Radiology* 2004 February;230(2):403-410.

126 Kalender WA, Polacin A. Physical performance characteristics of spiral CT scanning. *Med Phys* 1991 September;18(5):910-915.

127 Kalender WA, Seissler W, Klotz E, Vock P. Spiral volumetric CT with single-breath-hold technique, continuous transport, and continuous scanner rotation. *Radiology* 1990 July;176(1):181-183.

100 Kennedy JW, Baxley WA, Figley MM, Dodge HT, Blackmon JR. Quantitative angiocardiography. I. The normal left ventricle in man. *Circulation* 1966 August;34(2):272-278.

97 Killip T, III, Kimball JT. Treatment of myocardial infarction in a coronary care unit. A two year experience with 250 patients. *Am J Cardiol* 1967 October;20(4):457-464.

20 Klingenbeck-Regn K, Schaller S, Flohr T, Ohnesorge B, Kopp AF, Baum U. Subsecond multi-slice computed tomography: basics and applications. *Eur J Radiol* 1999 August;31(2):110-124.

115 Konen E, Konen O, Katz M, Levy Y, Rozenman J, Hertz M. Are referring clinicians aware of patients at risk from intravenous injection of iodinated contrast media? *Clin Radiol* 2002 February;57(2):132-135.

31 Kopp AF, Kuttner A, Trabold T, Heuschmid M, Schroder S, Claussen CD. MDCT: cardiology indications. *Eur Radiol* 2003 December;13 Suppl 5:M102-15.:M102-M115.

64 Kopp AF, Ohnesorge B, Flohr T, Georg C, Schroder S, Kuttner A, Martensen J, Claussen CD. Cardiac multidetector-row CT: first clinical results of retrospectively ECG-gated spiral with optimized temporal and spatial resolution. *Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr* 2000 May;172(5):429-435.

32 Kopp AF, Schroeder S, Baumbach A, Kuettner A, Georg C, Ohnesorge B, Heuschmid M, Kuzo R, Claussen CD. Non-invasive characterisation of coronary lesion morphology and composition by multislice CT: first results in comparison with intracoronary ultrasound. *Eur Radiol* 2001;11(9):1607-1611.

33 Kopp AF, Schroeder S, Kuettner A, Baumbach A, Georg C, Kuzo R, Heuschmid M, Ohnesorge B, Karsch KR, Claussen CD. Non-invasive coronary angiography with high resolution multidetector-row computed tomography. Results in 102 patients. *Eur Heart J* 2002 November;23(21):1714-1725.

34 Kopp AF, Schroeder S, Kuettner A, Heuschmid M, Georg C, Ohnesorge B, Kuzo R, Claussen CD. Coronary arteries: retrospectively ECG-gated multi-detector row CT angiography with selective optimization of the image reconstruction window. *Radiology* 2001 December;221(3):683-688.

35 Kuettner A, Beck T, Drosch T, Kettering K, Heuschmid M, Burgstahler C, Claussen CD, Kopp AF, Schroeder S. Diagnostic accuracy of noninvasive coronary imaging using 16-detector slice spiral computed tomography with 188 ms temporal resolution. *J Am Coll Cardiol* 2005 January 4;45(1):123-127.

36 Kuettner A, Kopp AF, Schroeder S, Rieger T, Brunn J, Meisner C, Heuschmid M, Trabold T, Burgstahler C, Martensen J, Schoebel W, Selbmann HK, Claussen CD. Diagnostic accuracy of multidetector computed tomography coronary angiography in patients with angiographically proven coronary artery disease. *J Am Coll Cardiol* 2004 March 3;43(5):831-839.

111 Lethimonnier F, Furber A, Balzer P, Morel O, Rouleau F, Delepine S, Pezard P, Geslin P, Jallet P, Le Jeune JJ. Global left ventricular cardiac function: comparison between magnetic resonance imaging, radionuclide angiography, and contrast angiography. *Invest Radiol* 1999 March;34(3):199-203.

11 Lindman AS, Pedersen JI, Arnesen H, Hjerkinn EM, Veierod MB, Prydz H, Seljeflot I. Coagulation factor VII, R353Q polymorphism, and serum choline-containing phospholipids in males at high risk for coronary heart disease. *Thromb Res* 2004;113(1):57-65.

71 Lins M, Simon R. Age and coronary heart disease. Dtsch Med Wochenschr 2004 April 16;129(16):884-888.

129 Mahnken AH, Spuentrup E, Niethammer M, Buecker A, Boese J, Wildberger JE, Flohr T, Sinha AM, Krombach GA, Gunther RW. Quantitative and qualitative assessment of left ventricular volume with ECG-gated multislice spiral CT: value of different image reconstruction algorithms in comparison to MRI. *Acta Radiol* 2003 November;44(6):604-611.

130 Mahnken AH, Spuntrup E, Wildberger JE, Heuschmid M, Niethammer M, Sinha AM, Flohr T, Bucker A, Gunther RW. Quantification of cardiac function with multislice spiral CT using retrospective EKG-gating: comparison with MRI. *Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr* 2003 January;175(1):83-88.

107 Main ML, Thomas JD. Digital echocardiography. *Curr Opin Cardiol* 1998 November;13(6):404-408.

81 Mancini GB, Peck WW, Slutsky RA, Mattrey RF, Higgins CB. Pharmacologically induced changes in wall thickening dynamics and mid-ventricular volumes in dogs assessed by prospectively gated computed tomography. *Am J Cardiol* 1983 June;51(10):1739-1743.

72 Massie BM, Shah NB. Evolving trends in the epidemiologic factors of heart failure: rationale for preventive strategies and comprehensive disease management. Am Heart J 1997 June;133(6):703-712.

82 Mattrey RF, Slutsky RA, Long SA, Higgins CB. In vivo assessment of left ventricular wall and chamber dynamics during transient myocardial ischemia using prospectively ECG-gated computerized transmission tomography. *Circulation* 1983 June;67(6):1245-1251.

73 McMurray JJ, Petrie MC, Murdoch DR, Davie AP. Clinical epidemiology of heart failure: public and private health burden. Eur Heart J 1998 December;19 Suppl P:P9-16.:9-16.

122 Miller S, Simonetti OP, Carr J, Kramer U, Finn JP. MR Imaging of the heart with cine true fast imaging with steady-state precession: influence of spatial and temporal resolutions on left ventricular functional parameters. *Radiology* 2002 April;223(1):263-269.

94 Mock MB, Ringqvist I, Fisher LD, Davis KB, Chaitman BR, Kouchoukos NT, Kaiser GC, Alderman E, Ryan TJ, Russell RO, Jr., Mullin S, Fray D, Killip T, III. Survival of medically treated patients in the coronary artery surgery study (CASS) registry. *Circulation* 1982 September;66(3):562-568.

83 Moise A, Bourassa MG, Theroux P, Taeymans Y, Pasternac A, Campeau L, Bois MA, Dyrda I, David PR. Prognostic significance of progression of coronary artery disease. *Am J Cardiol* 1985 April 1;55(8):941-946.

25 Morgan-Hughes GJ, Roobottom CA, Owens PE, Marshall AJ. Highly accurate coronary angiography with submillimetre, 16 slice computed tomography. *Heart* 2005 March;91(3):308-313.

26 Moselewski F, Ropers D, Pohle K, Hoffmann U, Ferencik M, Chan RC, Cury RC, Abbara S, Jang IK, Brady TJ, Daniel WG, Achenbach S. Comparison of measurement of cross-sectional coronary atherosclerotic plaque and vessel areas by 16-slice multidetector computed tomography versus intravascular ultrasound. *Am J Cardiol* 2004 November 15;94(10):1294-1297.

15 Mosterd A, Cost B, Hoes AW, de Bruijne MC, Deckers JW, Hofman A, Grobbee DE. The prognosis of heart failure in the general population: The Rotterdam Study. *Eur Heart J* 2001 August;22(15):1318-1327.

16 Mosterd A, Hoes AW, de Bruyne MC, Deckers JW, Linker DT, Hofman A, Grobbee DE. Prevalence of heart failure and left ventricular dysfunction in the general population; The Rotterdam Study. *Eur Heart J* 1999 March;20(6):447-455.

121 Nagel E, Schneider U, Schalla S, Ibrahim T, Schnackenburg B, Bornstedt A, Klein C, Lehmkuhl HB, Fleck E. Magnetic resonance real-time imaging for the evaluation of left ventricular function. *J Cardiovasc Magn Reson* 2000;2(1):7-14.

134 Napel S, Marks MP, Rubin GD, Dake MD, McDonnell CH, Song SM, Enzmann DR, Jeffrey RB, Jr. CT angiography with spiral CT and maximum intensity projection. *Radiology* 1992 November;185(2):607-610.

37 Nieman K, Ligthart JM, Serruys PW, de Feyter PJ. Images in cardiovascular medicine. Left main rapamycin-coated stent: invasive versus noninvasive angiographic follow-up. *Circulation* 2002 May 7;105(18):e130-e131.

38 Nieman K, Rensing BJ, van Geuns RJ, Munne A, Ligthart JM, Pattynama PM, Krestin GP, Serruys PW, de Feyter PJ. Usefulness of multislice computed tomography for detecting obstructive coronary artery disease. *Am J Cardiol* 2002 April 15;89(8):913-918.

98 Norris RM, Brandt PW, Caughey DE, Scott PJ. A new coronary prognostic index. *Am Heart J* 1970 March;79(3):428-431.

65 Ohnesorge B. *Multi-slice CT in cardiac imaging.* Becker CFTRMF, ed. Springer Verlag, 21-52. 2002.

79 Ohnesorge B, Flohr T, Becker C, Kopp AF, Schoepf UJ, Baum U, Knez A, Klingenbeck-Regn K, Reiser MF. Cardiac imaging by means of electrocardiographically gated multisection spiral CT: initial experience. *Radiology* 2000 November;217(2):564-571.

78 Ohnesorge B, Flohr T, Schaller S, Klingenbeck-Regn K, Becker C, Schopf UJ, Bruning R, Reiser MF. The technical bases and uses of multi-slice CT. *Radiologe* 1999 November;39(11):923-931.

89 Oshinski JN, Han HC, Ku DN, Pettigrew RI. Quantitative prediction of improvement in cardiac function after revascularization with MR imaging and modeling: initial results. *Radiology* 2001 November;221(2):515-522.

90 Pagano D, Lewis ME, Townend JN, Davies P, Camici PG, Bonser RS. Coronary revascularisation for postischaemic heart failure: how myocardial viability affects survival. *Heart* 1999 December;82(6):684-688.

50 Pattynama PM, Lamb HJ, van der Velde EA, van der Wall EE, de Roos A. Left ventricular measurements with cine and spin-echo MR imaging: a study of reproducibility with variance component analysis. *Radiology* 1993 April;187(1):261-268.

17 Peshock RM, Willett DL, Sayad DE, Hundley WG, Chwialkowski MC, Clarke GD, Parkey RW. Quantitative MR imaging of the heart. *Magn Reson Imaging Clin N Am* 1996 May;4(2):287-305.

18 Prasad SK, Kotwinski P, Assomul R. The role of cardiovascular magnetic resonance in the evaluation of patients with heart failure. *Expert Rev Cardiovasc Ther* 2004 January;2(1):53-59.

63 Probst C, Kovacs A, Schmitz C, Schiller W, Schild H, Welz A. Quantification of Coronary Artery Stenosis with 16-Slice MSCT in Patients before CABG Surgery: Comparison to Standard Invasive Coronary Angiography. *Heart Surg Forum* 2005;8(1):E42-E46.

66 Prokop M, Schaefer C, Kalender WA, Polacin A, Galanski M. [Vascular imaging with spiral-CT. The path to CT-angiography]. *Radiologe* 1993 December;33(12):694-704.

91 Rahimtoola SH. The hibernating myocardium. *Am Heart J* 1989 January;117(1):211-221.

92 Rahimtoola SH. Hibernating myocardium: a brief article. *Basic Res Cardiol* 1995 January;90(1):38-40.

117 Rathi VK, Biederman RW. Imaging of ventricular function by cardiovascular magnetic resonance. *Curr Cardiol Rep* 2004 January;6(1):55-61.

108 Rick A Nishimura, Raymond J Gibbons, A.Jamil Tajik. Nicht invasive Bildgebende Verfahren in der Kardiologie. Harrissons Innere Medizin Band 1. 2003:1401-1404.

64 Moise A, Bourassa MG, Theroux P, Taeymans Y, Pasternac A, Campeau L, Bois MA, Dyrda I, David PR. Prognostic significance of progression of coronary artery disease. *Am J Cardiol*. 1985 Apr 1;55(8):941-6.

51 Rominger MB, Bachmann GF, Geuer M, Puzik M, Boedeker RH, Ricken WW, Rau WS. Accuracy of right and left ventricular heart volume and left ventricular muscle mass determination with cine MRI in breath holding technique. *Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr* 1999 January;170(1):54-60.

67 Ropers D, Baum U, Pohle K, Anders K, Ulzheimer S, Ohnesorge B, Schlundt C, Bautz W, Daniel WG, Achenbach S. Detection of coronary artery stenoses with thin-slice multi-detector row spiral computed tomography and multiplanar reconstruction. *Circulation* 2003 February 11;107(5):664-666.

84 Ross J, Jr. Left ventricular function after coronary artery reperfusion. *Am J Cardiol* 1993 December 16;72(19):91G-97G.

135 Rubin GD, Dake MD, Napel S, Jeffrey RB, Jr., McDonnell CH, Sommer FG, Wexler L, Williams DM. Spiral CT of renal artery stenosis: comparison of three-dimensional rendering techniques. *Radiology* 1994 January;190(1):181-189.

39 Schroeder S, Baumbach A, Herdeg C, Oberhoff M, Buchholz O, Kuettner A, Hanke H, Karsch KR. Self-rated health and clinical status after PTCA: results of a 4-year follow-up in 500 patients. 2001 April;12(2):101-106.

40 Schroeder S, Enderle MD, Baumbach A, Ossen R, Herdeg C, Kuettner A, Karsch KR. Influence of vessel size, age and body mass index on the flow-mediated dilatation (FMD%) of the brachial artery. *Int J Cardiol* 2000 November;76(2-3):219-225.

41 Schroeder S, Flohr T, Kopp AF, Meisner C, Kuettner A, Herdeg C, Baumbach A, Ohnesorge B. Accuracy of density measurements within plaques located in artificial coronary arteries by X-ray multislice CT: results of a phantom study. *J Comput Assist Tomogr* 2001 November;25(6):900-906.

42 Schroeder S, Kopp AF, Baumbach A, Kuettner A, Georg C, Ohnesorge B, Herdeg C, Claussen CD, Karsch KR. Non-invasive characterisation of coronary lesion morphology by multi-slice computed tomography: a promising new technology for risk stratification of patients with coronary artery disease. *Heart* 2001 May;85(5):576-578.

43 Schroeder S, Kopp AF, Baumbach A, Kuettner A, Herdeg C, Rosenberger A, Selbmann HK, Claussen CD, Oberhoff M, Karsch KR. Noninvasive detection of coronary lesions by multislice computed tomography: results of the New Age pilot trial. *Catheter Cardiovasc Interv* 2001 July;53(3):352-358.

44 Schroeder S, Kopp AF, Baumbach A, Meisner C, Kuettner A, Georg C, Ohnesorge B, Herdeg C, Claussen CD, Karsch KR. Noninvasive detection and evaluation of atherosclerotic coronary plaques with multislice computed tomography. *J Am Coll Cardiol* 2001 April;37(5):1430-1435.

45 Schroeder S, Kopp AF, Kuettner A, Burgstahler C, Herdeg C, Heuschmid M, Baumbach A, Claussen CD, Karsch KR, Seipel L. Influence of heart rate on vessel visibility in noninvasive coronary angiography using new multislice computed tomography: experience in 94 patients. *Clin Imaging* 2002 March;26(2):106-111.

46 Schroeder S, Kopp AF, Ohnesorge B, Flohr T, Baumbach A, Kuettner A, Herdeg C, Karsch KR, Claussen CD. Accuracy and reliability of quantitative measurements in coronary arteries by multi-slice computed tomography: experimental and initial clinical results. *Clin Radiol* 2001 June;56(6):466-474.

47 Schroeder S, Kopp AF, Ohnesorge B, Loke-Gie H, Kuettner A, Baumbach A, Herdeg C, Claussen CD, Karsch KR. Virtual coronary angioscopy using multislice computed tomography. *Heart* 2002 March;87(3):205-209.

48 Schroeder S, Kuettner A, Kopp AF, Heuschmidt M, Burgstahler C, Herdeg C, Claussen CD. Noninvasive evaluation of the prevalence of noncalcified atherosclerotic plaques by multi-slice detector computed tomography: results of a pilot study. *Int J Cardiol* 2003 December;92(2-3):151-155.

52 Sechtem U, Pflugfelder PW, Gould RG, Cassidy MM, Higgins CB. Measurement of right and left ventricular volumes in healthy individuals with cine MR imaging. *Radiology* 1987 June;163(3):697-702.

53 Semelka RC, Tomei E, Wagner S, Mayo J, Kondo C, Suzuki J, Caputo GR, Higgins CB. Normal left ventricular dimensions and function: interstudy reproducibility of measurements with cine MR imaging. *Radiology* 1990 March;174(3 Pt 1):763-768.

119 Setser RM, Fischer SE, Lorenz CH. Quantification of left ventricular function with magnetic resonance images acquired in real time. *J Magn Reson Imaging* 2000 September;12(3):430-438.

74 Shim SS, Kim Y, Lim SM. Improvement of Image Quality with {beta}-Blocker Premedication on ECG-Gated 16-MDCT Coronary Angiography. *AJR Am J Roentgenol* 2005 February;184(2):649-654.

116 Slasky BS, Lenkey JL. Acute renal failure, contrast media, and computer tomography. *Urology* 1981 September;18(3):309-313.

59 Sodani G, Sciuto F, Di Roma M, Romagnoli A, Novelli G, Squillaci E, Forleo GB, Romeo F, Schillaci O, Simonetti G. Cardiac MRI with SENSE technology: study of ventricular and valvular functionality in 30 patients. *Radiol Med (Torino)* 2004 January;107(1-2):1-10.

7 Statistisches Bundesamt. Häufige Todesursachen 2002 (http://www.destatis.de/basis/d/gesu/gesutab20.htm).

3 Statistisches Bundesamt. Todesursachen 2000-2002 (http://www.destatis.de/basis/d/gesu/gesutab19.htm).

6 Statistisches Bundesamt Deutschland. Todesursachen, Säuglingssterblichkeit und Schwangerschaftsabbrüche (http://www.destatis.de/basis/d/gesu/gesutab3.htm).

2 Statistisches Bundesamt Deutschland. Todesursachenstatistik 1999 (vorläufiges Ergebnis) (http://www.destatis.de/presse/deutsch/pm2000/p3620092.htm).

1 Statistisches Landesamt Baden-Württemberg. Sterbefälle in Baden-Württemberg seit 1952 nach ausgewählten Todesursachen (http://www.statistikportal.de/GesundhSozRecht/Landesdaten/LRt0202.asp).

27 Taguchi K, Aradate H. Algorithm for image reconstruction in multi-slice helical CT. *Med Phys* 1998 April;25(4):550-561.

68 Trabold T, Buchgeister M, Kuttner A, Heuschmid M, Kopp AF, Schroder S, Claussen CD. Estimation of radiation exposure in 16-detector row computed tomography of the heart with retrospective ECG-gating. *Rofo* 2003 August;175(8):1051-1055.

93 Tubau JF, Rahimtoola SH. Hibernating myocardium: a historical perspective. *Cardiovasc Drugs Ther* 1992 June;6(3):267-271.

12 Tunstall-Pedoe H, Kuulasmaa K, Mahonen M, Tolonen H, Ruokokoski E, Amouyel P. Contribution of trends in survival and coronary-event rates to changes in coronary heart disease mortality: 10-year results from 37 WHO MONICA project populations. Monitoring trends and determinants in cardiovascular disease. *Lancet* 1999 May 8;353(9164):1547-1557.

118 van Rugge FP, van der Wall EE, Spanjersberg SJ, de Roos A, Matheijssen NA, Zwinderman AH, van Dijkman PR, Reiber JH, Bruschke AV. Magnetic resonance imaging during dobutamine stress for detection and localization of coronary artery disease. Quantitative wall motion analysis using a modification of the centerline method. *Circulation* 1994 July;90(1):127-138.

85 Wallis JB, Supino PG, Borer JS. Prognostic value of left ventricular ejection fraction response to exercise during long-term follow-up after coronary artery bypass graft surgery. *Circulation* 1993 November;88(5 Pt 2):II99-109.

120 Weissler AM, Harris WS, Schoenfeld CD. Systolic time intervals in heart failure in man. *Circulation* 1968 February;37(2):149-159.

136 Wunderlich AP, Lenz M, Kirsten R, Gerhardt P. Color-coded three-dimensional reconstruction from spiral CT data sets: physical viewpoint for improvement of the method. *Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr* 1993 March;158(3):221-224.

28 Zhang SZ, Hu XH, Zhang QW, Huang WX. Evaluation of computed tomography coronary angiography in patients with a high heart rate using 16-slice spiral computed tomography with 0.37-s gantry rotation time. Eur Radiol 2005 Jun;15(6):1105-9. Epub 2005 Mar 11.

8 LITERATURVERZEICHNIS – NUMMERISCH

1 Statistisches Landesamt Baden-Württemberg. Sterbefälle in Baden-Württemberg seit 1952 nach ausgewählten Todesursachen (http://www.statistikportal.de/GesundhSozRecht/Landesdaten/LRt0202.asp).

2 Statistisches Bundesamt Deutschland. Todesursachenstatistik 1999 (vorläufiges Ergebnis) (http://www.destatis.de/presse/deutsch/pm2000/p3620092.htm).

3 Statistisches Bundesamt. Todesursachen 2000-2002 (http://www.destatis.de/basis/d/gesu/gesutab19.htm).

4 Hochleitner M, Bader A. Gender differences in cardiology. *Acta Med Austriaca* 2003;30(3):69-71.

5 Baenkler HW. Innere Medizin der MLP Duale Reihe. Hippokrates Verlag Stuttgart. 1999.

6 Statistisches Bundesamt Deutschland. Todesursachen, Säuglingssterblichkeit und Schwangerschaftsabbrüche (http://www.destatis.de/basis/d/gesu/gesutab3.htm).

7 Statistisches Bundesamt. Häufige Todesursachen 2002 (http://www.destatis.de/basis/d/gesu/gesutab20.htm).

8 Assmann G, Carmena R, Cullen P, Fruchart JC, Jossa F, Lewis B, Mancini M, Paoletti R. Coronary heart disease: reducing the risk: a worldwide view. International Task Force for the Prevention of Coronary Heart Disease. *Circulation* 1999 November 2;100(18):1930-1938.

9 Broxmeyer L. Heart disease: the greatest 'risk' factor of them all. *Med Hypotheses* 2004;62(5):773-779.

10 Ferrario G, Alkhimovitch O, Avanzini F, Cirrincione C, Galloni G, Marchesi S, Pellegrini A, Roccatagliata D, Roncaglioni MC, Russo TE. People's perception of their overall coronary risk: an Italian experience. *Ital Heart J* 2004 January;5(1):16-21.

11 Lindman AS, Pedersen JI, Arnesen H, Hjerkinn EM, Veierod MB, Prydz H, Seljeflot I. Coagulation factor VII, R353Q polymorphism, and serum choline-containing phospholipids in males at high risk for coronary heart disease. *Thromb Res* 2004;113(1):57-65.

12 Tunstall-Pedoe H, Kuulasmaa K, Mahonen M, Tolonen H, Ruokokoski E, Amouyel P. Contribution of trends in survival and coronary-event rates to changes in coronary heart disease mortality: 10-year results from 37 WHO MONICA project populations. Monitoring trends and determinants in cardiovascular disease. *Lancet* 1999 May 8;353(9164):1547-1557.

13 Epstein FH. International trends in mortality and morbidity from ischaemic heart disease. *Ann Clin Res* 1988;20(1-2):21-25.

14 Eugene Braunwald. Zugang zum Patienten mit Herzerkrankungen. Harrisonns Innere Medizin Band 1. 2003:1381-1383.

15 Mosterd A, Cost B, Hoes AW, de Bruijne MC, Deckers JW, Hofman A, Grobbee DE. The prognosis of heart failure in the general population: The Rotterdam Study. *Eur Heart J* 2001 August;22(15):1318-1327.

16 Mosterd A, Hoes AW, de Bruyne MC, Deckers JW, Linker DT, Hofman A, Grobbee DE. Prevalence of heart failure and left ventricular dysfunction in the general population; The Rotterdam Study. *Eur Heart J* 1999 March;20(6):447-455.

17 Peshock RM, Willett DL, Sayad DE, Hundley WG, Chwialkowski MC, Clarke GD, Parkey RW. Quantitative MR imaging of the heart. *Magn Reson Imaging Clin N Am* 1996 May;4(2):287-305.

18 Prasad SK, Kotwinski P, Assomul R. The role of cardiovascular magnetic resonance in the evaluation of patients with heart failure. *Expert Rev Cardiovasc Ther* 2004 January;2(1):53-59.

19 Blobel J, Baartman H, Rogalla P, Mews J, Lembcke A. Spatial and temporal resolution with 16-slice computed tomography for cardiac imaging. *Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr* 2003 September;175(9):1264-1271.

20 Klingenbeck-Regn K, Schaller S, Flohr T, Ohnesorge B, Kopp AF, Baum U. Subsecond multi-slice computed tomography: basics and applications. *Eur J Radiol* 1999 August;31(2):110-124.

21 Achenbach S, Daniel WG. Noninvasive coronary angiography-an acceptable alternative? *N Engl J Med* 2001 December 27;345(26):1909-1910.

22 Achenbach S, Ropers D, Regenfus M, Pohle K, Giesler T, Moshage W, Daniel WG. Noninvasive coronary angiography by magnetic resonance imaging, electron-beam computed tomography, and multislice computed tomography. *Am J Cardiol* 2001 July;19;88(2A):70E-73E.

23 Fox SH, Tanenbaum LN, Ackelsberg S, He HD, Hsieh J, Hu H. Future directions in CT technology. *Neuroimaging Clin N Am* 1998 August;8(3):497-513.

24 Hoffmann U, Moselewski F, Cury RC, Ferencik M, Jang IK, Diaz LJ, Abbara S, Brady TJ, Achenbach S. 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 October 26;110(17):2638-2643.

25 Morgan-Hughes GJ, Roobottom CA, Owens PE, Marshall AJ. Highly accurate coronary angiography with submillimetre, 16 slice computed tomography. *Heart* 2005 March;91(3):308-313.

26 Moselewski F, Ropers D, Pohle K, Hoffmann U, Ferencik M, Chan RC, Cury RC, Abbara S, Jang IK, Brady TJ, Daniel WG, Achenbach S. Comparison of measurement of cross-sectional coronary atherosclerotic plaque and vessel areas by 16-slice multidetector computed tomography versus intravascular ultrasound. *Am J Cardiol* 2004 November 15;94(10):1294-1297.

27 Taguchi K, Aradate H. Algorithm for image reconstruction in multi-slice helical CT. *Med Phys* 1998 April;25(4):550-561.

28 Zhang SZ, Hu XH, Zhang QW, Huang WX. Evaluation of computed tomography coronary angiography in patients with a high heart rate using 16-slice spiral computed tomography with 0.37-s gantry rotation time. Eur Radiol 2005 Jun;15(6):1105-9. Epub 2005 Mar 11.

29 Flohr TG, Schoepf UJ, Kuettner A, Halliburton S, Bruder H, Suess C, Schmidt B, Hofmann L, Yucel EK, Schaller S, Ohnesorge BM. Advances in cardiac imaging with 16-section CT systems. *Acad Radiol* 2003 April;10(4):386-401.

30 Heuschmid M, Krieger A, Beierlein W, Luz O, Kuettner A, Kopp AF, Claussen CD, Seemann MD. Assessment of peripheral arterial occlusive disease: comparison of multislice-CT angiography (MS-CTA) and intraarterial digital subtraction angiography (IA-DSA). *Eur J Med Res* 2003 September 29;8(9):389-396.

31 Kopp AF, Kuttner A, Trabold T, Heuschmid M, Schroder S, Claussen CD. MDCT: cardiology indications. *Eur Radiol* 2003 December;13 Suppl 5:M102-15.:M102-M115.

32 Kopp AF, Schroeder S, Baumbach A, Kuettner A, Georg C, Ohnesorge B, Heuschmid M, Kuzo R, Claussen CD. Non-invasive characterisation of coronary lesion morphology and composition by multislice CT: first results in comparison with intracoronary ultrasound. *Eur Radiol* 2001;11(9):1607-1611.

33 Kopp AF, Schroeder S, Kuettner A, Baumbach A, Georg C, Kuzo R, Heuschmid M, Ohnesorge B, Karsch KR, Claussen CD. Non-invasive coronary angiography with high resolution multidetector-row computed tomography. Results in 102 patients. *Eur Heart J* 2002 November;23(21):1714-1725.

34 Kopp AF, Schroeder S, Kuettner A, Heuschmid M, Georg C, Ohnesorge B, Kuzo R, Claussen CD. Coronary arteries: retrospectively ECG-gated multi-detector row CT angiography with selective optimization of the image reconstruction window. *Radiology* 2001 December;221(3):683-688.

35 Kuettner A, Beck T, Drosch T, Kettering K, Heuschmid M, Burgstahler C, Claussen CD, Kopp AF, Schroeder S. Diagnostic accuracy of noninvasive coronary imaging using 16-detector slice spiral computed tomography with 188 ms temporal resolution. *J Am Coll Cardiol* 2005 January 4;45(1):123-127.

36 Kuettner A, Kopp AF, Schroeder S, Rieger T, Brunn J, Meisner C, Heuschmid M, Trabold T, Burgstahler C, Martensen J, Schoebel W, Selbmann HK, Claussen CD. Diagnostic accuracy of multidetector computed tomography coronary angiography in patients with angiographically proven coronary artery disease. *J Am Coll Cardiol* 2004 March 3;43(5):831-839.

37 Nieman K, Ligthart JM, Serruys PW, de Feyter PJ. Images in cardiovascular medicine. Left main rapamycin-coated stent: invasive versus noninvasive angiographic follow-up. *Circulation* 2002 May 7;105(18):e130-e131.

38 Nieman K, Rensing BJ, van Geuns RJ, Munne A, Ligthart JM, Pattynama PM, Krestin GP, Serruys PW, de Feyter PJ. Usefulness of multislice computed tomography for detecting obstructive coronary artery disease. *Am J Cardiol* 2002 April 15;89(8):913-918.

39 Schroeder S, Baumbach A, Herdeg C, Oberhoff M, Buchholz O, Kuettner A, Hanke H, Karsch KR. Self-rated health and clinical status after PTCA: results of a 4-year follow-up in 500 patients. 2001 April;12(2):101-106.

40 Schroeder S, Enderle MD, Baumbach A, Ossen R, Herdeg C, Kuettner A, Karsch KR. Influence of vessel size, age and body mass index on the flow-mediated dilatation (FMD%) of the brachial artery. *Int J Cardiol* 2000 November;76(2-3):219-225.

41 Schroeder S, Flohr T, Kopp AF, Meisner C, Kuettner A, Herdeg C, Baumbach A, Ohnesorge B. Accuracy of density measurements within plaques located in artificial coronary arteries by X-ray multislice CT: results of a phantom study. *J Comput Assist Tomogr* 2001 November;25(6):900-906.

42 Schroeder S, Kopp AF, Baumbach A, Kuettner A, Georg C, Ohnesorge B, Herdeg C, Claussen CD, Karsch KR. Non-invasive characterisation of coronary lesion morphology by multi-slice computed tomography: a promising new technology for risk stratification of patients with coronary artery disease. *Heart* 2001 May;85(5):576-578.

43 Schroeder S, Kopp AF, Baumbach A, Kuettner A, Herdeg C, Rosenberger A, Selbmann HK, Claussen CD, Oberhoff M, Karsch KR. Noninvasive detection of coronary lesions by multislice computed tomography: results of the New Age pilot trial. *Catheter Cardiovasc Interv* 2001 July;53(3):352-358.

44 Schroeder S, Kopp AF, Baumbach A, Meisner C, Kuettner A, Georg C, Ohnesorge B, Herdeg C, Claussen CD, Karsch KR. Noninvasive detection and evaluation of atherosclerotic coronary plaques with multislice computed tomography. *J Am Coll Cardiol* 2001 April;37(5):1430-1435.

45 Schroeder S, Kopp AF, Kuettner A, Burgstahler C, Herdeg C, Heuschmid M, Baumbach A, Claussen CD, Karsch KR, Seipel L. Influence of heart rate on vessel visibility in noninvasive coronary angiography using new multislice computed tomography: experience in 94 patients. *Clin Imaging* 2002 March;26(2):106-111.

46 Schroeder S, Kopp AF, Ohnesorge B, Flohr T, Baumbach A, Kuettner A, Herdeg C, Karsch KR, Claussen CD. Accuracy and reliability of quantitative measurements in coronary arteries by multi-slice computed tomography: experimental and initial clinical results. *Clin Radiol* 2001 June;56(6):466-474.

47 Schroeder S, Kopp AF, Ohnesorge B, Loke-Gie H, Kuettner A, Baumbach A, Herdeg C, Claussen CD, Karsch KR. Virtual coronary angioscopy using multislice computed tomography. *Heart* 2002 March;87(3):205-209.

48 Schroeder S, Kuettner A, Kopp AF, Heuschmidt M, Burgstahler C, Herdeg C, Claussen CD. Noninvasive evaluation of the prevalence of noncalcified atherosclerotic plaques by multi-slice detector computed tomography: results of a pilot study. *Int J Cardiol* 2003 December;92(2-3):151-155.

49 Cranney GB, Lotan CS, Dean L, Baxley W, Bouchard A, Pohost GM. Left ventricular volume measurement using cardiac axis nuclear magnetic resonance imaging. Validation by calibrated ventricular angiography. *Circulation* 1990 July;82(1):154-163.

50 Pattynama PM, Lamb HJ, van der Velde EA, van der Wall EE, de Roos A. Left ventricular measurements with cine and spin-echo MR imaging: a study of reproducibility with variance component analysis. *Radiology* 1993 April;187(1):261-268.

51 Rominger MB, Bachmann GF, Geuer M, Puzik M, Boedeker RH, Ricken WW, Rau WS. Accuracy of right and left ventricular heart volume and left ventricular muscle mass determination with cine MRI in breath holding technique. *Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr* 1999 January;170(1):54-60.

52 Sechtem U, Pflugfelder PW, Gould RG, Cassidy MM, Higgins CB. Measurement of right and left ventricular volumes in healthy individuals with cine MR imaging. *Radiology* 1987 June;163(3):697-702.

53 Semelka RC, Tomei E, Wagner S, Mayo J, Kondo C, Suzuki J, Caputo GR, Higgins CB. Normal left ventricular dimensions and function: interstudy reproducibility of measurements with cine MR imaging. *Radiology* 1990 March;174(3 Pt 1):763-768.

54 Higgins CB. Which standard has the gold? *J Am Coll Cardiol* 1992 June;19(7):1608-1609.

55 Boxt LM, Katz J, Kolb T, Czegledy FP, Barst RJ. Direct quantitation of right and left ventricular volumes with nuclear magnetic resonance imaging in patients with primary pulmonary hypertension. *J Am Coll Cardiol* 1992 June;19(7):1508-1515.

56 Buser PT, Auffermann W, Holt WW, Wagner S, Kircher B, Wolfe C, Higgins CB. Noninvasive evaluation of global left ventricular function with use of cine nuclear magnetic resonance. *J Am Coll Cardiol* 1989 May;13(6):1294-1300.

57 Florentine MS, Grosskreutz CL, Chang W, Hartnett JA, Dunn VD, Ehrhardt JC, Fleagle SR, Collins SM, Marcus ML, Skorton DJ. Measurement of left ventricular mass in vivo using gated nuclear magnetic resonance imaging. *J Am Coll Cardiol* 1986 July;8(1):107-112.

58 Higgins CB, Holt W, Pflugfelder P, Sechtem U. Functional evaluation of the heart with magnetic resonance imaging. *Magn Reson Med* 1988 February;6(2):121-139.

59 Sodani G, Sciuto F, Di Roma M, Romagnoli A, Novelli G, Squillaci E, Forleo GB, Romeo F, Schillaci O, Simonetti G. Cardiac MRI with SENSE technology: study of ventricular and valvular functionality in 30 patients. *Radiol Med (Torino)* 2004 January;107(1-2):1-10.

60 Dirksen MS, Bax JJ, de Roos A, Jukema JW, van der Geest RJ, Geleijns J, van der Wall EE, Lamb HJ. Images in cardiovascular medicine. Dynamic multislice computed tomography of left ventricular function. *Circulation* 2004 February 3;109(4):e25-e26.

61 Heuschmid M, Kuttner A, Schroder S, Trebar B, Burgstahler C, Mahnken A, Niethammer M, Trabold T, Kopp AF, Claussen CD. Left ventricular functional parameters using ECG-gated multidetector spiral CT in comparison with invasive ventriculography. *Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr* 2003 October;175(10):1349-1354.

62 Juergens KU, Grude M, Maintz D, Fallenberg EM, Wichter T, Heindel W, Fischbach R. Multi-detector row CT of left ventricular function with dedicated analysis software versus MR imaging: initial experience. *Radiology* 2004 February;230(2):403-410.

63 Probst C, Kovacs A, Schmitz C, Schiller W, Schild H, Welz A. Quantification of Coronary Artery Stenosis with 16-Slice MSCT in Patients before CABG Surgery: Comparison to Standard Invasive Coronary Angiography. *Heart Surg Forum* 2005;8(1):E42-E46.

64 Kopp AF, Ohnesorge B, Flohr T, Georg C, Schroder S, Kuttner A, Martensen J, Claussen CD. Cardiac multidetector-row CT: first clinical results of retrospectively ECG-gated spiral with optimized temporal and spatial resolution. *Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr* 2000 May;172(5):429-435.

64 Moise A, Bourassa MG, Theroux P, Taeymans Y, Pasternac A, Campeau L, Bois MA, Dyrda I, David PR. Prognostic significance of progression of coronary artery disease. *Am J Cardiol*. 1985 Apr 1;55(8):941-6.

65 Ohnesorge B. *Multi-slice CT in cardiac imaging.* Becker CFTRMF, ed. Springer Verlag, 21-52. 2002.

66 Prokop M, Schaefer C, Kalender WA, Polacin A, Galanski M. [Vascular imaging with spiral-CT. The path to CT-angiography]. *Radiologe* 1993 December;33(12):694-704.

67 Ropers D, Baum U, Pohle K, Anders K, Ulzheimer S, Ohnesorge B, Schlundt C, Bautz W, Daniel WG, Achenbach S. Detection of coronary artery stenoses with thin-slice multi-detector row spiral computed tomography and multiplanar reconstruction. *Circulation* 2003 February 11;107(5):664-666.

68 Trabold T, Buchgeister M, Kuttner A, Heuschmid M, Kopp AF, Schroder S, Claussen CD. Estimation of radiation exposure in 16-detector row computed tomography of the heart with retrospective ECG-gating. *Rofo* 2003 August;175(8):1051-1055.

69 Deutsche Röntgen Gesellschaft. www.drg.de. 2004.

70 Cowie MR, Mosterd A, Wood DA, Deckers JW, Poole-Wilson PA, Sutton GC, Grobbee DE. The epidemiology of heart failure. *Eur Heart J* 1997 February;18(2):208-225.

71 Lins M, Simon R. Age and coronary heart disease. Dtsch Med Wochenschr 2004 April 16;129(16):884-888.

72 Massie BM, Shah NB. Evolving trends in the epidemiologic factors of heart failure: rationale for preventive strategies and comprehensive disease management. Am Heart J 1997 June;133(6):703-712.

73 McMurray JJ, Petrie MC, Murdoch DR, Davie AP. Clinical epidemiology of heart failure: public and private health burden. Eur Heart J 1998 December;19 Suppl P:P9-16.:9-16.

74 Shim SS, Kim Y, Lim SM. Improvement of Image Quality with {beta}-Blocker Premedication on ECG-Gated 16-MDCT Coronary Angiography. *AJR Am J Roentgenol* 2005 February;184(2):649-654.

75 Becker CR, Knez A, Leber A, Treede H, Ohnesorge B, Schoepf UJ, Reiser MF. Detection of coronary artery stenoses with multislice helical CT angiography. *J Comput Assist Tomogr* 2002 September;26(5):750-755.

76 Chaitman BR, DeMots H, Bristow JD, Rosch J, Rahimtoola SH. Objective and subjective analysis of left ventricular angiograms. *Circulation* 1975 September;52(3):420-425.

77 Hu H, He HD, Foley WD, Fox SH. Four multidetector-row helical CT: image quality and volume coverage speed. *Radiology* 2000 April;215(1):55-62.

78 Ohnesorge B, Flohr T, Schaller S, Klingenbeck-Regn K, Becker C, Schopf UJ, Bruning R, Reiser MF. The technical bases and uses of multi-slice CT. *Radiologe* 1999 November;39(11):923-931.

79 Ohnesorge B, Flohr T, Becker C, Kopp AF, Schoepf UJ, Baum U, Knez A, Klingenbeck-Regn K, Reiser MF. Cardiac imaging by means of electrocardiographically gated multisection spiral CT: initial experience. *Radiology* 2000 November;217(2):564-571.

80 Brundage BH, Lipton MJ. The emergence of computed tomography as a cardiovascular diagnostic technique. *Am Heart J* 1982 February;103(2):313-316.

81 Mancini GB, Peck WW, Slutsky RA, Mattrey RF, Higgins CB. Pharmacologically induced changes in wall thickening dynamics and mid-ventricular volumes in dogs assessed by prospectively gated computed tomography. *Am J Cardiol* 1983 June;51(10):1739-1743.

82 Mattrey RF, Slutsky RA, Long SA, Higgins CB. In vivo assessment of left ventricular wall and chamber dynamics during transient myocardial ischemia using prospectively ECG-gated computerized transmission tomography. *Circulation* 1983 June;67(6):1245-1251.

83 Moise A, Bourassa MG, Theroux P, Taeymans Y, Pasternac A, Campeau L, Bois MA, Dyrda I, David PR. Prognostic significance of progression of coronary artery disease. *Am J Cardiol* 1985 April 1;55(8):941-946.

84 Ross J, Jr. Left ventricular function after coronary artery reperfusion. *Am J Cardiol* 1993 December 16;72(19):91G-97G.

85 Wallis JB, Supino PG, Borer JS. Prognostic value of left ventricular ejection fraction response to exercise during long-term follow-up after coronary artery bypass graft surgery. *Circulation* 1993 November;88(5 Pt 2):II99-109.

86 Bonow RO. The hibernating myocardium: implications for management of congestive heart failure. *Am J Cardiol* 1995 January;19;75(3):17A-25A.

87 Carrel T, Jenni R, Haubold-Reuter S, von Schulthess G, Pasic M, Turina M. Improvement of severely reduced left ventricular function after surgical revascularization in patients with preoperative myocardial infarction. *Eur J Cardiothorac Surg* 1992;6(9):479-484.

88 Hammer HF, Eber B, Schumacher M, Luha O, Klein W. Evaluation of the role of coronary heart disease and left ventricular contractile function in systolic mitral valve displacement. *Wien Klin Wochenschr* 1993;105(17):488-491.

89 Oshinski JN, Han HC, Ku DN, Pettigrew RI. Quantitative prediction of improvement in cardiac function after revascularization with MR imaging and modeling: initial results. *Radiology* 2001 November;221(2):515-522.

90 Pagano D, Lewis ME, Townend JN, Davies P, Camici PG, Bonser RS. Coronary revascularisation for postischaemic heart failure: how myocardial viability affects survival. *Heart* 1999 December;82(6):684-688.

91 Rahimtoola SH. The hibernating myocardium. *Am Heart J* 1989 January;117(1):211-221.

92 Rahimtoola SH. Hibernating myocardium: a brief article. *Basic Res Cardiol* 1995 January;90(1):38-40.

93 Tubau JF, Rahimtoola SH. Hibernating myocardium: a historical perspective. *Cardiovasc Drugs Ther* 1992 June;6(3):267-271.

94 Mock MB, Ringqvist I, Fisher LD, Davis KB, Chaitman BR, Kouchoukos NT, Kaiser GC, Alderman E, Ryan TJ, Russell RO, Jr., Mullin S, Fray D, Killip T, III. Survival of medically treated patients in the coronary artery surgery study (CASS) registry. *Circulation* 1982 September;66(3):562-568.

95 Chapman BL, Gray CH. Prognostic index for myocardial infarction treated in a coronary care unit. *Br Heart J* 1973 February;35(2):135-141.

96 Dubois C, Pierard LA, Albert A, Smeets JP, Demoulin JC, Boland J, Kulbertus HE. Short-term risk stratification at admission based on simple clinical data in acute myocardial infarction. *Am J Cardiol* 1988 February 1;61(4):216-219.

97 Killip T, III, Kimball JT. Treatment of myocardial infarction in a coronary care unit. A two year experience with 250 patients. *Am J Cardiol* 1967 October;20(4):457-464.

98 Norris RM, Brandt PW, Caughey DE, Scott PJ. A new coronary prognostic index. *Am Heart J* 1970 March;79(3):428-431.

99 Christiansen JP, Liang CS. Reappraisal of the Norris score and the prognostic value of left ventricular ejection fraction measurement for in-hospital mortality after acute myocardial infarction. *Am J Cardiol* 1999 February 15;83(4):589-91, A8.

100 Kennedy JW, Baxley WA, Figley MM, Dodge HT, Blackmon JR. Quantitative angiocardiography. I. The normal left ventricle in man. *Circulation* 1966 August;34(2):272-278.

101 Hammermeister KE, Brooks RC, Warbasse JR. The rate of change of left ventricular volume in man. I. Validation and peak systolic ejection rate in health and disease. *Circulation* 1974 April;49(4):729-738.

102 Hammermeister KE, Warbasse JR. The rate of change of left ventricular volume in man. II. Diastolic events in health and disease. *Circulation* 1974 April;49(4):739-747.

103 Bosch JG, Savalle LH, van Burken G, Reiber JH. Evaluation of a semiautomatic contour detection approach in sequences of short-axis two-dimensional echocardiographic images. *J Am Soc Echocardiogr* 1995 November;8(6):810-821.

104 Gunter C, Binder T, Jenni R. Echocardiography: indications. *Schweiz Rundsch Med Prax* 1998 November 4;87(45):1491-1496.

106 Amyot R, Morales MA, Rovai D. Contrast echocardiography for myocardial perfusion imaging using intravenous agents: progress and promises. *Eur J Echocardiogr* 2000 December;1(4):233-243.

107 Main ML, Thomas JD. Digital echocardiography. *Curr Opin Cardiol* 1998 November;13(6):404-408.

108 Rick A Nishimura, Raymond J Gibbons, A.Jamil Tajik. Nicht invasive Bildgebende Verfahren in der Kardiologie. Harrissons Innere Medizin Band 1. 2003:1401-1404.

109 de SG, Galderisi M. Quantitation of left ventricular mass and function: balancing evidence with dreams. *Ital Heart J* 2002 October;3(10):562-570.

110 Hambye AS, Everaert H, Maes A, Mesotten L, Vandevivere J, Mortelmans L, Franken PR. Nuclear cardiology, Part II: Scintigraphic evaluation of cardiac function. *J Nucl Med Technol* 1998 June;26(2):72-79.

111 Lethimonnier F, Furber A, Balzer P, Morel O, Rouleau F, Delepine S, Pezard P, Geslin P, Jallet P, Le Jeune JJ. Global left ventricular cardiac function: comparison between magnetic resonance imaging, radionuclide angiography, and contrast angiography. *Invest Radiol* 1999 March;34(3):199-203.

112 Becker C, Schatzl M, Feist H, Bauml A, Schopf UJ, Michalski G, Lechel U, Hengge M, Bruning R, Reiser M. Assessment of the effective dose for routine protocols in conventional CT, electron beam CT and coronary angiography. *Rofo* 1999 January;170(1):99-104.

113 Cohnen M, Poll L, Puttmann C, Ewen K, Modder U. Radiation exposure in multi-slice CT of the heart. *Rofo* 2001 April;173(4):295-299.

114 Hunold P, Vogt FM, Schmermund A, Debatin JF, Kerkhoff G, Budde T, Erbel R, Ewen K, Barkhausen J. Radiation exposure during cardiac CT: effective doses at multi-detector row CT and electron-beam CT. *Radiology* 2003 January;226(1):145-152.

115 Konen E, Konen O, Katz M, Levy Y, Rozenman J, Hertz M. Are referring clinicians aware of patients at risk from intravenous injection of iodinated contrast media? *Clin Radiol* 2002 February;57(2):132-135.

116 Slasky BS, Lenkey JL. Acute renal failure, contrast media, and computer tomography. *Urology* 1981 September;18(3):309-313.

117 Rathi VK, Biederman RW. Imaging of ventricular function by cardiovascular magnetic resonance. *Curr Cardiol Rep* 2004 January;6(1):55-61.

118 van Rugge FP, van der Wall EE, Spanjersberg SJ, de Roos A, Matheijssen NA, Zwinderman AH, van Dijkman PR, Reiber JH, Bruschke AV. Magnetic resonance imaging during dobutamine stress for detection and localization of coronary artery disease. Quantitative wall motion analysis using a modification of the centerline method. *Circulation* 1994 July;90(1):127-138.

119 Setser RM, Fischer SE, Lorenz CH. Quantification of left ventricular function with magnetic resonance images acquired in real time. *J Magn Reson Imaging* 2000 September;12(3):430-438.

120 Weissler AM, Harris WS, Schoenfeld CD. Systolic time intervals in heart failure in man. *Circulation* 1968 February;37(2):149-159.

121 Nagel E, Schneider U, Schalla S, Ibrahim T, Schnackenburg B, Bornstedt A, Klein C, Lehmkuhl HB, Fleck E. Magnetic resonance real-time imaging for the evaluation of left ventricular function. *J Cardiovasc Magn Reson* 2000;2(1):7-14.

122 Miller S, Simonetti OP, Carr J, Kramer U, Finn JP. MR Imaging of the heart with cine true fast imaging with steady-state precession: influence of spatial and temporal resolutions on left ventricular functional parameters. *Radiology* 2002 April;223(1):263-269.

123 Arbeitsgemeinschaft Herzdiagnostik. Leitlinien für den Einsatz der Computertomographie in der Diagnostik des Herzens und der großen thorakalen Gefäße. Fortschr Röntgenstr 2004; 176: 632-637.

124 Juergens KU, Grude M, Fallenberg EM, Opitz C, Wichter T, Heindel W, Fischbach R. Using ECG-gated multidetector CT to evaluate global left ventricular myocardial function in patients with coronary artery disease. *AJR Am J Roentgenol* 2002 December;179(6):1545-1550.

125 Crawford CR, King KF. Computed tomography scanning with simultaneous patient translation. *Med Phys* 1990 November;17(6):967-982.

126 Kalender WA, Polacin A. Physical performance characteristics of spiral CT scanning. *Med Phys* 1991 September;18(5):910-915.

127 Giesler T, Baum U, Ropers D, Ulzheimer S, Wenkel E, Mennicke M, Bautz W, Kalender WA, Daniel WG, Achenbach S. Noninvasive visualization of coronary arteries using contrast-enhanced multidetector CT: influence of heart rate on image quality and stenosis detection. *AJR Am J Roentgenol* 2002 October;179(4):911-916.

127 Kalender WA, Seissler W, Klotz E, Vock P. Spiral volumetric CT with single-breath-hold technique, continuous transport, and continuous scanner rotation. *Radiology* 1990 July;176(1):181-183.

128 Boehm T, Alkadhi H, Roffi M, Willmann JK, Desbiolles LM, Marincek B, Wildermuth S. Time-effectiveness, observer-dependence, and accuracy of measurements of left ventricular ejection fraction using 4-channel MDCT. *Rofo* 2004 April;176(4):529-537.

129 Mahnken AH, Spuentrup E, Niethammer M, Buecker A, Boese J, Wildberger JE, Flohr T, Sinha AM, Krombach GA, Gunther RW. Quantitative and qualitative assessment of left ventricular volume with ECG-gated multislice spiral CT: value of different image reconstruction algorithms in comparison to MRI. *Acta Radiol* 2003 November;44(6):604-611.

130 Mahnken AH, Spuntrup E, Wildberger JE, Heuschmid M, Niethammer M, Sinha AM, Flohr T, Bucker A, Gunther RW. Quantification of cardiac function with multislice spiral CT using retrospective EKG-gating: comparison with MRI. *Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr* 2003 January;175(1):83-88.

131 Ehrhard K, Oberholzer K, Gast K, Mildenberger P, Kreitner KF, Thelen M. [Multi-slice CT (MSCT) in cardiac function imaging: threshold-value-supported 3D volume reconstructions to determine the left ventricular ejection fraction in comparison to MRI]. *Rofo* 2002 December;174(12):1566-1569.

132 Galanski M, Prokop M, Chavan A, Schaefer CM, Jandeleit K, Nischelsky JE. Renal arterial stenoses: spiral CT angiography. *Radiology* 1993 October;189(1):185-192.

133 Gmeinwieser J, Wunderlich AP, Gerhardt P, Strotzer M. 3-dimensional reconstruction of respiratory-modulated organs and vascular structures from spiral-CT-data sets. *Rontgenpraxis* 1991 January;44(1):2-8.

134 Napel S, Marks MP, Rubin GD, Dake MD, McDonnell CH, Song SM, Enzmann DR, Jeffrey RB, Jr. CT angiography with spiral CT and maximum intensity projection. *Radiology* 1992 November;185(2):607-610.

135 Rubin GD, Dake MD, Napel S, Jeffrey RB, Jr., McDonnell CH, Sommer FG, Wexler L, Williams DM. Spiral CT of renal artery stenosis: comparison of three-dimensional rendering techniques. *Radiology* 1994 January;190(1):181-189.

136 Wunderlich AP, Lenz M, Kirsten R, Gerhardt P. Color-coded three-dimensional reconstruction from spiral CT data sets: physical viewpoint for improvement of the method. *Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr* 1993 March;158(3):221-224.

137 Grude M, Juergens KU, Wichter T, Paul M, Fallenberg EM, Muller JG, Heindel W, Breithardt G, Fischbach R. Evaluation of global left ventricular myocardial function with electrocardiogram-gated multidetector computed tomography: comparison with magnetic resonance imaging. *Invest Radiol* 2003 October;38(10):653-661.

9 DANKSAGUNG

Mein Dank gilt an erster Stelle meinem Doktorvater Prof. Dr. Andreas Kopp (Abteilung für Radiologische Diagnostik, Universitätsklinikum Tübingen) für die Überlassung des Themas, sowie das Vertrauen, das er in mich gesetzt hat.

Weiterhin möchte ich Dr. Martin Heuschmid (Abteilung für Radiologische Diagnostik, Universitätsklinikum Tübingen), für die Betreuung und Mitdurchführung der Untersuchungen meinen Dank ausdrücken.

Außerdem danke ich Dr. Ariane Brückner, Dr. Michael Fenchel und Dr. Norbert Stauder (alle Abteilung für Radiologische Diagnostik, Universitätsklinikum Tübingen) und Dr. Andreas Franow (Medizinische Universitätsklinik Tübingen, Abteilung Innere Medizin III) für ihre Zeit und Mühen.

Zu Dank bin ich weiterhin verpflichtet Herrn C. Meissner, M.A. vom Institut für medizinische Informationsverarbeitung für seine Beratung bei der Statistik dieser Arbeit.

Meinen Eltern Hildegard und Prof. Thomas Rothfuß gebührt jedoch mein tiefster Dank. Ohne sie wäre diese Arbeit sicher nicht vollendet worden.

10 CURRICULUM VITAE

Name:	Julia-Katharina Kreuz, geb. Rothfuß
geboren:	28.05.1980 in Stuttgart - Bad Cannstatt
Familienstand:	verheiratet

AUSBILDUNG:

08/86 – 09/86	Grundschule in Stuttgart - Weilimdorf
10/86 – 07/90	Grundschule in Ludwigsburg - Schlößlesfeld
09/90 – 07/99	Friedrich-Schiller-Gymnasium, Ludwigsburg
09/99 – 08/00	Studium der Mathematik, Informatik, Wirtschaftswissenschaften, Universität Ulm
09/00 – 11/06	Studium der Humanmedizin, Eberhard-Karls-Universität, Tübingen 11.November 06: Approbation

PUBLIKATIONEN;

Heuschmid M, Rothfuss J, Schroder S, Kuttner A, Fenchel M, Stauder N, Mahnken AH, Burgstahler C, Miller S, Claussen CD,Kopp AF.
Left ventricular functional parameters: comparison of 16-slice spiral CT with MRI,
Rofo. 2005 Jan;177(1):60-6. German

Heuschmid M, Rothfuss JK, Schroeder S, Fenchel M, Stauder N, Burgstahler C, Franow A, Kuzo RS, Kuettner A, Miller S, Claussen CD, Kopp AF.
Assessment of left ventricular myocardial function using 16-slice multidetector-row computed tomography: comparison with magnetic resonance imaging and echocardiography.
Eur Radiol. 2006 Mar;16(3):551-9. Epub 2005 Oct 8.

CURRICULUM VITAE

PRAKTIKA UND BERUFSERFAHRUNGEN:

Frühjahr 00	6 Wochen	Krankenpflegepraktikum (Kardiologie) Kreiskrankenhaus Ludwigsburg, Deutschland
Frühjahr 01	5 Wochen	Krankenpflegepraktikum (Unfallchirurgie) Kreiskrankenhaus Ludwigsburg, Deutschland
Frühjahr 03	6 Wochen	Famulatur (Radiologische Diagnostik) Eberhard-Karls-Universität, Tübingen, Deutschland
Frühjahr 04	5 Wochen	Famulatur, Princess-Margaret-Hospital, St. Thomas, Jamaika
Sommer 04	3 Wochen	Famulatur (Gynäkologie und Geburtshilfe) Kreiskrankenhaus Ludwigsburg, Deutschland
Sommer 04	7 Wochen	Famulatur (Vascular Imaging) Massachusetts General Hospital, Boston, USA
PJ Tertial I	2 Monate	Wahlfach Radiologie, Groote Schuur Hospital, Kapstadt, Südafrika
	2 Monate	Wahlfach Radiologie, Katharinenhospital, Stuttgart, Deutschland
PJ Tertial II	4 Monate	Innere Medizin, Kantonsspital Sursee-Wohlhusen, Sursee, Schweiz
PJ Tertial III	4 Monate	Chirurgie, Katharinenhospital, Stuttgart, Deutschland
seit 1.Dezember 06		Assistenzärztin in Weiterbildung Klinik für Int. und Diag. Radiologie Katharinenhospital, Stuttgart, Deutschland