

Aus dem Universitätsklinikum Münster

Institut für Klinische Radiologie

-Direktor: Univ.-Prof. Dr. W. Heindel-

**Mehrschicht Computertomographie des Herzens:
Messwerte bei asymptomatischen Personen mit erhöhtem
kardiovaskulärem Risiko**

INAUGURAL-DISSERTATION

zur

Erlangung des doctor medicinae

der Medizinischen Fakultät

der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster

vorgelegt von

Schulze Eilfing, Barbara Anna

aus Münster

2008

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

Dekan: Univ.-Prof. Dr. med. V. Arold

1.Berichterstatter: Univ.-Prof. Dr. med. R. Fischbach

2.Berichterstatter: Univ.-Prof. Dr. med. Bremer

Tag der mündlichen Prüfung: 27.05.2008

Aus dem Universitätsklinikum Münster
Institut für klinische Radiologie
-Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. W. Heindel-
Referent: Univ.-Prof.-Dr. med. R. Fischbach
Koreferent: Univ.-Prof.-Dr. med. Bremer

Zusammenfassung:

Mehrschicht Computertomographie des Herzens:
Messwerte bei asymptomatischen Personen mit erhöhtem kardiovaskulärem Risiko

Schulze Eilfing, Barbara Anna

In den letzten Jahren hat sich die MSCT als robustes Verfahren in der nicht-invasiven kardialen Diagnostik, vor allem in der Frühdetektion der koronaren Arteriosklerose und der Ausschlußdiagnostik von Koronarstenosen bei Patienten mit atypischem Thoraxschmerz etabliert. Da die MSCT gleichzeitig auch die Darstellung der übrigen Herzstrukturen erlaubt, ist für diverse Messparameter ein Vergleichskollektiv von Patienten mit erhöhtem Herzinfarktisiko wünschenswert. Ziel dieser Arbeit war es daher, eine Messwertverteilung dieser anatomischen Parameter an einem geeigneten Kollektiv zu erheben. Die Messungen wurden retrospektiv anhand von CT-Datensätzen von 60 Teilnehmern mit stark erhöhtem kardiovaskulärem Risiko (5. Quintil) einer Pilotstudie, der PROCAM-Studie, vorgenommen. Die Messungen von Herzhöhlen, Myokarddicken etc. wiesen trotz des hochselektionierten Probandenkollektivs eine große Streubreite auf. Die Daten der eigenen Arbeit wurden mit publizierten Daten von MRT und Echokardiographie verglichen. Nur für die Echokardiographie liegen bislang Normalwerte bei einer großen Anzahl Herzgesunder vor, die für CT und MRT bislang fehlen. Bedingt zum einen durch die verwendete Technik, zum anderen durch die Patientenselektion divergieren die publizierten Messwerte von CT und MRT stark für die jeweilige Modalität. Vergleichbare Daten zu Personen mit koronaren Risikofaktoren existieren nicht, so dass die eigenen Daten bis zur Erhebung an größeren Kollektiven eine Orientierungshilfe bei der Beurteilung von CT-Untersuchungen des Herzens, gerade bei den Personen mit koronaren Risikofaktoren, darstellen können.

Tag der mündlichen Prüfung: 27.05.2008

Inhaltsverzeichnis:

<i>Abkürzungsverzeichnis</i>	2
<i>Einleitung</i>	3
<i>1 Fragestellung</i>	5
<i>2 Verfahren in der kardialen Bildgebung</i>	6
2.1 Magnetresonanztomographie	6
2.2 Echokardiographie	7
2.3 intraarterielle Koronarangiographie	8
2.4 Computertomographie	8
2.4.1 Entwicklung	8
2.4.2 EKG	9
2.4.3 Bildrekonstruktion	10
<i>3 Material und Methoden</i>	12
3.1 Patienten	12
3.2 CT-Untersuchung	13
3.2.1 Scanner	13
3.2.2 β -Blocker	13
3.2.3 Lagerung des Patienten	13
3.2.4 Kontrastmittel	14
3.2.5 Scan-Protokoll	14
<i>4 Morphologische Analyse</i>	16
4.1. Winkel des Ventrikelseptums zur Thoraxsenkrechten	16
4.2 Bestimmung der Kontrastmitteldichte	16
4.3 Durchmesser der Herzhöhlen	18
4.3.1 rechter Vorhof	18
4.3.3 rechter Ventrikel	19
4.3.4 linker Ventrikel	20
4.4. Koronararterien	20
4.5 Myokarddicke	20
4.5.1 rechtes Ventrikelmyokard	20
4.5.2 linkes Ventrikelmyokard	21
4.6 Enddiastolisches linksventrikuläres Volumen und linksventrikuläre Masse	23
4.7 Durchmesser der Pulmonalvenen	24
4.8 Mitralklappendurchmesser	25
4.9 Aortenklappendurchmesser	26
4.10 Durchmesser des rechtsventrikulären Ausflusstraktes	27

4.11 Durchmesser des Moderatorbandes	27
4.12 Durchmesser des Sinus coronarius	28
4.13 Crista terminalis	28
5 Ergebnisse	29
5.1 Winkel des Ventrikelseptums zur Thoraxsenkrechten	30
5.2 Kontrastmitteldichten	31
5.3 Durchmesser der Herzhöhlen	33
5.3.1 Durchmesser der Herzhöhlen des rechten Herzens	33
5.3.2 Durchmesser der Herzhöhlen des linken Herzens	34
5.4 Koronararterien Durchmesser	37
5.5 Myokarddicke	37
5.5.1 Myokarddicke des linken Ventrikels in der axialen Ebene	37
5.5.2 Wanddicke des linken Ventrikels in der langen Achse	38
5.5.3 Wanddicke des linken Ventrikels in der kurzen Achse	40
5.6 Linkskventrikuläres enddiastolisches Volumen und linkskventrikuläre myokardiale Masse	42
5.7 Pulmonalvenendurchmesser	42
5.8 Mitralklappenringdurchmesser	45
5.9 Aorta	45
5.9.1 Durchmesser der Aorta	45
5.9.2 Fläche der Aorta	47
5.10 Rechtsventrikulärer Ausflusstrakt	48
5.11 Moderatorband	49
5.12 Durchmesser des Sinus coronarius	50
5.13 Crista terminalis	51
6 Diskussion	52
6.1 Gegenüberstellung der Messergebnisse von CT- und MRT-gesteuerten Untersuchungen und Vergleich mit den Ergebnissen der eigenen Arbeit	59
6.2 Messergebnisse in echokardiographischen Studien	62
6.3 Zusammenfassung:	67
7 Literaturverzeichnis	69
Danksagung	80

Abkürzungsverzeichnis

CT	Computertomographie
EKG	Elektrokardiogramm
EBCT	Elektronenstrahlcomputertomographie
KHK	Koronare Herzkrankheit
MRT	Magnetresonanztomographie
Max	Maximum
SD	Standardabweichung
i.v.	Intravenös
ROI	Region of Interest
RCX	Ramus circumflexus der linken Koronararterie
RCA	right coronary artery, Rechte Koronararterie
LAD	left anterior descending, Ramus interventrikularis anterior

Einleitung

1972 entwickelte Godfrey Newbold Hounsfield den ersten Computertomographen und erhielt dafür zusammen mit Allen M. Cormack im Jahr 1979 den Nobelpreis.

Seit der Entwicklung dieses ersten Computertomographen konnten durch eine sich ständig verbessernden Technik und damit verbundene verbesserte Bildqualität viele neue Anwendungsgebiete erschlossen werden.

1976 konnten zum ersten Mal kardiale Strukturen mit Hilfe eines Computertomographen der dritten Generation und einer 2sec-Rotationszeit abgebildet werden. [22] Es mussten Datensegmente aus verschiedenen Herzzyklen unter Berücksichtigung des synchron aufgezeichneten EKGs zu einem Gesamtbild zusammengesetzt werden. Hierbei wurde eine effektive zeitliche Auflösung von 0,5sec erreicht. Allerdings blieb die klinische Anwendbarkeit begrenzt, da die Akquisition nur weniger Schichten möglich war und eine große Volumenabdeckung des Herzens ausschloss. Außerdem fehlte es an standardisierten Scan-Protokollen. [29]

Der erste CT-Scanner, der routinemäßig in der kardialen Bildgebung eingesetzt werden konnte, war der 1982 entwickelte Elektronenstrahlcomputertomograph (EBCT), der heute allerdings fast ausschließlich der Quantifikation des koronaren Kalks dient. Zwar besteht der Vorteil dieser Methode in einer guten zeitlichen Auflösung, da sie auf mechanische Anteile verzichtet, erzeugt allerdings durch die begrenzt applizierbare Amperezahl ein relativ großes Bildrauschen.

1994 kamen erste Geräte mit einer Rotationsgeschwindigkeit unter einer Sekunde auf den Markt. Diese ermöglichten in Verbindung mit einer EKG-Triggerung die Erfassung von Koronararterienverkalkungen oder in Spiraltechnik die Untersuchung von großen, herznahen Gefäßen in verbesserter Qualität.

Im Jahr 1998 wurden die ersten 4-Schicht-Spiral-Scanner eingeführt. Durch die Möglichkeit der gleichzeitigen Akquisition von vier Schichten wurde es erstmals möglich, das gesamte Herzvolumen in Spiraltechnik mit EKG-Synchronisation zu erfassen. Durch den Einsatz von Schichtdicken von 1mm näherte man sich stark dem Ideal des isotropen Voxels an, was in der kardialen Diagnostik vor allem der dreidimensionalen Darstellung der Koronararterien zu Gute kommt. [30]

Einleitung

Eine weitere Steigerung der Bildqualität konnte im Jahr 2001 mit der Einführung der 16-Zeilen-Computertomographen erzielt werden. Heute werden zur Untersuchung der Koronararterien bereits 64-Zeilen-Computertomographen verwendet, die eine weitere Steigerung der räumlichen und zeitlichen Auflösung gewährleisten. [34]

Durch die Möglichkeit einer bewegungsfreien Darstellung, hoher Auflösung und der daraus folgernden detaillierten Darstellung ist es mit Hilfe der EKG-synchronisierten Computertomographie möglich, anatomische Parameter wie z.B. die Myokarddicke, die Durchmesser der Herzhöhlen und der großen thorakalen Gefäße etc. zuverlässig zu erfassen.

Auch die Funktion des Herzens lässt sich mit Hilfe der Computertomographie durch die Messung endsystolischer und enddiastolischer Volumina einschätzen.

1 Fragestellung

Für jedes darstellende Verfahren, das in der Herzdiagnostik angewandt wird, ist die Ermittlung von Referenzwerten zur Erleichterung der Diagnostik und zur Verringerung der von den Untersuchern abhängigen Variabilität wünschenswert. Solche Referenzwerte sind für andere in der Herz-Bildgebung etablierten Verfahren, wie der Echokardiographie, seit längerer Zeit in der Literatur beschrieben. [26, 28]

Für die Mehrschicht-Spiral-Computertomographie existieren solche Richtwerte bis heute nicht.

In dieser Arbeit sollen anhand der mittels Computertomographie akquirierten Daten eines Klientels von sechzig Personen, die keinerlei Symptome einer KHK aufweisen, jedoch dem typischen Kollektiv für die KHK-Diagnostik entsprechen, eine Reihe anatomischer Parameter, wie Myokarddicke, Durchmesser der Atria und Ventrikel etc. erfasst werden. Neben den rein strukturellen Größen wird außerdem das enddiastolische linksventrikuläre Volumen bestimmt. Die Ergebnisse dieser Messungen werden in dieser Arbeit dargestellt. Die erfassten Parameter sollen als Referenzwerte für die Computertomographie in der kardialen Bildgebung anwendbar sein, bzw. auch die große Bandbreite der noch im Bereich des Physiologischen liegenden Messwerte aufzeigen, dadurch die Diagnostik am Herzen mittels CT erleichtern und ferner die Untersucher-abhängige Variabilität verringern.

Des weiteren sollen die Messauswertungen der Computertomographie den schon in der Literatur beschriebenen Messergebnissen der Magnetresonanztomographie und Echokardiographie gegenübergestellt werden und dadurch eine Beurteilung der Vergleichbarkeit der verschiedenen kardialen, bilgebenden Verfahren erzielt werden und bei signifikanten Unterschieden deren mögliche Ursachen erläutert werden.

2 Verfahren in der kardialen Bildgebung

Die folgenden Kapitel sollen einen kurzen Überblick über die in der kardialen Bildgebung eingesetzten Verfahren bieten.

2.1 Magnetresonanztomographie

Das Prinzip der *Magnetresonanztomographie* beruht darauf, dass Atomkerne mit ungerader Protonen- oder Neutronenanzahl einen kreiselähnlichen Drehimpuls, einen sog. Kernspin, besitzen. Nach Anlegen eines externen Magnetfeldes richtet sich der Spin parallel oder antiparallel aus. Durch die Anregung mittels eines Hochfrequenzimpulses kehren die Protonen wieder an ihre Ausgangsposition zurück. Durch diesen Vorgang der Kernrelaxation wird ein elektromagnetisches Induktionsfeld erzeugt, das bei der Magnetresonanztomographie auf einer Empfängerspule aufgenommen wird.

Die ersten Beschreibungen des Kernspins gehen auf Edward Purcell und Felix Bloch zurück, die im Jahr 1952 mit dem Nobelpreis für Physik ausgezeichnet wurden. 1977 gelang die Erstellung des ersten Schnittbildes durch den menschlichen Körper. Durch die Arbeit des britischen Physikers Sir Peter Mansfield wurde der Durchbruch für die klinische Anwendbarkeit durch eine beschleunigte Bildakquisition erzielt. Mansfield wurde im Jahr 2003 mit dem Nobelpreis für Medizin ausgezeichnet.

Die Magnetresonanztomographie kann sehr unterschiedlichen Fragestellungen als diagnostisches Werkzeug dienen.

Durch technische Fortschritte gerade in den letzten Jahren, durch die es gelang, Scanzeiten zu verkürzen und eine bessere Bildauflösung zu erzielen, hat sich die Magnetresonanztomographie in der kardiovaskulären Bildgebung immer weiter etabliert und sich zum Goldstandard entwickelt.

Durch ihre gute Weichteilauflösung ist sie für die kardiale Bildgebung sehr gut geeignet und in der Lage, mit einer hohen Genauigkeit und einer hohen Reproduzierbarkeit die myokardiale Masse und das myokardiale Volumen zu bestimmen.

Auch Flussgeschwindigkeiten, eine Domäne der Echokardiographie, lassen sich mit der MRT quantifizieren. Das Verfahren beruht darauf, dass bewegte Spins in einem

Magnetfeld eine Phasenverschiebung durchlaufen und sich diese proportional zur Flussgeschwindigkeit verhält. Es wurde gezeigt, dass die Ergebnisse der MRT gut mit denen der Doppler-Echokardiographie korrelieren. [29]

Immer noch begrenzt ist die Einsetzbarkeit der MRT in der Diagnostik der Koronararterien. Allerdings lassen sich in der MRT die Komponenten der atherosklerotischen Plaques in großen Gefäßen gut differenzieren [8] und auch eine Beurteilung von stenotischen Bereichen [33], der Wanddicke und Lumina der Koronararterien ist mit Hilfe der MRT möglich. [9]

2.2 Echokardiographie

Die *Echokardiographie* ist eine etablierte Methode in der kardialen Bildgebung und wurde im Jahr 1952 durch Modifikation der im 2. Weltkrieg zur Auffindung von U-Booten eingesetzten Sonargeräte von dem schwedischen Kardiologen I. Edler und von dem schwedischen Physiker H. Hertz entwickelt. [4]

Der Durchbruch in der Echokardiographie gelang durch die Entwicklung der „M-mode“ (M=motion). Er erlaubt bei hoher zeitlicher Auflösung die genaue Analyse von sich schnell bewegenden Strukturen. Heute wird im klinischen Alltag am häufigsten die sogenannte „B-mode“ angewandt. Hierbei werden die an Grenzflächen unterschiedlich stark reflektierten Ultraschallwellen vom Schallkopf registriert und in ein zweidimensionales Bild umgewandelt.

Von besonderer Bedeutung für die Untersuchung des Herzens ist die Doppler-Echokardiographie. Mit ihr lassen sich Blutflussgeschwindigkeiten messen. Die Doppler-Echokardiographie kann durch Kombination mit B-mode als so genannte Farb-Duplex-Echokardiographie angewandt werden. [18, 36]

Heute ist es dem Untersucher durch die Echokardiographie möglich, intrakardiale Raumforderungen, Herzfehler, myokardiale Wanddickenveränderungen, die Morphologie der Herzklappen und den kardialen Blutfluss einzuschätzen und zu diagnostizieren.

2.3 intraarterielle Koronarangiographie

Das Verfahren der invasiven Koronarangiographie dient hauptsächlich der Darstellung der Koronararterien, der Beurteilung von stenotischen Bereichen und der Beurteilung des linken Ventrikels mittels Ventrikulographie.

Seit der Einführung durch Melvin Judkins [15] ist sie der Goldstandard in der Darstellung der Koronararterien. Mit ihr gelingt der Nachweis von klinisch relevanten Stenosen der Koronargefäße, wobei sie die räumliche Auflösung von 0,15 mm erreicht.

Ein Vorteil der invasiven Koronarangiographie ist die gleichzeitige Möglichkeit zur Intervention bei vorhanden Stenosen durch z.B. Ballondilatation mit gleichzeitiger Stentimplantation oder auch die lokale Lysetherapie bei Nachweis von frischen Thromben.

Ein Nachteil gegenüber den nicht-invasiven Verfahren sind die seltenen, aber potentiell auch zum Tode führenden Komplikationen in Form von Blutungen bis hin zur Herzwandruptur und Tod durch Kammerflimmern. Insgesamt liegt das Auftreten von schweren Komplikationen unter 2% [41]. Ferner ist durch die meist visuell erfolgende Auswertung des Stenosegrades eine Inter- und Intraobservervariabilität vorhanden. (10) Die Strahlenexposition bei der invasiven Koronarangiographie schwankt zwischen 2-4mSv.

Die konventionelle invasive Angiographie stellt eine gute Methode zur Darstellung des Gefäßlumens dar. Rückschlüsse auf die Wandstruktur können durch sie allerdings nicht gezogen werden, so dass eine Beurteilung der Plaquestruktur nicht möglich ist.

2.4 Computertomographie

2.4.1 Entwicklung

Durch Einführung der so genannten Schleifringtechnologie im Jahr 1987 ist es möglich geworden, ein komplettes Volumen kontinuierlich abzutasten, wobei der Fokus der Röntgenröhre eine Spiralbahn beschreibt.

Der seit 1998 verfügbare Siemens Somatom Plus 4 Volume Zoom, der auch in dieser Arbeit der Datenakquisition diente, ist ein solcher Scanner mit vier Detektorzeilen und arbeitet zusätzlich mit einer Rotationszeit von 0,5 Sekunden. Es ist möglich geworden, das gesamte Herzvolumen in einer Atemanhaltephase abzudecken und außerdem eine verbesserte räumliche Auflösung in Richtung der Patientenachse zu erzielen. Dadurch wird eine Annäherung an das isotrope Voxel erreicht und dreidimensionale Darstellungen werden qualitativ entscheidend verbessert. Bis zum Jahr 2002 war es nicht möglich, Scanner mit mehr als vier Detektorzeilen herzustellen, da die konventionellen Rekonstruktionsalgorithmen davon abhängig waren, dass die Messstrahlen senkrecht auf die Längsachse des Patienten auftrafen. Auch bei den 4-Zeilen-Scannern ist diese Bedingung nicht vollständig erfüllt. Die Messstrahlen, die auf die äußeren Detektorreihen treffen, weichen um den nach außen größer werdenden Cone-Winkel von der Senkrechten zur z-Achse des Patienten ab. Bei einem 4-Zeilen-Detektor sind dieser Winkel und die daraus resultierende Schichtverschmierung für die Rekonstruktion noch vernachlässigbar, bei einem 16-Zeilen-Gerät würden die Schichtverschmierungen allerdings die Schichtdicke überschreiten. Daher mussten neue Rekonstruktionsalgorithmen entwickelt werden. Ferner sind seit dem Frühjahr 2002 Geräte mit 16 Detektorzeilen auf dem Markt, deren Scanner zum ersten Mal eine räumliche Auflösung unterhalb eines Zentimeters in allen drei Raumrichtungen ($0,5 \times 0,5 \times 0,6$) gewährleisten. Heute werden bereits Computertomographen mit 64-Detektorzeilen im klinischen Alltag eingesetzt.

2.4.2 EKG

Bei der Untersuchung des Herzens mittels Spiral-CT wird parallel zur Erhebung der Scandaten das EKG des Patienten aufgezeichnet.

Ein Bild des gesamten Herzvolumens entsteht durch sukzessive Aneinanderreihung von Teildatensätzen aus aufeinander folgenden Herzzyklen.

Bei sequentieller Aufnahmetechnik, wie z.B. bei der EBCT, ist es üblich, das EKG-Signal als Trigger für den Beginn des Scans zu verwenden. Nachdem zuvor aus mehreren Herzzyklen die mittlere RR-Dauer bestimmt wird, kann zu einem festgelegten Zeitpunkt innerhalb des Herzzyklus der Scan ausgelöst werden.

Beim EKG-Gating dient das EKG retrospektiv der genauen Festlegung der Zeitintervalle innerhalb des Herzzyklus, die zur Datenrekonstruktion herangezogen werden. Zur Festlegung des Zeitintervalls, das zur Rekonstruktion herangezogen werden soll, dienen unterschiedliche Modi, die den Startpunkt der Rekonstruktion entweder als relatives Zeitintervall in Prozent nach dem Beginn der R-Zacke angeben („relative delay“) oder als absoluten Wert in Millisekunden nach dem Beginn der letzten oder vor dem Beginn der nächsten R-Zacke angeben. („Absolute delay“ oder „absolute reverse“).

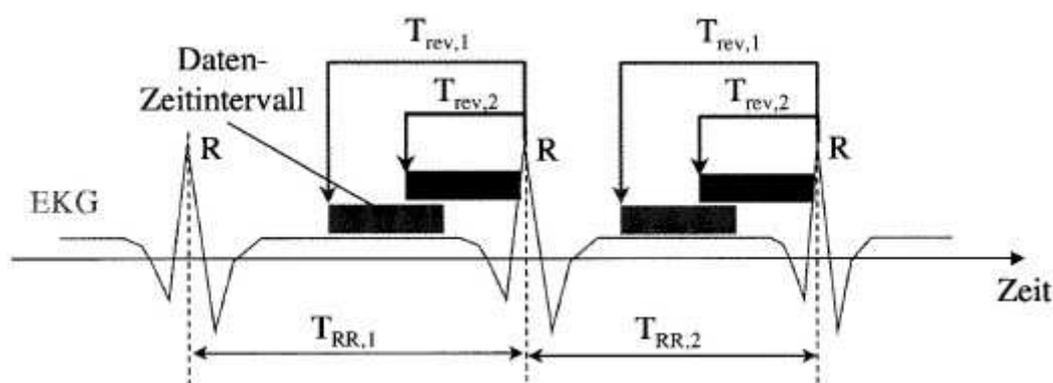


Abb.1. Schematische Darstellung des retrospektiven EKG-Gating mit Absolute-reverse-Ansatz (16)
Die Startpunkte der Bildrekonstruktion liegen um die feste Zeit T_{rev} vor den R-Zacken.

Ein Vorteil des retrospektiven EKG-Gating gegenüber der oben beschriebenen EKG-Triggerung besteht darin, dass das Rekonstruktionsintervall im Nachhinein noch verändert werden kann, und so keine große Anfälligkeit gegenüber Arrhythmien vorliegt. Durch diese freie Wählbarkeit des Rekonstruktionszeitpunktes beim retrospektiven EKG-Gating ist eine höhere Robustheit gegenüber pathologischen und physiologischen Schwankungen der Herzfrequenz während der Untersuchung gewährleistet.[2]

2.4.3 Bildrekonstruktion

Für den 1998 eingeführten Multi-Slice-Scanner mit vier Detektorzeilen sind unterschiedliche Rekonstruktionsalgorithmen entwickelt worden. Man kann zwischen

Verfahren der kardialen Bildgebung

solchen unterscheiden, die zur Rekonstruktion konsekutive Scandaten ausschließlich eines Herzzyklus verwenden, deren zeitliche Auflösung dann auf $t_{rot} / 2$ limitiert ist und solchen deren Scandaten aus N aufeinander folgenden Herzzyklen entnommen werden.

Während die Erstgenannten, so genannte Einzel-Segment-Rekonstruktionen adäquat für eine diastolische Bildgebung und niedrige Herzfrequenzen sind, kann durch die Anwendung der letzteren Rekonstruktionstechnik die zeitliche Auflösung verbessert werden und der Bildgebung auch bei höheren Herzfrequenzen bzw. während der Systole dienen.

Im ersten Schritt des Rekonstruktionsverfahrens erhält man für jedes Bild einen Teilumlaufdatensatz einer gegebenen z -Position. Abhängig von der Herzfrequenz des Patienten resultiert eine zeitliche Auflösung von $t_{rot} / (2 \times N)$ ($N = 1, 2$ oder 3). N stellt dabei die Anzahl aufeinander folgender Herzzyklen dar, die für die Bildrekonstruktion verwendet werden. Für $N=1$ werden konsekutive Teilumlaufdatensätze für ein Bild aus einem Herzzyklus verwendet. Für jeden Projektionswinkel eines Teilumlaufscans wird eine Interpolation durchgeführt, bei der die Daten der beiden Detektorzeilen verwendet werden, die am nächsten zur gewünschten Bildebene (z_{ima}) liegen.

Für $N=2$ oder $N=3$ resultiert eine verbesserte zeitliche Auflösung. Die Teilsegmente werden aus aufeinander folgenden Herzzyklen gewonnen. Wichtig ist die adäquate Abstimmung von Herzfrequenz, Rotationszeit und Tischvorschub. (s.o.)

Zum einen dürfen diese Parameter nicht derart synchronisiert sein, dass in jedem folgenden Herzzyklus genau derselbe Projektionswinkel abgetastet wird, da in konsekutiven Herzzyklen aus sich aufeinander aufbauenden Datensätzen ein Teilumlaufdatensatz entstehen soll. Zum anderen müssen die Daten in derselben relativen Herzphase akquiriert werden.

Im zweiten Rekonstruktionsschritt werden durch so genanntes Rebinning die Daten der Fächerstrahlprojektion in Parallelstrahlprojektionen umsortiert. Man erhält hier Projektionen, die einen Winkelbereich von 180° plus Aufspaltungswinkel des Fächerstrahls abdecken und außerdem redundante, unvollständige Parallelstrahlprojektionen, die zur Erzeugung eines weichen Übergangs zwischen Anfang und Ende des Teilumlaufscans verwendet werden können und der Unterdrückung von Artefakten dienen. [30,12]

3 Material und Methoden

3.1 Patienten

Analysiert wurden die kardialen, computertomographisch gewonnenen Datensätze von 60 männlichen Teilnehmern der PROCAM-Studie im Alter zwischen 42 und 64 Jahren. Alle Probanden waren als Hochrisikopatienten für ein kardiales Ereignis eingestuft worden. Die PROCAM-Studie ist eine auch derzeit noch laufende epidemiologische Studie, an der seit ihrem Beginn 1979 mehr als 40.000 Menschen teilgenommen haben. Im Hinblick auf ein koronares Ereignis, Myokardinfarkt, innerhalb eines Zeitraums von zehn Jahren wurde ein Risiko-Kalkulationsalgorithmus für Männer zwischen dem 35. und 65. Lebensjahr entwickelt. Die männlichen Probanden der PROCAM-Studie, die in den Jahren 2000 und 2001 an der Studie teilnahmen und deren Risiko im höchsten Quintil lag, nahmen, soweit sie sich dazu bereit erklärten, an einer weiteren Studie teil. Dabei wurde eine erneute Anamnese erhoben, Laborparameter, wie Cholesterin, Lipoprotein a, C-reaktives Protein und Homocystein kontrolliert, der Blutdruck gemessen und ein Ruhe- EKG geschrieben, um dadurch nochmals das Risiko für das Auftreten eines Herzinfarktes zu kalkulieren.

Die Patienten, die aufgrund dieser Untersuchungsergebnisse als Hochrisikopatienten für ein kardiales Ereignis eingestuft wurden, untersuchte man mittels der Multi-Slice-CT bezüglich ihres atherosklerotischen Status und der Morphologie der Koronararterien.

Das gewonnene Datenmaterial dieser Untersuchung wurde auf Artefakte überprüft, so dass letztendlich artefaktfreies bzw. artefaktarmes Bildmaterial von 60 Patienten die Grundlage dieser Arbeit darstellt.

Ausgeschlossen von dieser Untersuchung wurden die Patienten, bei denen Kontraindikationen gegen die Applikation des Kontrastmittels vorlagen, wie Hyperthyreose, Niereninsuffizienz oder Kontrastmittelallergien.

3.2 CT-Untersuchung

3.2.1 Scanner

Zur Akquirierung der Daten wurde der Siemens SOMATOM Volume Zoom (Forchheim, Deutschland) verwendet.

Es handelt sich hierbei um einen CT-Scanner der dritten Generation (s.o.). Er arbeitet mit einer Rotationsgeschwindigkeit von 0,5 Sekunden und ist in der Lage durch seine vier Detektorzeilen vier Schichten gleichzeitig aufzunehmen.

Das gesamte Herzvolumen kann lückenlos in Schichtdicken von 1mm in einer Atemanhaltephase (ca.35-45sec) erfasst werden bei einer zeitlichen Auflösung von 125-250 msec pro Bild.

3.2.2 β -Blocker

Als Prämedikation wurden den Probanden 80mg des β -Blockers Doxitocin zur Senkung der Herzfrequenz verabreicht. Dieses wurde in oraler Form ca. 60 Minuten vor der Untersuchung vom Probanden eingenommen. Führte die applizierte Dosis nicht zu der gewünschten Senkung der Herzfrequenz, wurde dem Patienten zusätzlich unter EKG-Kontrolle auf dem Untersuchungstisch der β -Blocker Metoprolol i.v. injiziert.

3.2.3 Lagerung des Patienten

Die Patienten wurden für die Untersuchung auf dem Gantry-Tisch auf dem Rücken, die Arme hinter dem Kopf verschränkt, gelagert. Der Scan-Vorgang erfolgt in kranio-kaudaler Richtung. Zur Ableitung des EKG wurden am Körper des Patienten die Elektroden befestigt. Vor dem Scan wurden die Patienten zur Hyperventilation angewiesen. Die Untersuchung erfolgte bei inspiratorischem Atemstillstand.

3.2.4 Kontrastmittel

Nach der Aufklärung über mögliche Nebenwirkungen (Wärmegefühl nach Injektion, anaphylaktische Reaktionen, Bradykardie) und dem Ausschluss der oben erwähnten Kontraindikationen, wurde dem Patienten über einen cubitalen, venösen Zugang das Kontrastmittel Iopromod (Ultravist 300®, Schering AG, Berlin, Deutschland) injiziert. Dies erfolgte zunächst in Form eines Testbolus von 20ml. Durch nachfolgendes Auslösen von niedrig dosierten Scans alle 2sec und Darstellung einer Schnittebene in Höhe der Aorta ascendens wurde die Bolustransitzeit, also der optimalen Zeitpunkt für den Beginn der Untersuchung nach der Injektion, als Scandelay, festgelegt. Im nächsten Schritt wurden dem Patienten 140ml Kontrastmittel mit einem Flow von 3ml/sec injiziert und mit dem Scan zum durch den Testbolus vorher nachgewiesenen Zeitpunkt der optimalen Kontrastmittelverteilung begonnen. Direkt nach der Applikation des Kontrastmittels erhielt der Patient zusätzlich intravenös einen 50ml Spülbolus Kochsalzlösung.

3.2.5 Scan-Protokoll

In dieser Arbeit werden die Daten des folgenden hoch-auflösenden Dünn-Schicht-Scan-Protokolls verwendet.

Tabelle 1: Daten des Scan-Protokolls

Röhrenstrom	400mA
Detektorkonfiguration	4x1mm
Tischvorschub	3mm/sec
Atemanhaltephase	35-45 sec
Kontrastmittelmenge	140ml
Kontrastmittel-Flow	3ml/sec

3.2.6 Bildrekonstruktion

Zur Rekonstruktion wurde die im Scanner vorhandene Software verwendet. Die Bildrekonstruktion erfolgte mit retrospektiver EKG-Synchronisation. Es wurden drei Daten-Sets mit unterschiedlichen Rekonstruktionsfenstern von 350ms, 400ms und 450ms vor der nächsten R-Zacke rekonstruiert. Die drei Datensätze wurden im Hinblick auf das Auftreten von Artefakten verglichen und es jeweils der Datensatz mit der besten Bildqualität für weitere Untersuchungen ausgewählt. Die Bildrekonstruktion erfolgte wie im Folgenden:

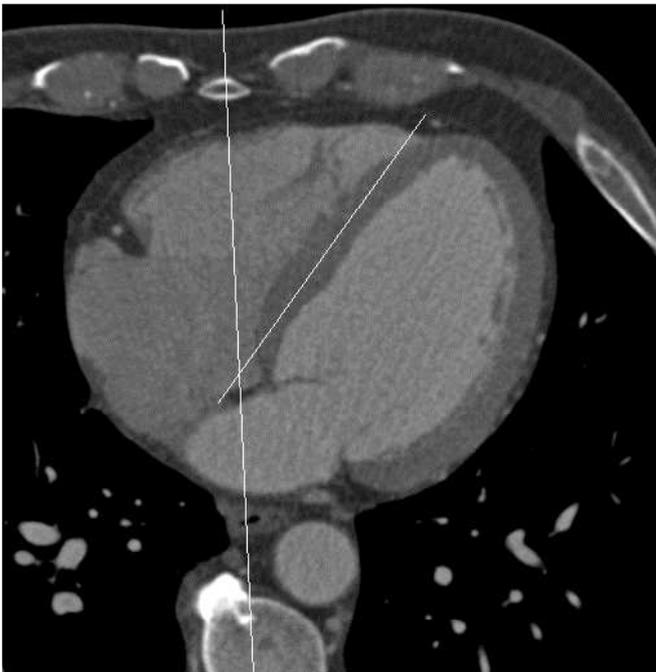
Tabelle 2: Daten der Bildrekonstruktion

<i>Überlappung</i>	50%
<i>Inkrement</i>	0,6mm
<i>Effektive Schichtdicke</i>	1,25mm

4 Morphologische Analyse

Die morphologische Analyse erfolgte an einer Leonardo®-Workstation, Siemens, Medical Solution, Deutschland.

4.1. Winkel des Ventrikelseptums zur Thoraxsenkrechten



Die Lage des Herzens im Thorax wurde in der axialen Ebene mit Hilfe des Messwerkzeugs für Winkelmessungen bestimmt, indem der Winkel zwischen einer Geraden, die Sternum und Wirbelsäule verband und einer anderen parallel zum Septum verlaufenden Geraden, gemessen wurde.

Abb.2: Bestimmung der Lage des Herzens im Thorax

4.2 Bestimmung der Kontrastmitteldichte

Zur Bestimmung der Kontrastmitteldichten in den Herzhöhlen wurden axiale Darstellungen verwendet. Die Dichte in den Messregionen wurde nach dem ROI-Verfahren bestimmt. Die „region-of-interest“ wurde maximal gewählt, d.h. dass sie bis zum Papillarmuskel bzw. zur myokardialen Begrenzung reichte.

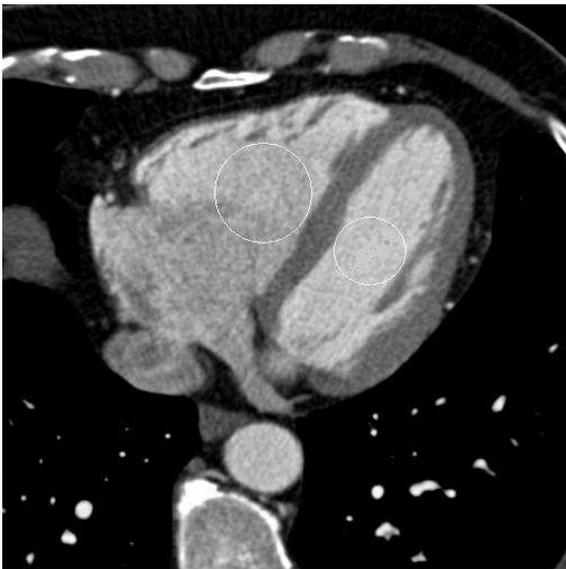
Morphologische Analyse

Die Bildebenen wurden folgendermaßen definiert:

Tab.2: Tabelle der Orte der Kontrastmitteldichtebestimmung

rechter Ventrikel	inferior	mittventrikulär	rechtsventrikulärer Ausflusstrakt
linker Ventrikel	inferior	mittventrikulär	linksventrikulärer Ausflusstrakt/ anteriorer Papillarmuskel
linkes Atrium	∅	mittventrikulär	kranial

3.1.



3.2.

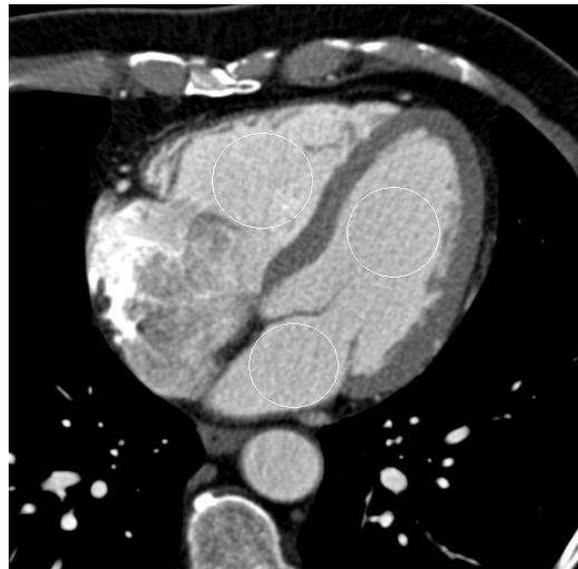
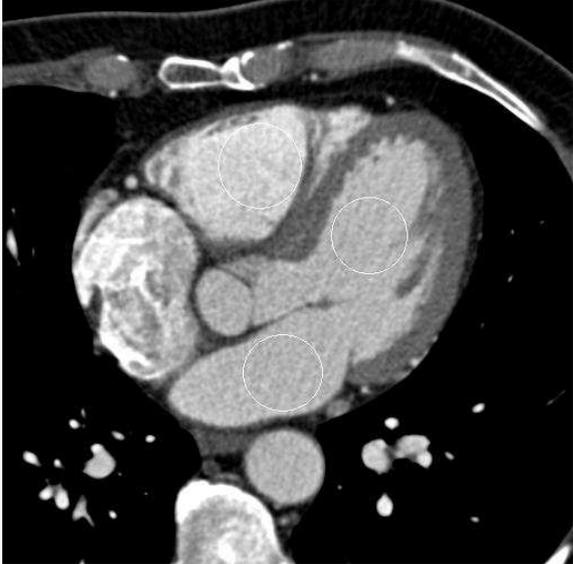


Abb.3.1. und 3.2.: Messung der Kontrastmitteldichte im rechten und linken Ventrikel inferior (3.1.) und des rechten und linken Ventrikels und des linken Atriums mittventrikulär (3.2.)

Die Dichtebestimmung in der Aorta ascendens wurde 1cm oberhalb der Aortenklappen-ebene durchgeführt.

3.3.

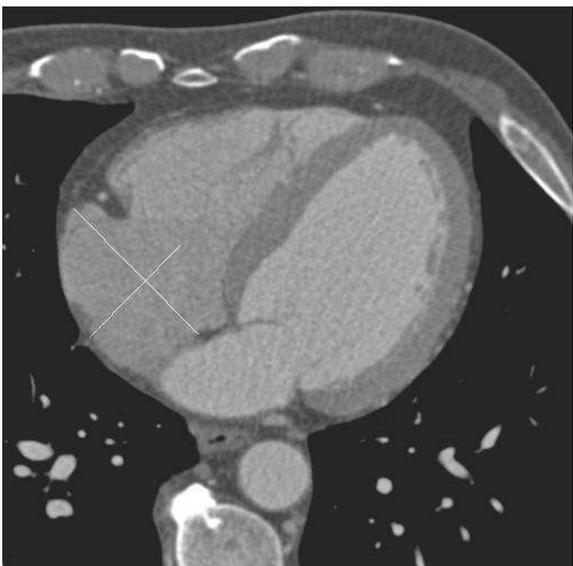


3.4.



Abb. 3.3. und 3.4.: Kontrastmittelbestimmung im linken und rechten Ventrikel und im linken Atriums inferior (3.3.) und in der Aorta ascendens

4.3 Durchmesser der Herzhöhlen



4.3.1 rechter Vorhof

Die Durchmesserbestimmung des rechten Vorhofs wurde in der axialen Schicht durchgeführt, in der das rechte Atrium maximal groß erschien. Die Durchmesser wurden durch zwei senkrecht aufeinanderstehende Strecken bestimmt, die erste parallel zur Thoraxsenkrechten, die zweite senkrecht dazu.

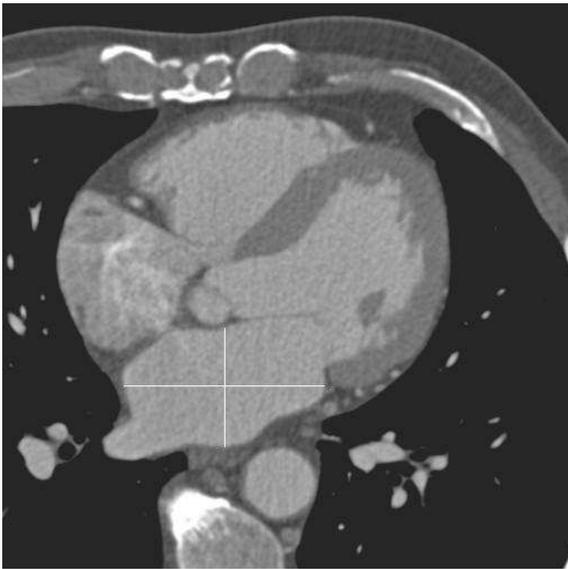
Abb.4: Durchmesserbestimmung des rechten Vorhofs

Morphologische Analyse

4.3.2 linker Vorhof

Die Durchmesser des linken Atriums wurden axial und sagittal bestimmt. Die axiale Messung wurde in Höhe der Mündung der rechten inferioren Pulmonalvene in den Vorhof vorgenommen. In beiden Orientierungen, axial und sagittal, wurden zwei senkrechte Strecken bestimmt.

4.1.



4.2.

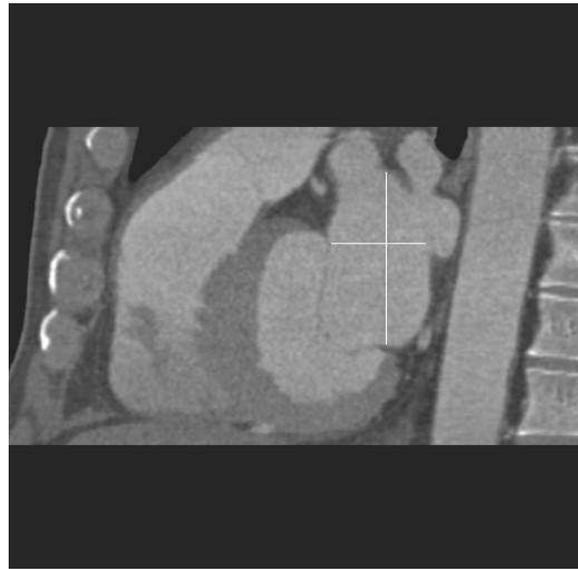


Abb.5: Durchmesserbestimmung des linken Vorhofs in axialer (4.1) und sagittaler Orientierung (4.2.)

4.3.3 rechter Ventrikel

Die Dimensionen des rechten Ventrikels wurden in der axialen Ebene vorgenommen. Dabei wurde die Ebene gewählt, in der der rechte Ventrikel die größte Ausdehnung besaß. Zwei senkrecht aufeinander stehende Strecken wurden ausgemessen, wobei die eine von der Mitte der Trikuspidalklappe ausgehend bis zur Herzspitze gewählt wurde, die zweite mittventrikulär und senkrecht zur ersten.

(siehe Abbildung 5)

4.3.4 linker Ventrikel

Der linke Ventrikel wurde in der axialen und in der vertikalen langen Achse ausgemessen. Man wählte zur Durchführung der Messungen in der axialen, die Ebene, in der der linke Ventrikel am größten erschien. Die eine Messung erfolgte durch eine Strecke von der Mitte der Mitralklappe ausgehend zur Herzspitze, die andere durch eine mittelventrikuläre und senkrecht zur ersten stehenden Gerade. (siehe Abbildung 6)

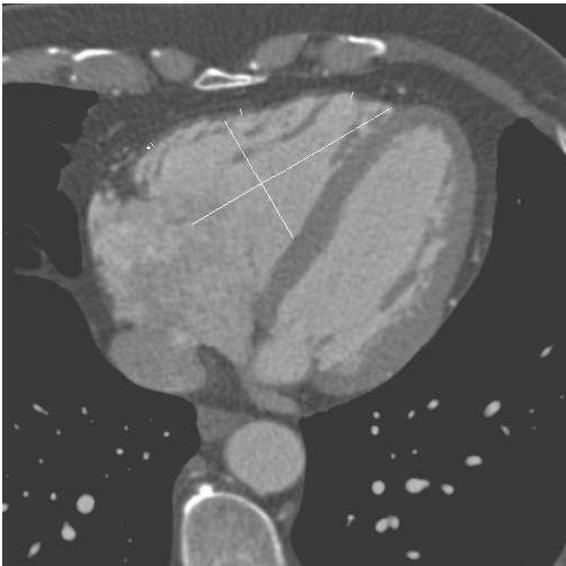
In der langen Achse erfolgte die eine Messung von der Mitralklappenebene zur Herzspitze, die andere mittventrikulär und senkrecht zur ersten. (siehe Abbildung 7)

4.4. Koronararterien

Diese Daten wurden einer Instituts-internen Quelle entnommen, die mit dem gleichen Patientenkollektiv gearbeitet hat und deren Untersuchung Grundlage einer weiteren Studie waren.

4.5 Myokarddicke

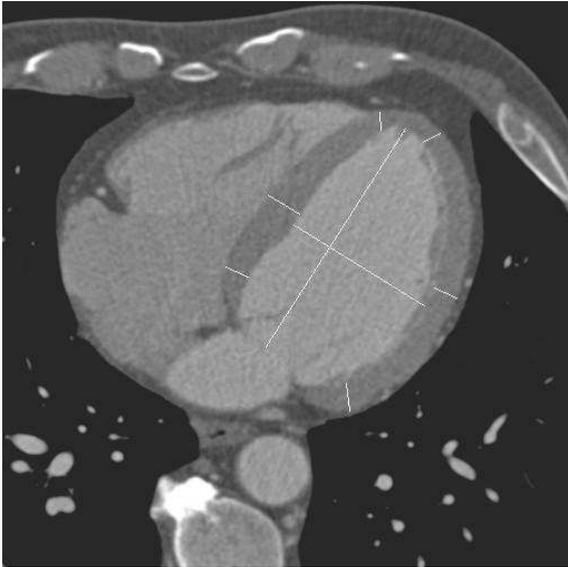
4.5.1 rechtes Ventrikelmyokard



Am rechten Ventrikel wurde die Bestimmung der Myokardstärke axial durchgeführt und zwar anhand derselben Bilder, die zur Ausmessung der Herzhöhlen herangezogen wurden. Es wurden drei Messungen vorgenommen. Die erste 1cm unterhalb der Trikuspidalklappe, die zweite mittelventrikulär und die dritte apikal.

Abb.6: Durchmesserbestimmung des rechten Ventrikels und Bestimmung der Myokarddicke in der axialen Ebene

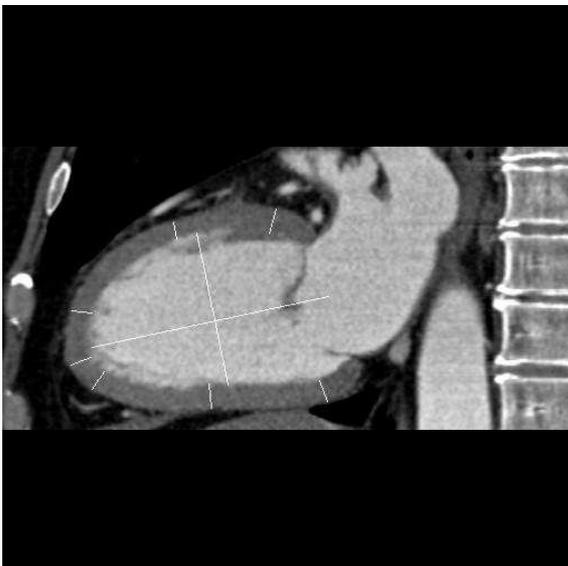
4.5.2 linkes Ventrikelmyokard



Die Myokarddicke des linken Ventrikels wurde in drei Ebenen durchgeführt: in der axialen Ebene, anhand der langen und anhand der kurzen Achse

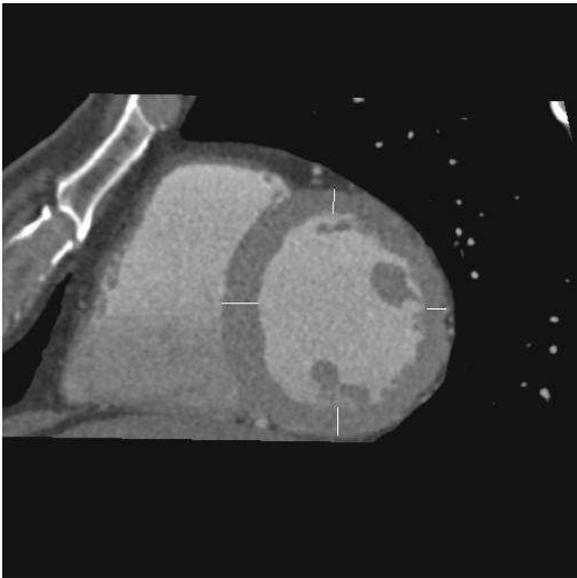
Für die axiale Bildebene verwendete man dasselbe Bildmaterial, wie zur Messung der Parameter des rechten Ventrikels.

Abb.7: Durchmesserbestimmung des linken Ventrikels und Myokarddickebestimmung in der axialen Ebene



Anhand der Orientierung der vertikalen langen Achse wurde an sieben Messpositionen die Myokarddicke bestimmt: An der inferioren Wand 1cm unterhalb der Mitralklappe und mittelventrikulär, apikal durch drei Messwerte und an der anterioren Wand mittelventrikulär und 1cm unterhalb der Mitralklappe.

Abb.8: Bestimmung der Myokarddicke des linken Ventrikels anhand der horizontalen langen Achse



Die kurze Achse wurde ebenfalls zur Bestimmung der linksventrikulären Myokarddicke verwendet. Sie verläuft senkrecht zur langen Achse, ist also senkrecht zu den Herzhöhlen und interventrikulärem und interatrialem Septum ausgerichtet. Es wurde eine mittelventrikuläre Schicht gewählt und manuell vier Messwerte erhoben, septal, anterior, lateral und inferior.

Abb.9.:Bestimmung der Myokarddicke des linken Ventrikels anhand der kurzen Achse

Zusätzlich wurde die Myokarddicke mithilfe der Computersoftware, die auch zur Auswertung der linksventrikulären Masse und des linksventrikulären, enddiastolischen Volumens verwendet wurde (s.u.), zur Spezifizierung der manuell gemessenen Werte der Myokarddicke bestimmt. Bei dieser Messung ergaben sich insgesamt sechs Messwerte und die durchschnittliche Wanddicke.

Tab. 3: Tabelle zur Darstellung der Messpositionen, festgelegt durch Computersoftware

<i>PSEP</i>	posteroseptal
<i>ASEP</i>	anteroseptal
<i>ALAT</i>	anterolateral
<i>LAT</i>	lateral
<i>PLAT</i>	posterolateral
<i>POST</i>	posterior

4.6 Enddiastolisches linksventrikuläres Volumen und linksventrikuläre Masse

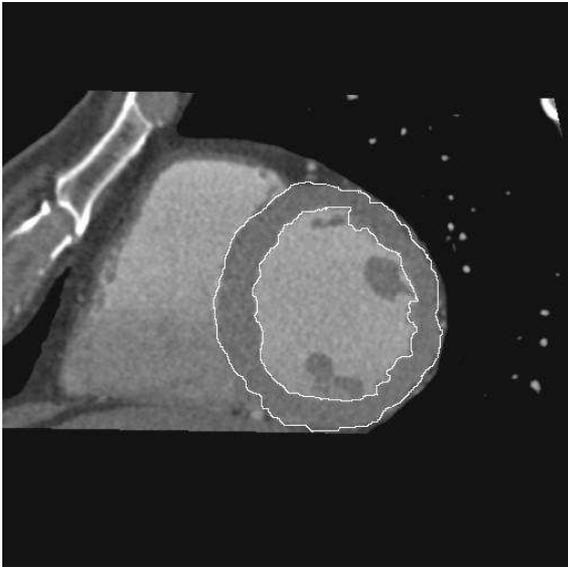


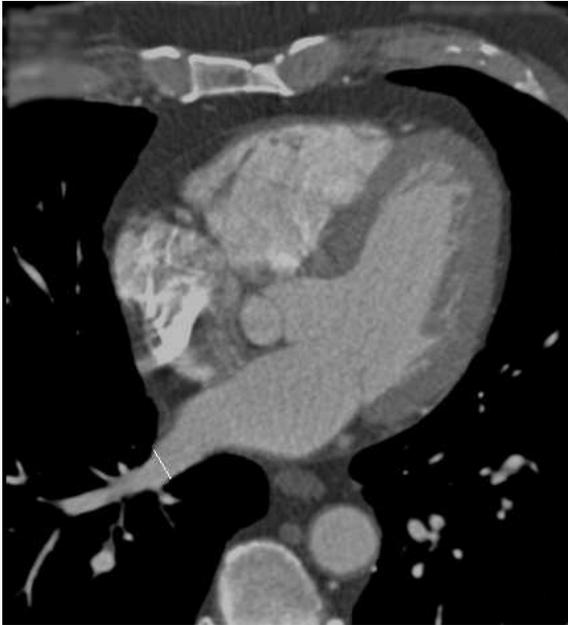
Abb.10: Endokardiale und epikardiale Begrenzung zur Bestimmung der myokardialen Masse und des diastolischen linksventrikulären Volumens

Zur Erhebung der Parameter enddiastolisches linksventrikuläres Volumen und diastolische linksventrikuläre Masse wurde das gesamte Herz in 16 kurze-Achsen-Schnittbilder mit einer Dicke von 8mm unterteilt. Zur Datenauswertung wurde eine spezielle Analyse-Software verwendet (CT MASS® version 6.0.5., Medis Leiden, Niederlande).

Kaudal wurden die Bilder aus der Analyse ausgeschlossen, die kein ventrikuläres Lumen aufwiesen, nach basal wurden die Bilder, die eine myokardiale Zirkumferenz von unter 50% aufwiesen nicht in die Analyse eingeschlossen. Dann wurden die epikardialen und die endokardialen Konturen mit Hilfe der Software bzw. manuell für jede Bildebene eingezeichnet, wobei hierbei die Papillarmuskeln dem ventrikulären Lumen zugeordnet wurden und schließlich das enddiastolische Volumen und die linksventrikuläre Myokardmasse berechnet.

4.7 Durchmesser der Pulmonalvenen

1.



2.



3.



4.



Abb.11.1-4: Durchmesserbestimmung der Pulmonalvenen in der axialen Ebene

Morphologische Analyse

Die Pulmonalvenendurchmesser wurden ebenfalls in zwei unterschiedlichen Ebenen gemessen, axial und schräg koronar. Die Durchmesser wurden dann in den beiden senkrecht aufeinander stehenden Achsen jeweils 1cm distal der Mündung der Venen in den linken Vorhof gemessen.

1.



2.

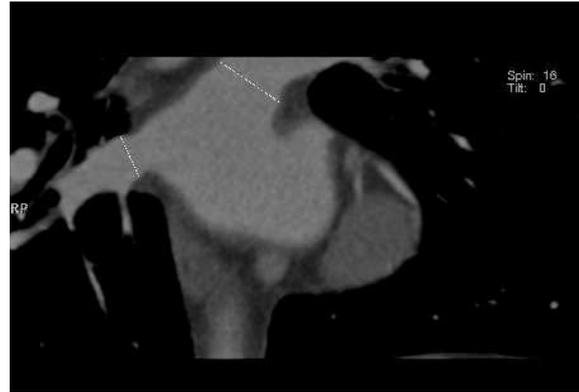
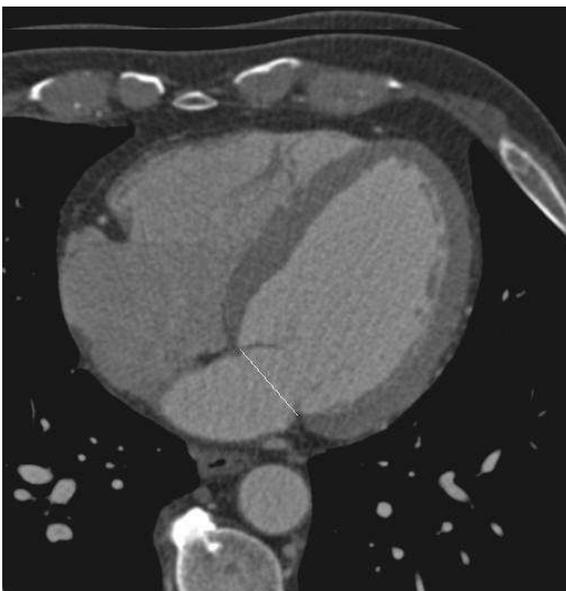


Abb.12.-1. und 2.: Durchmesserbestimmung und der Pulmonalvenen in der schräg koronaren Ebene

4.8 Mitralklappendurchmesser



Der Durchmesser der Mitralklappe wurde in axialer Orientierung erhoben, wobei die Bildebene gewählt wurde, in der der linke Ventrikel den größten Durchmesser aufwies.

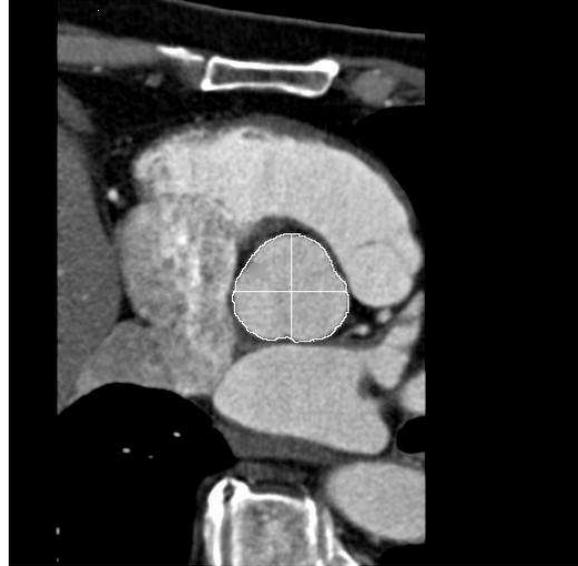
Abb.13. Bestimmung des Durchmessers der Mitralklappe

4.9 Aortenklappendurchmesser

1.



2.



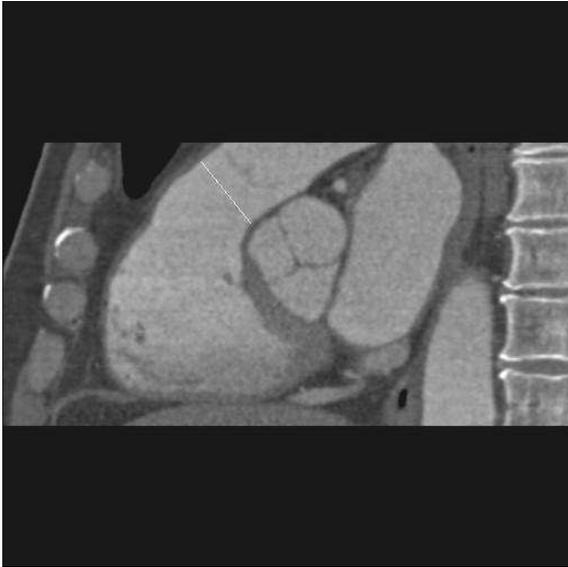
3.



Anhand von parallel zur Aortenklappe verschobenen Schnittebenen wurden die Flächenmaße und die Durchmesser der Aorta in Höhe der Klappe, des Bulbus aortae und der Aorta ascendens bestimmt.

Abb.14.1-14.3.:
Durchmesser und Flächenbestimmung der Aorta von kaudal nach kranial auf unterschiedlichen Höhen

4.10 Durchmesser des rechtsventrikulären Ausflusstraktes



Die Ebene des rechtsventrikulären Ausflusstraktes wurde in der Sagittalen so angepasst, dass die Pulmonalklappe gut erkennbar war und etwa 1cm unterhalb der Klappenebene der Durchmesser gemessen werden konnte.

Abb.15: Durchmesserbestimmung des rechtsventrikulären Ausflusstraktes

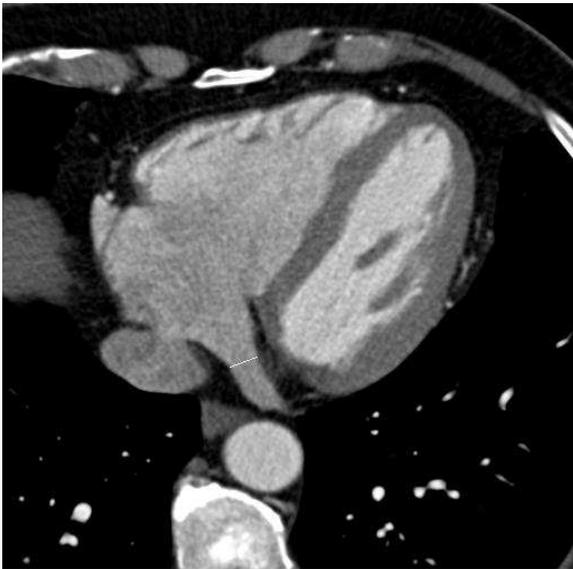
4.11 Durchmesser des Moderatorbandes



Für das Moderatorband, ein muskuläres Band zwischen Septum und anteriorer Wand des rechten Ventrikels und zusätzlich Ursprung des rechten, anterioren Papillarmuskels, wurden zwei Durchmesser in der axialen Ebene bestimmt, in denen der Verlauf des Bandes besonders gut nachzuvollziehen war.

Abb.16.: Durchmesserbestimmung des Moderatorbandes an zwei Positionen

4.12 Durchmesser des Sinus coronarius



Der Durchmesser des Sinus coronarius wurde 1 cm distal der Mündung in den rechten Vorhof gemessen.

Abb.17.: Durchmesserbestimmung des Sinus coronarius

4.13 Crista terminalis



Die Crista terminalis, eine Myokardverdickung zwischen Vena cava superior und rechtem Atrium, konnte bei einigen Patienten in der axialen Orientierung dargestellt werden. Sofern diese Struktur erkennbar war, wurde diese erfasst.

Abb.18.: Abbildung der Christa terminalis

5 Ergebnisse

Im Folgenden werden tabellarisch die erhobenen Messwerte dargestellt und anhand der Abbildungen die Messposition genau beziffert. Die Messergebnisse werden genauer mithilfe der deskriptiven Statistik beschrieben. Genannt werden Minimum, Maximum und Mittelwert der gemessenen Parameter und ferner die Standardabweichung und die doppelte Standardabweichung zur Festlegung des Normbereichs.

In Tabelle 4 wird zunächst eine Übersicht der Probanden bezüglich Alter, Blutdruck, Puls und Konstitution gegeben:

Tabelle 4: Angaben zu Alter, Blutdruck, Herzfrequenz, Konstitution

Grösse (Messeinheit)	N	Max	X	SD
<i>Alter (Jahre)</i>	60	64	58,12	5,15
<i>Body mass index</i>	60	36,13	27,46	0,17
<i>Body surface (m²)</i>	60	2,54	2,05	0,17
<i>RR systolisch</i>	60	185	143,97	16,96
<i>RR diastolisch</i>	60	120	97,17	10,80
<i>Herzfrequenz (Schläge/Minute)</i>	44	80	57,23	6,70
<i>Gewicht (kg)</i>	60	125	85,85	12,29
<i>Grösse (cm)</i>	60	192	176,55	6,48

5.1 Winkel des Ventrikelseptums zur Thoraxsenkrechten

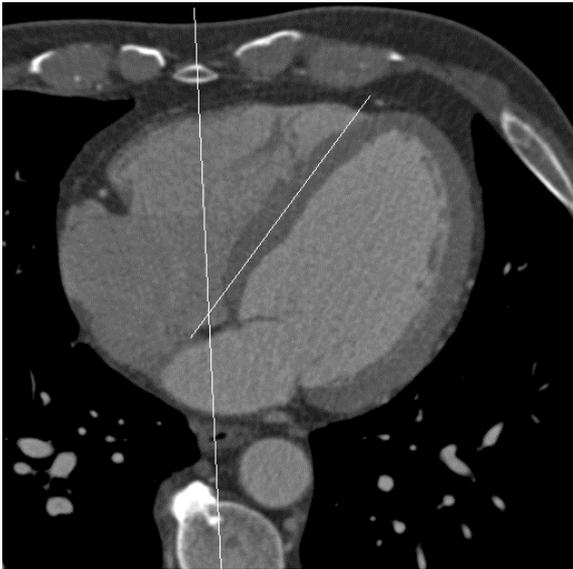


Abb. 19: Bestimmung der Lage des Herzens zur Thoraxsenkrechten

Tab.5: Ergebnisse der Bestimmung des Herzwinkels zur Thoraxsenkrechten angegeben in Grad

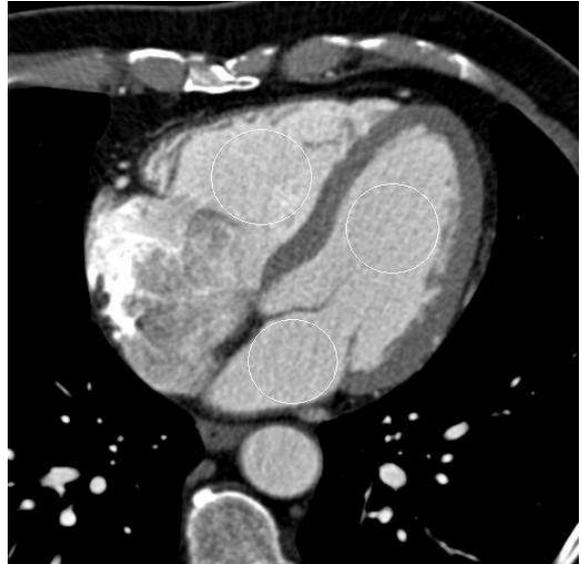
	Min	Max	X	SD	Normalbereich
<i>Winkel der Herzachse zur Thoraxsenkrechten</i>	29	60	45,85	6,401	33,05-58,65

5.2 Kontrastmitteldichten

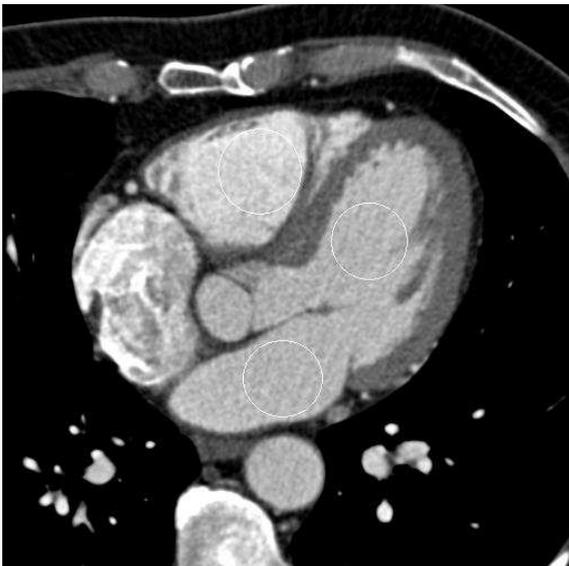
20.1.



20.2.



20.3.



20.4.

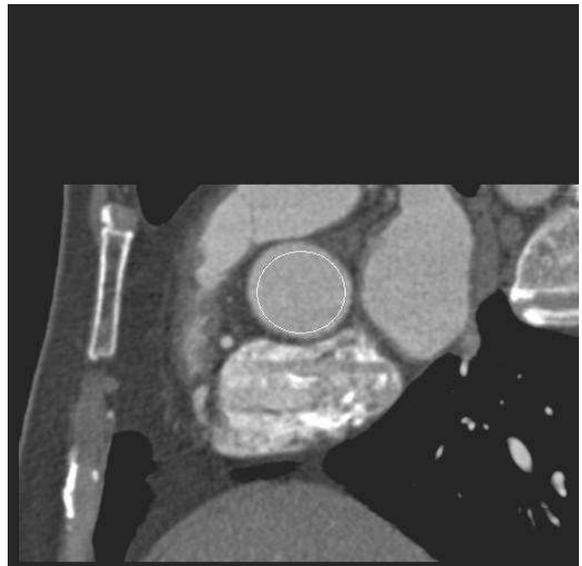


Abb.20: Kontrastmittelbestimmung in den Herzhöhlen von kranial nach kaudal (20.1-20.3.) und in der Aorta (20.4.)

Tabelle 6: Kontrastmitteldichten in den in Abbildungen 20 dargestellten Messpositionen im rechten und linken Ventrikel, im linken Atrium und in der Aorta ascendens

Messposition	Min	Max	Mittelwert	SD	Normalbereich
<i>Rechter Ventrikel/ inferior</i>	169,3	320	244,7	27,69	189,32-300,03
<i>Rechter Ventrikel/ mittelventrikulär</i>	214,5	372,9	294,7	27,24	239,22-402,66
<i>Rechter Ventrikel/ apikal</i>	233,1	413,0	323,05	29,37	117,48-381,79
<i>Linker Ventrikel/ inferior</i>	240,1	374,4	307,25	41,49	264,27-350,28
<i>Linker Ventrikel/ mittelventrikulär</i>	235,6	370,9	303,25	20,34	262,57-343,93
<i>Linker Ventrikel/ apikal</i>	226,2	330,3	278,25	19,93	238,39-318,11
<i>Linkes Atrium/ mittelventrikulär</i>	238,6	364,6	301,6	28,1	245,4-357,8
<i>Linkes Atrium/ apikal</i>	212,3	330,9	271,6	21,49	228,62-314,58
<i>Aorta ascendens</i>	183,5	322,7	253	26,14	200,76-305,14

5.3 Durchmesser der Herzhöhlen

5.3.1 Durchmesser der Herzhöhlen des rechten Herzens

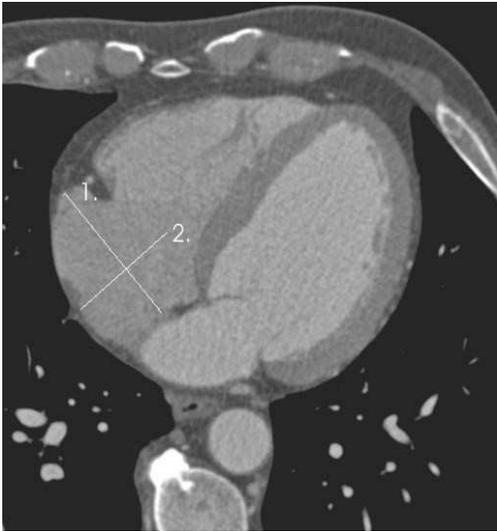


Abb.21a: Ausmessung des rechten Vorhofs

Wert 1. Messung einer Strecke von septal nach lateral

Wert 2. Messung der Strecke von basal bis zur Trikuspidalklappe

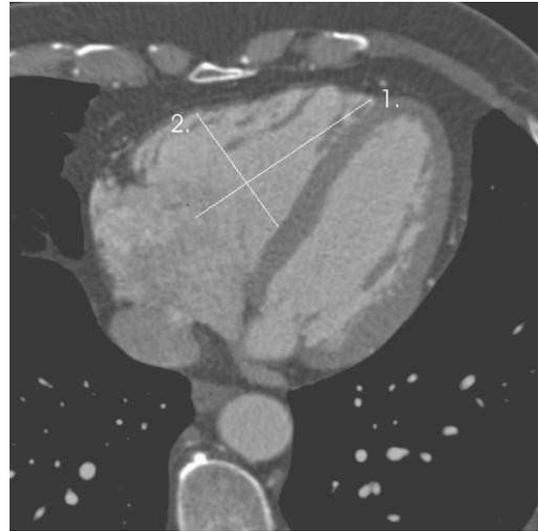


Abb.21b: Ausmessung des rechten Ventrikels

Wert 1. Messung der Strecke von der Trkuspidalklappe nach apikal

Wert 2. mittelventrikulär von lateral nach septal

Tabelle 7a: Dargestellt sind die Durchmesser des rechten Atriums und des rechten Ventrikels

Messposition	Min	Max	X	SD	Normalbereich
Rechter Vorhof / Septal-lateral (cm)	3,8	5,95	4,63	0,45	3,72-5,54
Rechter Vorhof / Basis-Klappe (cm)	3,85	7,01	5,50	0,67	4,16-6,84
Rechter Ventrikel / Trikuspidalklappe-Apex (cm)	5,66	9,73	9,637,98	0,83	6,33-11,29
Rechter Ventrikel / Mittelventrikulär (cm)	3,25	8,33	4,52	0,75	3,02-6,02

Tab.7b: Messwerte für die Durchmesser vom rechten Vorhof und Ventrikel normalisiert auf die Körperoberfläche

<i>Messposition</i>	<i>Min</i>	<i>Max</i>	<i>X</i>	<i>SD</i>	<i>Normalbereich</i>
Rechter Vorhof/ septal-lateral (cm/m²)	1,76	3,06	2,28	0,29	1,70-2,85
Rechter Vorhof/ Basis-Klappe (cm/m²)	2,01	3,49	2,70	0,36	1,99-3,41
Rechter Ventrikel / Trikuspidalklappen-Basis (cm/m²)	2,93	4,82	3,91	0,43	3,06-4,77
Rechter Ventrikel/ Mittel-ventrikulär (cm/m²)	1,50	4,31	2,22	0,42	1,39-3,06

5.3.2 Durchmesser der Herzhöhlen des linken Herzens

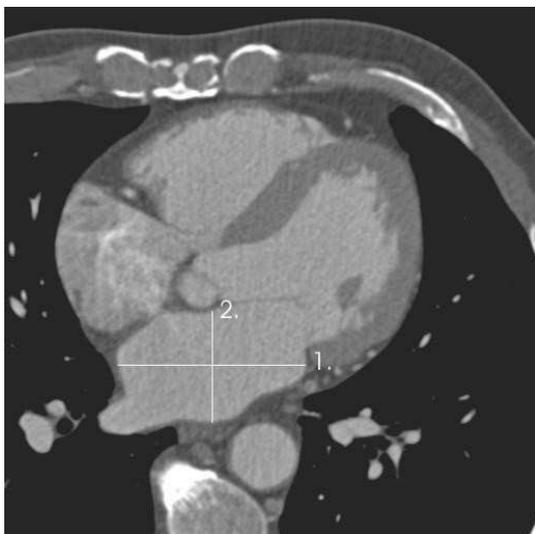


Abb.22: Ausmessungen des linken Vorhofs in der axialen Ebene:

1. : Messung einer Strecke horizontal durch den Vorhof verlaufend
2. : Messung einer Strecke sagittal durch den Vorhof verlaufend

Ergebnisse

Tabelle 8a: Messungen des linken Ventrikels in der axialen Ebene und anhand der langen Achse angegeben in cm

	<i>Max</i>	<i>Min</i>	<i>X</i>	<i>SD</i>	<i>Normalbereich</i>
Vorhof/ horizontal (cm)	6,85	3,31	5,47	0,65	4,16-6,78
Vorhof/ sagittal (cm)	5,57	2,24	3,79	0,60	2,58-4,99

Tabelle 8b.: Messwerte für den Durchmesser des linken Vorhof in der axialen Ebene normalisiert auf die Körperoberfläche in cm/m²

	<i>Max</i>	<i>Min</i>	<i>X</i>	<i>SD</i>	<i>Normalbereich</i>
Vorhofdurchmesser/ horizontal (cm/m²)	1,78	3,38	2,68	0,33	2,01-,35
Vorhofdurchmesser/ sagittal (cm/m²)	1,09	2,88	1,8596	0,32083	1,21794-2,50126

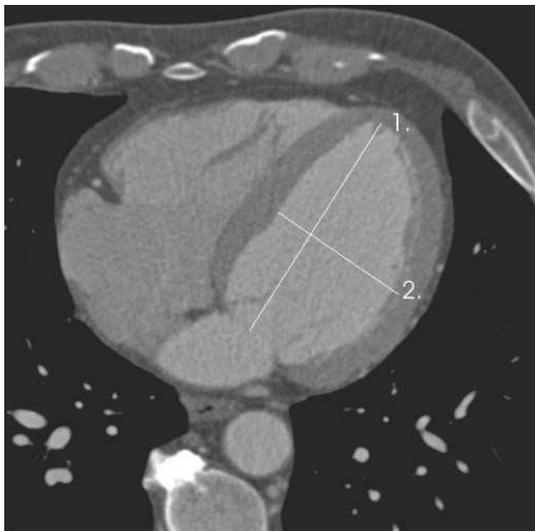


Abb.23a: Messung des linken Ventrikels, axiale Ebene:

1. :Längsdurchmesser von Mitralklappe-Apex
2. :Mittelventrikulär

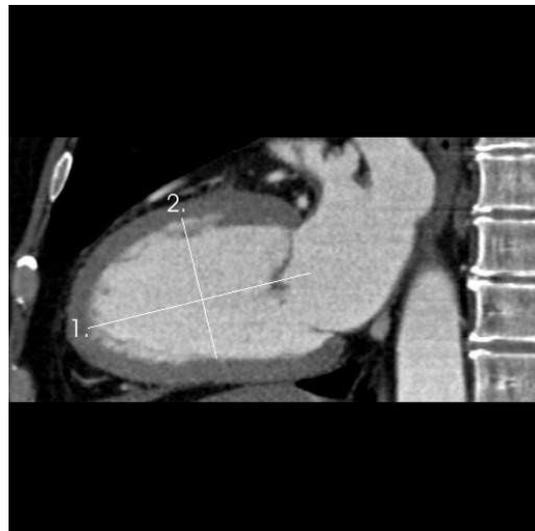


Abb.23b: Messungen des linken Ventrikels, lange Achse

- 1.: Längsdurchmesser Mitralklappe-Apex
2. : Mittelventrikulär

Ergebnisse

Tabelle 9a: Messungen des linken Ventrikels in der axialen Ebene und anhand der langen Achse angegeben in cm

	<i>Min</i>	<i>Max</i>	<i>X</i>	<i>SD</i>	<i>Normalbereich</i>
linker Ventrikel/ axial/ Längsdurchmesser (cm)	5,91	9,51	8,10	0,80	6,52-9,70
Linker Ventrikel/ axial/ mittelventrikulär (cm)	3,02	5,54	4,26	0,52	3,20-5,32
Linker Ventrikel/ lange Achse/ Längsdurchmesser (cm)	7,24	10,50	9,20	0,71	7,79-10,61
Linker Ventrikel / lange Achse/ Mittelventrikulär (cm)	3,56	6,55	5,08	0,63	3,81-6,35

Tabelle 9b: Messwerte des linken Ventrikels axial und in der langen Achse normalisiert auf die Körperoberfläche in cm/m²

	<i>Min</i>	<i>Max</i>	<i>X</i>	<i>SD</i>	<i>Normalbereich</i>
Linker Ventrikel/ axial/ Längsdurchmesser (cm/m²)	3,07	4,84	3,97	0,38	3,22-4,73
Linker Ventrikel/ axial/ Mittelventrikulär (cm/m²)	1,47	2,76	2,09	0,29	1,52-2,66
Linker Ventrikel/ lange Achse/ Längsdurchmesser (cm/m²)	3,66	5,32	4,51	0,43	3,66-5,37
Linker Ventrikel/ lange Achse/ mittelventrikulär (cm/m²)	1,77	3,25	2,49	0,34	1,82-3,16

5.4 Koronararterien Durchmesser

Tab.10: Durchmesser der Koronararterien in mm

<i>Messposition</i>	<i>N</i>	<i>Min</i>	<i>Max</i>	<i>X</i>	<i>SD</i>	<i>Normbereich</i>
RCA S1	56	1,7	6,1	3,48	0,90	1,67-5,28
RCA S2	25	1,5	4,4	2,73	0,77	1,19-5,46
RCA S3	46	1,4	4,5	2,87	0,73	1,41-4,32
LM S11	52	3,0	6,5	4,68	0,90	2,87-6,48
LAD S12	59	2,2	5,9	3,71	0,80	2,11-5,32
LAD S13	58	1,6	4,4	2,86	0,71	1,45-4,27
LADS14	52	1,2	3,0	1,99	0,46	1,06-2,91
RCX S18	55	1,7	4,6	3,19	0,79	1,61-4,76
RCX S19	48	1,3	3,8	2,44	0,69	1,07-3,81

5.5 Myokarddicke

5.5.1 Myokarddicke des linken Ventrikels in der axialen Ebene

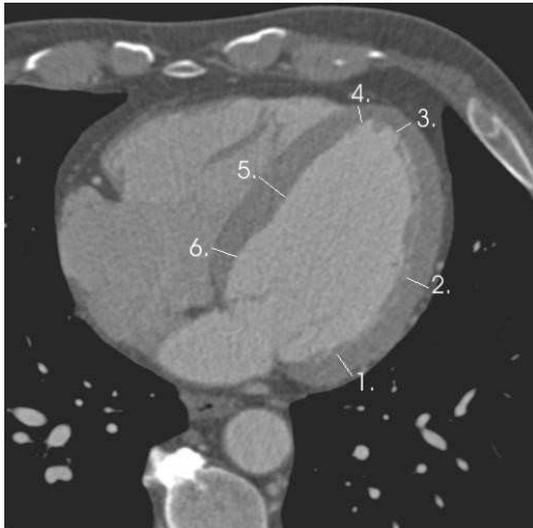


Abb.24:

Messungen der Wanddicken des linken Ventrikels in der axialen Ebene an den Messpositionen 1.-6.:

1. lateral-basal
2. lateral-mittelventrikulär
3. lateral-apikal
4. septal-apikal
5. septal-mittelventrikulär
6. septal-basal

Tab. 11: Messwerte für die Wanddicke des linken Ventrikels in der axialen Ebene an sechs unterschiedlichen Messpositionen angegeben in cm

	<i>Minimum</i>	<i>Maximum</i>	<i>Mittelwert</i>	<i>SD</i>	<i>Normalbereich</i>
<i>lateral-basal (cm)</i>	0,57	1,40	0,95	0,17	0,60- 1,30
<i>lateral-mittelventrikulär (cm)</i>	0,58	1,5	0,90	0,18	0,54-1,26
<i>Lateral-apikal (cm)</i>	0,29	1,39	0,78	0,20	0,39-1,17
<i>septal-apikal (cm)</i>	0,35	1,24	0,75	0,18	0,40-1,11
<i>Septal-mittelventrikulär (cm)</i>	0,63	1,5	0,94	0,20	0,55-1,34
<i>septal-basal (cm)</i>	0,52	1,46	0,96	0,19	0,57-1,34

5.5.2 Wanddicke des linken Ventrikels in der langen Achse

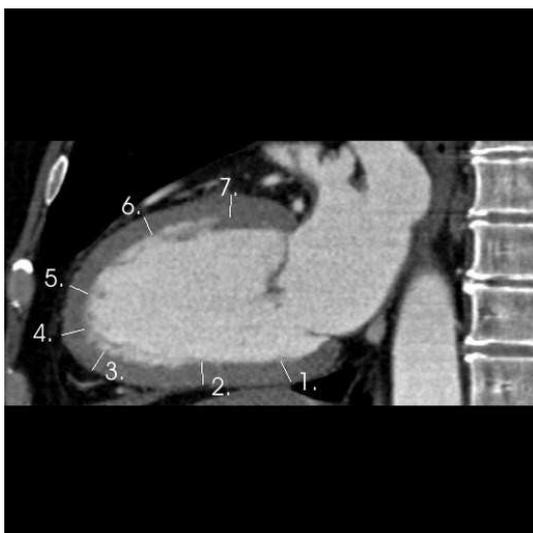


Abb.25: Bestimmung der Myokarddicke des linken Ventrikels an der langen Achse anhand von sieben verschiedenen Messpositionen:

1. inferior-basal
2. inferior-mittelventrikulär
3. inferior-apikal
4. apikal
5. anterior-apikal
6. anterior-mittventrikulär
7. anterior-basal

Ergebnisse

Tab. 12: Messwerte zu der linksventrikulären Myokarddicke anhand der langen Achse angegeben in cm

	<i>Minimum</i>	<i>Maximum</i>	<i>Medium</i>	<i>SD</i>	<i>Normbereich</i>
<i>inferior-basal (cm)</i>	0,39	1,69	0,9653	0,23065	0,504-1,4266
<i>inferior-mittelventrikulär (cm)</i>	0,41	1,46	0,9093	0,21496	0,47938-1,33922
<i>inferior-apikal (cm)</i>	0,31	1,08	0,6025	0,20536	0,19178-1,01322
<i>apikal (cm)</i>	0,13	0,97	0,3405	0,16126	0,01798-0,66302
<i>anterior-apikal (cm)</i>	0,29	1,32	0,6590	0,19882	0,26136-1,05664
<i>anterior-mittelventrikulär (cm)</i>	0,53	1,42	0,8190	0,1801	0,4588-1,1792
<i>anterior-basal (cm)</i>	0,49	1,73	0,9875	0,28493	0,41764-1,55736

5.5.3 Wanddicke des linken Ventrikels in der kurzen Achse

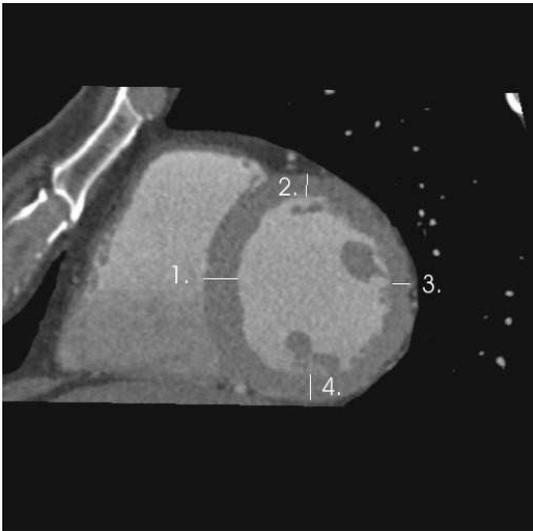


Abb.26.: Messung des linksventrikulären myokardialen Durchmesser in der kurzen Achse mittelventrikulär auf Höhe der Papillarmuskeln an vier verschiedenen Positionen:

1. septal-mittelventrikulär
2. Vorderwand-mittelventrikulär
3. Lateralwand-mittelventrikulär
4. inferiore Wand-mittelventrikulär

Tab.12a: Messwerte der linksventrikulären Myokarddicke in der Kurzen-Achsen-Ansicht, angegeben in cm

	<i>Min</i>	<i>Max</i>	<i>X</i>	<i>SD</i>	<i>Normalbereich</i>
Septal-mittelventrikulär (cm)	0,69	1,48	1,02	0,18	0,66-1,38
Vorderwand-Mittelventrikulär (cm)	0,35	1,32	0,79	0,18	0,42-1,16
Lateralwand-Mittelventrikulär (cm)	0,73	1,71	1,00	0,20	0,59-1,41
Inferiore Wand-mittelventrikulär (cm)	0,43	1,44	0,92	0,19	0,54-1,30

Ergebnisse

Tab.12b: Messwerte der linkventrikulären Myokarddicke in der kurzen-Achsen-Ansicht normalisiert auf die Körperoberfläche

<i>Messposition</i>	<i>Min</i>	<i>Max</i>	<i>X</i>	<i>SD</i>	<i>Normalbereich</i>
Septal-mittelventrikulär (cm/m ²)	0,34	0,82	0,50	0,10	0,31-0,69
Vorderwand-mittelventrikulär (cm/m ²)	0,17	0,64	0,39	0,09	0,21-0,56
Lateralwand- mittelvetrikulär (cm/m ²)	0,31	0,81	0,49	0,10	0,30-0,68
Inferiore Wand- mittelventrikulär (cm/m²)	0,21	0,70	0,45	0,09	0,26-0,63

Tab.13: Messwerte der linksventrikulären Myokarddicke anhand der kurzen Achse ermittelt durch die Computersoftware

<i>Messwerte</i>	<i>Min</i>	<i>Max</i>	<i>X</i>	<i>SD</i>	<i>Normalbereich</i>
posteroseptal	0,61	1,70	1,01	0,17	0,66-1,36
anteroseptal	0,49	1,49	0,97	0,20	0,57-1,37
anterolateral	0,45	1,52	0,91	0,22	0,48-1,35
lateral	0,59	1,30	0,92	0,16	0,61-1,24
posterolateral	0,60	1,32	0,97	0,16	0,66-1,28
posterior	0,48	1,46	0,99	0,20	0,59-1,38
Durchschnittswert	0,62	1,36	0,96	0,15	0,66-1,26

5.6 Linksventrikuläres enddiastolisches Volumen und linksventrikuläre myokardiale Masse

Tab.14a: Dargestellt sind die Ergebnisse für das linksventrikuläre enddiastolische Volumen und die linksventrikuläre enddiastolische Masse ermittelt anhand der kurzen Achse

Messposition	Min	Max	X	SD	Normalbereich
Volumen (ml)	77,83	303,98	155,86	45,64	64,58-247,14
Masse (g)	72,91	251,69	144,28	28,50	87,28-201,28

Tab.14b: Messwerte des linksventrikulären enddiastolischen Volumens und der linksventrikulären enddiastolischen Masse ermittelt anhand der kurzen Achse und normalisiert auf die Körperoberfläche

Messposition	Min	Max	X	SD	Normalbereich
Volumen (ml)	38,32	147,39	76,21	21,85	32,51-119,91
Masse (g)	34,56	104,58	70,44	12,76	44,93-95,96

5.7 Pulmonalvenendurchmesser

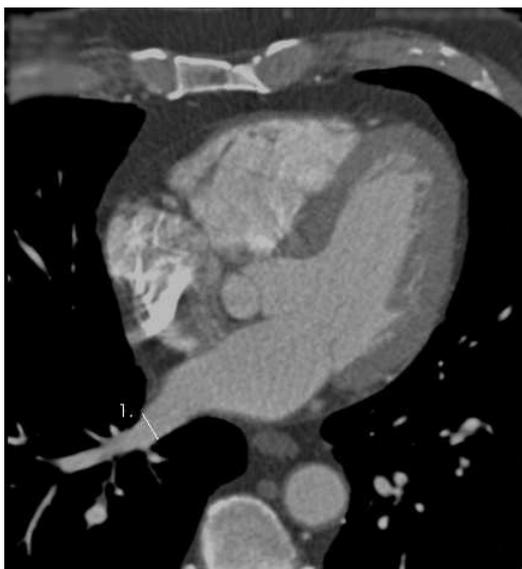


Abb.27a: 1.rechte inferiore Pulmonalvene



Abb.27b: 2.rechte superiore Pulmonalvene

Ergebnisse



Abb.27c:3.linke inferiore Pulmonalvene



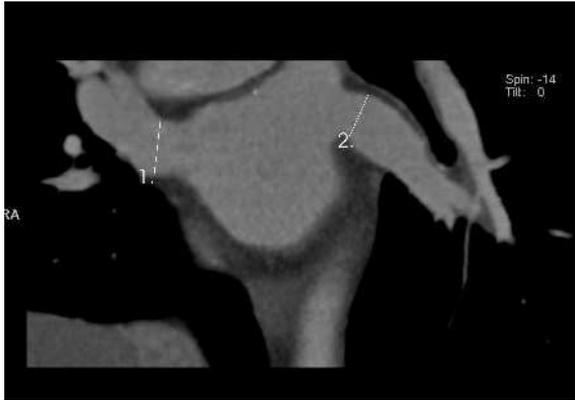
Abb.27d:4.linke superiore Pulmonalvene

Abb. 27: Durchmesser der Pulmonalvenen in der axialen Bildebene

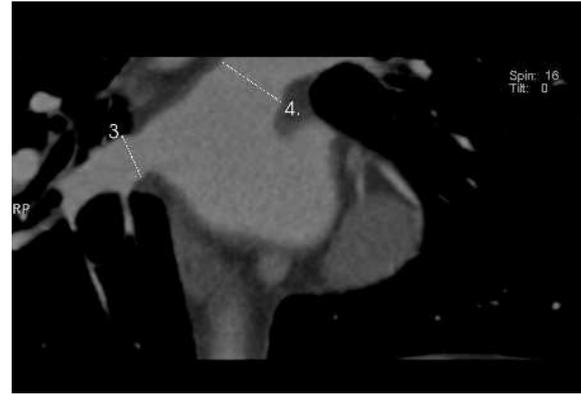
Tab.15: Messwerte der Durchmesser der Pulmonalvenen in der axialen Bildebene angegeben in cm

<i>Messposition</i>	<i>Min</i>	<i>Max</i>	<i>X</i>	<i>SD</i>	<i>Normalbereich</i>
Rechte inferiore Pulmonalvene (cm)	1,04	2,25	1,54	0,27	1,01-2,07
Rechte superiore Pulmonalvene (cm)	1,03	2,13	1,58	0,25	1,08-2,08
Linke inferiore Pulmonalvene (cm)	0,76	2,19	1,48	0,27	0,95-2,014
Linke superiore Pulmonalvene (cm)	0,88	2,36	1,51	0,32	0,87-2,14

Ergebnisse



**27a: 1. rechte superiore Pulmonalvene
2. linke inferiore Pulmonalvene**



**27b: 3. rechte inferiore Pulmonalvene
4. linke superiore Pulmonalvene**

Abb. 27a und b: Messungen der Pulmonalvenen in der schräg-koronaren Bildebene

**Tab.16: Messergebnisse der Messung der Pulmonalvenen in der schräg-koronaren Ebene
angegeben in cm**

<i>Messposition</i>	<i>Max</i>	<i>Min</i>	<i>X</i>	<i>SD</i>	<i>Normalbereich</i>
rechte superiore Pulmonalvene	0,75	1,77	1,23	0,24	0,76-1,70
Linke inferiore Pulmonalvene	0,61	1,72	1,20	0,25	0,70-1,70
rechte inferiore Pulmonalvene	0,82	1,77	1,24	0,19	0,86-1,62
Linke superiore Pulmonalvene	0,91	1,76	1,33	0,20	0,93-1,73

5.8 Mitralklappenringdurchmesser

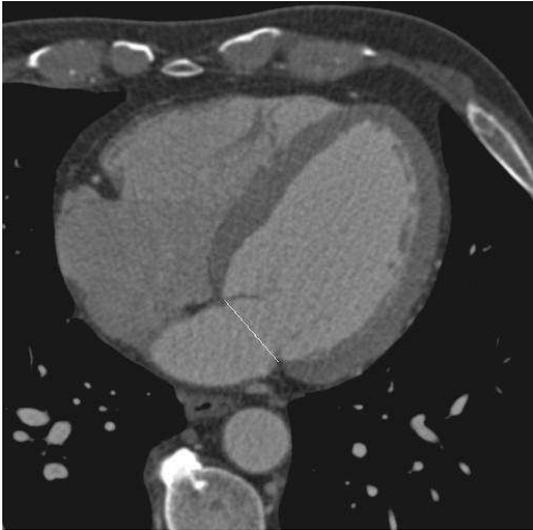


Abb.28: Messung des Mitralklappen-
durchmessers

Tabelle 16: Messwerte für den Mitralklappendurchmesser angegeben in cm

	<i>Min</i>	<i>Max</i>	<i>X</i>	<i>SD</i>	<i>Normbereich</i>
Mitralklappen- Durchmesser (cm)	2,15	3,85	3,16	0,38	2,40-3,93

5.9 Aorta

5.9.1 Durchmesser der Aorta



Abb29a:

1.Durchmesser Aorta ascendens/sagittaler
Durchmesser

2. Durchmesser Aorta ascendens/transversaler
Durchmesser

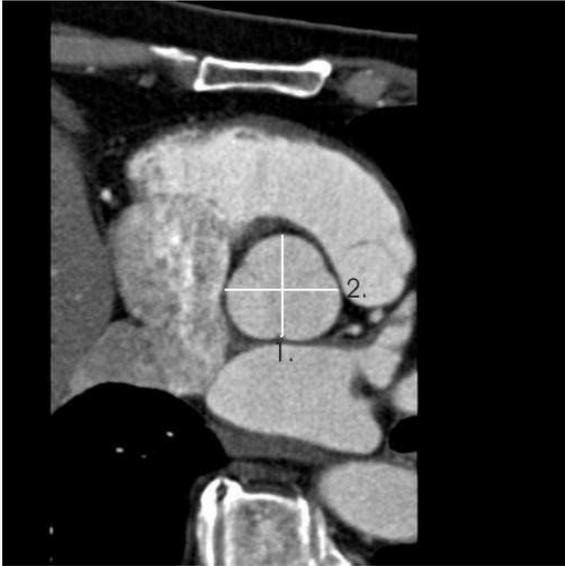


Abb.29b:

1. Durchmesser Bulbus aortae/ sagittaler Durchmesser
2. Durchmesser Bulbus aortae/ transversaler Durchmesser

Tab.17: Messwerte für die Durchmesser der Aorta ascendens und der Durchmesser des Bulbus Aortae, angegeben in cm

<i>Messposition</i>	<i>Min</i>	<i>Max</i>	<i>X</i>	<i>SD</i>	<i>Normalbereich</i>
Aorta ascendens/ sagittal (cm)	2,67	4,19	3,38	0,37	2,64-4,11
Aorta ascendens/ transversal (cm)	2,69	4,59	3,5062	0,39114	2,72-4,29
Bulbus aortae/ sagittal (cm)	2,58	4,33	3,25	0,38	2,48-4,01
Bulbus aortae/ transversal (cm)	2,60	4,13	3,26	0,35	2,56-3,97

5.9.2 Fläche der Aorta

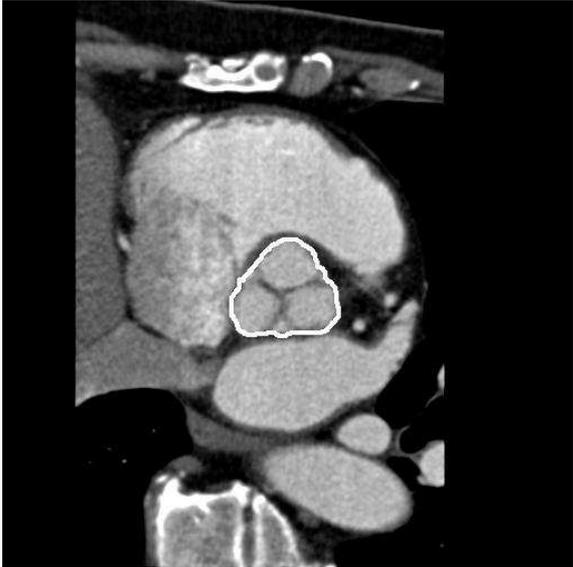


Abb.30a: Flächenmessung der Aorta in Höhe der Aortenklappe

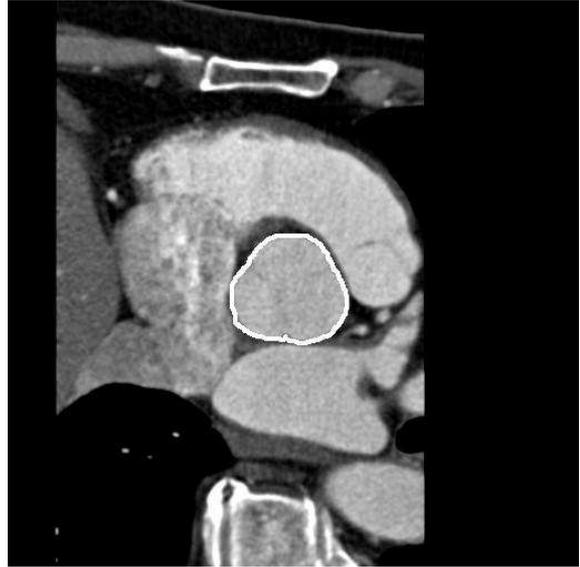


Abb.30b:Flächenmessung der Aorta in Höhe des Bulbus aortae

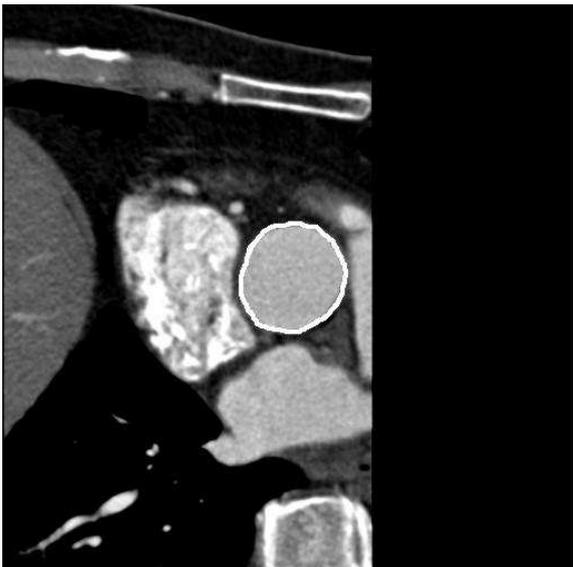


Abb.30.c: Flächenmessung der Aorta in Aorta ascendens

Tab.17: Messwerte für die Flächen des Bulbus aortai und der Aortenklappe

	<i>Min</i>	<i>Max</i>	<i>X</i>	<i>SD</i>	<i>Normalbereich</i>
Fläche Klappe (cm²)	6,19	13,22	8,76	1,529	5,70-11,82
Fläche Bulbus (cm²)	6,6	15,38	10,0370	1,78316	5,01-12,14
Fläche Aortae ascendens (cm²)	6,19	13,22	8,76	1,53	5,70-11,82

5.10 Rechtsventrikulärer Ausflusstrakt



Abb.31: Durchmesser der rechtsventrikulären Ausflusstraktes

Tabelle 18: Messergebnisse für den Durchmesser des rechtsventrikulären Ausflusstraktes

	<i>Min</i>	<i>X</i>	<i>Max</i>	<i>SD</i>	<i>Normalbereich</i>
Durchmesser in cm	1,42	2,49	3,27	0,34	1,81-3,17

5.11 Moderatorband

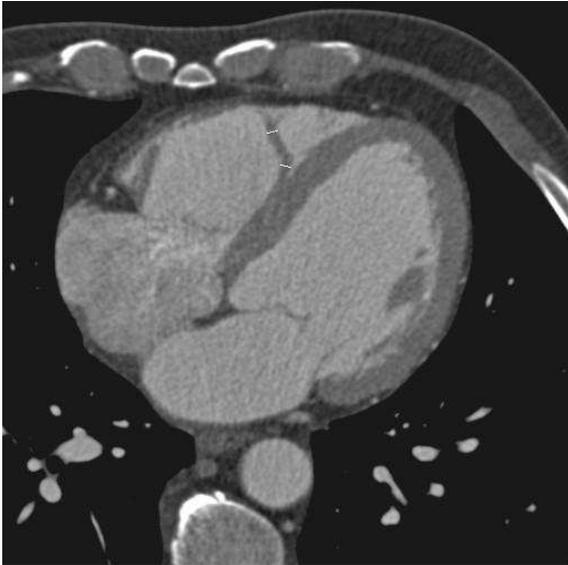


Abb. 32: Messpositionen des Moderatorbandes

Tab. 19: Ergebnisse des Durchmessers des Moderatorbandes an der breitesten Messposition

	<i>Min</i>	<i>X</i>	<i>Max</i>	<i>SD</i>	<i>Normalbereich</i>
<i>Durchmesser an der max. Position in cm</i>	0,13	0,3	0,53	0,09	0,12-0,48

Tab. 20: Ergebnisse des Durchmessers des Moderatorbandes an der schmalsten Messposition

	<i>Min</i>	<i>X</i>	<i>Max</i>	<i>SD</i>	<i>Normalbereich</i>
<i>Durchmesser an der min. Position in cm</i>	0,10	0,21	0,46	0,07	0,07-0,35

5.12 Durchmesser des Sinus coronarius

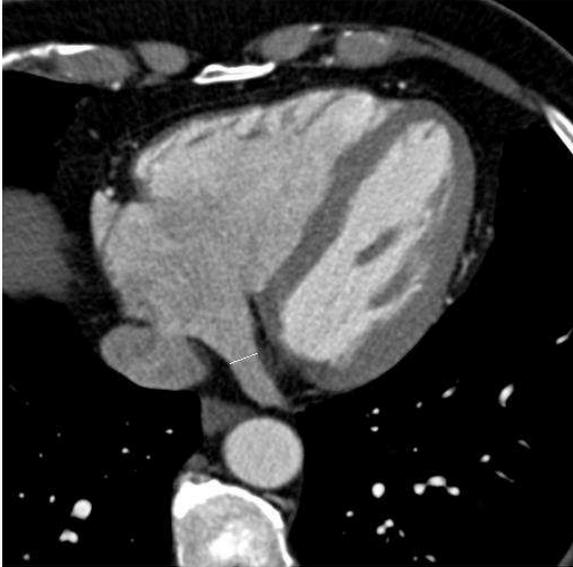


Abb. 33: Messposition des Durchmessers des Sinus coronarius

Tabelle.21: Messwerte für den Durchmesser des Sinus coronarius in cm

	<i>Min</i>	<i>X</i>	<i>Max</i>	<i>SD</i>	<i>Normalbereich</i>
<i>Durchmesser Sinus coronarius in cm</i>	0,58	1,06	1,76	0,24	0,58-1,54

5.13 Crista terminalis

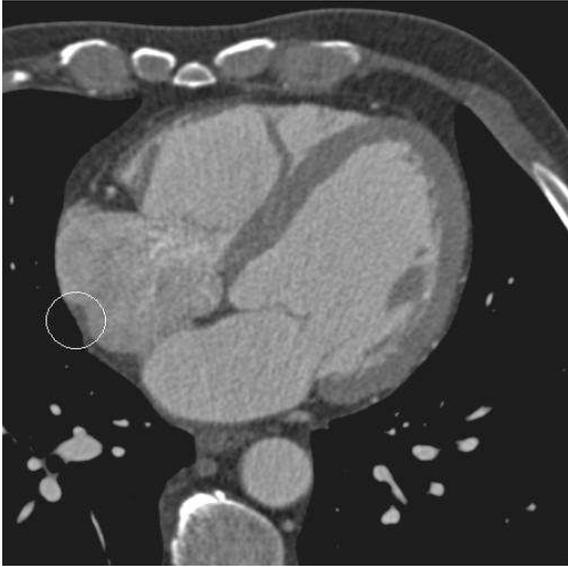


Abb.34: Nachweis der Crista terminalis

Tab.22: Anteil der untersuchten Probanden mit nachweisbarer Crista terminalis

Anzahl der Probanden N	23
-------------------------------	----

Tab.23: tabellarische Übersicht über die arteriosklerotische Last der Patienten

	<i>max</i>	<i>x</i>	<i>SD</i>
Cox	82,44	19,15	12,06
Agatson-Score	3886,0	241,48	573,21
Kalk-Masse	623,07	41,74	93,62
Kalk-Volumen	3045,9	212,57	464,66

6 Diskussion

Die CT des Herzens ist mit Einführung der Mehrschicht-Computertomographie in die klinische Routine technisch als robustes Verfahren etabliert worden. Hauptaugenmerk lag in den ersten Jahren des Einsatzes der MSCT auf der Darstellung der Koronararterien zur Detektion bzw. zum Ausschluß von relevanten Stenosen. Hier hat die MSCT in den letzten Jahren deutliche Fortschritte gemacht und steht mittlerweile an der Schwelle zur klinischen Routinemethode bei Patienten mit atypischem Thoraxschmerz, unklaren EKG-Veränderungen unter Belastung oder anderen Konstellationen mit insgesamt niedriger bis mittlerer Vortest-Wahrscheinlichkeit für das Vorliegen einer obstruierenden koronaren Atherosklerose.

Die Computertomographie des Herzens erlaubt aufgrund der dünnenschichtigen Bildakquisition eine hochaufgelöste und detailreiche Darstellung nicht nur der Koronararterien, sondern auch des Herzmuskels, der Herzhöhlen, der Herzklappen sowie parakardialer Strukturen.

Aufgrund der kontinuierlichen Datenakquisition über den kompletten Herzzyklus ist es auch möglich, Bildrekonstruktionen in der Diastole und Systole anzufertigen bzw. für die Koronardarstellung ein als individuell optimiertes Rekonstruktionsfenster zu wählen. Neben der Koronardarstellung ist also auch eine qualitativ hochwertige anatomische Darstellung des Herzens möglich. Bisher existieren keine Angaben zu typischen Normalwerten für Herzgröße, Myokarddicke oder Gefäßdurchmessern unter Verwendung der Mehrschichtcomputertomographie. In der Literatur finden sich zwar zahlreiche Arbeiten, die sich mit der Volumetrie des Herzens im Rahmen von Untersuchungen beschäftigen, aber auf Patientenkollektiven mit z. T. ausgeprägten Erkrankungsstadien beruhen, so dass Normalwerte in Bezug auf Herzgröße und andere Parameter bisher für asymptotische Personen fehlen. Dies steht im Kontrast zur Magnetresonanztomographie, für die zahlreiche Untersuchungen an Normalkollektiven publiziert sind.

Ziel dieser Arbeit war es, Normalwerte für verschiedenste anatomische Größen an einem quasi „Normalkollektiv“ mit der Mehrschicht-CT zu gewinnen. Hierzu wurden Teilnehmer der PROCAM-Studie aus dem fünften Quintil, also asymptotische Personen mit statistisch erhöhtem Herzinfarkttrisiko, aber ohne vorbekannte kardiale

Diskussion

Erkrankung, in einer prospektiven Studie aus anderen Gründen untersucht. Aus diesen Untersuchungen sind die Patienten ausgewertet worden. Da es sich bei den untersuchten Personen um Individuen aus dem obersten PROCAM-Quintil (Herzinfarkt-wahrscheinlichkeit >20% in 10 Jahren) handelt, ist dieses Kollektiv relativ gut vergleichbar mit einem potentiell für die KHK-Ausschlußdiagnostik mittels Mehrschicht-CT-Koronographie geeigneten Patientenkollektiv.

In der Auswahl dieses hochselektierten Patientenkollektivs, welches keine kardialen Vorerkrankungen aufweist, zeichnet sich die vorliegende Untersuchung gegenüber den bereits in der Literatur vorhandenen Studien aus, da hier meist Patienten mit manifester KHK bzw. klassischer Symptomatik und bestehender Indikation zur Katheterangiographie untersucht worden sind. In diesen Kollektiven mit einer relativ hohen Prävalenz von kardialen Erkrankungen ist zwar die Wertigkeit der CT im Rahmen der ventrikulären Funktionsdiagnostik gut beurteilbar, eine verlässliche Angabe zur normalen Streubreite diverser Messwerte für herzinfarktgefährdete Patienten lässt sich daraus aber nicht ableiten.

Da die Computertomographie hauptsächlich zur Koronarbeurteilung eingesetzt wird und die für die Beurteilung rekonstruierte Herzzyklusphase in der mittleren bis späten Diastole, aber nicht in der Endsystole oder Enddiastole liegt, ist die Beurteilung der Herzmorphologie und der Ventrikelgröße anhand dieses für die Koronardarstellung optimierten Bilddatensatzes limitiert, sofern auf auf MRT oder Echokardiographie basierende Referenzwerte zurückgegriffen wird.

Im Folgenden werden einige in der Literatur vorhandenen Quellen zum Vergleich mit den von uns gemessenen Parametern dargestellt. Zunächst werden verschiedene computertomographische Studien angeführt, die sich hauptsächlich mit funktionellen Parametern befassen. Später wird dann auf echokardiographische morphometrische Studien eingegangen.

Diskussion

Tabelle 24: Messwerte für linksventrikuläres, enddiastolisches Volumen (EDV) und Masse als Absolutwert und nach Normalisierung auf die Körperoberfläche in computertomographischen Studien [18, 14, 24, 5, 16]

	<i>Probanden-</i> <i>zahl (N)</i>	<i>EDV (ml)</i>	<i>EDV index</i> <i>(ml/m²)</i>	<i>Masse (g)</i>	<i>Masse index</i> <i>(g/m²)</i>
Eigene Arbeit	60	156±46	76±22	144±28	70±13
Koch	19	144,4±67,6			
Koch	19	142,8±67,1			
Heuschmidt	31	137,8±42,2		127,7±28,9	
Mahnken	16	113,3±42,6		163,9±38,6	
Yamamuro	50	153,5±59,4		142,2±61,7	
Yamamuro	50	153,7±59,5		141,1±56,9	
Jürgens	30	138,8±31,9			

Tabelle 25: Messwerte für linksventrikuläres, enddiastolisches Volumen (EDV) und Masse als Absolutwert und nach Normalisierung auf die Körperoberfläche in magnetresonanztomographischen Studien [19, 14, 39, 24, 25, 45, 1,38, 37, 7, 26, 16, 38, 40, 5, 13, 32, 42, 3, 35, 16, 31, 17]

	<i>Probanden-</i> <i>zahl (N)</i>	<i>EDV (ml)</i>	<i>EDV index</i> <i>(ml/m²)</i>	<i>Masse (g)</i>	<i>Masse index</i> <i>(g/m²)</i>
Koch	19	147,6±67,6			
Heuschmidt	31	124,6±31,1		115,8±27,0	
Sandstede	9	103±27	52±13	152±20	77±12
Lorenz	47	136±30	69±11	178±31	91±11
Mahnken	16	114,1±41,6		166,2±47,1	
Yamamuro		154,0±64,3		138,6±53,9	
Alfakih	17	145,5±37,8	70,6±14,6	154,2±26,7	75,1±8,8
Alfakih	17	160,8±34,6	78,3±13,2	128,8±23,2	62,4±7,6
Sakuma	10	98,0±21,7		126,3±24,8	
Sakuma	10	91,4±20,2		125,2±24,4	
Rominger	10	130±23,8		137,5±27,2	
Dulce	10	122±26,3			
Matsuoka	19	132±26,9			
Katz				164,9±6,5	

Fortsetzung Tabelle 25

	<i>Probanden-</i> <i>zahl (N)</i>	<i>EDV (ml)</i>	<i>EDV index</i> <i>(ml/m²)</i>	<i>Masse (g)</i>	<i>Masse</i> <i>index (g/m²)</i>
Sakuma		116,3±21		142,9±27,1	
Semelka		113,3±14,6		145,2±23,1	
Clay	16	178,3±52,7	82,5±17,8	124±27	64,9±11,1
Grothues	20	146±34	77±13	148±36	78±13
Clay	16	158,8±62,2	78,9±32,1	147,5±37,4	77,0±14,5
Plein	41	164,4±76,6		155,7±45,4	
Schalla	34	109±47	55±24	161±63	81±32
Plein	41	177,6±79,3		134,2±40,7	
Schaller	34	108±51	54±25	174±68	87±34
Bloomer	21	187,1±88,4		149,1±53,9	
Bloomer	21	204,2±93,8		131,8±49,5	
Rauch	50	148±35		114±22	
Jürgens	30	142,0±32,5			
Pitton	10	124,1±16,5			

Die in den Tabelle 24 und 25 aufgeführten Daten zum enddiastolischen Volumen zeigen, dass sich eine deutliche Streubreite für die normale Ventrikelgröße bei zugegebenermaßen in fast allen Studien sehr kleinen Gruppen finden. Die enddiastolische Größe reicht hier von 90ml bis 200ml.

Die meisten Studien, die sich mit der kardialen Bildgebung beschäftigen, richten ihr Hauptaugenmerk vor allem auf die Messung des Volumens und der Masse des linken Ventrikels.

Koch et al untersuchte 19 Patienten, mit dem Ziel zwei unterschiedliche Software-Tools zum Auswerten der linksventrikulären Parameter, die mittels eines 16-Schicht-Mehr-Schicht-Computertomographen akquiriert wurden, in ihrer Genauigkeit und Reproduzierbarkeit zu beurteilen und vergleicht die erhaltenen Daten mit denen der Magnetresonanztomographie.

Im ersten Verfahren wurden, wie in der vorliegenden Arbeit, kurze-Achsen-Bilder des Herzens erstellt, epikardiale und endokardiale Konturen eingezeichnet. Der Papillarmuskel wurde aus dem Kavum ausgeschlossen und dann durch das Computerprogramm die gewünschten Werte automatisch berechnet. In einem weiteren Schritt wurden dieselben Werte mit der schwellenwertgestützten 3-D-Volumetrie

Diskussion

berechnet. Auffällig ist im Vergleich zu den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit, dass diese Werte für das enddiastolische Volumen für sämtliche Messmethoden, einschließlich der MRT, unterhalb der von uns erhaltenen Messwerte liegen.

Mahnken untersucht mit Hilfe der Mehr-Schicht-Computertomographie und retrospektivem EKG-gating (4-Zeiler) in seiner Studie 16 Patienten, mit einem Durchschnittsalter von $56,8 \pm 11,5$ Jahre unter den 16 Probanden befanden sich zwei Frauen. Das Durchschnittsalter liegt nur 2 Jahre unter dem unserer Studie, allerdings liegt eine größere Standardabweichung vor. Auch diese Patienten, wie in der Studie von Koch et al sind kardial vorbelastet und kamen zur Überprüfung der Offenheit der Koronararterien oder der Offenheit von koronaren Bypässen.

Betrachtet man die Messergebnisse der Arbeit von Mahnken et al, weichen die Messergebnisse für das ventrikuläre Volumen sowohl in den Resultaten der CT, als auch bei der MRT nach unten von unseren Ergebnissen ab, wohingegen für die ventrikuläre Masse höhere Messergebnisse vorliegen. Auch in der Arbeit von Mahnken, wie schon bei Koch, werden die Papillarmuskeln aus der Berechnung des linksventrikulären Volumens ausgenommen. [25]

Yamamuro untersuchte 50 Patienten ebenfalls beider Geschlechter, mit einer Altersspannweite von 46-84 Jahre mittels Multi-Detektor-Row-CT mit 8 Detektorzeilen und mittels MRT und verglich die erhaltenen Daten miteinander. Yamamuro benutzte ebenfalls ein relativ großes Patientenkollektiv, so dass es weniger schnell durch Ausreißer zu starken statistischen Schwankungen kommen konnte. Allerdings weisen auch in der Arbeit von Yamamuro alle Probanden eine kardiale Vorerkrankung auf (Angina pectoris, Myokardinfarkt, Klappenerkrankungen, ect.) Wie in unserer Arbeit betrachtet auch Yamamuro die Papillarmuskeln als Teil des linksventrikulären Volumens. Sowohl das EDV als auch die linksventrikuläre Masse weichen kaum von den von uns gemessenen Werten ab.[45]

In einer anderen Studie untersuchen Heuschmidt et al ebenfalls die linksventrikulären Funktionsparameter mittels CT und vergleichen die erhaltenen Daten mit den

Diskussion

Ergebnissen der MRT. Heuschmidt untersuchte 31 Patienten, darunter 26 Männer und 5 Frauen, mit koronarer Herzerkrankung im mittleren Alter von $62,8 \pm 9,7$. Da Heuschmidt sein Hauptaugenmerk auf die Untersuchung der Funktionsparameter legt, dient ihm zur Datengewinnung die Enddiastole, während die Daten unserer Arbeit in der Mitteldiastole gewonnen wurden. Daher sind Diskrepanzen zwischen den von ihm erhaltenen Resultaten und denen der vorliegenden Arbeit zu erwarten. Sämtliche von uns gemessenen Daten weichen im Vergleich zu denen von Heuschmidt nach unten ab. Heuschmidt akquirierte seine Daten mit Hilfe eines 16-Zeilen-MS-CT, das eine im Vergleich zum 4-Zeilen-MSCT, welches in unserer Arbeit benutzt wurde, eine auf 0,42 verbesserte Rotationszeit und dadurch auch eine verbesserte zeitliche Auflösung besitzt. Während dadurch die zeitliche Auflösung in unserer Studie zwischen 150 und 250 ms liegt, ist diese bei 16-Zeilen-Computertomographen in Abhängigkeit von der Herzfrequenz auf 105ms und 210ms verbessert. Auch wenn die endo- und epikardialen Grenzen in unserer Studie gut differenzierbar waren, ist bei Verwendung eines 16-Zeilen-Computertomographen sicherlich mit einer weiteren Reduzierung von Artefakten und damit mit einem Zuwachs der Messgenauigkeit zu rechnen. Bei der Datenauswertung wurden, wie auch in unserer Studie, die Papillarmuskeln dem linksventrikulären Cavum zugeordnet. In der Arbeit von Heuschmidt korrelieren die Ergebnisse von MRT und MSCT zwar gut, allerdings wurde eine signifikante Überschätzung von EDV und linksventrikulärer Myokardmasse auf Seiten der MSCT festgestellt. Als Ursache für die signifikante Überschätzung von EDV und Myokardmasse nennt Heuschmidt die unterschiedliche Vorgehensweise bei der Datenakquirierung bei MSCT und MRT, da während der Untersuchung durch den Computertomographen das retrospektive EKG-Gating mit überlappender Volumenakquisition Anwendung fand, bei der MRT die prospektive EKG-Triggerung verwandt wurde. Als weitere Gründe für die Abweichungen zwischen MRT und CT nennt Heuschmidt die zeitlich versetzte Untersuchung der Patienten und die etwas abweichenden Schichtebenen bei der Erstellung der Kurzachsenschnitten.[14]

Sandstede et al untersuchte in seiner Arbeit mittels MRT 36 gesunde Freiwillige und teilte sie in vier Gruppen im Hinblick auf Geschlecht und Alter ein (Männer <45 Jahre, Männer >45 Jahre, Frauen <45 Jahre, Frauen >45 Jahre), um die durch Alter und

Diskussion

Geschlecht eventuell entstehenden Unterschiede zu verifizieren. Zum bessern Vergleich mit unserem Patientenkollektiv, betrachten wir ausschließlich die Gruppe der Männer über 45 Jahren, die aus 9 Probanden besteht. Das Durchschnittsalter für die Vergleichsgruppe in der Studie von Sandstede liegt bei 59 ± 8 Jahren, also unter dem unserer Arbeit. Die Differenz des enddiastolischen Volumens beträgt 53 ml und liegt in der Arbeit von Sandstede mit 103 ml auch unter den Ergebnissen aller anderen genannten Studien. Die Messunterschiede, wenn sie auch nicht besonders groß sind, können durch die kleine Vergleichsgruppe von nur 9 Probanden erklärt werden, die größere statistische Schwankungen ermöglicht. Auch Sandstede definierte die Papillarmuskeln, wie auch die vorliegende Arbeit, als Teil des Kavums und rechnet sie nicht zum linksventrikulären Myokard. [39]

Alfakih et al untersuchte in seiner Studie 60 gesunde Freiwillige mit Hilfe von zwei unterschiedlichen MRT-Methoden: TGE (turbo gradient echo) und SSFP (steady-state-free-precession-Sequenzen). Die Probanden unterteilt er geschlechtsspezifisch in zwei Altersgruppen, jeweils eine jüngere Gruppe von 20-39 Jahren und eine ältere von 40-65 Jahren. Hier werden zur besseren Vergleichbarkeit mit unserer Probandengruppe nur die Ergebnisse der männlichen Probanden im Alter von 40-65 betrachten. Auch Alfakih untersuchte nur herzgesunde Probanden. Alfakih beschreibt unterschiedliche Messresultate der zwei angewandten Messmethoden. Diese Unterschiede, so erklärt er, entstehen durch eine Überschätzung der Wanddicke im TGE, die durch einen langsamen Blutstrom entlang des Endokards zu einem schwachen Signal führe. Im SSFP wiederum sei eine bessere Differenzierung der endokardialen Grenze zum Kavum möglich.

In anderen Studien der kardialen Bildgebung erhält man zum großen Teil ähnliche Ergebnisse. Meist liegen Durchschnittsalter und Probandenzahl unter denen in unserer Arbeit verwandten [25, 37, 31, 32, 4], wobei das enddiastolische linksventrikuläre Volumen mit gemessenen 130-177ml sowohl unter unseren [26] als auch über unseren Messergebnissen liegt [31].

Juergens et al verglich in seiner Studie die linksventrikuläre Funktion anhand der von MRT und von CT akquirierten Daten. Dazu wurden 30 Patienten in einem mittleren

Diskussion

Alter von $59 \pm 7,1$ untersucht, wobei die Gruppe sich aus 25 Männern und 5 Frauen zusammensetzte, bei denen zum Teil eine koronare Herzkrankheit bekannt war oder die suspekt auf koronare Herzkrankheiten waren. Benutzt wurde, wie auch in unserer Studie, ein 4-Zeilen-Computertomograph. Während das von der Computertomographie erhalten enddiastolische linksventrikuläre Volumen mit $138 \pm 8 \text{ml}$ unter den von uns akquirierten Ergebnissen lag, wurde das linksventrikuläre enddiastolische Volumen mit Hilfe der MRT höher und zwar mit $142 \pm 32,5$ gemessen. Ursache für das größere Volumen ist auf der einen Seite, das kardial vorbelastete Patientenklientel, bei dem man von schon vorhandenen ventrikulären Veränderungen ausgehen kann, auf der anderen Seite darauf, dass auch hier, wie bei Heuschmidt, die gewonnen Daten aus der Enddiastole stammen, in der der Ventrikel maximal geweitet ist und das größte zu messende Volumen vorliegt.[16]

Rauch et al untersuchte in seiner Studie, Referenzwerte für kardiale Volumina, Funktion und myokardiale Masse mittels der SSFP-Sequenz der MRT. Dazu dienten ihm insgesamt 100 Probanden im Alter zwischen 18 und 66 Jahren ohne Anzeichen auf Herz- oder Lungenerkrankungen. Er teilte diese geschlechterspezifisch ein (50 Männer, 50 Frauen). Bei der Bestimmung der endokardialen Grenzen schloss er die Papillarmuskeln von dem intrakavitären Volumen aus. [35]

6.1 Gegenüberstellung der Messergebnisse von CT- und MRT-gesteuerten Untersuchungen und Vergleich mit den Ergebnissen der eigenen Arbeit

Tabelle 26.: Vergleich der Durchschnittswerte für linksventrikuläres enddiastolisches Volumen und linksventrikulärer myokardialer Masse dieser Arbeit mit den Durchschnittswerten anderer mit der Computertomographie und Magnetresonanztomographie arbeitenden Studien aus Tabelle 24 und 25

	<i>EDV (ml)</i>	<i>Masse (g)</i>
<i>Werte dieser Arbeit</i>	156	144
<i>Mittelwerte der CT-Studien Tabelle 24</i>	139,19 (n=7)	143 (n=4)
<i>Mittelwerte der MRT-Studien Tabelle 25</i>	138,40 (n=25)	143,72 (n=4)

Diskussion

Die Tabelle 25 soll die Durchschnittswerte aller der von uns aufgeführten Arbeiten, die Bezug auf die myokardiale Masse und das enddiastolische linksventrikuläre Volumen nehmen, getrennt für die Studien, die ihre Daten mittels CT und denen, die sie mittels MRT akquirierten, gegenüberstellen und zwar unabhängig von der Zusammensetzung der Probanden. Schaut man auf die Durchschnittswerte aller CT-Studien in Tabelle 22 und auf die Durchschnittswerte der MRT-Studien in Tabelle 23, fällt eine sehr gute Übereinstimmung zwischen beiden Untersuchungstechniken auf.

Die Durchschnittswerte für das EDV und die linksventrikuläre Masse sind bei MRT und CT quasi identisch. Vergleicht man nun diese Durchschnittswerte mit den von uns erhaltenen Resultaten, stellt man fest, dass auch in der vorliegenden Arbeit der Wert für die linksventrikuläre Masse sehr gut mit den Durchschnittswerten der CT- und MRT-Studien übereinstimmt, wobei der Mittelwert für das enddiastolische Volumen mit einem Mittelwert von 156 ml etwas nach oben von den anderen Durchschnittswerten abweicht.

Betrachtet man zusammenfassend die in der Literatur bereits beschriebenen Studien zur CT des Herzens, so gibt es einige besonders hervorzuhebende Unterschiede. In den meisten bereits durchgeführten klinischen Studien zur computertomographischen Untersuchung des Herzens findet man ein gemischt-geschlechtliches Patientengut, während Grundlage unserer Messungen ausschließlich Männer waren. Ein weiteres wichtiges Argument für andere Messergebnisse ist eine in den meisten Untersuchungen größere Altersspannweite, als sie bei uns zu finden ist. Systematische Fehler können weiterhin dadurch begründet sein, dass in keiner Vergleichsstudie klinisch gesunde Probanden untersucht wurden. Alle in den computertomographischen Herzstudien gemessenen Herzen waren vorerkrankt. Grundlage der meisten Studien sind außerdem relativ kleine Probandenzahlen, so dass hier einzelne Ausreißer stärker ins Gewicht fallen und zu Abweichungen führen können. Ferner muss beachtet werden, dass in den unterschiedlichen Arbeiten auch Unterschiede in Bezug auf die Datengewinnung bestehen. Sei es, dass andere Computertomographen verwendet wurden, dass die Messungen in einer anderen Herzphase durchgeführt wurden, oder dass vor der Messung andere Richtlinien definiert wurden. Durch diese unterschiedlichen

Diskussion

Vorgehensweisen und Voraussetzungen, ist die sehr große Streubreite der computertomographischen Ergebnisse zu erklären.

Die Abweichungen von den magnetresonanztomographischen Studien, bei denen, wenn auch die Durchschnittswerte aller zusammengefassten Studien sehr gut mit denen der Computertomographie korrelieren, die Streubreite der Messwerte, sehr viel größer ist, als bei der computertomographischen Studien, sind zum Teil damit erklärbar, dass in der MRT vor allem gesunde Probanden, die nicht kardial vorbelastet sind, untersucht wurden und somit keine kardialen Vorerkrankungen, die Einflussfaktoren für pathologische Größenveränderungen spielen könnten, vorliegen.

Computertomographische Untersuchungen an kardial gesunden Probanden durchzuführen ist aufgrund der Strahlenbelastung bei fehlender Indikation schwer zu begründen und durchzuführen.

Bei fehlender Strahlenbelastung der MRT können hier nicht nur Herzgesunde sondern auch Kinder und Jugendliche kardial untersucht werden. Auch deshalb unterscheidet sich das Kollektiv der Probanden in der MRT von denen der CT und bedingt zusätzlich, wie die fehlenden kardialen Vorerkrankungen, die größere Streubreite der magnetresonanztomographischen Werte.

Weitere Gründe für die große Streubreite sind weiterhin, wie in der CT, die unterschiedlichen Modi der Datenakquirierung und Messmethoden.

6.2 Messergebnisse in echokardiographischen Studien

Tabelle 26: linksventrikuläre Messergebnisse verschiedener echokardiographischer Studien für EDV, EDV-Index, Masse, Massen index, posteriore Wanddicke und Durchmesser des intraventrikulären Septums [22, 6, 26, 21, 28, 42]

	<i>Probanden- anzahl (N)</i>	<i>Masse (g)</i>	<i>Masse index (g/ m²)</i>	<i>Posteriore links- ventrikuläre Wanddicke (mm)</i>	<i>Durchmesser des intra- ventrikulären Septums (mm)</i>
Ergebnisse dieser Arbeit	60	144±28	70±13	4,5±0,91	5,0±0,95
Levy	347	208±43			
Levy	347	177±41			
Devereux	78	181±44	93±22	8,4±1,9	9,5±1,7
Devereux	28	159±51	84±24	8,9±1,4	9,8±1,7
Matsukubo	25			7,8±1,10	8,2±0,12
Kühl	30	132±34			
Kühl	30	151±31		1,0±0,1	0,8±1,3
Myerson	140	168,8±35,4			
Myerson	140	180±32			
Schaller	34	123±48	62±24		

In der Literatur finden sich auch echokardiographische Messungen am Herzen.

Für die Echokardiographie zeigen die in Tabelle 26 aufgeführten Studien eine deutlich größere Schwankungsbreite der Messwerte verglichen mit der CT. Dies unterstützt die Bedeutung der Patienten- und Probanden-Selektion.

Eine dieser Studien ist die von Levy et al. Er untersuchte u.a. an 347 gesunden Männern mit einem Durchschnittsalter von 42±12 neben anderen Parametern auch die linksventrikuläre Masse. [23] Als bildgebendes Verfahren wurde bei allen Studienteilnehmern die m-mode-Echokardiographie eingesetzt und zusätzlich in über

Diskussion

90% der Probanden zur Verifizierung der gemessenen Werte auch eine 2-D-Echokardiographie durchgeführt. Die anschließende Berechnung der linksventrikulären Masse erfolgte nach zwei Formeln:

Die erste in Übereinstimmung der American Society of Echocardiographie:

$$\text{LV-Masse (g)} = 1,05 \left((\text{LV_interner_Diameter} + \text{Septumdurchmesser} - \text{LV_posteriorer_Myokarddurchmesser})^3 - \text{LV_interner_Diameter}^3 \right) \text{ [44]}$$

Die zweite Berechnung erfolge in Übereinstimmung mit der Penn-Konvention:

$$\text{LV Masse (g)} = 1,04 \left((\text{LV_interner_Diameter} + \text{LV_Septum_Dicke} + \text{posteriore Wanddicke})^3 - 13,6 \right)$$

Die von Levy gemessenen Werte liegen, unabhängig mit welcher Formel die linksventrikuläre Masse gemessen wurde, deutlich über den von uns gemessenen Werten. Wie auch in den noch im Folgenden genannten Publikationen wird auch hier die m-mode-Echokardiographie zur Messung der ventrikulären Parameter benutzt, bei der aufgrund des eindimensionalen Verfahrens mit deutlich größeren Messunsicherheiten zu rechnen ist als bei der Computertomographie.

Devereux versucht in seiner Arbeit eine Standardisierung der Parameter des linken Ventrikels anhand der Echokardiographie.

Sein Untersuchungskollektiv setzt sich aus zwei Gruppen zusammen: die klinische Gruppe bestand aus randomisierten Personen aus einer Patientenkartei, die allerdings auch nach genauer diagnostischer Prüfung keine Herz-Kreislaufkrankungen aufwiesen und setzte sich aus 92 Personen (64 Frauen und 28 Männer) mit einem Durchschnittsalter von 33 ± 4 Jahren (18-72 Jahre) zusammen. Die andere Gruppe enthielt 133 Personen aus der Bevölkerung (55 Frauen und 78 Männer) mit einem Durchschnittsalter von 44 ± 12 (Alter 18-69 Jahre), die keine klinischen Zeichen einer Herz-Kreislaufkrankung aufwiesen. In Tabelle 26 ist ausschließlich der Anteil der Männer der zwei Untersuchungsgruppen dargestellt, um eine bessere Vergleichbarkeit mit unserer Probandengruppe zu gewährleisten, da auch Devereux in seiner Studie einen signifikanten Unterschied zwischen Männern und Frauen festgestellt hat.

Diskussion

Im Vergleich mit den Ergebnissen unserer Studie erkennt man deutlich höhere Werte für die linksventrikuläre Masse, die auch nach Normalisierung auf die Körperoberfläche erhalten bleiben

Auch bei Betrachtung der von Devereux gemessenen posterioren und intraventrikulären Myokarddicke fallen Unterschiede bei der Gegenüberstellung mit den Messresultaten dieser Arbeit größere Werte auf. [6]

Auch in der Studie von Matsukubo wird die m-mode-Echokardiographie zur Messung von kardialen Parametern unter anderem auch der intraventrikulären Septumdicke und der posterioren, linksventrikulären Myokarddicke eingesetzt. Ebenso wie in der Studie von Devereux misst Matsukubo mit der Echokardiographie deutlich größere Werte für die myokardiale Wanddicke, als wir sie in unserer Studie anhand der Computertomographie messen. Die genauen Messwerte sind in Tabelle 26 dargestellt. Matsukubo untersuchte ein gesundes Probandenkollektiv von 25 Personen, davon 15 männlich und 10 weiblich, in einem Durchschnittsalter von 38,9 Jahren und einer Altersspannweite von 17-58.

Kühl HP et al stellte in seiner Arbeit einen Vergleich zwischen der m-mode-Echokardiographie und der 3-Dimensionalen-Echokardiographie an. Er untersuchte neben Patienten mit kardialen Vorerkrankungen auch eine Kontrollgruppe aus 30 herzgesunden Freiwilligen mit einem Durchschnittsalter von 57 ± 14 Jahren und einer Altersspannweite von 22-73 Jahren. Die Gruppe setzte sich aus 9 Frauen und 21 Männern zusammen. Kühl beschreibt eine systematische Überschätzung der m-mode-Echokardiographie gegenüber der 3-D-Echokardiographie in allen Kontrollgruppen um ca. 15%. Der Grund für diese Überschätzung, so Kühl, sei die Tatsache, dass die m-mode-Echokardiographie nicht die variable linksventrikuläre Myokarddicke berücksichtige, da das Myokard von der Herzbasis bis hin zum Apex zunehmend dünner würde. [21]

Diskussion

Myerson et al untersuchte 140 gesunde Freiwillige mittels Standard-3-D Magnetresonanztomographie, 2-D-Echokardiographie und m-mode-Echokardiographie und gelangte zu anderen Ergebnissen als die bereits oben erwähnten Studien. Er stellte eine Unterschätzung der linksventrikulären Masse um 14g durch die m-mode-Echokardiographie gegenüber der MRT und der 2-Dimensionalen-Echokardiographie fest, wobei sich letztgenannten kaum unterschieden. [28]

Die große Streubreite der echokardiographischen Werte ist, wie oben bereits bezüglich der CT und MRT besprochen, durch sehr unterschiedliche Probandenkollektive und auch hier durch die unterschiedlichen Untersuchungsmodi zu erklären. Ein weiterer Faktor der sicher in der Sonographie einen noch bedeutender ist, als in der CT oder MRT ist die Abhängigkeit der Qualität des Untersuchungsergebnisses von der Erfahrung des Untersuchers.

Anhand der dargestellten Messwertstreuung MR-tomographischer, computertomographischer und echokardiographischer Untersuchung wird deutlich, dass zuverlässige Normalwerte in der MRT und Computertomographie derzeit noch fehlen. Die deutlich längere Erfahrung mit der Echokardiographie, die ihren Niederschlag auch in der entsprechend größeren Anzahl an in Studien eingeschlossenen Patienten findet, lässt für die Sonographie Normalwerte ableiten. Diese Werte sind aber aufgrund der unterschiedlichen Abbildungstechniken sowie in der Echokardiographie üblichen geometrischen Abschätzung der Ventrikelvolumina nur sehr eingeschränkt als Vergleichsgröße für computertomographische Daten zu verwenden.

Tabelle 27: Gegenüberstellung von einigen morphologischen Parametern unserer Arbeit und einem Lehrbuch entnommenen Daten

	<i>Diese Arbeit</i>	<i>Lehrbuch</i>
Enddiastolischer Durchmesser (mm)	56,6	50-55
Myokarddicke (Septum und Hinterwand)	9	8-10
Rechtsventrikuläre Ausflussbahn (mm)	39	30-35
Aortenwurzel (mm)	25,9	26-29

Fazit der Gegenüberstellung echokardiographischer Daten mit denen computertomographischer Messparameter ist, dass die Echokardiographie mit der Computertomographie nur schwer zu vergleichen ist. Die Berechnung der unterschiedlichen Parameter wird hier anhand von geometrischen Modellen durchgeführt, die nur Annäherungsweise den realen Parameter entsprechen können, womit allerdings nicht der Echokardiographie ihre Position in der klinischen Diagnostik entzogen werden soll. Sie stellt eine gute Methode zur ersten Beurteilung des kardialen Status und auch zur Verlaufskontrolle verschiedener Erkrankungen dar, die keiner Strahlenbelastung unterliegt und schnell, kostensparend und unkompliziert durchzuführen ist.

6.3 Zusammenfassung:

Zusammenfassend sind also folgende Gründe für die Abweichungen von anderen in der Literatur beschriebenen Messwerten denkbar. Häufig ist die Altersspannweite sehr viel größer, als die in unserer Arbeit vorliegende. Ferner wird nicht in allen Studien eine strikt getrennte Untersuchung von Männern und Frauen vorgenommen, was den Vergleich mit unseren Messergebnissen schwierig macht, da in der Literatur hinreichend beschrieben ist, dass bezüglich der absoluten linksventrikulären Masse und des linksventrikulären enddiastolischen Volumens signifikante Unterschiede zwischen den Geschlechtern bestehen. Ein weiterer Grund für das auftreten von unterschiedlichen Messergebnissen stellen sicherlich auch bestehende Vorerkrankungen der Probanden dar.

Außerdem muss man die verschiedenen Techniken der Datenakquisition berücksichtigen, die ebenfalls zu Messunterschieden führen können. So wurden in einigen Arbeiten, die Daten mittels 4-Zeilen-CT, in neuern Studien mittels 16-Zeilen-CT akquiriert. Bei der MRT wurde häufig eine prospektive EKG-Triggerung eingesetzt, bei der CT meist das retrospektive EKG-Gating

Die hier vorgelegten Messwerte an einem hochselektierten Kollektiv von asymptomatischen Personen mit allerdings erhöhter Herzinfarkt Wahrscheinlichkeit können einen Anhalt für die Streubreite der in diesem für die Ausschlussdiagnostik repräsentativen Kollektiv zu erwartenden Messwerte darstellen.

Auch die übrigen angegebenen Werte zu Gefäßdurchmessern und ventrikulären Wanddicken stellen neue Daten dar.

Eine wesentliche Limitation der vorgelegten Untersuchung ist die Tatsache, dass es sich um Messungen handelt, die auf einem Mehrschicht-CT-System der ersten Generation (4-Schichtsystem) beruhen. Mittlerweile ist die computertomographische Technik weiterentwickelt, die Routinediagnostik wird mit 40 bis 64 Schichtsystemen und besserer zeitlicher Auflösung abgewickelt.

Diskussion

Aufgrund der Auswahl von Patienten aus der untersuchten Grundgesamtheit anhand von bildqualitativen Kriterien ist allerdings zu erwarten, dass selbst wenn sich Raum- und Zeitauflösung mittlerweile verbessert haben, bei Einbringen von ausschließlich qualitativ hochwertigen Untersuchungen keine relevanten Änderungen mehr zu den mit moderneren Systemen messbaren Größen ergeben.

Gerade diese Arbeit kann dazu dienen, bei einem Klientel, dem die Computertomographie letztendlich zu Gute kommt, d.h. Patienten, die klinisch gesund sind und die man deshalb ungern einer invasiven Methode wie der Koronarangiographie zur Überprüfung des atherosklerotischen unterziehen will, bei dem aber dennoch Hinweise auf das Vorliegen eventuell signifikanter, wenn auch asymptomatischer Stenosen, bestehen, frühzeitig diese pathologischen Veränderungen zu erkennen. Dadurch hat der Untersucher auch die Möglichkeit die sonstigen morphologischen Strukturen in die Untersuchungen mit einzubeziehen und so auch eventuell schon eingesetzte Kompensationsmechanismen zu erkennen, wie myokardiale Hypertrophie, relative Klappeninsuffizienzen oder auch ventrikuläre Dilatationen und dann rechtzeitig eine adäquate Behandlung oder auch Prophylaxe einzuleiten.

Für genau dieses Patientenkollektiv liefert diese Arbeit gute Referenzwerte, die bis jetzt noch nicht in der Literatur beschrieben wurden, aber die in der klinischen Diagnostik mit der Zunahme der Bedeutung der kardialen Untersuchung durch die CT eine wichtige Rolle spielen.

7 Literaturverzeichnis

1. **Alfakih K, Plein S, Thiele H, Jones T, Ridgway JP, Sivananthan MU (2003)**
Normal human left and right ventricular dimensions for MRI as assessed by turbo gradient echo and steady-state free precession imaging sequences.
J Magn Reson Imaging.17(3):323-9.
2. **Boese JM, Bahner ML, Albers J, van Kaick G.(2000)**
Optimierung der Zeitauflösung in der CT mittels retrospektivem EKG-Gating
Radiologe. 40:123-29
3. **Bloomer TN, Plein S, Radjenovic A, Higgins DM, Jones TR, Ridgway JP (2001)**
Cine MRI using steady state free precession in the radial long axis orientation is a fast accurate method for obtaining volumetric data of the left ventricle.
J Magn Reson Imaging.14(6):685-92
4. **Braunwald E. (2003)**
The Simon Dack lecture. Cardiology: the past, the present, and the future.
J Am Coll Cardiol.17;42(12):2031-41
5. **Clay S, Alfakih K, Messroghli DR, Jones T, Ridgway JP, Sivananthan MU (2006)**
The reproducibility of left ventricular volume and mass measurements: a comparison between dual-inversion-recovery black-blood sequence and SSFP.
Eur Radiol.16(1):32-7

6. **Devereux RB, Lutas EM, Casale PN, Kligfield P, Eisenberg RR, Hammond IW, Miller DH, Reis G, Alderman MH, Laragh JH (1984)**
Standardization of M-mode echocardiographic left ventricular anatomic measurements.
J Am Coll Cardiol.4(6):1222-30.
7. **Dulce MC, Mostbeck GH, Friese KK, Caputo GR, Higgins CB (1993)**
Quantification of the left ventricular volumes and function with cine MR imaging: comparison of geometric models with three-dimensional data.
Radiology.188(2):371-6
8. **Fayad ZA, Fuster V (2001)**
The human high-risk plaque and its detection by magnetic resonance imaging.
Am J Cardiol. 19;88(2A):42E-45E
9. **Fayad ZA, Fuster V, Fallon JT, Jayasundera T, Worthley SG, Helft G, Aguinaldo JG, Badimon JJ, Sharma SK (2000)**
Noninvasive in vivo human coronary artery lumen and wall imaging using black-blood magnetic resonance imaging.
Circulation. 102(5):506-10
10. **Fisher LD, Judkins MP, Lesperance J, Cameron A, Swaye P, Ryan T, Maynard C, Bourassa M, Kennedy JW, Gosselin A, Kemp H, Faxon D, Wexler L, Davis KB (1982)**
Reproducibility of coronary arteriographic reading in the coronary artery surgery study (CASS).
Cathet Cardiovasc Diagn.8(6):565-75.
11. **Flachskamp FA (2. Auflage, August 2004)**
Kursbuch der Echokardiographie
Thieme Verlag, Stuttgart

12. **Flohr T, Ohnesorge B (2001)**
Heart Rate Adaptive Optimization of Spatial and Temporal Resolution for Electro- Cardiogram-Gated Multislice Spiral CT of the Heart
J Comput Assist Tomogr. 25(6):907-923
13. **Grothues F, Smith GC, Moon JC, Bellenger NG, Collins P, Klein HU, Pennell (2002)**
Comparison of interstudy reproducibility of cardiovascular magnetic resonance with two-dimensional echocardiography in normal subjects and in patients with heart failure or left ventricular hypertrophy.
Am J Cardiol. 90(1):29-34.
14. **Heuschmid M, Rothfuss J, Schroder S, Kuttner A, Fenchel M, Stauder N, Mahnken AH, Burgstahler C, Miller S, Claussen CD, Kopp AF. (2005)**
Left ventricular functional parameters: comparison of 16-slice spiral CT with MRI
Rofo.177(1):60-6. German.
15. **Judkins MP. (1967)**
Selective coronary arteriography. I. A percutaneous transfemoral technic.
Radiology. 89(5):815-24
16. **Juergens KU, Grude M, Maintz D, Fallenberg EM, Wichter T, Heindel W, Fischbach R (2004)**
Multi-detector row CT of left ventricular function with dedicated analysis software versus MR imaging: initial experience.
Radiology. 230(2):403-10.
17. **Katz J, Whang J, Boxt CM, Barst RJ et al (1993)**
Estimation of right ventricular mass in normal subjects and in patients with pulmonary hypertension by nuclear magnetic resonance imaging
J Am Coll Cardiol.21: 14,75-1481

18. **Knez A, Becker C, Becker A, Leber A, Haberl R, Reiser M, Steinbeck G. (2000)**
Diagnostic imaging in cardiac diagnosis
Radiologe.40(2):103-10. Review. German.
19. **Koch K, Oellig F, Kunz P, Bender P, Oberholzer K, Mildenerger P, Hake U, Kreitner KF, Thelen M. (2004)**
Assessment of global and regional left ventricular function with a 16-slice spiral-CT using two different software tools for quantitative functional analysis and qualitative evaluation of wall motion changes in comparison with magnetic resonance imaging
Rofo.176(12):1786-93. German.
20. **Kopp AF, Schroeder S, Kuettner A, Heuschmid M, Georg C, Ohnesorge B, Kuzo R, Claussen CD. (2001)**
Coronary arteries: retrospectively ECG-gated multi-detector row CT angiography with selective optimization of the image reconstruction window.
Radiology.221(3):683-8.
21. **Kuhl HP, Hanrath P, Franke A. (2003)**
M-mode echocardiography overestimates left ventricular mass in patients with normal left ventricular shape: a comparative study using three-dimensional echocardiography.
Eur J Echocardiogr.4(4):312-9.
22. **Lackner K, Thurn P. (1981)**
Computed tomography of the heart: ECG-gated and continuous scans.
Radiology.140(2):413-20.

23. **Levy D, Savage DD, Garrison RJ, Anderson KM, Kannel WB, Castelli WP. (1987)**
Echocardiographic criteria for left ventricular hypertrophy: the Framingham Heart Study.
Am J Cardiol. 59(9):956-60.
24. **Lorenz CH, Walker ES, Morgan VL, Klein SS, Graham TP Jr**
Normal human right and left ventricular mass, systolic function, and gender differences by cine magnetic resonance imaging
J Card Magn Reson 1999;1:7-21
25. **Mahnken AH, Spuntrup E, Wildberger JE, Heuschmid M, Niethammer M, Sinha AM, Flohr T, Bucker A, Gunther RW. (2003)**
Quantification of cardiac function with multislice spiral CT using retrospective EKG-gating: comparison with MRI
Rofo.175(1):83-8. German.
26. **Matsuoka H, Hamada M, Honda T, Kobayashi T, Suzuki M, Ohtani T, Takezaki M, Abe M, Fujiwara Y, Sumimoto T (1993)**
Measurement of cardiac chamber volumes by cine magnetic resonance imaging.
Angiology.44(4):321-7.
27. **Matsukubo H, Matsuura T, Endo N, Asayama J, Watanabe T. (1977)**
Echocardiographic measurement of right ventricular wall thickness. A new application of subxiphoid echocardiography.
Circulation 56(2):278-84.
28. **Myerson SG, Montgomery HE, World MJ, Pennell DJ. (2002)**
Left ventricular mass: reliability of M-mode and 2-dimensional echocardiographic formulas.
Hypertension.40(5):673-8.

29. **Nagel E, Thouet T, Klein C, Schalla S, Bornstedt A, Schnackenburg B, Hug J, Wellnhofer E, Fleck E. (2003)**
Noninvasive determination of coronary blood flow velocity with cardiovascular magnetic resonance in patients after stent deployment.
Circulation.107(13):1738-43
30. **Ohnesorge B, Flohr T, Schaller S, Klingenbeck-Regn K, Becker C, Schopf UJ, Bruning R, Reiser MF. (1999)**
The technical bases and uses of multi-slice CT
Radiologe.39(11):923-31 German.
31. **Pitton MB, Just M, Grebe P, Kreitner KF, Erbel R, Thelen M. (1992)**
Measurement error estimation in MR tomographic volumetry of the left ventricle with the multisection technic
Rofo 157(5):447-51. German.
32. **Plein S, Bloomer TN, Ridgway JP, Jones TR, Bainbridge GJ, Sivananthan MU. (2001)**
Steady-state free precession magnetic resonance imaging of the heart: comparison with segmented k-space gradient-echo imaging.
J Magn Reson Imaging 14(3):230-6.
33. **Post JC, van Rossum AC, Hofman MB, Valk J, Visser CA. (1996)**
Three-dimensional respiratory-gated MR angiography of coronary arteries: comparison with conventional coronary angiography.
AJR Am J Roentgenol. 166(6):1399-404
34. **Pugliese F, Mollet NR, Runza G, van Mieghem C, Meijboom WB, Malagutti P, Baks T, Krestin GP, deFeyter PJ, Cademartiri F. (2006)**
Diagnostic accuracy of non-invasive 64-slice CT coronary angiography in patients with stable angina pectoris.
Eur Radiol. 16(3):575-82.

35. **Rauch A, Sauer D, Wacker C, Sauer E, Beuer WR et al (2003)**
Standardisierte Referenzwerte zu kardialen Volumina, Funktion, und myokardialen Masse mittels SSFP-Sequenz
RoFo 78 DOI:10.1055/S-2003-819921
36. **Roelandt JR. (2000)**
Seeing the invisible: a short history of cardiac ultrasound.
Eur J Echocardiogr.(1):8-11.
37. **Rominger MB, Bachmann GF, Geuer M, Puzik M, Boedeker RH, Ricken WW, Rau WS (1999)**
Accuracy of right and left ventricular heart volume and left ventricular muscle mass determination with cine MRI in breath holding technique
Rofo.170(1):54-60. German.
38. **Sakuma H, Globits S, Bourne MW, Shimakawa A, Foo TK, Higgins CB (1996)**
Improved reproducibility in measuring LV volumes and mass using multicoil breath-hold cine MR imaging.
J Magn Reson Imaging 6(1):124-7
39. **Sandstede J, Lipke C, Beer M, Hofmann S, Pabst T, Kenn W, Neubauer S, Hahn D. (2000)**
Age- and gender-specific differences in left and right ventricular cardiac function and mass determined by cine magnetic resonance imaging.
Eur Radiol. 10(3):438-42.
40. **Semelka RC, Tomei E, Wagner S, Mayo J, Kondo C, Suzuki J, Caputo GR, Higgins CB. (1990)**
Normal left ventricular dimensions and function: interstudy reproducibility of measurements with cine MR imaging.
Radiology 74(3 Pt 1):763-8.

41. **Scanlon PJ, Faxon DP, Audet AM, Carabello B, Dehmer GJ, Eagle KA, Legako RD, Leon DF, Murray JA, Nissen SE, Pepine CJ, Watson RM, Ritchie JL, Gibbons RJ, Cheitlin MD, Gardner TJ, Garson A Jr, Russell RO Jr, Ryan TJ, Smith SC Jr. (1999)**
ACC/AHA guidelines for coronary angiography. A report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on practice guidelines (Committee on Coronary Angiography). Developed in collaboration with the Society for Cardiac Angiography and Interventions.
J Am Coll Cardiol. 33(6):1756-824.
42. **Schalla S, Nagel E, Lehmkuhl H, Klein C, Bornstedt A, Schnackenburg B, Schneider U, Fleck E. (2001)**
Comparison of magnetic resonance real-time imaging of left ventricular function with conventional magnetic resonance imaging and echocardiography.
Am J Cardiol. 1;87(1):95-9.
43. **Thiele H, Nagel E, Paetsch I, Schnackenburg B, Bornstedt A, Kouwenhoven M, Wahl A, Schuler G, Fleck E. (2001)**
Functional cardiac MR imaging with steady-state free precession (SSFP) significantly improves endocardial border delineation without contrast agents.
J Magn Reson Imaging. 14(4):362-7.
44. **Troy BL, Pombo J, Rackley CE. (1972)**
Measurement of left ventricular wall thickness and mass by echocardiography.
Circulation. 45(3):602-11.
45. **Yamamuro M, Tadamura E, Kubo S, Toyoda H, Nishina T, Ohba M, Hosokawa R, Kimura T, Tamaki N, Komeda M, Kita T, Konishi J. (2005)**
Cardiac functional analysis with multi-detector row CT and segmental reconstruction algorithm: comparison with echocardiography, SPECT, and MR imaging.
Radiology. 234(2):381-90.

Literaturverzeichnis

Danksagung

Danksagung

Hiermit möchte ich mich an erster Stelle bei meinem Doktorvater Herrn Prof. Fischbach für die außergewöhnlich gute Betreuung und die Geduld bedanken.

Außerdem Danke sagen möchte ich Herrn PD. Dr. Jürgens für die sehr gute Einarbeitung und die investierte Zeit.

Ganz besonders bedanken möchte ich mich auch bei meinen Eltern für das Ertragen und Mittragen der Durststrecken und für ihre unendliche Unterstützung und Liebe.