

Aus der
RADIOLOGISCHEN UNIVERSITÄTSKLINIK TÜBINGEN
Abteilung Diagnostische Radiologie
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. C. D. Claussen

Funktionsdiagnostik des Herzens mittels
4-Schicht-Mehrzeilen-Computertomographie

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

der Medizinischen Fakultät
der Eberhard Karls Universität
zu Tübingen

vorgelegt von
BRANKO TREBAR
aus
Stuttgart-Bad Cannstatt

2005

Dekan: Professor Dr. C. D. Claussen

1. Berichterstatter: Privatdozent Dr. A. F. Kopp

2. Berichterstatter: Professor Dr. M. Hofbeck

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	1
2. Material und Methoden	5
2.1. Patientenpopulation	5
2.2. Studiendesign	5
2.3. Angiographie	6
2.3.1. Durchführung	6
2.4. Mehrschicht-Spiral-Computertomographie	8
2.4.1. Grundlagen	8
2.4.2. Detektordesign	10
2.5. Kardio-Computertomographie	11
2.5.1. Durchführung und Untersuchungsprotokolle.....	11
2.5.2. Rekonstruktion der Datensätze.....	14
2.6. Statistik	17
3. Auswertung	19
3.1. Befundung des Ventrikulogramms	19
3.1.1. Wandbewegungsstörungen und Projektion	19
3.1.2. Ventrikelvolumen	22
3.2. Befundung der Mehrschicht-Computertomographie	23
3.2.1. Wandbewegungsstörungen	23
3.2.2. Auswertung der globalen Ejektionsfraktion	29
4. Ergebnisse	31
4.1. Ergebnisse der Lävokardiographie	31
4.1.1. Patientenkollektiv	31

4.1.2. Wandbewegungsstörungen in der Lävokardiographie des „CT-Kollektivs“	32
4.1.3. Wandbewegungsstörungen in der Lävokardiographie des „MR-Kollektivs“	35
4.1.4. Ejektionsfraktion der Lävokardiographie	36
4.2. Ergebnisse der Mehrschichtcomputertomographie „CT-Methode“	36
4.2.1. Wandbewegungsstörungen	36
4.2.2. Qualitative Beurteilung der Wandbewegungsstörungen	41
4.2.3. Herzmuskelhypertrophie des linken Ventrikels	42
4.2.4. Globalfunktion des linken Ventrikels	42
4.3. Ergebnisse der Mehrschichtcomputertomographie „MR-Methode“	43
4.3.1. Wandbewegungsstörungen	43
4.3.2. Qualitative Beurteilung der Wandbewegungsstörungen	47
4.3.3. Herzmuskelhypertrophie des linken Ventrikels	48
4.3.4. Globalfunktion des linken Ventrikels	49
4.4. Ergebnisse der Mehrschicht-Computertomographie Ejektionsfraktion.....	49
4.4.1. Bestimmung des Zeitpunktes der Systole/Diastole	49
4.4.2. Ejektionsfraktion.....	50
5. Diskussion	54
5.1. Funktionsdiagnostik des Herzens	54
5.1.1. Die klinische Bedeutung der Funktionsdiagnostik.....	54
5.1.2. Festlegung der Normwerte	57
5.1.3. Geschichte der Angiographie.....	57
5.1.4. Indikation der Angiographie	58
5.1.5. Indikation der Lävokardiographie	58
5.1.6. Komplikationen und Kontraindikationen.....	59
5.1.7. Limitationen der Lävokardiographie	61
5.1.8. Alternative Methoden	64

5.2. Mehrschicht-Computertomographie	66
5.2.1. Die klinische Bedeutung.....	66
5.2.2. Betrachtung der Computertomographie	67
5.2.3. Dosisbetrachtung	71
5.2.4. Die Kontrastmittelgabe	73
5.2.5. Limitationen der Mehrschicht-Computer-Ventrikulographie.....	73
5.2.6. Auswertungsstrategie.....	75
5.3. Methodenkritik	80
5.4. Diskussion der Ergebnisse	80
5.4.1. Limitationen der Studie und Bewertung der Ergebnisse	80
5.4.2. Statistik	84
5.4.3. Schlussfolgerungen für die Weiterentwicklung	84
5.4.4. Aussichten	85
6. Zusammenfassung	87
7. Tabellenanhang	90
7.1. Wandbewegungsstörung „CT-Methode“	91
7.2. Wandbewegungsstörung „MR-Methode“	103
7.3. Linksventrikuläre Hypertrophie und Globalfunktion „CT-Methode“	109
7.4. Linksventrikuläre Hypertrophie und Globalfunktion „MR-Methode“	110
7.5. Ejektionsfraktion / endsystolische und enddiastolische Volumina	111
8. Literaturverzeichnis	112

1. Einleitung

Im Jahre 2000 starben in der Bundesrepublik Deutschland 406.112 Einwohner an Herz-Kreislauf-Erkrankungen (ICD 100-199) (172). Bei nahezu jedem zweiten Verstorbenen (=47,9%) wurde der Tod durch eine Erkrankung des Herz- und Kreislaufsystems verursacht. Krankheiten des Kreislaufsystems stehen in den westlichen Industrienationen damit an der Spitze der Todesursachen, auch wenn in den letzten Jahren ein geringfügiger Rückgang beobachtet werden konnte (10,47,171,173). Der akute Myokardinfarkt steht mit ca. 80.000 Todesfällen (ICD 121-122) an erster Stelle. In Europa und den USA starben 1998 1,1 Millionen Menschen infolge einer Erkrankung des Herz- und Kreislaufsystems (130,190). Insbesondere ältere Menschen starben daran; ca. 90% der Verstorbenen waren über 65 Jahre alt (130,190).

Der Begriff „koronare Herzkrankheit“ (KHK) entspricht dem früher mit „ischämischer Herzkrankheit“ oder „chronischer Herzkrankheit“ bezeichneten Krankheitsbild. Sie wird heute als arteriosklerotische Veränderung der Koronararterien aufgefasst. Je nach Ausprägung dieses lumeneinengenden Prozesses, der mit einer Durchblutungsstörung des Myokards verbunden ist, führt diese Versorgungsinsuffizienz der Koronararterien zur Angina pectoris, zum Myokardinfarkt oder zum plötzlichen Herztod. Angina pectoris (Brustenge) ist Ausdruck des für den Patienten beherrschenden Symptoms einer oft seit vielen Jahren bestehenden Grunderkrankung, die bis dahin symptomlos verlaufen ist (163).

Wichtige Risikofaktoren für die Entstehung einer KHK sind Alter, Geschlecht, Bluthochdruck, Hyperlipidämie, Rauchen, Diabetes, Übergewicht, Familienanamnese, Bewegungsmangel und Stress (8).

Der hohe Anteil der Herz-Kreislauf-Erkrankungen an der Todesursachenstatistik und die über die Jahrzehnte ansteigende Tendenz erfordert sowohl die Weiterentwicklung und Verbesserung der spezifischen medikamentösen, chirurgischen und minimal-invasiven Therapie, als auch die Verbesserung der

Verfahren der Früherkennung (55). Die frühzeitige Diagnose ist dabei von außerordentlicher Bedeutung für den Verlauf der KHK bzw. des akuten Herzinfarktes, da annähernd 50% der Herzinfarktpatienten versterben ohne zuvor Symptome aufgewiesen zu haben (190).

Man unterscheidet zwischen nichtinvasiven und invasiven Untersuchungsverfahren. Zu den nichtinvasiven Verfahren gehört die Echokardiographie, die Belastungselektrokardiographie und die Myokardszintigraphie. Die Koronarangiographie mit der dazugehörigen Lävokardiographie zählt hingegen zu den invasiven Untersuchungsverfahren.

In der klinischen Routine hat sich die Koronarangiographie in der Diagnostik als Goldstandard etabliert (102). Die Koronarangiographie dient der direkten Darstellung der Herzkranzgefäße mit Röntgenkontrastmittel. 1995 wurden in Europa und den USA über 2,5 Millionen diagnostischer Koronarangiographien durchgeführt. 28-40% dieser Untersuchungen führten anschließend zur Therapie mittels eines Ballonkatheters (PTCA) (102,130,191).

Die Lävokardiographie ist ein fester Bestandteil fast jeder Koronarangiographie (107). Die direkte Injektion von Röntgenkontrastmittel in das Lumen des linken Ventrikels erlaubt eine Beurteilung von Größe und Funktion der linken Herzkammer. Wichtige Aussagen über die Funktion, welche sich aus der Abbildung des linken Ventrikels ergeben, sind die Ventrikelform, das enddiastolische Volumen (EDV), das endsystolische Volumen (ESV), die globale Auswurffraktion (EF) und regionale Störungen der linksventrikulären Wandbewegung. Diese Informationen geben Hinweis auf das Ausmaß der KHK oder das Ausmaß stattgefundener Infarkte und nehmen somit direkten Einfluss auf die weitere therapeutische Vorgehensweise (1,26,38,46,72,74,118,138,146,152,158).

Nur ein Drittel aller Myokardinfarkte wird durch eine Stenose verursacht, die in der Vorsorge durch die Koronarangiographie ermittelt werden kann. Häufiger (in zwei Dritteln aller Fälle) entsteht der Myokardinfarkt durch die Ruptur eines

vulnerablen Plaques und anschließendem Verschluss eines oder mehrerer Herzkranzgefäße (56,57,170).

Diese Tatsache, die relativ hohen Kosten, sowie die Belastung für den Patienten und eine zwar geringe aber nicht unbedeutende Komplikationsrate (4,45,99) veranlasste die Suche nach einer nichtinvasiven Methode der Darstellung der Herzkranzgefäße und der Funktionsdiagnostik, obwohl die Technik der Koronarangiographie stets weiter verbessert wurde (5).

Eine Vielzahl neuer Methoden wurde entwickelt. Dazu zählen die transthorakale und die transösophagale Echokardiographie (34,177). Sowohl die Kernspintomographie (MRI) als auch die Elektronenstrahl-Computertomographie (EBCT) haben gezeigt, dass die Herzfunktionsdiagnostik und die Darstellung der Herzkranzgefäße bereits erfolgreich nichtinvasiv angewendet werden kann (2,8,12,28,29,33,41,52,80,113,120,122,140,147,148,164,174,181,188).

Seit ihrer Einführung im Jahre 1972 hat sich die Computertomographie (CT) zu einem der führenden Verfahren der diagnostischen Bildgebung entwickelt. Aufgrund ihrer Robustheit, ihrer einfachen und schnellen Bedienung und ihrer Reproduzierbarkeit wäre die nichtinvasive Herzdiagnostik mittels Computertomographie eine äußerst interessante Option. In der angiographischen Diagnostik bei der Darstellung der thorakalen, abdominellen oder cerebralen Gefäße wird die Computertomographie bereits seit Jahren erfolgreich in der Routine diagnostisch eingesetzt (13,63,87). Ebenso ist die Darstellung der Herzfunktion möglich (78,110). Die Diagnostik des Herzens, insbesondere die Darstellung der Herzkranzgefäße, war jedoch bis zum jetzigen Zeitpunkt aufgrund der benötigten hohen räumlichen und zeitlichen Auflösung kaum möglich (15,16,102,129).

Anfang der 90er Jahre wurden die ersten Einzelschicht-Spiral-Computertomographen eingeführt. Erstmals konnten größere Volumendatensätze aufgenommen werden, die die Grundlage für dreidimensionale Bildnachbearbeitungstechniken bildeten. Es entstand die Anwendung der CT-Angiographie (CTA). Bei der Datenakquisition größerer Volumen wie zum

Beispiel des Herzens entstand jedoch ein deutliches Missverhältnis zwischen der durch die Bewegung des Herzens verursachten Artefakte und der erforderlichen Auflösung (13,16,102,129). Im Jahre 1998 wurde der erste klinisch einsetzbare 4-Schicht-Subsekunden-Spiral-Scanner eingeführt. Dieser arbeitete auf der Basis der achtfachen Datenakquisition durch das zeitgleiche Auslesen von vier Schichten während einer Rotation von 0,5 Sekunden. Die parallele Aufzeichnung des EKGs ermöglichte die Synchronisation der Daten der Computertomographie mit der Bewegung des Herzens.

Die Anwendung der 4-Zeilen-Mehrschicht-Computertomographie bei der Bestimmung von Stenosen der Herzkranzgefäße sowie bei der Bestimmung von Gefäßkalk („Kalziumscore“) lieferte erste viel versprechenden Ergebnisse (101,104,165). Während der Datenakquisition mittels Mehrschicht-Computertomographie werden Daten des gesamten Herzzyklus erhoben. Somit ist die retrospektive Durchführung der Herzfunktionsdiagnostik prinzipiell möglich. Eine akkurate Herzfunktionsdiagnostik würde einen wichtigen Schritt hin zu einer vollständigen nichtinvasiven Herzdiagnostik darstellen.

In der vorliegenden Arbeit soll untersucht werden, ob eine prinzipielle Möglichkeit der retrospektiven Herzfunktionsdiagnostik mittels 4-Schicht-Computertomographie besteht. Dazu sollen zwei- bzw. dreidimensionale Bildrekonstruktionen erstellt werden. Die gewonnenen Ergebnisse sollen auf ihre Genauigkeit im Vergleich zu der bereits etablierten Methode Lävokardiographie untersucht werden.

2. Material und Methoden

2.1. Patientenpopulation

Die vorliegende Studie wurde an insgesamt n=40 Patienten durchgeführt (n=8 Frauen und n=32 Männer). Das Durchschnittsalter der Patienten betrug $61 \pm 8,7$ Jahre. Alle Patienten wurden im Rahmen ihres Klinikaufenthaltes untersucht. Einschlusskriterium war eine bestehende Indikation zur elektiven Koronarangiographie.

Die Studie wurde von der Ethikkommission der Universitätsklinik Tübingen genehmigt (New Age Studie: Projektnummer 163/99, Version 4. August 1999). Alle Patienten gaben ihr Einverständnis zur Teilnahme.

2.2. Studiendesign

Die in dieser Studie verwendeten Daten wurden im Rahmen einer parallel verlaufenden Studie zum Vergleich der Darstellung der Herzkranzgefäße mittels 4-Zeilen-Mehrschicht-Computertomographie und Koronarangiographie erhoben. Die untersuchten Patienten wurden keiner weiteren computertomographischen Untersuchung unterzogen, sondern bereits vorliegende Daten wurden retrospektiv ausgewertet.

Die Probanden wurden zunächst computertomographisch unter Einhaltung zuvor festgelegter Untersuchungsprotokolle (siehe Kapitel 2.5.1.) untersucht. Die Koronarangiographie wurde am darauffolgenden Tag, die Lävokardiographie während der Koronarangiographie durchgeführt.

Als Referenzmethode dieser Studie wurde die Lävokardiographie gewählt. Alle im CT erhobenen Daten wurden mit den angiographisch erhobenen Werten verglichen. Die folgende Übersicht zeigt die Einteilung in die verschiedenen Versuchsgruppen.

1. Eine Gruppe von 40 Patienten wurde auf Wandbewegungsstörungen untersucht. Dies geschah mittels einer experimentellen Auswertungssoftware „CardioRecon[®] (Version 6)“ der Firma Siemens, die die Auswertung des Herzens nur in zur Körperachse orthogonalen Schichten unterstützte. Nachfolgend wird diese Auswertung als „**CT-Methode**“ bezeichnet.
2. Eine weitere Auswertung von Wandbewegungsstörungen wurde in einer Untergruppe von 20 Patienten mit einer Technik durchgeführt, die sonst in der Auswertung der Kernspintomographie mittels kurzer und langer Herzachsen angewendet wird. Nachfolgend wird diese Auswertung deshalb als „**MR-Methode**“ bezeichnet.
3. Die Auswertung der Ejektionsfraktion, sowie der enddiastolischen und endsystolischen Volumina erfolgte an einer Untergruppe von 26 Patienten.

2.3. Angiographie

2.3.1. Durchführung

Bei der durchgeführten selektiven Koronarangiographie, bei der das Kontrastmittel direkt in die Herzkranzgefäße injiziert wurde, wurde die Methode des transfemorale Zugangs nach JUDKINS gewählt (90). Bei der anschließenden Lävokardiographie wurde die Judkins-Technik in Verbindung mit einem sogenannten Pigtail-Katheter eingesetzt. Dabei wurde die rechte Arteria Femoralis punktiert und ein mit Teflon überzogener Führungsdraht in die Aorta Abdominalis vorgeschoben. Nach Dehnung der Punktionsstelle wurde zunächst der Pigtail-Katheter in die Aorta eingebracht und in den linken Ventrikel vorgeschoben (SELDINGER 1953). Beim Pigtail-Katheter wurde der Führungsdraht in dem Katheterschaft belassen, um eine ausreichende Stabilität des

Katheters beim Vorschieben zu gewährleisten. Der Katheter hatte eine Größe von 5F und besaß ein Endloch am eingerollten Ende sowie 6-12 Seitenlöcher. Zur Beurteilung der Funktion der linken Herzkammer wurden zwischen 30-36 ml Kontrastmittel in 2-4 Sekunden injiziert. Das entspricht einer Injektionsgeschwindigkeit von 10-12 ml/s. Das Kontrastmittel wurde mit speziellen Injektoren, die bei langsam zunehmender Injektionsgeschwindigkeit eine hohe Endgeschwindigkeit ermöglichten, in den Ventrikel injiziert. Während der Injektionsphase wurde die Kontrastmittelfüllung des Ventrikels kontinuierlich am Bildschirm überwacht. Die optimale Position im Herzlumen war dann erreicht, wenn die Katheterspitze ohne Auslösung von Extrasystolen frei im mittleren linksventrikulären Kavum lag. Um eine Überlagerung der Ventrikel-Silhouette durch das Zwerchfell zu vermeiden, wurde die Ventrikulographie stets in tiefer Inspiration durchgeführt.

Aus Wandbewegungsstörungen einzelner Herzregionen lassen sich Rückschlüsse auf Stenosen des korrespondierenden Herzkranzgefäßes ziehen (siehe Abbildung 1).

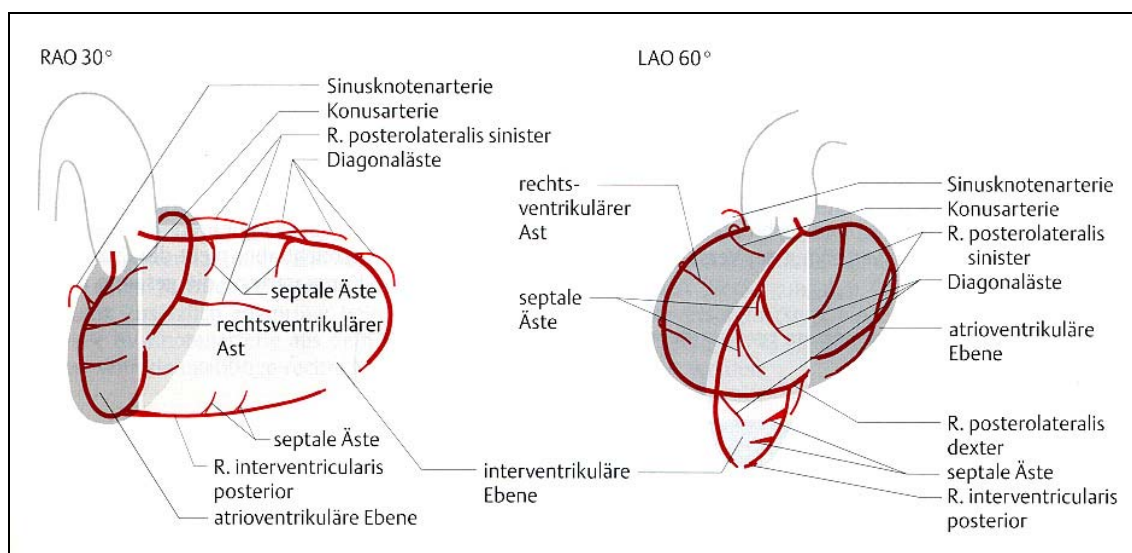


Abb. 1: Schematische Darstellung des Koronarsystems im Verhältnis zur atrioventrikulären Ebene (106)

Für die Aufnahme des linksventrikulären Angiogramms wurde die Zwei-Ebenen-Technik angewandt. Dabei wurde das Herz in zwei Projektionsebenen erfasst: 30° RAO und 60° LAO.

Anschließend erfolgte die digitale Bildaufzeichnung und die Archivierung auf dem Datenträger CD.

2.4. Mehrschicht-Spiral-Computertomographie

2.4.1. Grundlagen

Die Computertomographie (HOUNSFIELD 1967) stellt ein Röntgenschnittverfahren dar, das zum Bildaufbau eine Röntgenröhre verwendet (183).

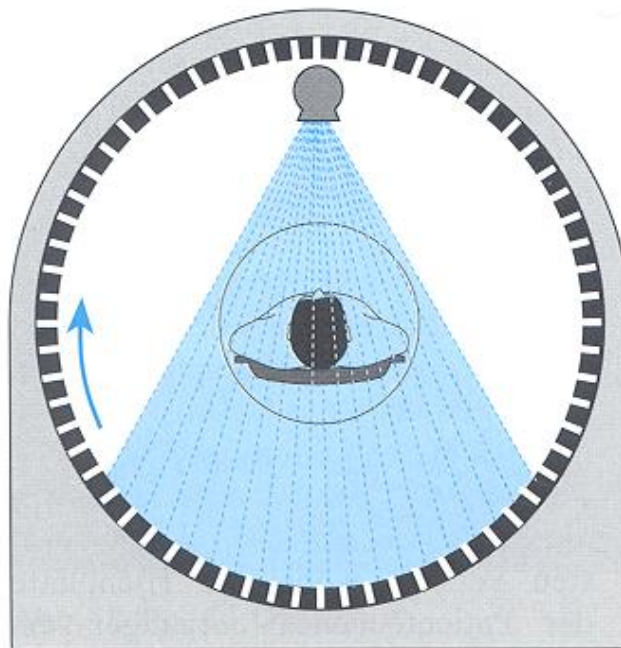


Abb. 2: Schematische Funktionszeichnung der Computertomographie (160)

Dazu werden Körperquerschnitte mit einem Fächer von Röntgenstrahlen abgetastet. Für jeden Querschnitt rotiert die Röntgenröhre um die Körperlängsachse. Eine gegenüberliegende Strahlendetektoreinheit misst die Intensitätsminderung hinter dem Patienten. Ein Computer errechnet aus Millionen von

Messungen in kleinen Volumeneinheiten die verschiedenen Absorptionen des Körpers und fügt sie zu einem Schnittbild zusammen.

Die so entstandenen Schnittbilder sind je nach Indikation zwischen 1,25 und 10 Millimeter dick. Die Erweiterung dieser Methode um das kontinuierliche Verschieben des Untersuchungstisches zu Beginn der 90er Jahre, wobei die Schichtdicke der einzelnen Windung proportional zur Geschwindigkeit des gewählten Tischvorschubes ist, führte zur Entwicklung der sogenannten **Spiraltechnik**. Diese Technik erlaubte erstmals eine lückenlose dreidimensionale Rekonstruktion aus den gewonnenen Daten. KALENDER et al. zeigten, dass bei gleichzeitiger Aufnahme mehrerer Schichten in der Mehrschicht-Computertomographie größere Volumenabdeckungen erreicht werden können (44,95).

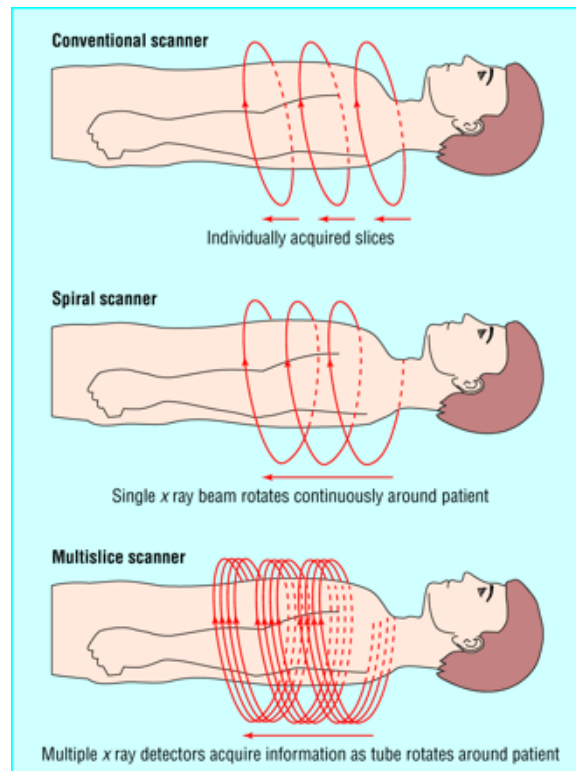


Abb. 3: Schematische Darstellung der Funktionsweise der Mehrschicht-Spiral-Computertomographie (184)

Die nachfolgenden Untersuchungen wurden an einem 4-Schicht-Computertomographen („SOMATOM Volume Zoom“) der Firma Siemens AG Medizinische Technik, Erlangen durchgeführt.

2.4.2. Detektordesign

Der Detektor des Computertomographen besteht aus einer Vielzahl von keramischen Messeinheiten, die die durchtretende Röntgenstrahlung in ein elektrisches Signal umwandeln. Diese Messsignale variieren mit der Intensität der Röntgenstrahlung hinter dem durchstrahlten Objekt abhängig von der Schichtdicke, der Ordnungszahl und der Elektronendichte der durchstrahlten Substanz. Die Messsignale werden digitalisiert und auf einen Bildrechner übertragen.

Derzeit sind in den aktuellen Mehrschicht-Computertomographie-Geräten zwei unterschiedliche Detektortypen vertreten. Zum einen der Fixed-Array-Detektor, der aus Detektorelementen gleicher Größe zusammengesetzt ist (87). Das in dieser Studie verwendete Gerät benutzte einen Adaptive-Array-Detektor, der aus in z-Richtung unterschiedlich breiten Detektorelementen aufgebaut war (134). Diese bestanden aus 8 Zeilen, die nach außen hin breiter wurden. Die innerste Zeile verfügte über eine Schichtdicke von 1 mm, die äußerste über eine Schichtdicke von 5 mm (103).

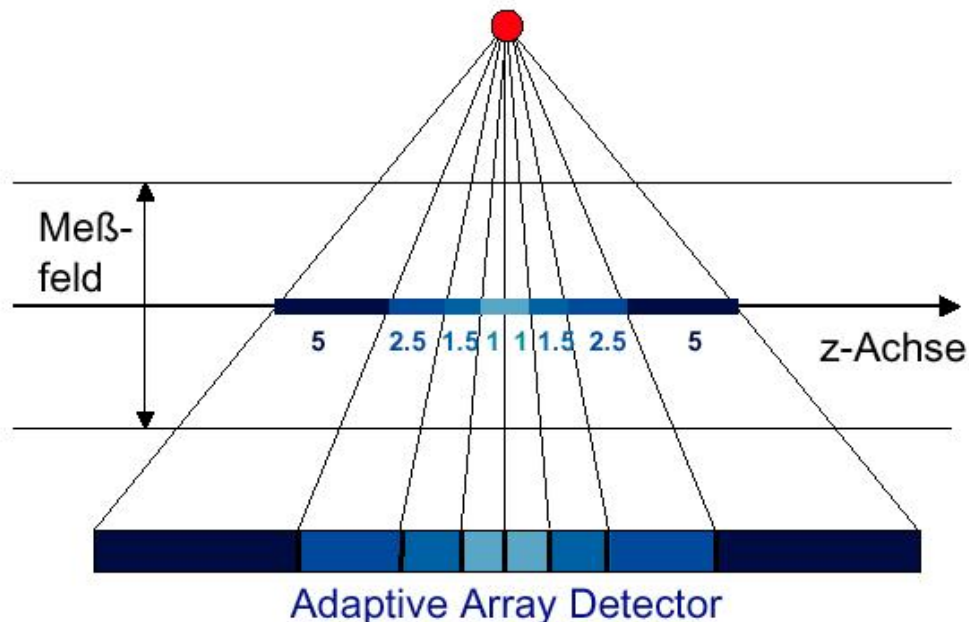


Abb. 4: Konstruktionsprinzip des Adaptive-Array-Detektors (134)

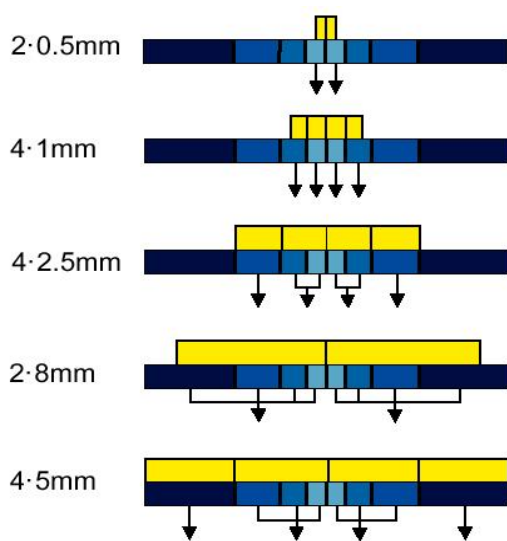


Abb. 5: Kombinationsmöglichkeiten des Adaptive-Array-Detektors (134)

Durch die Technik der strahler- und detektorseitigen Einblendung, sowie durch geeignetes Zusammenschalten der Elemente ergaben sich kollimierte Schichtdicken von 2x0,5 mm, 4x1 mm, 4x2,5 mm, 4x5 mm oder 2x8 mm (33,154,162). Für die Untersuchung des Herzens in dieser Studie wurde die Schichtdicke 4x1 mm verwendet.

2.5. Kardio-Computertomographie

2.5.1. Durchführung und Untersuchungsprotokolle

Die natürliche CT-Dichte der Koronargefäße sowie des Myokards liegt bei 50-60 Hounsfield-Einheiten, die des strömenden Blutes bei 55-60 Hounsfield-Einheiten (88,187). Dies verhindert die akkurate Differenzierung der Gewebstrukturen bei der Auswertung durch die Computertomographie, weshalb zur Darstellung der Koronargefäße und des Herzbinnenraumes Kontrastmittel appliziert wurde (77,78). Das Kontrastmittel, das als Bolus intravenös verabreicht wurde, wies eine hohe Jodkonzentration auf, um eine gleichmäßige und schnelle Kontrastierung zu gewährleisten (70,102).

Um vergleichbare Daten für das gesamte Patientengut zu erhalten, wurden im Vorfeld genau beschriebene Untersuchungsprotokolle festgelegt (104).

Zunächst wurde eine „Nativ-Spirale“ (ohne Kontrastmittel) des Thorax mit einer kollimierten Schichtdicke von 4x2,5 mm von der Carina Tracheae bis zu den

kaudalen Anteilen des Perikards durchgeführt. Diese Untersuchung diente neben der späteren Möglichkeit der Gefäßkalkbestimmung auch der genauen Lokalisation des Herzens und der Ermittlung des exakten Aufnahmevolumens bei der computertomographischen Angiographie (CTA). Diese Datensätze wurden bei der Auswertung der Funktionsdiagnostik jedoch nicht berücksichtigt.

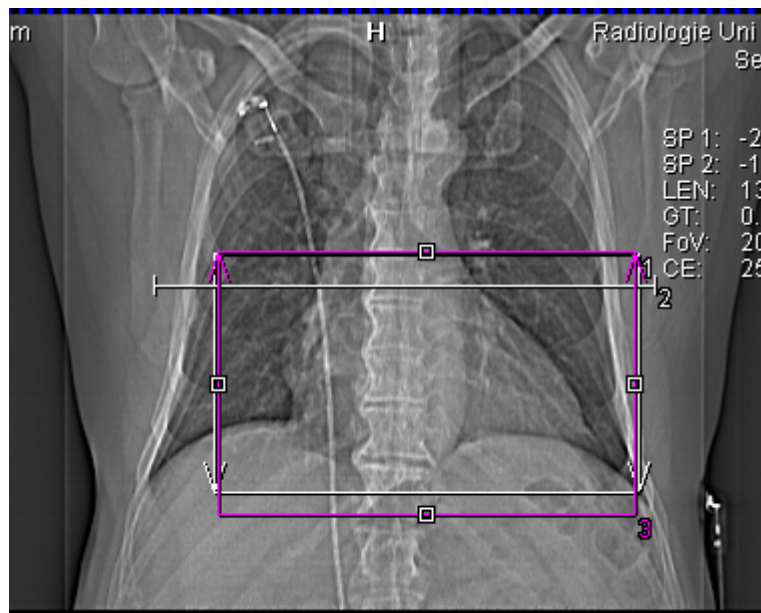


Abb. 6: Übersichtsaufnahme des Herzens in der Mehrschicht-Computertomographie

Vor Beginn der eigentlichen CTA wurde eine Kontrastmittelapplikation, der sogenannte Testbolus, vorgenommen, um die individuelle Verzögerung im Blutkreislauf zwischen Kontrastmittelinjektion und der maximalen Konzentration in der Aorta Ascendens zu bestimmen. Hierzu wurden 20 ml Kontrastmittel mit 400 mg Jod/ml appliziert (Imeron 400[®], Atlanta Pharma, Konstanz). Anschließend wurde ein Nachbolus mit 20 ml NaCl injiziert. Diese Nachinjektion diente einer homogenen Applikation sowie einer besseren Verfügbarkeit des Kontrastmittels, da die verbleibende Kontrastmittelsäule im Schlauchsystem und der Vene in die Zirkulation eingebracht wurde. Die Injektionsgeschwindigkeit betrug monophasisch 4 ml/s. 10 Sekunden nach erfolgter Kontrastmittelapplikation wurde auf Höhe der Bifurkation eine Serie von Niedrigdosis-Scans mit 120 kV/30 mAs durchgeführt. Die Serie wurde in 2-Sekunden-Schritten so

lange fortgeführt bis eine deutliche Kontrastmittelanreicherung in der Aorta Ascendens nachweisbar war.

Um bei der nachfolgenden Mehrschicht-Computertomographie einen bestmöglichen Kontrast zu gewährleisten, wurde die Untersuchung nach der berechneten Kreislaufverzögerungszeit zuzüglich eines Sicherheitsintervalls von 3 Sekunden ausgeführt:

$$\text{Kreislaufzeit (s)} = (10 \text{ s} + ((X \text{ Bild} - 1) \times 2 \text{ s})) + 3 \text{ s}$$

Diese Untersuchung wird auch als kontrastmittelangehobene Mehrschicht-Computertomographie bezeichnet. Die Kontrastmittelapplikation betrug 150 ml (400 mg Jod/ml; Imeron 400[®], Atlanta Pharma, Konstanz) mit anschließender Applikation von 30 ml NaCl. Die Applikationsrate betrug ebenfalls 4 ml/s.

Die Spiralaufnahme des Herzens wurde idealerweise innerhalb einer Atemanhaltsphase durchgeführt.

Mit einer Gantry Rotation von 500 ms und einer kollimierten Schichtdicke von 4x1 mm wurde bei einem Pitch von 1,5 eine räumliche Auflösung von bis zu 9 Lp/cm in der Bildebene und 6 Lp/cm in der z-Ebene erreicht. Der Pitch ist definiert als Tischvorschub pro Umdrehung bezogen auf die kollimierte Breite einer Einzelschicht (86,103). Dies ermöglichte Datensätze, die eine dreidimensionale Nachbearbeitung gewährleisten, da sie ein annähernd isotropisches Volumen bei möglichst geringen Bewegungsartefakten erreichten (16,132,133,134). Bei den durchgeführten Untersuchungen variierte die Dauer der Spiraluntersuchung entsprechend dem Volumen und der Herzrate und betrug im Mittel ca. 40 Sekunden.

Während der Datenakquisition wurde kontinuierlich ein EKG des Patienten aufgezeichnet, welches in die Rohdaten des Spiral-Datensatzes integriert wurde.

	Nativstudie	MSCT Angiographie
Kontrastmittel	kein	150 ml; 400 mg Jod/ml; 4 ml/s
Kollimation	4 x 2,5 mm	4 x 1 mm
Rotationszeit der Gantry	500 ms	500 ms
kV	140	140
mA	100	300
Schichtdicke	3 mm	1,25 mm
Pitch	1,5	1,5

Tab. 1: Darstellung der technischen Daten während der computertomographischen Datenakquisition

Eine mögliche Unschärfe der Scannbilder entstand durch Bewegung während der Datenakquisition eines Bildes z.B. durch Atmung oder Herzschläge. Um dies zu verhindern, sollte die zeitliche Auflösung möglichst gering gehalten werden. Das kann zum Beispiel durch die Applikation eines Betablockers vor Untersuchungsbeginn erreicht werden, um die Herzfrequenz des Patienten zu verlangsamen und damit die Scandauer pro Herzschlag zu erhöhen (3,81,194). In dieser Studie wurde die individuelle Medikation der Patienten nicht verändert und somit kein Betablocker vor der Untersuchung verabreicht.

2.5.2. Rekonstruktion der Datensätze

Neben der hohen Volumenauflösung ist die parallele Aufzeichnung des Patienten EKGs von außerordentlicher Bedeutung (15). Es wurde in dieser Studie die sogenannte „EKG-gegate Spiral-Computertomographie-Technik“ angewandt. Diese nahm einen kontinuierlichen Spiral-Datensatz auf. Anhand des parallel aufgezeichneten EKGs ließen sich gleiche Phasen aus aufeinanderfolgenden Herzzyklen retrospektiv selektieren und rekonstruieren. Das bedeutet, dass Schichten in jeder Herzphase überlappend an beliebigen z-Positionen rekonstruiert werden konnten (81, 102). Dabei wurde ein bestimmter

Zeitpunkt als Prozentsatz zwischen zwei R-Zacken des EKGs ausgedrückt (81,102,103,109). Die Methode des retrospektiven Ansatzes wurde gewählt, um optimale Datensätze zu den gewünschten Zeitpunkten in Systole und Diastole zu erhalten (102,114).

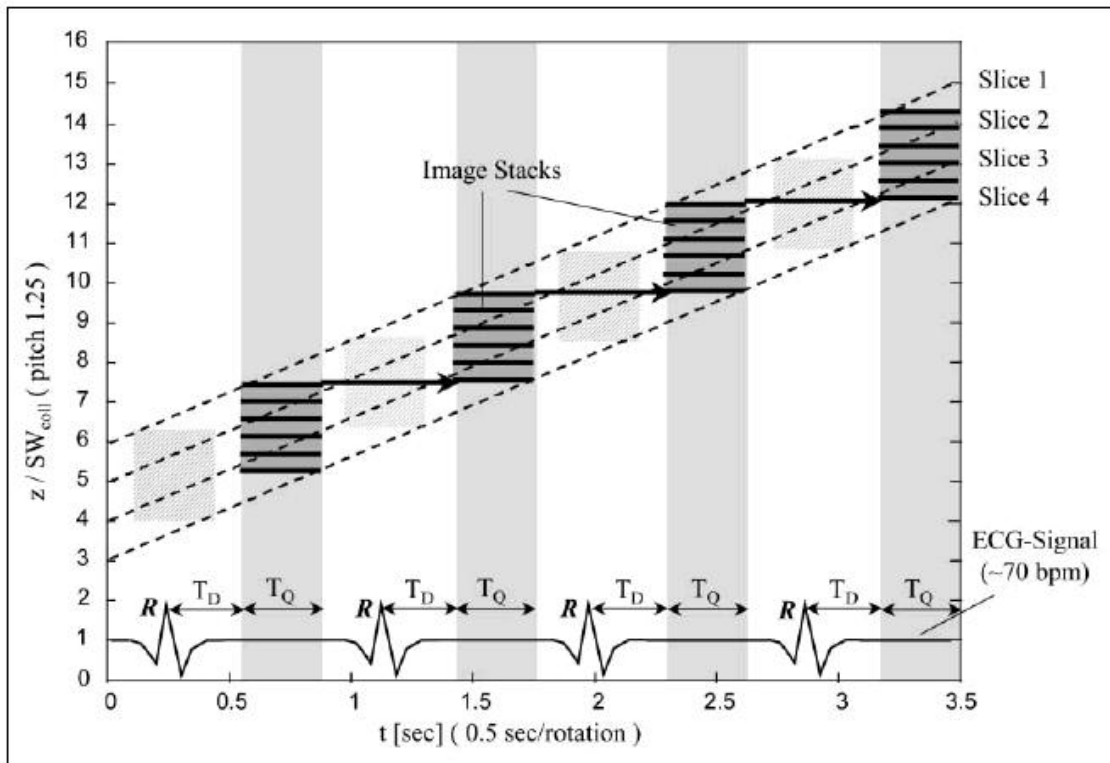


Abb. 7: Schematische Darstellung des Rekonstruktionsvorgangs der retrospektiv EKG-gegateten 4-Schicht-Computertomographie (102)

Die Anwendung üblicher Bildrekonstruktionsverfahren setzt voraus, dass alle zur Bildrekonstruktion notwendigen Messstrahlen in derselben Ebene liegen. Schon bei der Einzelschichtspirale müssten deshalb Projektionsdaten aus den davor und dahinter liegenden Messdaten berechnet werden. Bei der 360 LI Interpolation werden die der Bildebene am nächsten liegenden Projektionen verwendet, die beim gleichen Projektionswinkel in aufeinanderfolgenden Umläufen, d.h. um 360° versetzt, aufgenommen wurden (44,95). Das verbesserte Verfahren, die 180 LI Interpolation, nutzte die Tatsache, dass für jede Projektion bereits nach einem Halbumlauf (also nach 180°) - Röntgenröhre

und Detektor haben ihre Position lediglich vertauscht - Interpolationsdaten vorhanden sind, die sogenannten „komplementären Daten“ (44,142). Dabei können diese komplementären Daten auch, wie in Abbildung 8 Bild 1 verdeutlicht, von zwei verschiedenen Detektorzeilen aufgenommen werden (92,93,134). Mit diesem optimierten Rekonstruktionsverfahren wurde bei einer Rotationszeit von 500 ms eine Zeitauflösung von 250 ms erreicht (132,133, 134,135). Eine weitere Modifizierung des Algorithmus für Herzraten über 68 Schlägen pro Minute durch das Verwenden zweier aufeinanderfolgender Herzzyklen zur Bildrekonstruktion (siehe Abbildung Nr. 8 Bild 2) ermöglichte eine zeitliche Auflösung von bis zu 125 ms (13,102,133). Für Herzraten unter 68 Schlägen pro Minute war diese Modifizierung nicht möglich, da sonst keine lückenlose Abdeckung des Herzvolumens während der Spiraluntersuchung gewährleistet gewesen wäre. Die Verwendung unterschiedlicher Algorithmen entsprechend der Herzrate ist unter dem Begriff „Adaptive-Image-Rekonstruktions-Technik“ bekannt und erlaubt, sich überlappende Schichten (Inkrement < Schichtdicke) an jeder willkürlichen z-Position und bei beliebigen Herzfrequenzen zu untersuchen (102,103,133).

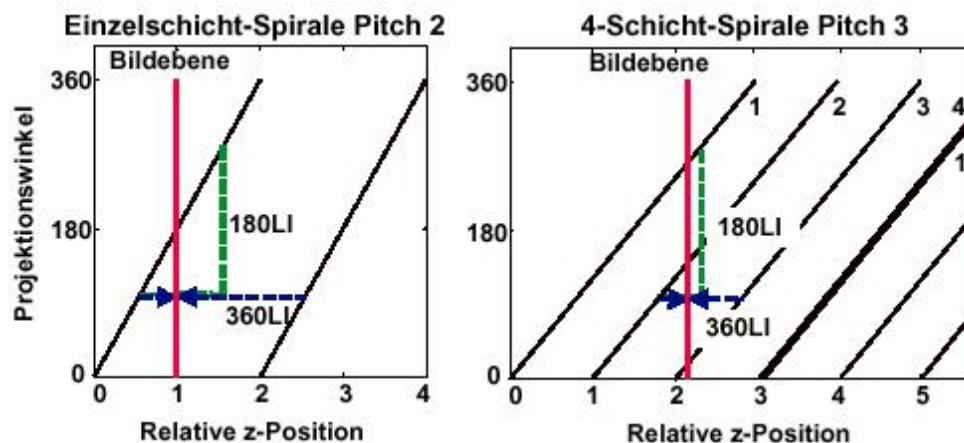


Abb. 8: Schematische Darstellung der auf den Fall des 4-Schicht-Detektors übertragenen 360 LI und 180 LI-Interpolation (134)

2.6. Statistik

Die Darstellung der Daten der Ejektionsfraktions-Bestimmung erfolgte unter Verwendung des Mittelwertes \pm Standardabweichung. Der Vergleich einzelner funktioneller Parameter wurde mit dem Bland-Altman-Verfahren durchgeführt (23,24). Für die statistische Auswertung wurde der Pearson-Korrelationskoeffizient berechnet sowie der Wilcoxon-Test für verbundene Stichproben verwendet. Diejenigen Daten, die eine Irrtumswahrscheinlichkeit von $p < 0,05$ aufwiesen, wurden als statistisch auffällig erachtet. Da die Fragestellung dieser Arbeit hypothesengenerierend war, konnte keine Signifikanz im statistischen Sinne erreicht werden. Für alle statistischen Analysen wurde die Statistik-Software JMP 4.0 (SAS Institute, Cary, NC, USA) verwendet.

Die Ergebnisse der Untersuchung von Wandbewegungsstörungen, Hypertrophie und eingeschränkter Globalfunktion des linken Ventrikels wurden in einer Vierfeldertafel dargestellt. Dabei gilt: als richtig positiv angesehen waren in der Lävokardiographie diagnostizierte Störungen, die im CT richtig wiedererkannt wurden, falsch negativ waren Störungen, die im CT nicht wiedererkannt wurden; richtig negativ waren Störungen, die sowohl in der Lävokardiographie als auch im CT nicht vorhanden waren, falsch positiv Störungen, die im CT fälschlicherweise diagnostiziert wurden.

Aus diesen Werten leitete sich die Berechnung der Wahrscheinlichkeiten für abhängige Ereignisse ab:

- die Sensitivität (richtig positiv/(richtig positiv+falsch negativ)),
- die Spezifität (richtig negativ/(richtig negativ+falsch positiv)),
- der positive Vorhersagewert oder positive prädiktive Wert (richtig positiv/(richtig positiv+falsch positiv)),
- der negative Vorhersagewert oder negative prädiktive Wert (richtig negativ/(richtig negativ+falsch negativ))

Aufgrund des hypothesengenerierenden Ansatzes dieser Arbeit wurden keine exakten Vertrauensgrenzen für die ermittelten Ergebnisse der Sensitivität, Spezifität und des positiven und negativen Vorhersagewertes erstellt.

3. Auswertung

3.1. Befundung des Ventrikulogramms

Die Auswertung der Lävokardiographie erfolgte mit einem rechnergestützten und automatisierten Auswertungsprogramm „Analyse des linken Ventrikels“ der Philips Medical System AG, Best, Niederlande. Das Analyseprogramm verwendete ein Rechenverfahren, das für Bilder des linken Ventrikels in der RAO-Projektion optimiert ist. Es wurden nur solche Herzzyklen untersucht die frei von Extrasystolen waren. Die ausgewählten Bilder, die vom Ende der Diastole und vom Ende der Systole stammten, gehörten dem gleichen Herzschlag an. Die Konturerkennung erfolgte automatisch. Sie wurde jedoch bei Bedarf manuell korrigiert. Analysiert wurde die Wandbewegung, die endsystolischen und enddiastolischen Volumina sowie die Ejektionsfraktion des linken Ventrikels.

3.1.1. Wandbewegungsstörungen und Projektionen

Die dem Analyseprogramm zugrunde liegende Methodik basierte sowohl auf der „**center of gravity-Methode**“ nach WONG et al. als auch auf der „**center line-Methode**“ (141,166,193).

Entsprechend des „**Coronary Artery Disease Reporting System**“ der **American Heart Association** wurde der linke Ventrikel in ein anterolaterales, anterobasales, apikales, diaphragmales und posterobasales Segment in der RAO-Projektion und in ein septales und posterolaterales Segment in der LAO-Projektion unterteilt (9). Eine schematische Wiedergabe dieser Segmenteinteilung zeigen Abbildungen 9 und 10.

Die **RAO-Projektion** lieferte die größte Menge an Informationen über den linken Ventrikel. In dieser Sicht lag das Septum und somit auch die anatomi-

sche Längsachse des linken Ventrikels in der Projektionsebene. Dies erlaubte die Beurteilung der anterolateralen Wand, der gesamten Herzspitze und der diaphragmalen (inferioren) Anteile der Hinterwand. Sowohl bei der inferioren als auch bei der anterolateralen Wand konnte zwischen basalem, medialem und apikalem Wandabschnitt unterschieden werden. Die Mitralklappe wurde seitlich getroffen, linker Vorhof und linker Ventrikel waren in dieser Projektion getrennt und nicht überlagert. In dieser Projektion zeigte sich die Wandbewegung zweier häufig betroffener Gefäßversorgungsgebiete (Vorder- und Hinterwand) bei der koronaren Herzerkrankung.

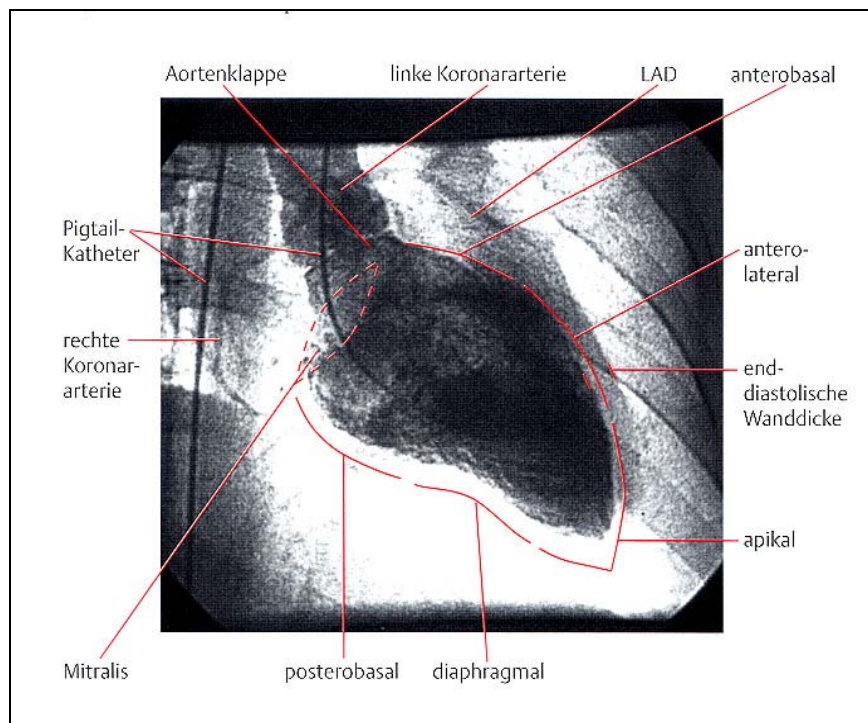


Abb. 9: Darstellung des Lävokardiogramms in RAO-Projektion 30° (107)

Die **LAO-Projektion** eignete sich am besten zur Beurteilung des Interventrikularseptums und der posterolateralen Wand, die von der Aorta zur Herzspitze zieht und in einen basalen und apikalen Abschnitt unterteilt wird. Da in dieser Projektion die Ventrikelachse auf den Betrachter zulief, kam die eigentliche Herzspitze meist nicht zur Darstellung, sondern wurde vielmehr von den apikalen Anteilen der inferioren Wand überlagert.

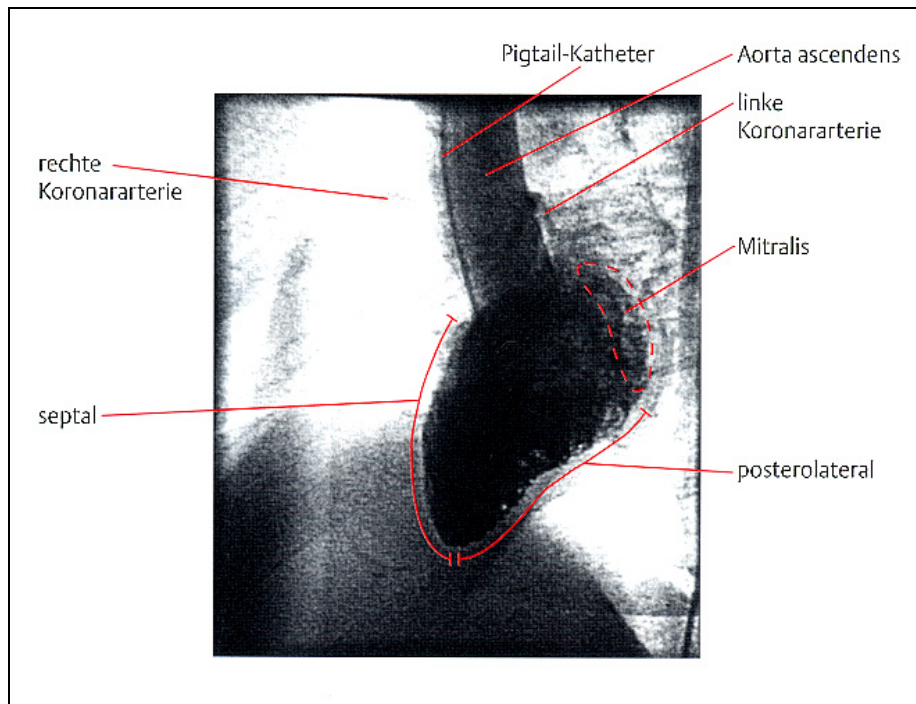


Abb. 10: Darstellung des Lävokardiogramms in LAO-Projektion 60° (107)

Die Beurteilung **regionaler Wandbewegungsstörungen** des linken Ventrikels erfolgte qualitativ nach der Nomenklatur von HERMAN et al. (siehe Abbildung 11) (75).

- **Normokinesie:** normale Wandbeweglichkeit
- **Hypokinesie:** eingeschränkte, aber nicht aufgehobene Wandbeweglichkeit
- **Akinesie:** das betreffende Areal bleibt in der Systole und Diastole unbeweglich
- **Dyskinesie:** systolische Auswärtsbewegung des Myokards
- **Aneurysma:** der dyskinetische Abschnitt ist sowohl in der Systole als auch in der Diastole deutlich von den übrigen Wandabschnitten abgegrenzt.

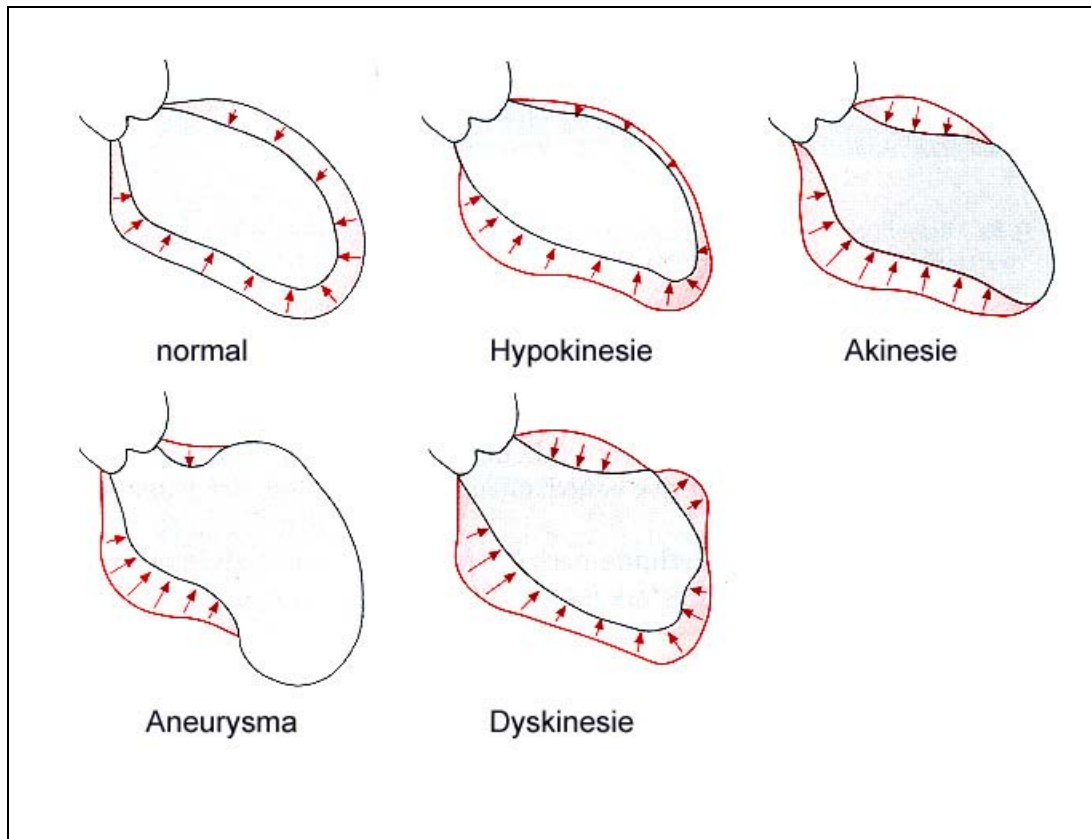


Abb. 11: Schematische Darstellung verschiedener Wandbewegungsstörungen des linken Ventrikels (107)

3.1.2. Ventrikelvolumen

Die Volumenberechnung mittels der Auswertungssoftware „Analyse des linken Ventrikels“ arbeitete auf der Basis der Flächen-Längen-Methode. Sie ist eine monoplane angiographische Methode, die die Volumenbestimmung auf der geometrischen Annäherung des Ventrikels als dreidimensionaler Ellipsoid vornimmt, der zu seiner Längsachse symmetrisch ist. Das sich daraus ergebende Volumen wird anhand einer Regressionsformel korrigiert (141,156). Es handelt sich um den bisher im klinischen Alltag verwendeten Goldstandard (102). Voraussetzung für die Zuverlässigkeit der Bestimmung insbesondere der linksventrikulären Absolutvolumina ist die genaue Eichung der Aufnahme. In unserem Fall wurde die Eichung anhand des abgebildeten Herzkatheters durchgeführt. Die Ejektionsfraktion wird auf der Basis des enddiastolischen

Volumens (EDV) und des endsystolischen Volumens (ESV) nach folgender Formel berechnet:

$$EF (\%) = (EDV-ESV)/EDV \times 100$$

3.2. Befundung der Mehrschicht-Computertomographie

3.2.1. Wandbewegungsstörung

Zur Auswertung von Wandbewegungsstörungen mit der Mehrschicht-Computertomographie wurden kurze Filme des schlagenden Herzens in Form von Schnittbildern angefertigt und ausgewertet. Die Auswertung von Wandbewegungsstörungen erfolgte nach zwei verschiedenen Methoden:

Die **erste Methode** basierte auf einer Software namens „CardioRecon[®] (Version 6)“. Diese Software wurde von Mitarbeitern der Firma Siemens, Forchheim, entwickelt und beruhte auf der mathematischen Programmiersprache „Matlab“ (85). Diese Software führte die benötigten Rekonstruktionen verschiedener Schichten durch das Herz vertikal zur z-Achse zu den gewünschten Zeitpunkten des RR-Intervalls durch. Dieser Form der Auswertung wurde der Arbeitsbegriff „**CT-Methode**“ zugeteilt. Voraussetzung für die Benutzung des Programms war das Einspielen der Rohdaten der CTA-Untersuchung auf die Festplatte des entsprechenden Rekonstruktionsrechners. Diese hatten ein Volumen von 500-600 Megabyte.

Es wurden vier horizontale Schnitte durch das Herz gelegt (siehe Abbildung 12).

Dazu wurde zunächst ein Topogramm entworfen. Diese Funktion wurde von der „CardioRecon[®]“ Software unterstützt, die auch gleichzeitig die aus den CTA-Daten hervorgegangenen z-Positionen anzeigte. Aus diesem Topogramm wurden näherungsweise die gewünschten Positionen der entsprechenden vier Schnitte ermittelt. Dabei sollte der erste Schnitt oberhalb der Klappenebene bei

großem Vorhof und noch relativ kleinem Lumen des linken Ventrikels, der zweite Schnitt direkt in der Klappenebene mit Sicht auf die Klappen, der dritte Schnitt unterhalb der Klappenebene mit Sicht ausschließlich auf den linken Ventrikel, und der vierte Schnitt deutlich unterhalb der Klappenebene mit Sicht auf die basalen Anteile der Herzwand liegen.

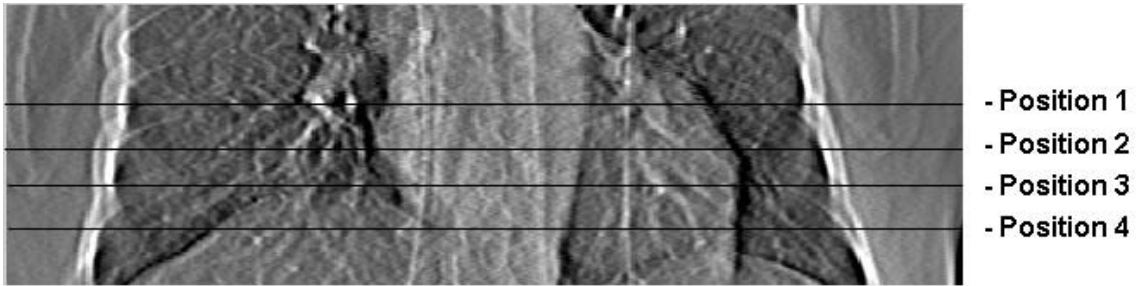


Abb. 12: Topogramm des linken Ventrikels

Rekonstruktionsparameter

Funktion: Topogramm

z-Position

Funktion: Overview

Abb. 13: Benutzeroberfläche der CardioRecon®-Software

Die aus dem Topogramm ermittelten Positionen wurden einzeln nacheinander in das „CardioRecon[®]“-Programm eingetragen. Bei Bedarf wurden die Positionen nachträglich modifiziert, sodass sie den gegebenen Anforderungen entsprachen.

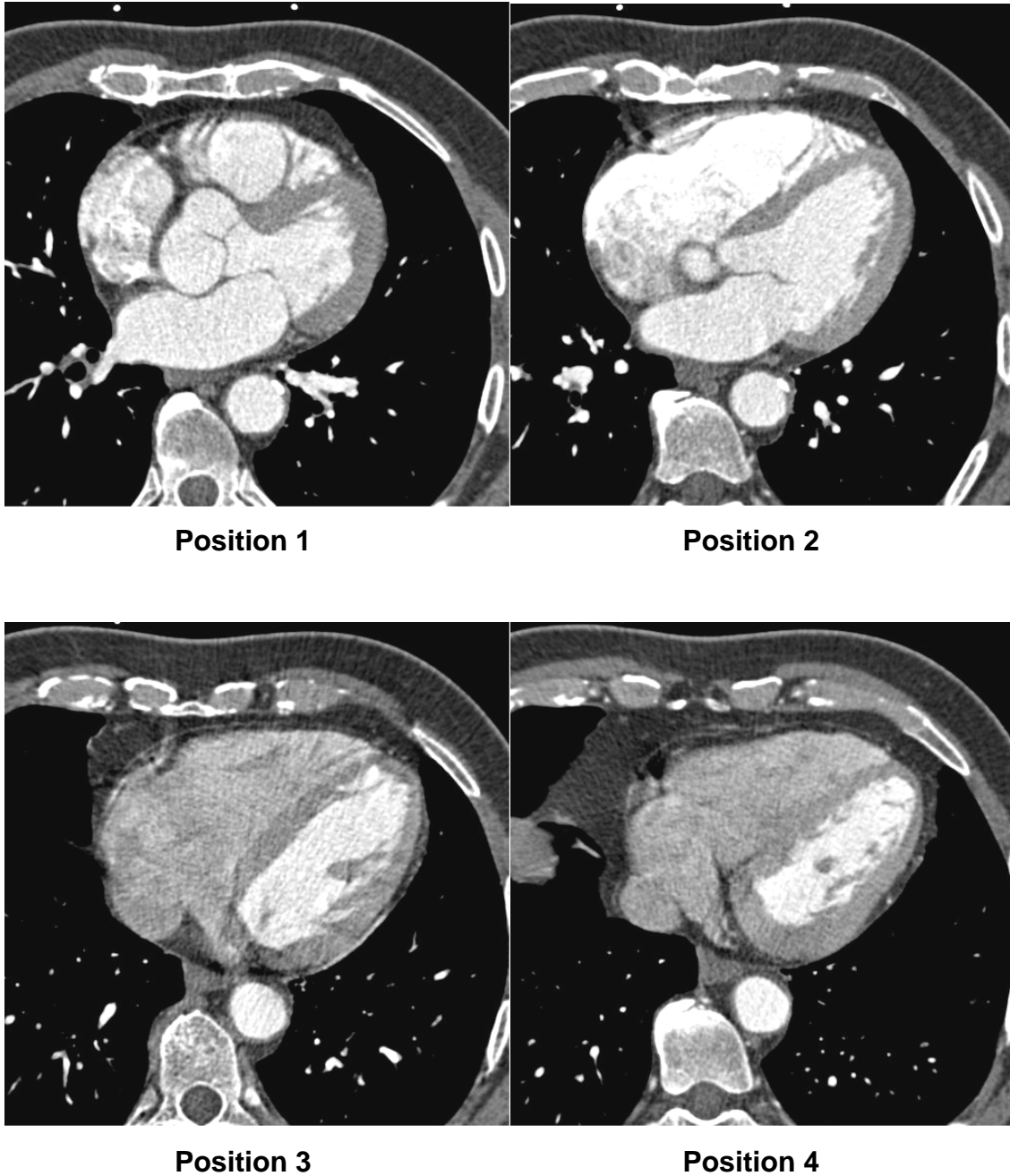


Abb. 14: Rekonstruierte Querschnittaufnahmen der Positionen 1 bis 4

Anschließend wurden jeweils 11 Bilder zu den relativen Zeitpunkten der RR-Intervalle 0%, 10%, 20%, 30%, 40%, 50%, 60%, 70%, 80%, 90% und 100% an der jeweiligen Position rekonstruiert. Nach einer weiteren Veränderung des Dateiformates, Dateinamens und des Fensters (Zentrum=100/Weite=600) wurden die Daten in die Software „Adobe Photoshop 6.0, Live Motion®“ eingespielt und ein Endlos-Film hergestellt.

Die zweite Methode basierte auf einer Technik wie sie in ähnlicher Weise in der Kernspintomographie eingesetzt wird. Hierbei wurden Schnittbilder der kurzen und langen Herzachse erstellt und ausgewertet. Dieser Form der Auswertung wurde der Arbeitsbegriff „**MR-Methode**“ zugeteilt. Da es aber anders als in der Kernspintomographie bei der Mehrschicht-Computertomographie nicht möglich ist, die Bildachse des Scans von vornherein entlang einer bestimmten Herzachse zu legen, mussten zunächst lange bzw. kurze Herzachsen hergestellt werden.

Zunächst wurden die Rohdaten wie bei der „CT-Methode“ auf die Festplatte eines Rechners übertragen. Anders als bei der ersten Methode jedoch wurde der vollständige Datensatz aller z-Positionen zu den relativen Zeitpunkten der RR-Intervalle 0%, 10%, 20%, 30%, 40%, 50%, 60%, 70%, 80%, 90% und 100% sowie zusätzlich des relativen Prozentsatzes der Systole und Diastole, der aus der Auswertung der Ejektionsfraktion bekannt war, rekonstruiert. Aufgrund der enormen Rechenleistung, die für diesen Vorgang benötigt wurde, betrug die Dauer einer einzelnen Rekonstruktion zwischen 6 und 7 Stunden.

Die so gewonnenen Daten zwischen 400-600 Megabyte wurden auf die Workstation „Wizard“ (Siemens, Forchheim) übertragen und im 3D-Modus nacheinander entsprechend des Rekonstruktionszeitpunktes bearbeitet. Dabei wurden die drei Raumachsen parallel durch die Klappenebene, parallel zum Septum und durch die Herzspitze gelegt. Von großer Bedeutung war in diesem Zusammenhang, dass alle Raumachsen jeweils senkrecht im Lot zueinander standen.

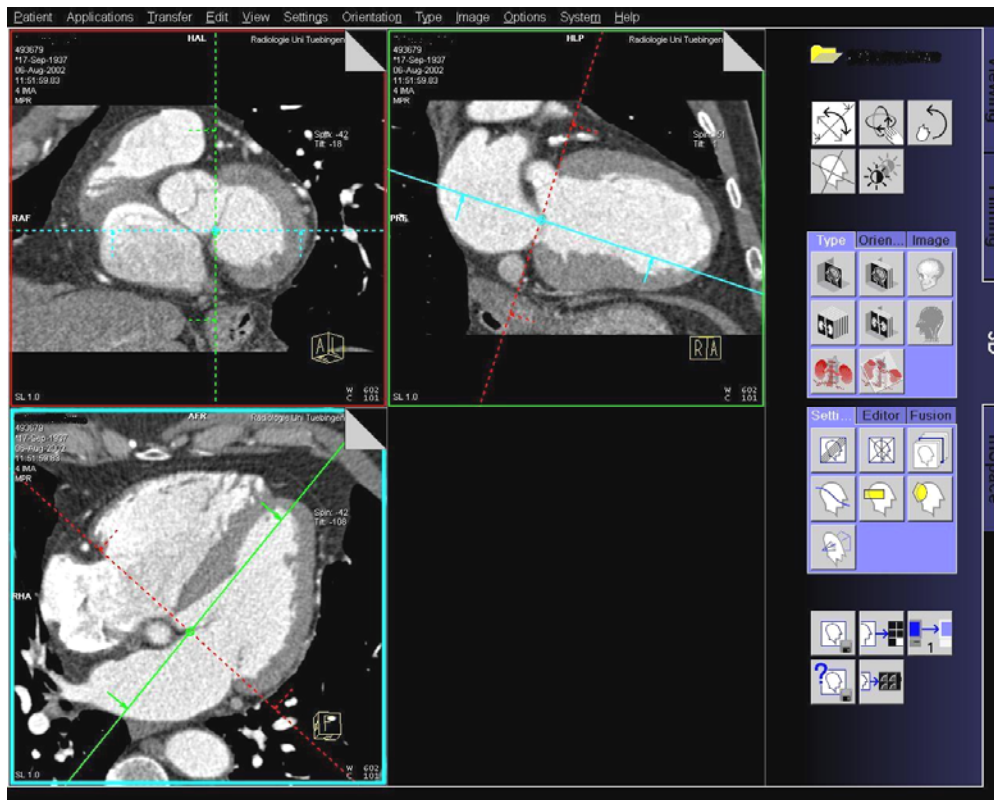


Abb. 15: Benutzeroberfläche der Workstation „Wizard“

Anschließend wurden 10 Schnittebenen durch das Herz gelegt, um die Schnittbilder der kurzen bzw. der langen Herzachse zu erhalten. Die erste Ebene der kurzen Herzachse begann in der Klappenebene, die zehnte und letzte Ebene endete an der Herzspitze. Die Ebenen der langen Herzachse wurden so eingestellt, dass sie am Septum des linken Ventrikels begannen und an der lateralen Seitenwand endeten.

Im Rahmen der Auswertung der einzelnen Datensätze eines Patienten (0%, 10%, 20%, 30% usw.) bereitete die Bestimmung von exakt identischen Ebenen zu allen Zeitpunkten deutliche Schwierigkeiten. Diese automatische Positions-erkennung wurde nicht durch den 3D-Modus unterstützt und somit war keine Speicherung der Ebenen möglich. Um dennoch möglichst exakte Ergebnisse zu erhalten und Sprünge in der Ebene bei den Filmen zu vermeiden, wurden die Schnittebenen bei der Auswertung des ersten Datensatzes (0%) auf dem

Bildschirm fixiert. Alle folgenden Datensätze eines Patienten (Zeitpunkt 10%, 20%, 30% usw.) wurden nun anhand dieser Markierungen ausgerichtet.

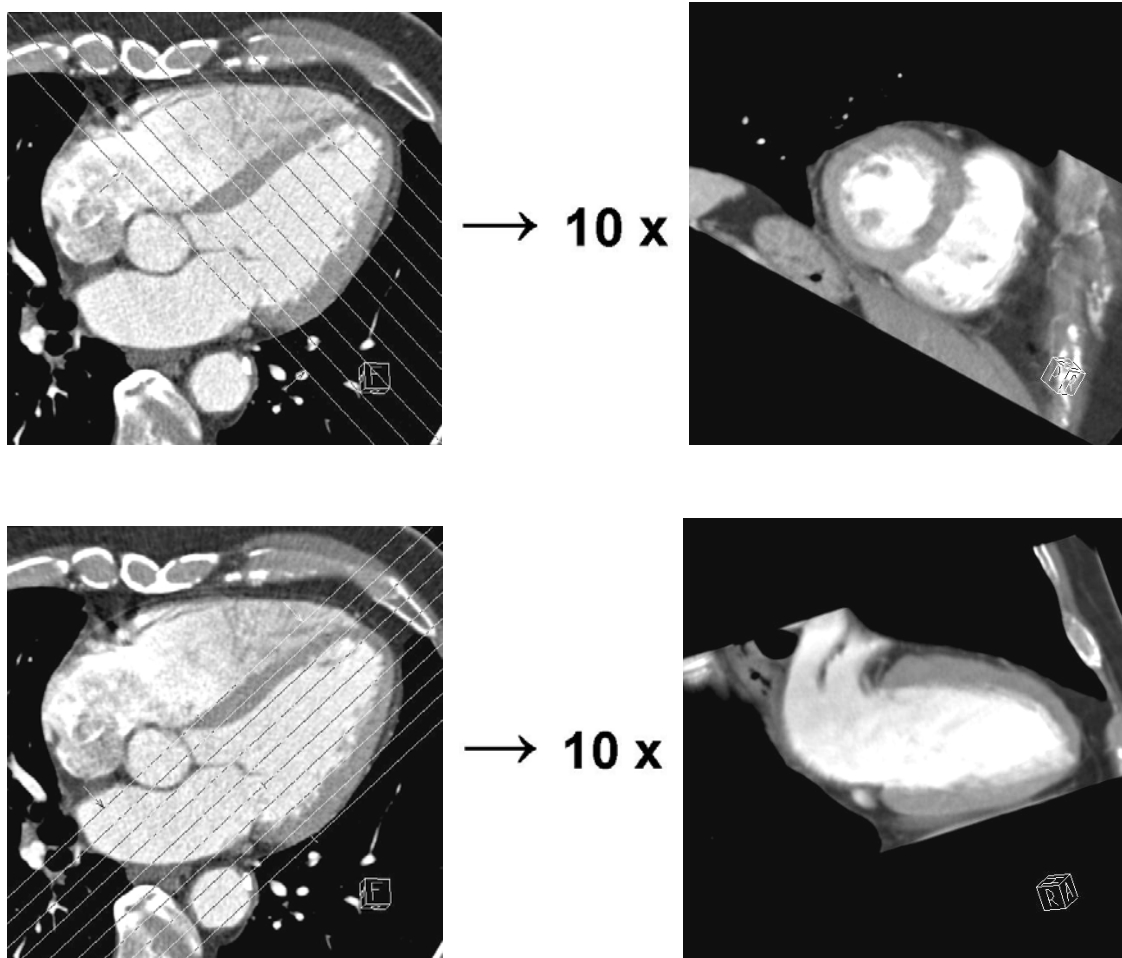


Abb. 16: Rekonstruktion der langen und kurzen Herzachse des „MR-Kollektivs“

Die auf der Workstation „Wizard“ rekonstruierten Datensätze der kurzen und langen Herzachse zu den beschriebenen Zeitpunkten wurden auf einen Rechner übertragen und in Ordner entsprechend der Schicht verschoben. Die Schichtnummern 1, 9 und 10 der kurzen Herzachse wurden verworfen, da sie aufgrund der eingeschränkten Beurteilbarkeit nicht zur Auswertung beitragen. Bei der langen Herzachse erfolgte nur die Auswertung der mittleren Schicht. Das weitere Vorgehen entsprach der „CT-Methode“. Die Daten wurden in Dateiformat, Dateinamen und Fensters (Zentrum=100/Weite=600) verändert und im Film-Modus dargestellt.

3.2.2. Auswertung der globalen Ejektionsfraktion (EF)

Die Basis der Auswertung der Ejektionsfraktion stellt die maximale Ausdehnung des Herzmuskels in der Diastole und die maximale Kontraktion des Herzmuskels in der Systole dar. Um diese Zeitpunkte zu ermitteln, wurde ebenfalls die Rekonstruktionssoftware „CardioRecon® (Version 6)“ verwendet. An einer Position der z-Achse, die eine gute Beurteilung des Herzmuskels erlaubte, wurden in 2%-Schritten, gemessen an den relativen Zeitpunkten des RR-Intervalls, Bildrekonstruktionen durchgeführt.

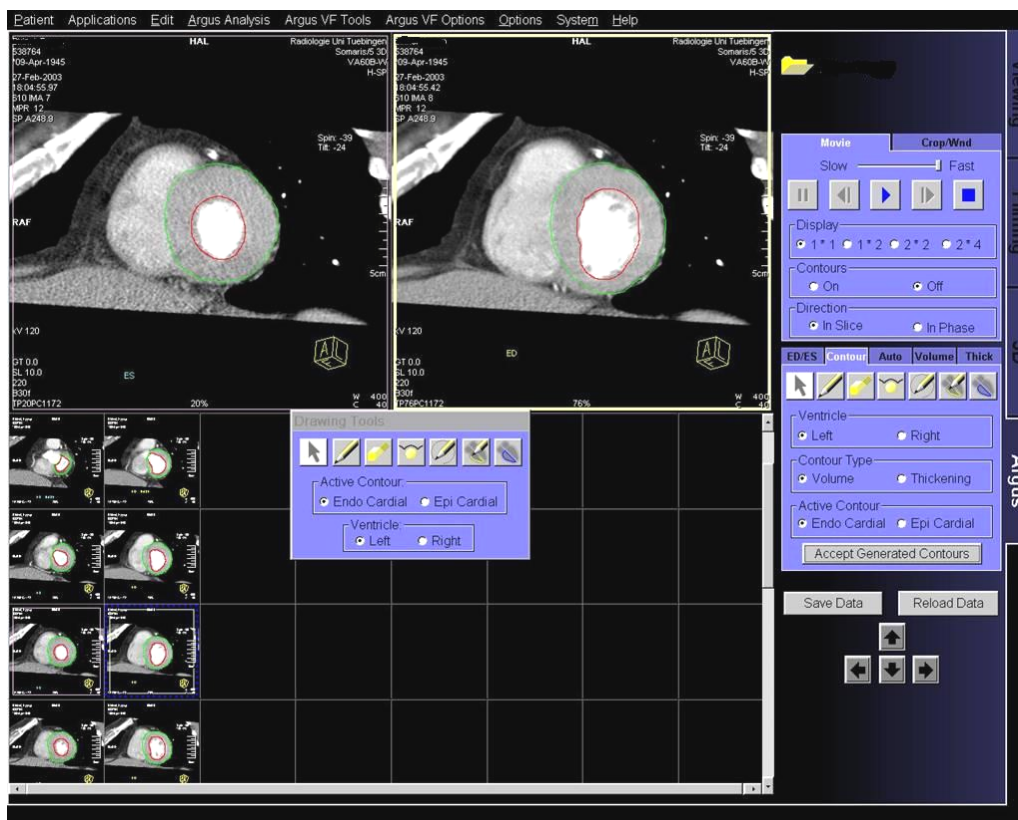


Abb. 17: Benutzeroberfläche der „Argus“-Software

Anschließend wurden die Rekonstruktionen im zeitlichen Verlauf betrachtet und der Zeitpunkt mit der größten bzw. der geringsten Ausdehnung des Herzmuskels ermittelt. Diese Zeitpunkte entsprachen der Systole und der Diastole. Der

Rohdatensatz des gesamten Herzens wurde zu diesen beiden Zeitpunkten rekonstruiert und auf die Workstation „Wizard“ überspielt.

Aufgrund der Tatsache, dass bisher keine Auswertungssoftware zur Bestimmung der Ejektionsfraktion in der Mehrschicht-Computertomographie existierte, wurde ein Software-Prototyp auf der Basis der in der Kernspintomographie zur Herzfunktionsdiagnostik verwendeten Algorithmen entwickelt. Bei der entwickelten Software „Argus“ wurden ähnlich der Wandbewegungsstörung in der Kernspintomographie 8 kurze Herzachsen mit jeweils 8 mm Schichtdicke gebildet. Jeweils Systole und Diastole einer Schnittebene wurden gegenübergestellt und es wurde das Endokard und das Epikard eingezeichnet. Aus diesen Daten errechnete die Software dann selbstständig die dazugehörigen Ventrikellumina und die Ejektionsfraktion.

4. Ergebnisse

4.1. Ergebnisse der Lävokardiographie

4.1.1. Patientenkollektiv

Alle untersuchten 40 Patienten hatten eine positive Herzanamnese, z.B. Zustand nach Myokardinfarkt, 1-, 2-, 3-Gefäß KHK oder Angina pectoris. 8 Frauen (20%) und 32 Männer (80%) hatten ein Durchschnittsalter von $61 \pm 6,8$ Jahren, wobei die jüngste Patientin 51 Jahre, die älteste Patientin 76 Jahre alt war. Der jüngste Patient war 41, der älteste 73 Jahre alt. Das Durchschnittsalter der Frauen war mit 67 Jahren etwas höher als das der Männer mit 60.

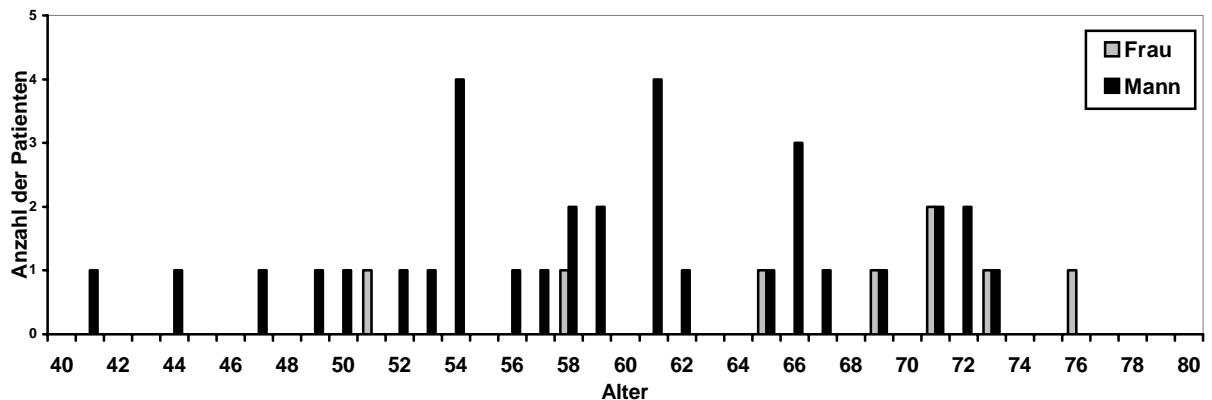


Abb. 18: Altersverteilung der Patienten

Die Diagnose Koronare Herzkrankheit erfolgte anhand eines der folgenden Kriterien:

- positiver Koronarangiographie-Befund
- pathologisches Ruhe- oder Belastungs-EKG
- typische Angina pectoris Symptomatik

Ein anamnestisch bekannter Myokardinfarkt lag bei 17 von 40 Patienten vor. Das entspricht 42,5% (5,9% der Frauen, 94,1% der Männer). Gründe für die Einweisung der Patienten in die Klinik waren der Ausschluss einer KHK, pektanginöser Beschwerden oder der Verdacht auf Progredienz einer bereits bekannten KHK.

31 Patienten gaben pektanginöse Beschwerden an (8 Frauen, 23 Männer) (77,5%), 9 Patienten hingegen hatten bisher über keine entsprechenden Beschwerden geklagt (22,5%).

Bei 35 Patienten wurden Gefäßerkrankungen in der Koronarangiographie festgestellt (87,5%). 13-mal wurde eine 1-Gefäßerkrankung detektiert, 10-mal eine 2-Gefäßerkrankung und 12-mal eine 3-Gefäßerkrankung.

Die Auswahl der Patienten bei der Untersuchung von Störungen in der Wandbewegung nach der „MR-Methode“ erfolgte aus dem Patientengut der 40 bereits untersuchten Patienten der „CT-Methode“. Sie erfolgte durch einen Untersucher, der hinsichtlich der Patientenanamnese, sowie des Befundes der Computertomographie und der Lävokardiographie verblindet war. Es wurden 20 Patienten zufällig ausgewählt, darunter 3 Frauen (15%) und 17 Männer (85%), mit einem Durchschnittsalter von 59 Jahren. Das Alter der Patientinnen war 65, 71 und 71 Jahre, der jüngste Patient war 41, der älteste 67 Jahre alt.

8 Patienten (40%) litten an einem stattgehabten Myokardinfarkt, unter pektanginösen Beschwerden litten 16 Patienten (80%). Gefäßerkrankungen wurden bei 18 (90%) Patienten festgestellt.

4.1.2. Wandbewegungsstörungen in der Lävokardiographie des „CT-Kollektivs“

Bei 19 der 40 Patienten wurden Wandbewegungsstörungen in der Lävokardiographie festgestellt (47,5%).

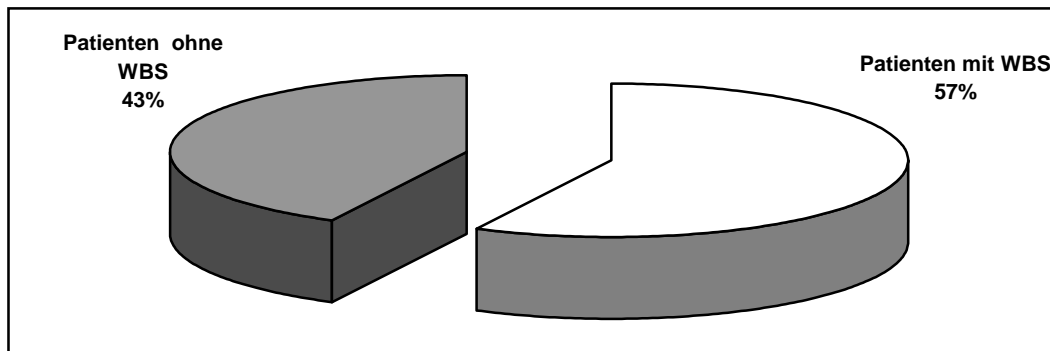


Abb. 19: Wandbewegungsstörung in der Lävokardiographie des „CT-Kollektivs“

Entsprechend der Klassifikation der American Heart Association wurde das Herz in sieben Regionen unterteilt. Aufgrund möglicher Mehrfachnennung, z.B. einer apikalen, anterolateralen und septalen Wandbewegungsstörung bei einem Vorderwandinfarkt, wurden insgesamt 280 Regionen bei 40 Patienten untersucht. In der Lävokardiographie wurden insgesamt 40 Regionen mit Wandbewegungsstörungen diagnostiziert.

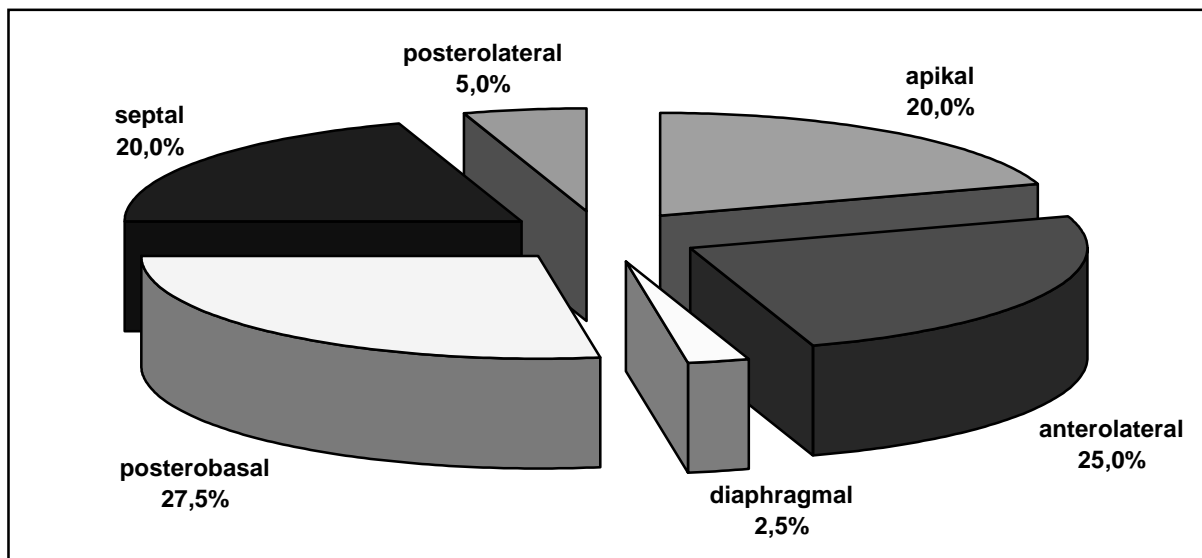


Abb. 20: Regionale Wandbewegungsstörung in der Lävokardiographie des „CT-Kollektivs“

Apikale Bewegungsstörungen des Herzmuskels wurden 8-mal erkannt (20%), anterolaterale Bewegungsstörungen 10-mal (25%), diaphragmale Bewegungs-

störungen einmal (2,5%), posterobasale Bewegungsstörungen 11-mal (27,5%), septale Bewegungsstörungen 8-mal (20%) und posterolaterale Bewegungsstörungen zweimal (5%).

Die quantitative Erfassung der Wandbewegungsstörung erfolgte nach der in Kapitel 3.1.1. beschriebenen Einteilung: Normokinesie, Hypokinesie, Akinesie, sowie Hypo- bis Akinesie und Dyskinesie.

Bezogen auf 40 diagnostizierte Regionen mit Störungen der Wandbewegung wurde 21-mal eine Akinesie festgestellt (52,5%), 11-mal eine Hypokinesie (27,5%), 7-mal wurde eine Hypo- bis Akinesie beschrieben (17,5%) und einmal eine Dyskinesie (2,5%).

Regionen mit Störungen der Wandbewegung	davon mit Akinesie	davon mit Hypokinesie	davon mit Hypo- bis Akinesie	davon mit Dyskinesie
n= 40	n= 21 (=52,5%)	n= 11 (=27,5%)	n= 7 (=17,5%)	n= 1 (=2,5%)

Tab. 2: Quantitative Erfassung der Wandbewegungsstörung in der Lävokardiographie des „CT-Kollektivs“

Die Lävokardiographie stellte 24-mal eine Hypertrophie des linken Herzmuskels oder eine eingeschränkte Globalfunktion fest. Die Diagnose Hypertrophie wurde 13-mal gestellt, die Diagnose eingeschränkte Globalfunktion 11-mal.

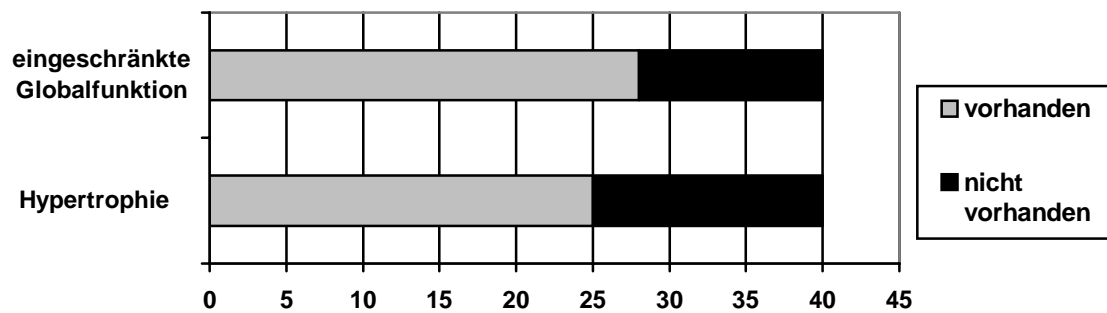


Abb. 21: Anzahl der Patienten mit bzw. ohne eingeschränkter Globalfunktion bzw. linksventrikulärer Hypertrophie

4.1.3. Wandbewegungsstörungen in der Lävokardiographie des „MR-Kollektivs“

Eine Störung der Wandbewegung wiesen 8 Patienten (40%) auf. Betrachtet man die Aufteilung nach Regionen der Bewegungsstörung, ergeben sich folgende Ergebnisse: insgesamt wurden 15 Regionen detektiert, davon 5 apikal (33,3%), 5 anterolateral (33,3%), 3 posterobasal (20%) und 2 septal (13,3%). Regionen des anterobasalen, diaphragmalen und posterolateralen Bereiches wiesen keine Störungen auf.

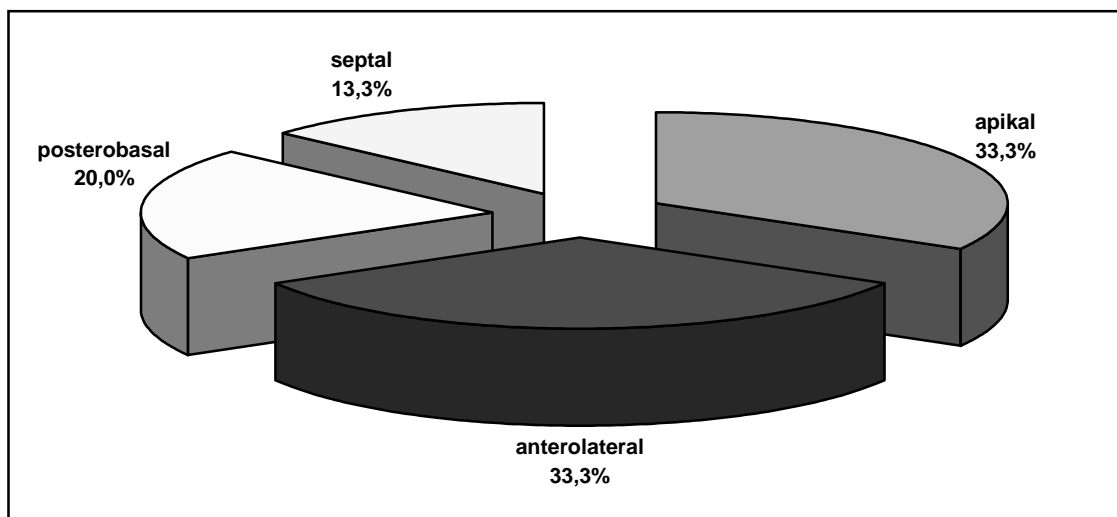


Abb. 22: Regionale Wandbewegungsstörung in der Lävokardiographie des „MR-Kollektivs“

Die Bewegungsstörungen der 15 Regionen teilen sich auf in 5 festgestellte Akinesien (33,3%), 7 Hpokinesien (46,7%), 2 Hypo- bis Akinesien (13,3%) und einer Dyskinesie (6,7%).

Bei der Auswertung der 20 Patienten wiesen 10 Patienten eine linksventrikuläre Hypertrophie auf. Dies entspricht jedem zweiten Patienten, d.h. 50%. Eine eingeschränkte Globalfunktion bestand bei 5 Patienten, d.h. bei 25%.

4.1.4. Ejektionsfraktion der Lävokardiographie

Die Bestimmung der Ejektionsfraktion wurde mit einer Auswahl von 26 Patienten durchgeführt. Diese Patienten waren Teil der Gruppe, die auf Wandbewegungsstörungen untersucht worden war.

Bei der Auswertung der Lävokardiographie zeigten sich folgende Ergebnisse: das enddiastolische Volumen betrug zwischen 50-181 ml (durchschnittlich 101 ml), das endsystolische Volumen zwischen 12-67 ml (durchschnittlich 37 ml).

Die Auswertung der Ejektionsfraktion ergab einen Durchschnittswert von 64,9% (Frauen 68,9%, Männer 64,0%). Die Werte variierten dabei zwischen 37,4% und 83,8%.

4.2. Ergebnisse der Mehrschicht-Computertomographie „CT-Methode“

4.2.1. Wandbewegungsstörungen

Wandbewegungsstörungen wurden in der Auswertung nach der „CT-Methode“ an 18 Herzen von 40 Patienten festgestellt (45,0%).

18 Areale wurden richtig erkannt und zugeordnet (richtig positiv). An einem Areal wurde eine Bewegungsstörung jedoch nicht erkannt (falsch negativ). Die

falsch negative Detektion erfolgte bei Patient 5. Bei 21 Patienten wurde richtig erkannt, dass keine Wandbewegungsstörung vorliegt (richtig negativ).

	richtig positiv 18	falsch positiv 0
	falsch negativ 1	richtig negativ 21

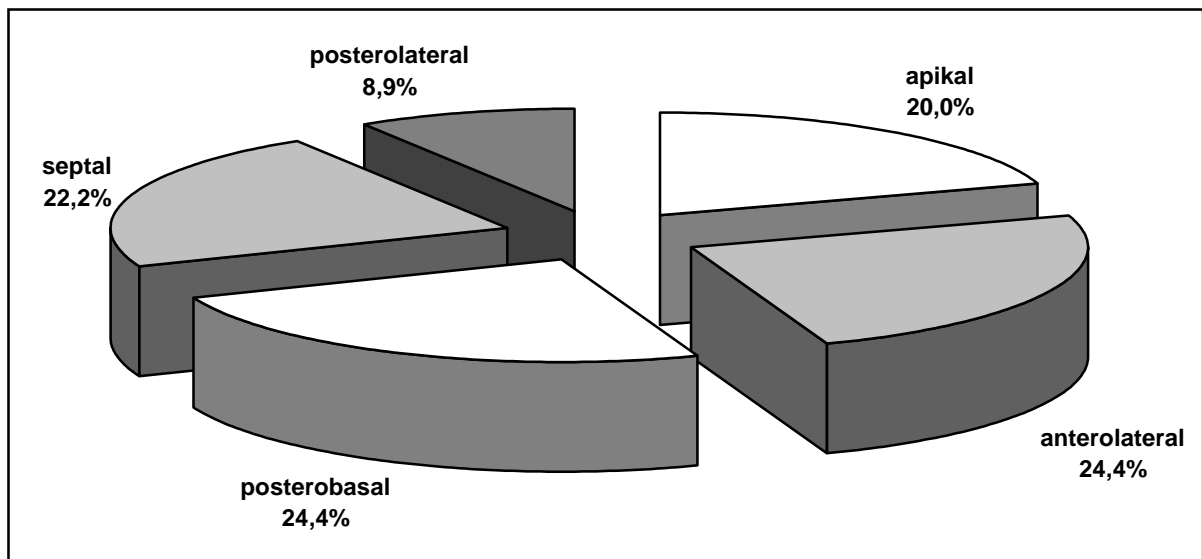
Tab. 3: Vierfeldertafel globale Wandbewegungsstörungen des „CT-Kollektivs“

Aus diesen Werten leitet sich die Berechnung der Sensitivität, der Spezifität, des positiven Vorhersagewertes oder positiven prädiktiven Wertes und des negativen Vorhersagewertes ab: 0,95; 1,00; 1,00 bzw. 0,95.

"CT-Methode"	Sensitivität	Spezifität	pos. prädiktiver Wert	neg. prädiktiver Wert
Wandbewegungsstörung	0,95	1,00	1,00	0,95

Tab. 4: Vorhersagewerte der globalen regionalen Wandbewegungsstörung des „CT-Kollektivs“

In den 18 Arealen wurde insgesamt 45-mal eine Region mit Bewegungsstörung des Herzmuskels detektiert. Die Regionen teilen sich wie folgt auf: 9-mal wurde in der apikalen Region eine Störung erkannt (20,0%), 11-mal wurde eine Störung anterolateral erkannt (24,4%), posterobasale Störungen hingegen 11-mal (24,4%), septal 11-mal (22,2%) und posterolateral 4-mal (8,9%). An der anterobasalen und diaphragmalen Region des Herzens wurde keine Wandbewegungsstörung festgestellt.



Tab. 23: regionale Wandbewegungsstörung des „CT-Kollektivs“

Betrachtet man die Regionen einzeln so ergeben sich folgende Ergebnisse: die **apikale Region** wurde 7-mal richtig als Ort der Störung der Wandbewegung erkannt (richtig positiv) (17,5%), einmal jedoch wurde die Wandstörung übersehen (falsch negativ/Patient 7) (2,5%). 30-mal wurde richtig detektiert, dass an dieser Stelle keine Dysfunktion der Wand vorliegt (richtig negativ, 5%), 2-mal wurde eine nicht vorhandene Störung als solche aufgefasst (falsch positiv/ Patient 22 und 30) (5%).

	richtig positiv 7	falsch positiv 2
	falsch negativ 1	richtig negativ 30

Tab. 5: Vierfeldertafel apikale Wandbewegungsstörungen des „CT-Kollektivs“

Aus der Berechnung der Sensitivität, Spezifität, des positiven prädiktiven Wertes und negativen prädiktiven Wertes resultieren folgende Werte: 0,88; 0,95; 0,78; 0,97.

Die **anterolaterale Region** wurde 11-mal als Ort einer Wandbewegungsstörung detektiert. 9-mal davon richtig (22,5%), 2-mal jedoch falsch (5%) (Patient 7 und 22). 28-mal wurde anterolateral eine Störung richtig ausgeschlossen (70%), in einem Fall wurde eine Störung fälschlicherweise ausgeschlossen (2,5%; Patient 5).

	richtig positiv 9	falsch positiv 2
	falsch negativ 1	richtig negativ 28

Tab. 6: Vierfeldertafel anterolaterale Wandbewegungsstörungen des „CT-Kollektivs“

Die Werte der Sensitivität, Spezifität, des positiven und negativen prädiktiven Wertes entsprechen für die anterolaterale Region: 0,90; 0,93; 0,82 und 0,97.

Septal wurde richtig positiv 8-mal ausgewertet (20%), 2-mal falsch positiv (5% Patient 27, 39), 30-mal richtig negativ (76%). Falsch negativ wurde kein Patient detektiert. Daraus resultiert eine Sensitivität von 1,0, eine Spezifität von 0,94, ein positiver prädiktiver Wert von 0,80 und ein negativer prädiktiver Wert von 1,0.

	richtig positiv 8	falsch positiv 2
	falsch negativ 0	richtig negativ 30

Tab. 7: Vierfeldertafel septale Wandbewegungsstörungen des „CT-Kollektivs“

Bei der Betrachtung der **posterobasalen Region** wurde 10-mal korrekt eine Bewegungsstörung festgestellt (25%), einmal jedoch zu unrecht (2,5%, Patient 30). Keine vorhandene Störung wurde korrekt 28-mal (70%) festgestellt, in einem Fall obwohl Patient 2 dort eine Wandbewegungsstörung in der Koronarangiographie aufgewiesen hatte.

richtig positiv 10	falsch positiv 1
falsch negativ 1	richtig negativ 28

Tab. 8: Vierfeldertafel posterobasale Wandbewegungsstörungen des „CT-Kollektivs“

Die Sensitivität errechnet sich mit 0,91, die Spezifität mit 0,97, der positive prädiktive Wert mit 0,91 und der negative prädiktive Wert mit 0,97.

Posterolaterale Region: die richtig positive Detektion erfolgte in 2 Fällen (5%), die richtig negative Detektion in 36 Fällen (90%). Falsch positiv wurde in zwei Fällen diagnostiziert (5%, Patient 27 und 29).

richtig positiv 2	falsch positiv 2
falsch negativ 0	richtig negativ 36

Tab. 9: Vierfeldertafel posterolaterale Wandbewegungsstörungen des „CT-Kollektivs“

Die Sensitivität errechnet sich mit 1,00, die Spezifität mit 0,95, der positive prädiktive Wert mit 0,50 und der negative prädiktive Wert mit 1,00.

Wandbewegungsstörung	Sensitivität	Spezifität	pos. prädiktiver Wert	neg. prädiktiver Wert
global	0,95	1,00	1,00	0,95
apikal	0,88	0,94	0,78	0,97
anterolateral	0,90	0,93	0,82	0,97
septal	1,00	0,94	0,80	1,00
posterolateral	1,00	0,95	0,50	1,00
posterobasal	0,91	0,97	0,91	0,97

Tab. 10: Zusammenfassung der regionalen Wandbewegungsstörungen des „CT-Kollektivs“

4.2.2. Qualitative Beurteilung der Wandbewegungsstörungen

Als Basis für die Betrachtung der Art der Bewegungsstörung dienten alle in der „CT-Methode“ richtig positiv detektierten Regionen mit Bewegungsstörungen.

Lävokardiographie:

Richtig positiv wurden 36 der 280 Regionen bewertet. Die Lävokardiographie entdeckte in diesen Regionen 19-mal eine Akinesie (52,8%), 9-mal eine Hypokinesie (25%), 7-mal eine Hypo- bis Akinesie (19%) und einmal eine Dyskinesie (2,7%).

Akinesie (CT):

Die Auswertung für die Akinesie ergab, dass sie in der „CT-Methode“ 6-mal richtig als Akinesie, 3-mal davon als Hypo- bis Akinesie erkannt wurde (insgesamt: 47,4%), 10-mal jedoch falsch als Hypokinesie (52,6%).

Hypokinesie (CT):

Die Hypokinesie wurde 6-mal richtig als Hypokinesie detektiert, 2-mal als Hypo- bis Akinesie (88,9%), einmal fälschlicherweise als Akinesie (11,1%).

Hypo- bis Akinesie (CT):

Die in der Lävokardiographie beschriebene Hypo- bis Akinesie wurde einmal richtig als Hypo- bis Akinesie erkannt (14,3%), 4-mal als Akinesie (57,1%), 2-mal als Hypokinesie (28,6%).

4.2.3. Herzmuskelhypertrophie des linken Ventrikels

Eine Hypertrophie des linken Ventrikels wurde bei der Auswertung in 18 Fällen gefunden. Dies entspricht bei 40 Patienten 45%. 13-mal wurde die Hypertrophie richtig detektiert (richtig positiv) (32,5%), in 5 Fällen jedoch wurde eine Hypertrophie diagnostiziert, obwohl in der Koronarangiographie keine beschrieben war (12,5%, Patient 3, 13, 17, 25, 30). In 22 Fällen wurde eine Hypertrophie richtig ausgeschlossen (55%). Es wurde keine Hypertrophie übersehen.

Die Berechnung der Sensitivität, der Spezifität, des positiven und negativen Vorhersagewertes für die Hypertrophie ergab folgende Werte: 1,00; 0,81; 0,72; 1,00.

	Sensitivität	Spezifität	pos. prädiktiver Wert	neg. prädiktiver Wert
Hypertrophie	1,00	0,81	0,72	1,00

Tab. 11: Vorhersagewerte der Hypertrophie des „CT-Kollektivs“

4.2.4. Globalfunktion des linken Ventrikels

Eine eingeschränkte Globalfunktion wurde in der Mehrschicht-Computertomographie in 12 Fällen gefunden. In 11 Fällen war diese Beobachtung richtig positiv (27,5%), einmal falsch positiv (2,5%).

In 28 Fällen wurde richtig erkannt, dass keine eingeschränkte Globalinsuffizienz vorliegt (70%). Auch hier wurde in keinem Fall eine vorhandene Globalfunktion übersehen.

	richtig positiv 11	falsch positiv 1
	falsch negativ 0	richtig negativ 28

Tab. 12: Vierfeldertafel eingeschränkten Globalfunktion des „CT-Kollektivs“

Daraus ergibt sich eine Sensitivität von 1,00, eine Spezifität von 0,97, ein positiver prädiktiver Wert von 0,92 und ein negativer prädiktiver Wert von 1,00.

	Sensitivität	Spezifität	pos. prädiktiver Wert	neg. prädiktiver Wert
eingeschränkte Globalfunktion	1,00	0,97	0,92	1,00

Tab. 13: Vorhersagewerte der eingeschränkten Globalfunktion des „CT-Kollektivs“

4.3. Ergebnisse der Mehrschicht-Computertomographie „MR-Methode“

4.3.1. Wandbewegungsstörungen

In der Auswertung nach der „MR-Methode“ wurden 20 Patienten untersucht. An Herzen von 8 Patienten wurden Wandbewegungsstörungen festgestellt.

7 Areale wurden richtig diagnostiziert (35%) und konnten den entsprechenden Patienten zugeordnet werden (richtig positiv). Eine Bewegungsstörung wurde falsch detektiert (5%, Patient 18/falsch positiv).

An 11 Patienten (55%) wurde eine fehlende Störung des Herzmuskels richtig erkannt (richtig negativ), nur in einem Fall wurde eine Bewegungsstörung falsch ausgeschlossen (falsch negativ/Patient 5).

richtig positiv 7	falsch positiv 1
falsch negativ 1	richtig negativ 11

Tab. 14: Vierfeldertafel globale Wandbewegungsstörungen des „MR-Kollektivs“

Aus diesen Werten leitet sich die Berechnung der Sensitivität, der Spezifität, des positiven Vorhersagewertes und des negativen Vorhersagewertes ab: 0,88; 0,92; 0,88; und 0,92.

"MR-Methode"	Sensitivität	Spezifität	pos. prädiktiver Wert	neg. prädiktiver Wert
Wandbewegungsstörung	0,88	0,92	0,88	0,92

Tab. 15: Vorhersagewerte der globalen Wandbewegungsstörung des „MR-Kollektivs“

Insgesamt wurden in 140 Regionen 21 Regionen mit Störungen eruiert. In der apikalen Region wurden 7 Störungen festgestellt (33,3%), in der anterolateralen Region 4 (19,0%), in der posterobasalen Region 3 (14,3%) und der septalen Region 7 Störungen (33,3%). In der anterobasalen, diaphragmalen und posterolateralen Region wurden keine Wandbewegungsstörungen diagnostiziert.

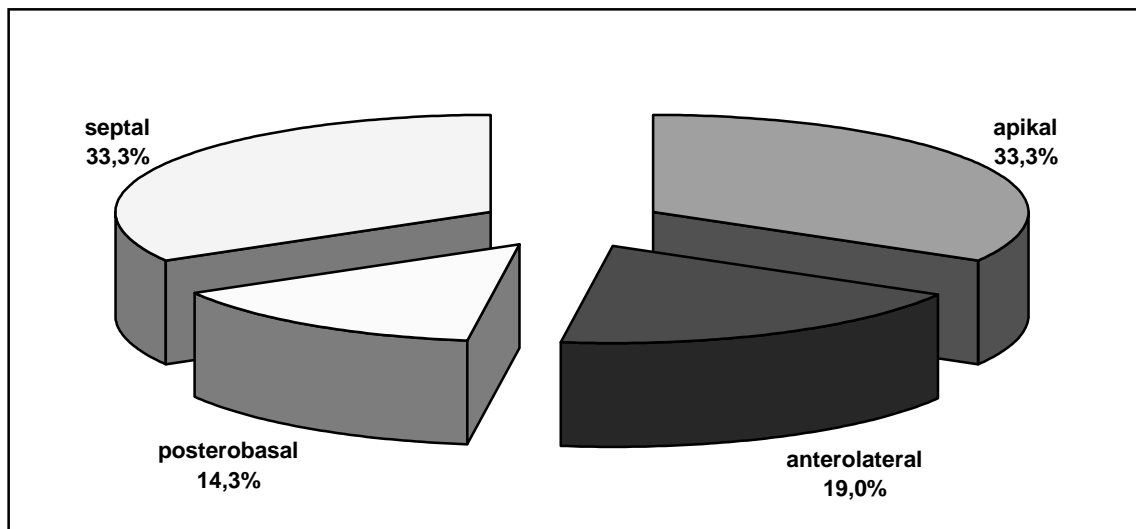


Abb. 24: regionale Wandbewegungsstörung des „MR-Kollektivs“

Bei der Betrachtung der einzelnen Regionen wurde eine **apikale Bewegungsstörung** 5-mal richtig positiv erkannt (25%). 2 Fälle (Pat. 2 und 18) wurden falsch positiv eruiert (10%). 13-mal wurde richtig negativ ausgewertet (65%), eine falsch negative Auswertung fand nicht statt.

	richtig positiv 5	falsch positiv 2
	falsch negativ 0	richtig negativ 13

Tab. 16: Vierfeldertafel apikale Wandbewegungsstörungen des „MR-Kollektivs“

Die Sensitivität und Spezifität, der positive prädiktive Wert und negative prädiktive Wert berechnen sich mit 1,00; 0,87; 0,71; 1,00.

Bei der Betrachtung der **anterolateralen Region** wurde 3-mal korrekt eine Bewegungsstörung festgestellt (15%), einmal jedoch zu unrecht (5%; Patient 14). In 14 Fällen wurde korrekt festgestellt, dass keine Störung der Bewegung vorliegt (70%), in 2 Fällen stellte sich diese negative Auswertung allerdings als falsch heraus (10%; Patient 1 und 5).

	richtig positiv 3	falsch positiv 1
	falsch negativ 2	richtig negativ 14

Tab. 17: Vierfeldertafel anterolaterale Wandbewegungsstörungen des „MR-Kollektivs“

Aus der Berechnung der Sensitivität, Spezifität, des positiven und des negativen prädiktiven Wertes resultieren folgende Werte: 0,60; 0,93; 0,75; 0,88.

Die **septale** Region wurde in 5 Fällen (Patient 2, 12, 14, 18, 36) falsch positiv bewertet (25%). Nur 2-mal wurde ein richtig positives Ergebnis ermittelt (10%). In 13 Fällen wurde richtig negativ detektiert (65%).

	richtig positiv 2	falsch positiv 5
	falsch negativ 0	richtig negativ 13

Tab. 18: Vierfeldertafel septale Wandbewegungsstörungen des „MR-Kollektivs“

Daraus ergibt sich eine Sensitivität von 1,00 eine Spezifität von 0,72, ein positiver prädiktiver Wert von 0,29 und ein negativer prädiktiver Wert von 1,00.

Aufgrund der Tatsache, dass anterobasal und diaphragmal keine Wandbewegungsstörungen vorhanden waren, sowie die posterolaterale Region nur eine Störung aufwies, wurde als letztes die posterobasale Region untersucht.

In 3 Fällen (15%) wurde die posterobasale Region richtig positiv gewertet. 17-mal wurde eine fehlende Störung korrekt erkannt (85%). Auch in diesem Fall gab es keine falsch negativen bzw. falsch positiven Befunde.

	richtig positiv 3	falsch positiv 0
	falsch negativ 0	richtig negativ 17

Tab. 19: Vierfeldertafel posterobasale Wandbewegungsstörungen des „MR-Kollektivs“

Sensitivität, Spezifität, positiver prädiktiver Wert und negativer prädiktiver Wert berechnen sich mit: 1,00; 1,00; 1,00; 1,00.

Wandbewegungsstörung	Sensitivität	Spezifität	pos. prädiktiver Wert	neg. prädiktiver Wert
global	0,88	0,92	0,88	0,92
apikal	1,00	0,87	0,71	1,00
anterolateral	0,60	0,93	0,75	0,88
septal	1,00	0,72	0,29	1,00
posterobasal	1,00	1,00	1,00	1,00

Tab. 20: Zusammenfassung der regionalen Wandbewegungsstörungen des „MR-Kollektivs“

4.3.2. Qualitative Beurteilung der Wandbewegungsstörungen

Lävokardiographie:

Untersucht man alle richtig positiv ermittelten Regionen mit Wandbewegungsstörungen (insgesamt 15) nach quantitativen Gesichtspunkten, so ergibt sich, dass die Lävokardiographie in diesen Regionen 5-mal eine Akinesie ermittelt hat (33,3%), 7-mal eine Hypokinesie (46,7%), in 2 Fällen eine Hypo- bis Akinesie (13,3%) und in einem Fall eine Dyskinesie (6,7%).

Akinesie:

Die Auswertung der Qualität der Bewegungsstörung nach der „MR-Methode“ stellte in 3 Fällen eine Akinesie richtig als Akinesie fest (42,8%), in einem Fall wurde sie als Hypo- bis Akinesie ermittelt (14,2%) und in 3 Fällen wurde sie als Hypokinesie dargestellt (42,8%).

Hypokinesie:

Die Hypokinesie wurde 3 von 6-mal (50%) richtig als Hypokinesie erkannt. 3-mal wurde sie übersehen und als Akinesie beschrieben (50%).

Hypo- bis Akinesie:

Die einzige beschriebene Hypo- bis Akinesie wurde richtig als Hypo- bis Akinesie erkannt.

Dyskinesie:

Die einzige beschriebene Dyskinesie wurde als Hypokinesie beschrieben.

4.3.3. Herzmuskelhypertrophie des linken Ventrikels

Von 20 Patienten hatten 10 Patienten eine Hypertrophie (50%), die im CT in allen Fällen korrekt erkannt wurde (100%).

Daraus resultiert eine Sensitivität, ein positiver Vorhersagewert und ein negativer prädiktiver Wert von: 1,00; 1,00; 1,00; 1,00.

	Sensitivität	Spezifität	pos. prädiktiver Wert	neg. prädiktiver Wert
Hypertrophie	1,00	1,00	1,00	1,00

Tab. 21: Vorhersagewerte der linksventrikulären Hypertrophie des „MR-Kollektivs“

4.3.4. Globalfunktion des linken Ventrikels

Eine eingeschränkte Globalfunktion wurde in 4 Fällen gefunden. In 3 Fällen war diese Beobachtung richtig positiv (15%), in einem Fall falsch positiv (5%). In 16 Fällen wurde eine eingeschränkte Globalinsuffizienz richtig ausgeschlossen (80%).

	richtig positiv 3	falsch positiv 1
	falsch negativ 0	richtig negativ 16

Tab. 22: Vierfeldertafel der eingeschränkten Globalfunktion des „MR-Kollektivs“

Es resultiert für die Sensitivität ein Wert von 1,00, für die Spezifität ein Wert von 0,94, ein Wert von 0,75 für den positiven prädiktiven Wert und ein Wert von 1,00 für den negativen prädiktiven Wert.

	Sensitivität	Spezifität	pos. prädiktiver Wert	neg. prädiktiver Wert
eingeschränkte Globalfunktion	1,00	0,94	0,75	1,00

Tab. 23: Vorhersagewerte der eingeschränkten Globalfunktion des „MR-Kollektivs“

4.4. Ergebnisse der Mehrschicht-Computertomographie Ejektionsfraktion

4.4.1. Bestimmung des Zeitpunktes der Systole/Diastole

Im Vorfeld der Bestimmung der Ejektionsfraktion wurde an 70 Patienten der individuelle Zeitpunkt bestimmt, innerhalb welchen sich im RR-Intervall die

Systole bzw. die Diastole befindet. Das Herz wurde dabei in Zeitabständen von 4% des relativen RR-Intervalls untersucht.

Am häufigsten wurde bei der Bestimmung der Systole die Stelle „24%“ (in 23 Fällen, 32,9%) detektiert, gefolgt von „28%“ in 15 Fällen (21,4%) und „20%“ bzw. „32%“ in jeweils 12 Fällen (17,1%). In 8 weiteren Fällen wurden die Positionen „12%“, „16%“, „36%“, „40%“ und „44%“ gefunden.

Bei der Untersuchung der Diastole wurde in 22 Fällen die Position „84%“ (31,4%), 17-mal die Position „88%“ (24,3%) und 14-mal die Position „80%“ ermittelt (20%). Weitere Positionen, die bestimmt wurden, waren „56%“, „72%“, „76%“ und „92%“.

Systole	Anzahl	Prozent	Diastole	Anzahl	Prozent
"12%"	1x	(1,4%)	"56%"	1x	(1,4%)
"16%"	3x	(4,3%)	"72%"	1x	(1,4%)
"20%"	12x	(17,1%)	"76%"	9x	(12,9%)
"24%"	23x	(32,9%)	"80%"	14x	(20,0%)
"28%"	15x	(21,4%)	"84%"	22x	(31,4%)
"32%"	12x	(17,1%)	"88%"	17x	(24,3%)
"36%"	2x	(2,9%)	"92%"	6x	(8,6%)
"40%"	1x	(1,4%)			
"44%"	1x	(1,4%)			
Mittelwert:	"25,9%"		Mittelwert:	"83,3%"	
Median:	"24%"		Median:	"84%"	

Tab. 24: Häufigkeitsverteilung der relativen Zeitpunkte im RR-Intervall der Systole und Diastole

4.4.2. Ejektionsfraktion

Bei 26 Patienten wurde der Vergleich zwischen konventioneller Ventrikulographie und Bestimmung der Ejektionsfraktion mittels Mehrschicht-Computertomographie vorgenommen. Bei allen Patienten wurde in der Mehrschicht-Computertomographie eine auswertbare Bildqualität für die

Funktionsdiagnostik erreicht. Während der CTA betrug die durchschnittliche Herzfrequenz 65 Schläge ($\pm 14,7$ Schläge) pro Minute.

In der Mehrschicht-Computertomographie wies das enddiastolische Volumen im Vergleich zur Lävokardiographie eine Korrelation von $r=0,51$ ($150,1\pm 16,2$ ml vs. $138,7\pm 16,9$ ml; mittlere Differenz: $11,4\pm 12,7$ ml) und das endsystolische Volumen eine Korrelation von $r=0,81$ ($58,1\pm 14,6$ ml vs. $50,2\pm 13,4$; mittlere Differenz: $7,9\pm 8,8$ ml) auf. Beim Vergleich der Mehrschicht-Computertomographie mit der Lävokardiographie erbrachte die Bland-Altman-Analyse für das enddiastolische Volumen einen mittleren Unterschied der Messwerte von $11,0\pm 12,75$ (95% Konfidenzintervall: 5,0-16,1), für den Vergleich des endsystolischen Volumens von $8,6\pm 8,8$ (95% Konfidenzintervall: 5,0-12,1) und für die Ejektionsfraktion von $-3,0\pm 6,2$ (95% Konfidenzintervall: -5,5 bis -0,49). Ein Vergleich der Volumina zeigte jedoch, dass sowohl das enddiastolische Volumen ($p=0,008$) als auch das endsystolische Volumen ($p=0,003$) in der Mehrschicht-Computertomographie im Vergleich zur invasiven Ventrikulographie klinisch relevant überschätzt wurden. Die Bestimmung der Ejektionsfraktion mittels Ventrikulographie ergab eine Korrelation von $r=0,79$ ($60,9\pm 13,6\%$ vs. $64,9\pm 12,7\%$; mittlere Differenz: $4,0\pm 6,2\%$) zur Lävokardiographie. Die Ejektionsfraktion mit der Mehrschicht-Computertomographie wurde um durchschnittlich 4,0% unterschätzt.

	Mehrschicht-Computertomographie	Ventrikulographie	mittlere Differenz	Korrelationskoeffizient r
ESV	58,1 \pm 14,6 ml	50,2 \pm 13,4 ml	7,9 \pm 8,8 ml	0,81
EDV	150,1 \pm 16,2 ml	138,7 \pm 16,9 ml	11,4 \pm 12,7 ml	0,51
EF	60,9 \pm 13,6 %	64,9 \pm 12,7 %	4,0 \pm 6,2 %	0,79

Tab. 25: Quantitative linksventrikuläre Funktionsparameter der Mehrschicht-Computertomographie im Vergleich zur Lävokardiographie

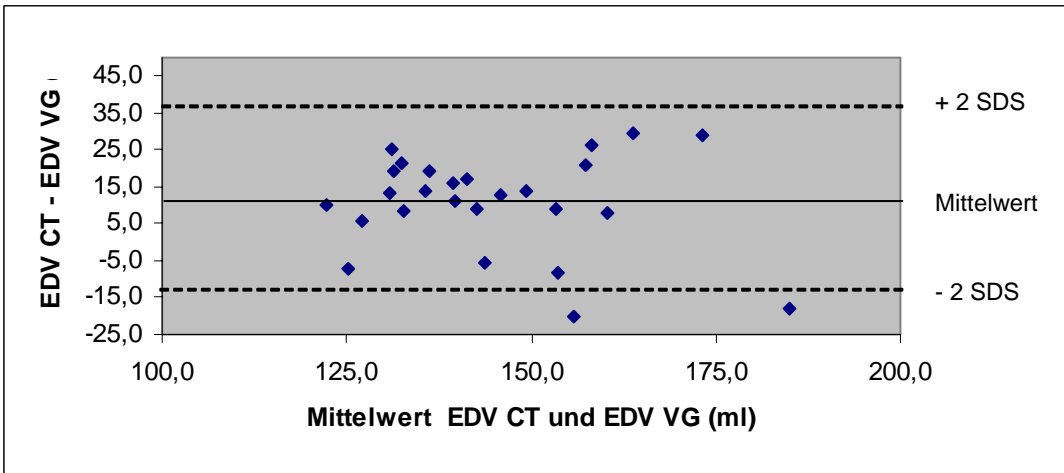


Abb 26.: Grafischer Vergleich der Ergebnisse nach Bland-Altman. Eingezeichnet sind die Mittelwerte des enddiastolischen Volumens (EDV) \pm der zweifachen Standardabweichung (SDS).

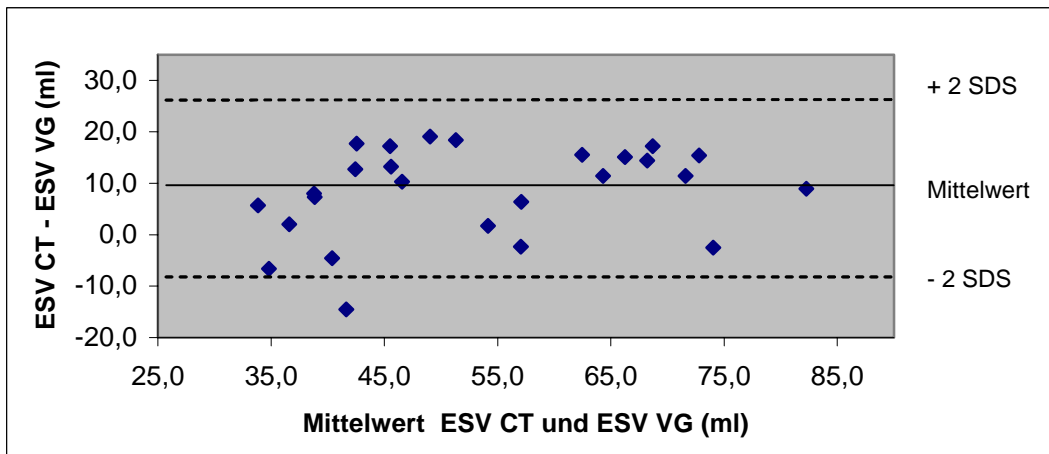


Abb. 27: Grafischer Vergleich der Ergebnisse nach Bland-Altman. Eingezeichnet sind die Mittelwerte des endsystolischen Volumens (ESV) \pm der zweifachen Standardabweichung (SDS).

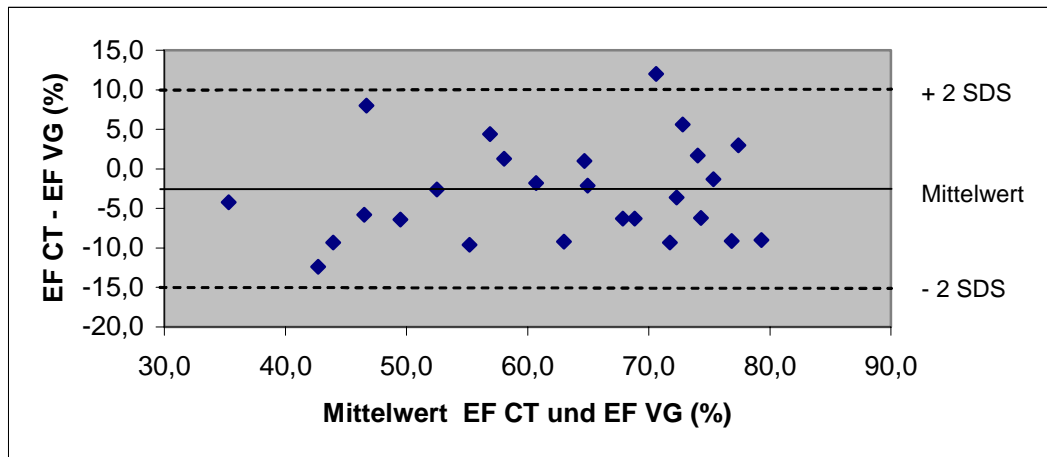


Abb. 28: Grafischer Vergleich der Ergebnisse nach Bland-Altman. Eingezeichnet sind die Mittelwerte der Ejektionsfraktion (EF) \pm der zweifachen Standardabweichung (SDS).

5. Diskussion

5.1. Funktionsdiagnostik des Herzens

5.1.1. Die klinische Bedeutung der Funktionsdiagnostik

Die Lävokardiographie und die Koronarangiographie stellten in den 60er und 70er Jahren eine revolutionäre Methode der Herzdiagnostik dar. Erst durch sie wurde es möglich, den komplizierten Bewegungsablauf der Herzaktion, der sich aus verschiedenen Einzelkomponenten zusammensetzt, zu untersuchen und einzelne Phasen der Kontraktion näher zu differenzieren (89,117).

Bereits 1982 wurde zum erste Mal die Möglichkeit der EKG-getriggerten Computertomographie von RUNDAGE & LIPTON als nichtinvasive Methode der Herzfunktionsdiagnostik beschrieben (32). Nachfolgende Studien, die sowohl am Menschen als auch am Tier vorgenommen wurden, zeigten, dass Veränderungen in der linksventrikulären Ausdehnung und die Identifizierung von Regionen mit Wandbewegungsstörungen prinzipiell möglich waren (112,116).

Die Funktionsdiagnostik in der konventionellen Lävokardiographie ermöglicht die genaue Betrachtung des Kontraktionsvorganges des linken Ventrikels. Der Untersucher kann alleine durch Beobachtung der dargestellten Bewegung des Herzens das Ausmaß einer Funktionsstörung des linken Ventrikels subjektiv ohne exakte Quantifizierung abschätzen. Durch rechneroptimierte Auswertung wird die qualitative Erhebung des Befundes sowie die Erhebung der Parameter der Austreibungsdynamik (endsystolische und enddiastolische Volumina und Auswurffraktion) vereinfacht. CHAITMAN et al. ermittelten für die quantitative Funktionsdiagnostik eine hohe Reproduzierbarkeit. Die Interobserver-Variabilität lag bei 8%, der Intraobserver-Vergleich bei 1% (39).

In der klinischen Anwendung haben Funktionsparameter eine große Bedeutung:

- Um die Auswirkung von Stenosen auf die Myokardfunktion zu objektivieren und Befunde der Koronarangiographie zu verifizieren, wird die Koronarangiographie in der Regel mit einer Lävokardiographie kombiniert (107).
- Einzelne Regionen des Herzens besitzen eine unterschiedliche Ischämieempfindlichkeit (84). Am empfindlichsten sind vor allem subendokardiale Schichten der linken Herzwand, da hier der größte intramurale Druck herrscht und die Durchblutung in der Systole beschränkt ist (59). Günstigere Bedingungen herrschen an der rechten Kammerwand. Eine Stenose wirkt sich dabei auf einen hypertrophierten Ventrikel hämodynamisch früher aus als auf ein normalgewichtiges Herz, da der Blutbedarf proportional zum Gewicht des Herzmuskels zunimmt.
- Die Erfassung der Patienten mit bekannter oder vermuteter KHK, die ein erhöhtes Myokardinfarktisiko haben, ist eine der wichtigsten Zielsetzungen der Funktionsdiagnostik des Herzens. Darüber hinaus ist die Ermittlung der Größe des beschädigten Areal und der Grad der linksventrikulären Funktion des Herzens eines der vorrangigen Ziele nach stattgefundenem Myokardinfarkt (151).
- In den 60er und 70er Jahren wurden umfangreiche Klassifikationssysteme, wie der Norris Score, der Killip Class, der Chapman Index und der Dubois Index entworfen, um die durchschnittliche Überlebenszeit und die Ermittlung eines Myokardinfarktisos anhand zahlreicher Parameter (Alter, stattgefundenen Herzinfarkt, Herzgröße, Ventrikelgröße usw.) zu ermitteln (40,51,100,128). In jüngeren Studien stellte sich heraus, dass die Bestimmung der Ejektionsfraktion signifikante prognostische Aussage

gen erlaubt, und somit die Klassifikationssysteme in Zukunft ablösen wird (42).

- Das bedeutet, dass die in der Lävokardiographie erhobenen Daten eine direkte langzeitprognostische und risikoratifizierende Bedeutung haben. Insbesondere die Rest-Ejektionsfraktion des linken Ventrikels ist ein wichtiger prognostischer Faktor bezüglich des Herztodes und der Komplikationsrate (1,46,74,152,158). Mock et al. zeigte 1982, dass eine hohe Korrelation zwischen der linksventrikulären EF und der langfristigen Entwicklung der KHK besteht (118). Symptomatische Patienten mit einer EF größer 50% hatten in dieser Studie eine 4-Jahres-Überlebensrate von 92%. Patienten mit einer EF kleiner 35% hingegen hatten eine 4-Jahres-Überlebensrate von 35%.
- Die Bestimmung der Ejektionsfraktion nimmt direkten Einfluss auf die Therapie und das weitere Vorgehen. Seit bekannt ist, dass die Morbidität und Mortalität bei der Revaskulisation bzw. das Risiko schwerwiegender Komplikationen mit der Abnahme der EF zunimmt, und dass Patienten, die ohne Zunahme der EF nach einer Operation schlechtere prognostische Aussichten haben als Patienten die konservativ behandelt wurden, nimmt die EF bei der Beurteilung, welcher Patient von einer Operation profitieren würde und welcher Patient besser konservativ behandelt werden sollte, eine wichtige Rolle ein (26,38,72,136,138,146).
- Auch das Ausmaß der Wandbewegungsstörung nach einem Myokardinfarkt ist ein wichtiger prognostischer Faktor. Verschiedene Studien, die echokardiographisch den Zusammenhang zwischen Art und Ausmaß der Wandbewegungsstörung nach einem Herzinfarkt und einem weiteren klinisch ungünstigen Verlauf untersucht haben, zeigten, dass eine starke Korrelation besteht (22,37,64,82,98,126). Als Grundlage dieser Studien diente unter anderem der relativ unbekanntes „wall motion score index“ (WMSI), der unter anderem die Nekrosegröße der betroffenen Herzregi-

on beschreibt. CARLUCCIO et al. stellten eine hohe Korrelation der prognostischen Wertigkeit des WMSI fest (37).

- Die linksventrikuläre Ejektionsfraktion gibt darüber hinaus Auskunft über die Mortalität in den ersten 18 Monaten nach erfolgter Bypass-Operation. WALLIS et al. bestätigten in einer „Langzeit-Follow-Up“ Studie die prognostische Wertigkeit der Ejektionsfraktion nach erfolgter Bypass-Operation (186).

5.1.2. Festlegung der Normwerte

Die in der Literatur angegebenen Normwerte der globalen Ejektionsfraktion variieren je nach angewandeter Technik zwischen 55 und 67%. KENNEDY et al. ermittelten 1966 angiographisch (biplan) eine Ejektionsfraktion von $67\pm 8\%$, HAMMERMEISTER et al. 1974 angiographisch (monoplan) eine EF von $64\pm 7\%$.

5.1.3. Geschichte der Angiographie

Den ersten Selbstversuch, sich einen Katheter über eine Armvene in den rechten Vorhof einzuführen, führte FORSSMANN im Jahre 1929 durch. Es dauerte anschließend jedoch noch über 30 Jahre bis die ersten Koronarangiographien 1960 (BELLMAN et al.), 1961 (DOTTER und FRIESCHE) und 1964 (PAULIN) beschrieben wurden (19,50,139). Es handelte sich hierbei um eine unselektive Koronarangiographie, bei der das Kontrastmittel in die Aorta Ascendens gespritzt wurde. Dies hatte entsprechend unbefriedigende Ergebnisse zur Folge.

Im Jahre 1962 führten SONES und SHIREY an der „Cleveland Clinic“ erstmals die selektive Koronarangiographie durch, bei der das Kontrastmittel direkt in die Herzkranzgefäße injiziert wurde (168). Als Zugang wählte man dabei die Arteria Brachialis. 1967 wurde diese Methode durch den transfemorale Zugang durch JUDKINS ergänzt (90).

5.1.4. Indikation der Angiographie

Die Indikation zur invasiven Diagnostik des Herzens mittels Koronarangiographie ist vielfältig und umfasst besonders kardiale Erkrankungen, die einer operativen oder interventionellen Behandlung bedürfen. Hierbei stellt die koronare Herzerkrankung (KHK) die bei weitem größte Indikationsgruppe dar. Weitere Gruppen betreffen den akuten Myokardinfarkt, den Zustand nach Reanimation, erworbene Herzklappenfehler, angeborene Herzfehler, Aortendissektion, Perikarderkrankungen, Kardiomyopathien und den Zustand nach Herztransplantation. Dabei ist aufgrund eines gewissen Risikos für den Patienten und der nicht unerheblichen Kosten auf eine sorgfältige Indikationsstellung zu achten.

Die diagnostische Sicherheit, die aus einer vollständigen invasiven kardiologischen Diagnostik resultiert (einschließlich Koronarangiographie, Ejektionsfraktion, Klappenöffnungsfläche, Kreislaufwiderstände etc.), wird bisher noch durch kein anderes Verfahren gewährleistet (106).

5.1.5. Indikation der Lävokardiographie

Die Sondierung des linken Ventrikels bei der Lävokardiographie ist ein integrierter Bestandteil nahezu jeder Herzkatheteruntersuchung (104). Das Ventrikulogramm kann entweder vor oder nach Darstellung der Koronararterien erfolgen (107).

Es können eine Reihe von Befunden aus der Lävokardiographie erhoben werden. Diese Befundmöglichkeiten bedingen eine entsprechend weite Indikationsstellung. Dazu zählen (107):

- Darstellung und Quantifizierung der regionalen und globalen Ventrikelfunktion einschließlich der Bestimmung der Ejektionsfraktion

- Messung der endsystolischen und enddiastolischen Volumina inklusive des Schlagvolumens
- Bestimmung der linksventrikulären Wanddicke
- Darstellung der Ventrikelgeometrie insbesondere bei Hypertrophie
- Darstellung linksventrikulärer Thromben
- Nachweis von Herzklappenfehlern und Ventrikelseptumdefekten sowie die Registrierung der linksventrikulären Druckkurve inkl. des linksventrikulären enddiastolischen Druckes (LVEDP)

In der klinischen Routine der Lävokardiographie ist die qualitative Beurteilung der regionalen Wandbewegungsstörung, wie z.B. der globalen Ejektionsfraktion, des LVEDP und der Integrität des Myokards, bedeutsamer als die quantitative Erfassung von regionalen Wandbewegungsstörungen (107).

5.1.6. Komplikationen und Kontraindikationen

Häufigkeit und Ausmaß von Komplikationen nach invasiver kardiologischer Diagnostik sind abhängig sowohl vom Schweregrad der kardialen Grunderkrankung und der nicht-kardialen Begleiterkrankungen als auch von untersuchungstechnischen Parametern (Untersuchungsdauer und -umfang, Zugangsweg, Kontrastmittelmenge etc.) sowie darüber hinaus vom Ausbildungsstand und der Erfahrung des Untersuchenden. Unterschieden wird zwischen (107):

- kontrastmittelassoziierten Komplikationen (Nierenversagen, allergische Reaktion)
- lokalen Komplikationen im Bereich der Punktionsstelle (Hämatom, Aneurysma spurium, AV-Fistel)
- kardiovaskulären Komplikationen v.a. bei der Koronarangiographie (Myokardinfarkt, Herzrhythmusstörungen)
- kardialen Komplikationen (ventrikuläre Tachyarrhythmien, intramyokardiale Kontrastmittelinjektion, Ventrikelperforation)

- zerebrovaskulären Komplikationen (zerebrale Embolien durch Luft oder Thromben)

Myokardinfarkte entstehen während der mit der Lävokardiographie durchgeführten Koronarangiographie durch Koronarembolie oder Dissektion der Gefäße. Die linke Herzkranzarterie ist dabei seltener betroffen als die rechte. Natürlich ist auch der Verschluss einer bereits kritischen Stenose mit der Katheterspitze möglich.

Zerebrale Embolien sind mit 0,09% eine Rarität (6). Kammerflimmern gehört zu den häufigsten Rhythmusstörungen. Seit der Anwendung von angewärmtem Kontrastmittel ist die Komplikation deutlich rückläufig (0,24%) (107).

Allergische Reaktionen durch die Applikation von Kontrastmittel, wie Kopfschmerzen, Übelkeit, Hautrötung oder Quaddelbildung, sind in der Regel harmlos und schnell mit Antihistaminika und Glukokortikosteroiden zu behandeln.

Schwerwiegende Komplikationen (insbesondere große Herzinfarkte, Kammerperforationen und Pumpversagen des linken Ventrikels) sind relativ selten, dennoch muss insgesamt bei bis zu 0,01% der Patienten nach diagnostischer Herzkatheterisierung mit einem tödlichen Verlauf gerechnet werden (11,111,127).

Patienteneigenschaften, die mit einem erhöhten Mortalitätsrisiko einhergehen, sind (11, 108):

- Alter (Säuglinge unter einem Jahr und Patienten über 65)
- NYHA-Stadium IV (10fach höhere Sterblichkeit als Patienten im Stadium I-II)

- Hauptstammstenosen (eine hochgradige linkskoronare Hauptstammstenose ist mit einer 10fach höheren Mortalität assoziiert als eine koronare 1-Gefäßerkrankung)
- valvuläre Herzerkrankungen
- eingeschränkte Ventrikelfunktion (10fach höhere Mortalität bei einer EF < 30% im Vergleich zur EF > 50%; besonders hoch ist das Risiko bei einem LVEDP < 25 mm Hg und systolischem Aortendruck < 100 mm Hg)
- schwere extrakardiale Begleiterkrankungen, wie z.B. Niereninsuffizienz, insulinpflichtiger Diabetes mellitus, fortgeschrittene zerebrovaskuläre Erkrankung, schwere periphere arterielle Verschlusskrankung und schwere Lungenfunktionsstörung (11,108)

5.1.7. Limitationen der Lävokardiographie

Die Lävokardiographie wird heute im klinischen Alltag als Goldstandard betrachtet (102). Ergebnisse aus Untersuchungen seit Beginn der 60er Jahre haben gezeigt, dass die Volumenbestimmung mittels Lävokardiographie mit guter Validität bei herzgesunden Patienten möglich ist (67,156,196). Dabei ist es von untergeordneter Bedeutung, welche Aufnahmeprojektion gewählt und ob monoplane oder biplane Techniken angewendet wurden. Dies wurde anhand von Untersuchungen an Ventrikelaussusspräparaten objektiviert (48).

Volumenbestimmungen insbesondere bei Patienten mit KHK sind jedoch mit Zurückhaltung zu beurteilen, da eine realistische Überprüfung, wie DODGE anhand von Ventrikelaussusspräparaten aufzeigte, nicht möglich ist (48). COHN et al. bestimmten in einer Studie mit 10 Herzgesunden und 50 KHK-Patienten eine hohe Korrelation zwischen der monoplanen RAO Flächen-Längen-Bestimmung und der biplanen RAO/LAO Flächen-Längen-Bestimmung bei Herzgesunden. Deutlich größere Unterschiede stellten sie hingegen bei der Gruppe der KHK-Patienten mit nachweisbaren Kontraktionsstörungen fest (43).

Im Rahmen der Diagnostik der KHK ist die regionale Wandbewegungsfunktion von Interesse, die in direktem Zusammenhang mit der lokalen Durchblutung steht. Es sollte jedoch beachtet werden, dass hämodynamische Parameter, wie z.B. die Ejektionsfraktion, sich erst ändern, wenn über 25% der Myokardoberfläche von einer Asynergie betroffen sind (71,75). Zur Aufrechterhaltung der Pumpfunktion spielt der Frank-Starling-Mechanismus, die Mehrbewegung des intakten Muskelgewebes und die erhöhte Sympatikusaktivität eine entscheidende Rolle.

Aufgrund dieser Tatsache sind die Messgrößen der Austreibungsdynamik (Ejektionsfraktion, endsystolisches und enddiastolisches Volumen) bei der detaillierten Betrachtung der Regionalfunktion, die im direkten Zusammenhang mit einer lokalen Minderdurchblutung steht, weniger geeignet. Darüber hinaus können auch andere Ursachen, wie eine hypertrophiebedingte Steifigkeitszunahme, Einfluss auf die Austreibungsdynamik nehmen.

In der Lävokardiographie spielen subjektive Einflüsse bei der Einzeichnung der Konturen eine wesentliche Rolle bei der Abweichung der Messergebnisse, die nach exakt gleichen Methoden von unterschiedlichen Untersuchern ermittelt werden (167). Es besteht die Tendenz, die stark trabekulierte endsystolische Silhouette als zu klein einzuschätzen (68,167). Es handelt sich hierbei um einen systematischen Fehler, der durchschnittlich zu einer zu hohen Ejektionsfraktion führt – oder, wie in dieser Arbeit ermittelt, zu einer zu geringen Ejektionsfraktion bei der Auswertung mittels der Computertomographie.

Bei der Lävokardiographie ist die Gabe von Kontrastmittel erforderlich. In tierexperimentellen Untersuchungen wurde festgestellt, dass die Dynamik des Ventrikels durch die Applikation beeinflusst wird. Es zeigte sich ein signifikantes Ansteigen des linksventrikulären Volumens und der Auswurfraction unmittelbar nach der Kontrastmittelinjektion (121,157). Die maßgebliche Veränderung der Hämodynamik ist mit einer veränderten Kontraktilität in Verbindung zu bringen, die durch den Transfer von Wasser aus dem zellulären Raum in den

intravasalen Raum aufgrund des hyperosmolaren Milieus des Kontrastmittels zustande kommt (31).

CARLTON stellte bereits im dritten Herzzyklus ein signifikantes Ansteigen des EDV fest (36). Andere Untersucher stellten eine Zunahme erst ab dem 7. Herzzyklus fest (73,182).

Es kann nicht gänzlich sichergestellt werden, dass bei der durchgeführten Herzfunktionsdiagnostik ausschließlich Herzzyklen ausgewertet wurden, die in den ersten beiden Phasen nach Kontrastmittelapplikation stattfanden.

In der Lävokardiographie sind Katheterirritationen des Myokards und Extrasystolen wiederholt beschrieben worden (35). Der Herzkatheter verursacht dabei am Endokard Irritationen, die im Zusammenhang mit der Kontrastmittelapplikation zu Extrasystolen führen. Nach einem postextrasystolischen Schlag tritt eine Zunahme der Wandinwärtsbewegung auf, so dass eine zuvor vorhandene Hypokinesie unter Umständen nicht mehr nachweisbar ist (53). Es wurde bei der Auswertung der Ventrikulographie darauf geachtet, dass keine Herzphasen ausgewertet wurden, die auf eine Extrasystole folgten.

Zur Überprüfung von Wandbewegungsstörungen wird in den meisten Studien die „Cine-Ventrikulographie“, seltener die Echokardiographie oder die Radionuklidventrikulographie eingesetzt. Keine dieser Methoden ist jedoch ein echter Standard bei der Erkennung von Wandbewegungsstörungen. Sowohl bei der Lävokardiographie als auch bei der Radionuklidventrikulographie werden zwar Wandbewegungsstörungen erfasst, es handelt sich bei diesen Methoden jedoch im Gegensatz zur Computertomographie um eine Projektion des Herzens. Dieser nicht unbedeutende Unterschied erschwert den direkten Vergleich beider Methoden und die objektive Beurteilung des Ausmaßes und der Lokalisation der Wandbewegungsstörung.

Zu Beginn dieser Studie gab es noch keine vergleichenden Studien zwischen der Magnetresonanztomographie und der Mehrschicht-Computertomographie.

Die Koronarangiographie ist eine invasive Methode. Aufgrund der zuvor erläuterten Komplikationen und der zwar kleinen, aber nicht zu unterschätzenden Mortalität und Morbidität, sowie den hohen Kosten, wurden in den vergangenen Jahren zahlreiche Bemühungen unternommen, nichtinvasive Techniken der Lävokardiographie und Koronarangiographie zu entwickeln (4).

5.1.8. Alternative Methoden

Neben der Lävokardiographie werden globale Herzvolumenparameter heute mittels Radionuklidventrikulographie, Elektronenstrahltomographie (EBCT), Magnetresonanztomographie und Echokardiographie bestimmt (27,66,150,155).

Im klinischen Alltag werden Funktionsparameter vornehmlich mit der Doppler-Echokardiographie als Geschwindigkeitsmessung im Bereich der Klappenebene erfasst. Dies erlaubt eine schnelle, relativ sichere und kostengünstige Bestimmung (150,178). Die Ergebnisse der Echokardiographie sind jedoch abhängig von der auswertenden Person und des Schallfensters. Daraus resultiert in einem Drittel der Fälle eine schlechte Bildqualität (7). Die Detektion und Beurteilung von Stenosen in den Herzkranzgefäßen ist nicht möglich (7).

Die kardiale Magnetresonanztomographie wird seit Ende der 80er Jahre als nichtinvasives bildgebendes Verfahren zur Darstellung des Herzens eingesetzt. Die Vorteile dieser Untersuchungsmodalität liegen im hohen Weichteilkontrast, der eine hervorragende anatomische Abgrenzbarkeit von Ventrikellumen, Endokard und Epikard ohne ionisierende Strahlung oder intravenöse Kontrastmittelapplikation erlaubt (91).

Die Magnetresonanztomographie (MRT) gilt inzwischen als eines der genauesten Verfahren in der Bestimmung der globalen Herzvolumenparameter EDV, ESV und EF (79,150).

Die Bestimmung der Herzfunktionsparameter mittels MR Volumetrie findet jedoch noch keine breite klinische Anwendung. Dies liegt zum einen an der kostengünstigen und schnellen Ermittlung der Herzfunktion mittels Echokardiographie und zum anderen an der zeitaufwändigen Auswertung der MR-Untersuchung (150). Kernspintomographen werden bisher aufgrund der enormen Kosten für Anschaffung und Unterhalt nur in wenigen klinischen Zentren eingesetzt und sind deshalb nicht weiträumig verfügbar.

Die bildgebende Diagnostik der Koronararterien mittels Magnetresonanztomographie stellt noch keine klinisch etablierte Untersuchungsmodalität dar, auch wenn bereits Stenosen der proximalen Koronararterien mit hoher Sensitivität und Spezifität nachgewiesen werden konnten (143). Die wichtigste Einschränkung der Magnetresonanztomographie ist die eingeschränkte räumliche Auflösung (ca. 5 Linienpaare/cm) und das eingeschränkte Signal-zu-Rausch-Verhältnis (17).

Die Magnetresonanztomographie steht damit in direkter Konkurrenz zur Mehrschicht-Computertomographie. Aufgrund der neuen Technologie der Mehrschicht-Computertomographie gibt es noch keine Untersuchungen, die die Magnetresonanztomographie oder andere etablierte Methoden mit der Mehrschicht-Computertomographie vergleichen. Entsprechende Studien sollten vorangetrieben werden, zum einen um die Validität der einzelnen Methoden zu überprüfen, zum anderen auch, um Unsicherheiten bei klinisch tätigen Ärzten auszuräumen. Neben weiteren Untersuchungen sind Studien gefordert, die die Reproduzierbarkeit der Mehrschicht-Computertomographie wie zum Beispiel die Inter- bzw. Intraobserver-Variabilität untersuchen, um die Anwendbarkeit im klinischen Alltag zur Verlaufskontrolle zu ermitteln.

5.2. Mehrschicht-Computertomographie

5.2.1. Die klinische Bedeutung

Die Technik der Computertomographie hat in den letzten Jahren und Jahrzehnten einen hohen Stellenwert erlangt (44,94,95,137,183,184,185). Viele diagnostische Maßnahmen sind ohne den Einsatz der Computertomographie heute nicht mehr vorstellbar und werden im klinischen Alltag routinemäßig eingesetzt (62). Der Computertomograph gehört deshalb in den Kliniken der westlichen Welt zur Standardausrüstung. Jedes Krankenhaus benötigt und verfügt über einen Computertomographen.

Mit der einfachen Spiral-Computertomographie-Technik wurden Anfang der 90er Jahre erstmals Gefäßuntersuchungen sowie Stenoseuntersuchungen durchgeführt. Die Ergebnisse waren jedoch nicht ausreichend, um eine klinische Anwendung der CT-Angiographie des Herzens zu etablieren (13,44,61,65,123,124,144,145,153,195).

Ein Grund dafür war die Tatsache, dass insbesondere bei Aufnahmen des Thorax und des Abdomens die Spiralaufnahme idealerweise innerhalb einer Atemanhaltephase durchgeführt werden sollte, um Bewegungsartefakte durch Atmung zu vermeiden (25-30 s)(129). Dies führt allerdings zu einer deutlichen Verschlechterung der Auflösung v.a. bei größeren Volumina, da bei 1-Sekunden-Scannern eine Kollimierung (Schichtdicke) von etwa 8 mm gewählt werden muss, um das vollständige Abfahren des Körpers (z-Achse) in dieser Zeitspanne zu gewährleisten.

Bei vorgegebener Untersuchungsdauer lässt sich eine größere Volumenabdeckung bzw. eine verbesserte Auflösung mit dem CT-Gerät entweder durch Steigerung der Rotationsgeschwindigkeit (Einführung der Subsekundenspirale „SOMATOM Plus 4“ im Jahre 1994 durch Siemens mit einer Rotationszeit von 0,75 s) oder durch gleichzeitige Aufnahme mehrerer Schichten erreichen.

Seit der Einführung der Spiral-Computertomographie kam es zu einer rapiden Weiterentwicklung dieser Technik. Die Firma Siemens stellte im Jahre 1998 den ersten Mehrschicht-Computertomographen „SOMATOM Volume Zoom“ vor. Er verfügte über eine Rotationszeit von 0,5 s und vier parallelen Schichten und erreichte eine Leistungssteigerung um den Faktor 8 im Vergleich zu einem 1-Sekunden Einzelschicht-Spiral-Scanner (18,102,133). Für einige Autoren stellte die Mehrschicht-Computertomographie einen Quantensprung in der klinischen Darstellbarkeit dar (60,103,175).

Damit eröffnete sich der Mehrschicht-Spiral-Technik der Zugang zu einer Vielzahl klinischer Anwendungen. Es ergibt sich eine deutlich gesteigerte Volumenabdeckung pro Zeiteinheit (von Bedeutung zum Beispiel für die CTA der Beine) sowie eine deutlich gesteigerte Untersuchungsgeschwindigkeit (von Bedeutung zum Beispiel bei polytraumatisierten Patienten oder bei onkologischer Ganzkörperuntersuchung) (87). Noch bedeutender als die Vergrößerung des Untersuchungsvolumens ist jedoch die Verbesserung der Auflösung durch die Verringerung der kollimierten Schichtdicke (18,86,104,131,134). In der daraus resultierenden Steigerung der dreidimensionalen Bildqualität liegt zukünftig wohl das bedeutsamste Potential. So werden erstmals Untersuchungen möglich, die bisher anderen Methoden vorbehalten waren. Dazu zählen die CT-Angiographie, hochauflösende Bildgebung der Gehörknöchelchen oder die virtuelle Endoskopie (20). Beim „SOMATOM Volume Zoom“ kann die 0,5 mm Spirale mit speziellem Ultrahochauflösungsmodus mit einer Auflösung von bis zu 24 lp/cm in der Bildebene kombiniert werden (130).

5.2.2. Betrachtung der Computertomographie

Die dreidimensionale Rekonstruktion des Herzens sowie die Visualisierung der Herzkranzgefäße war bisher aufgrund der eingeschränkten zeitlichen Auflösung nicht mit der Computertomographie durchführbar. Erst die neue Generation von

CT- Scannern mit 4 parallelen Detektoren und der gleichzeitigen Aufzeichnung des Patienten-EKGs erlaubte die Anwendung dieser neuen Technik.

Die Akquisitionsdauer für einen kompletten Datensatz des Herzen ist signifikant reduziert worden: um den Faktor 2,5 im Vergleich zur EBCT bzw. um den Faktor 5 im Vergleich zur Einzeilen-Computertomographie (103). Dennoch stellt das relativ lange Atemanhalten weiterhin eine Einschränkung dar, die zu Bewegungsartefakten führen kann, wenn sie von dem Patienten nicht toleriert wird. Um die Untersuchungsdauer zu verkürzen, könnte der Pitch, die Geschwindigkeit des Tischvorschubs, erhöht werden. Allerdings würde eine Erhöhung des Pitches zu einer Erhöhung der Schichtdicke und dem Verlust der räumlichen Auflösung führen. Das optimale Verhältnis von Pitch zu Schichtdicke sollte weiter untersucht werden, um die bestmögliche Toleranz für den Patienten und die bestmögliche räumliche Auflösung zu erreichen.

Die Akquisition von Submillimeterschichten, eine Steigerung der Untersuchungsschichten - ein 16-Schicht Mehrschicht-Computertomograph befindet sich seit neuestem auf dem Markt - sowie die Erhöhung der Rotationsgeschwindigkeit der Gantry könnte die zeitliche Auflösung um bis zu 40 ms senken (103). Dies würde die Untersuchung von Patienten mit Herzfrequenzen auch über 70 Schlägen pro Minute erlauben und würde die benötigte Dauer des Luftanhaltens für den Patienten deutlich verkürzen. Dadurch ließen sich Bewegungsartefakte und Untersuchungsdauer reduzieren (70, 103).

Zur Zeit ist noch nicht absehbar, ob die Herzdiagnostik auf absehbare Zeit eine wichtige Domäne der Computertomographie wird. Wichtige Aufgaben gilt es zuvor zu lösen. Hierzu zählen die Kosten der Computertomographie, die Strahlenexposition, das Risiko von Kontrastmittelkomplikationen sowie die Dauer der Datenakquisition, die pro Patient 10-15 Minuten in Anspruch nimmt. Ebenso muss die Dauer der Auswertung berücksichtigt werden, die ungefähr so viel Zeit beansprucht wie die Auswertung in der Magnetresonanztomographie (30-45 min).

Betrachtet man jedoch die Volumetrie im Mehrschicht-CT unter dem Aspekt einer vorangegangenen Indikation zur Untersuchung der Herzkranzgefäße mittels Mehrschicht-Computertomographie, so ändert sich die Bewertungsgrundlage zugunsten der Volumetrie im Computertomographen erheblich.

	n	Sensitivität (%)	Spezifität (%)	nicht auswertbar
Achenbach Circulation 2001	64	91	84	32
Knez Z Kardiol 2001	48	82	97	8
Kopp Radiology 2001	102	91	87	-
Nieman Lancet 2001	31	81	97	27
Schroeder Z Kardiol 2001	90	83	95	21
Winter RoFo 2001	27	76	93	17

Tab. 29: Studienergebnisse Stenosedetektion in den Koronararterien mittels Mehrschicht-Computertomographie (70)

Der Grund hierfür liegt in jüngeren Studien, die die Detektion von Stenosen und der Plaquemorphologie der Herzkranzgefäße mittels der CT-Technologie untersuchten. Die Ergebnisse klingen viel versprechend. In 6 klinischen Studien aus dem Jahre 2001, die an insgesamt 362 Patienten die nichtinvasive Koronarangiographie mit der herkömmlichen Koronarangiographie verglichen haben, zeigte sich, dass die Mehrschicht-Computertomographie bei der Detektion von Stenosen sowohl bei asymptomatischen Patienten als auch bei Patienten nach chirurgischem Eingriff (PTCA, Stentimplantation) Sensitivitäten von 76-91% und Spezifitäten von 84-97% erreicht (70).

Der wahrscheinlich entscheidende Vorteil der Computertomographie liegt jedoch nicht nur in der nichtinvasiven Bestimmung von Stenosen, die für die Patienten eine Erleichterung darstellt und das Risiko schwerwiegender Komplikationen verringert, sondern gerade in der ermöglichten Detektion der Plaquemorphologie und der Gefäßkalziumbestimmung.

Nur ein Drittel aller Herzinfarkte entstehen durch eine signifikante Stenose der Herzkranzgefäße. Viel häufiger ist die Ursache des Verschlusses und der Thrombosierung der Koronargefäße die Ruptur eines vulnerablen Plaques (56,57,58,70).

Die Detektion solcher Plaques durch konventionelle Methoden, sowie die Vorhersage über das Risiko einer Ruptur, kann kaum durchgeführt werden, da der Patient über keinerlei Symptome verfügt. Konventionelle kardiologische Verfahren inklusive der Koronarangiographie sind mit Ausnahme des MRT nicht diagnostisch (58,180). Zwar beschreibt die Koronarangiographie den luminalen Durchmesser und etwaige stenosierte irreguläre Wandbegrenzungen mit großer Sicherheit, jedoch erlaubt sie keine Aussage über die Zusammensetzung des atherosklerotischen Plaques, ebenso wenig wie über die histopathologische Morphologie (180). Gerade diese Aussagen sind jedoch für die Beurteilung, ob es sich um einen risikoreichen, d.h. rupturgefährdeten Plaque handelt von außerordentlicher Bedeutung. Die MRT und die EBCT sind weitere nichtinvasive Verfahren zur Untersuchung der Plaquemorphologie mit viel versprechenden Ergebnissen (17,58). Eine wesentliche Limitation ist jedoch die geringe Verbreitung dieser Techniken aufgrund der hohen Kosten. Außerdem ist die räumliche Auflösung gering (> 1 mm), was diese Techniken anfälliger für Bewegungs- und Atemartefakte macht (165).

Ein weiterer Marker, der eine Aussage über den Zustand der Herzkranzgefäße und damit über das Risiko eines Myokardinfarktes erlaubt, ist der Kalziumgehalt der Koronararterien (14,25,30,54,176). Der Kalziumgehalt der Koronararterien ist ein spezifischer Marker für die Arteriosklerose in den Gefäßen (187).

Darüber hinaus wurde gezeigt, dass das Nichtvorhandensein von Kalzifikationen der Herzkranzgefäße ein strenger Indikator für nichtstenosierte Herzkranzgefäße ist (119,169). Die Mehrschicht-Computertomographie zeigt auch in diesem Bereich gute Ergebnisse, welcher bisher die Domäne der Elektronenstrahltomographie (EBCT) war (103).

HABERL et al. verdeutlichten bei Patienten mit einer positiven Herzanamnese in einer Studie aus dem Jahre 2001 die bedeutende Lücke in der Beurteilung der Herzsymptomatik durch die Koronarangiographie. Es wurden bei 1764 symptomatischen Patienten, die sich einer Koronarangiographie unterzogen, in nur 53% der Fälle signifikante Stenosen (> 50%) gefunden (69, 70).

Bei der Betrachtung der Funktionsdiagnostik des Herzens mittels Computertomographie sollte man sich der neuen Bedeutung der Mehrschicht-Computertomographie in der Koronardiagnostik bewusst sein. Die in dieser Arbeit untersuchte Funktionsdiagnostik ist ein weiterer wichtiger Bestandteil einer kompletten und umfassenden Analyse über den Zustand des Herzens. Ein bereits auf Obstruktionen der Koronararterien und etwaiger Plaquemorphologie mittels Computertomographie untersuchter Patient müsste sich keiner weiteren ggf. invasiven Untersuchung unterziehen, um weitere Aspekte der Herzdiagnostik zu ermitteln. Alle klinisch wichtigen Parameter ließen sich mit den Daten bestimmen, die in einer einzigen Untersuchung gewonnen wurden.

5.2.3. Dosisbetrachtung

Die höhere Strahlenexposition in der Mehrschicht-Computertomographie im Vergleich zur Koronarangiographie (ca. 3 mSv) ist eine weitere wichtige Problemstellung. Da die Mehrschicht-Computertomographie eine höhere Datenakquisition bezüglich Schichtanzahl pro Zeit erlaubt als die konventionelle Spiraltechnik, wird in derselben Zeit eine Vielzahl von Schichten detektiert. Dies führt zu einer Zunahme der Strahlenexposition. Die Höhe der effektiven Strahlenbelastung bei der CT-Angiographie beträgt zwischen 5 und 6 mS (120

kV, 300 mA) (130). Sie ist jedoch bei der Computertomographie standardisiert, und nicht wie bei der konventionellen Angiographie untersucherabhängig.

Einige Autoren favorisieren neben den genannten Verbesserungen der technischen Ausrüstung die prospektive EKG-Triggerung, um nur die für die Auswertung der Herzkranzgefäße relevanten Phasen innerhalb eines RR-Intervalles zu erfassen (165). Es ist jedoch fraglich, ob eine prospektive Triggerung zu einer substantiellen Reduktion der Strahlenexposition führen kann, da das optimale Zeitfenster von Patient zu Patient und zwischen den einzelnen Koronararterien variiert (4). Nur die Akquisition eines geringeren Teils des Herzzyklus könnte so eingespart werden, und zwar insbesondere derjenige, der in dem Bereich zwischen 0% und 30% des Herzintervalls liegt. Dies würde jedoch keine Herzfunktionsdiagnostik mehr zulassen, da für die Volumetrie vor allem die Systole von herausragender Bedeutung ist. Diese befindet sich, wie wir festgestellt haben, zu 77,2% in dem Intervall zwischen 0-30%.

Die Lösung dieses Problems könnte die EKG-gesteuerte Dosismodulation darstellen. Bei dieser Technik wird die Dosis automatisch in bestimmten Bereichen des RR-Intervalles, die für die Stenoseuntersuchung von weniger großer Bedeutung sind, reduziert. Dies würde weiterhin eine Herzfunktionsdiagnostik ermöglichen, da für die Auswertung die erforderliche Auflösung weit geringer ist als bei der Stenosedetektion. Die prospektive EKG-Triggerung ist hingegen unflexibel im Bezug auf sich ändernde Herzfrequenzen, wie das z.B. bei Arrhythmien oder tiefer Inspiration der Fall ist. Durch eine tiefe Inspiration kommt es zu einer Veränderung der Frequenz aufgrund des Valsalva Manövers. Das retrospektive EKG-Gating ist besser geeignet, um die Position der Rekonstruktion kontinuierlich zu immer dem gleichen Zeitpunkt durchzuführen und die Bildung von Artefakten eines arrhythmischen Patienten zu verringern (44,102).

Eine weitere Möglichkeit die Strahlenexposition zu senken, ist die Entwicklung neuer mathematischer Rekonstruktionsalgorithmen. Weitere Entwicklungen müssen zum Ziel haben, schnelle und praktische Algorithmen zu entwerfen, die die immer größer werdende Gantry berücksichtigen und mathematische Artefakte möglichst verhindern. Zwei viel versprechende Ansätze, die „Multislice Fourier Reconstruction“ und die „Advanced Single Slice Rebinning“ sind in Erprobung (97, 103, 162).

5.2.4. Die Kontrastmittelgabe

Auf die Injektion von Kontrastmittel kann auch bei der Mehrschicht-Computertomographie nicht verzichtet werden. Die Weiterentwicklung des Untersuchungsprotokolls stellt eine wichtige Herausforderung dar. Dabei ist nicht nur die Reduktion von Kontrastmittel von Bedeutung, sondern auch die zeitlich korrekte Injizierung. Obwohl die Menge des Kontrastmittels bereits stark reduziert worden ist, sind Nebenwirkungen, wie allergische Reaktionen, elektrophysiologische Auswirkungen auf das Herz, hämodynamische Effekte, rheologische Veränderungen und thrombotische Komplikationen und Nierenfunktionsverschlechterungen, durchaus möglich. Es gilt deshalb die strikte Forderung die Kontrastmittelmenge auf das diagnostisch vertretbare Maß zu senken. In unserer Untersuchung fiel auf, dass basale Anteile des Herzens häufig ohne Kontrastierung aufgezeichnet worden waren. Die zeitliche Abfolge der Kontrastinjizierung und der Beginn des Scannprozesses, sowie die Regulierung der Kontrastmenge sollte überprüft und modifiziert werden. Neue Untersuchungsprotokolle sollten entwickelt werden.

5.2.5. Limitationen der Mehrschicht-Computer-Ventrikulographie

Bei der Betrachtung der Limitationen der Ventrikulographie mittels Mehrschicht-Computertomographie muss beachtet werden, dass die Ventrikulographie durch Daten ermöglicht wird, die in der CT-Angiographie erhoben werden. Daher sind

die Limitationen der CT-Angiographie zugleich die Limitationen der Ventrikulographie.

Nur wenige Publikationen haben den Einfluss der Herzfrequenz auf die Bildqualität untersucht (3,81,194). HONG et al. zeigten in ihrer Arbeit den umgekehrt proportionalen Zusammenhang zwischen der Herzrate und der Bildqualität in der CT-Angiographie auf (81). Sie stellten fest, dass eine verringerte Schlagfrequenz die Diastole verlängert und damit die Ergebnisse der Auswertung verbessert. Eine pharmakologische Reduzierung der Herzfrequenz, z.B. mittels Betablocker könnte Einfluss auf die Auswertung der Computervolumetrie haben und sollte untersucht werden. Die Auswertbarkeit der CT-Daten bei vorliegender Arrhythmie sind bisher noch nicht untersucht worden. Auswirkungen auf die Ergebnisse sind jedoch von klinischer Relevanz, um die Notwendigkeit etwaiger Nachuntersuchungen zu bestimmen.

Aufgrund des engen Zusammenhangs der CT-Volumetrie und der CT-Angiographie sollte man beachten, dass eine CT-Angiographie bei Patienten mit implantiertem Stent zur Zeit noch keine Beurteilung des Stents erlaubt (125). Mit der Zunahme des räumlichen Auflösungsvermögens und strahlendurchlässiger Stents könnte diese Einschränkung aufgehoben werden.

Es sollte noch erwähnt werden, dass im Falle einer vorangegangenen Kalziumuntersuchung mit ausgeprägtem Befund (Kalziummasse > 80mg) die weitere Untersuchung der Koronararterien mittels CT-Angiographie zur Zeit nicht sinnvoll ist, da aufgrund der Kalzifizierung und der sich daraus ergebenden Bewegungsartefakte, eine Auswertung nur sehr schwer erfolgen kann (70,102).

Die CTA ist eine Methode, die vor allem bei atypischen Beschwerden oder ggf. als „Screening-Methode“ ihren Einsatz finden könnte. Die Koronarangiographie ist aufgrund ihrer schnellen Einsetzbarkeit und der schnellen Diagnose als Verfahren bei typischen Zeichen einer Angina pectoris oder bei klaren Zeichen

einer Myokardischämie auch in Zukunft nicht aus dem klinischen Alltag wegzudenken. Beides sind Erkrankungen, die einer schnellen Untersuchung und Therapie bedürfen.

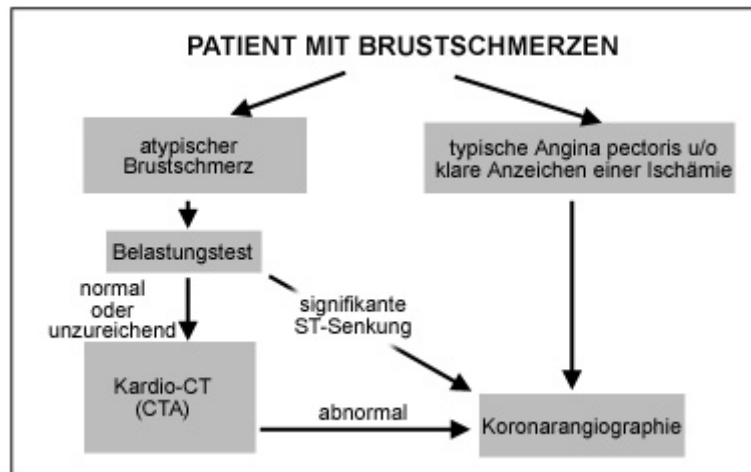


Abb. 28: Eine mögliche diagnostische Vorgehensweise der Zukunft bei verschiedenen Bildgebungsverfahren (70)

5.2.6. Auswertungsstrategie

Für die klinische Routinetätigkeit ist eine schnelle sich der Untersuchung anschließende Rekonstruktion der relativen Herzzeitpunkte von großer Bedeutung. Der zeitliche Aufwand für eine gesamte Untersuchung ist nicht unerheblich. Seit der Einführung des 4-Schicht-Computertomographen sind die Untersuchungszeiten zwar deutlich reduziert worden, aber die Auswertung ist arbeitsintensiv. Automatisierte Programme würden eine Erleichterung darstellen.

Die nachträgliche Rekonstruktion mittels eines externen Rechners dauerte durchschnittlich 6 Stunden. Da diese Rekonstruktion die Basis für alle weiteren Auswertungen darstellt, ist sie unverzichtbar und sollte aufgrund dieser Tatsache möglichst bereits bei der Rekonstruktion der CT-Rohdaten durch den Rechner des Computertomographen erfolgen, da nur dieser zur Zeit über eine entsprechende Rechenkapazität verfügt.

Darüber hinaus sollten einheitliche Standards bezüglich der Dateiformate diskutiert werden. Nur so kann gewährleistet werden, dass Dateien schnell von einer Arbeitsplattform auf eine andere übermittelt werden können. Dateiformate der „CardioRecon[®]“-Software waren nur bedingt kompatibel mit der Workstation des Volume Zooms. Bildformate des Volume Zooms hingegen waren ebenso wie die „CardioRecon[®]“-Software nicht mit der Software „Adobe Photoshop[®]“ kompatibel, die die Einzelbilder zu einem Film zusammenfügte. Alle Dateien eines Einzelfilmes mussten manuell in das kompatible Dateiformat umgeändert werden.

Die Übertragungsrate sowie die anfallende Datenmenge stellten eine weitere Hürde dar. Die komplette Rekonstruktion eines Herzens nach den relativen Herzphasenzeitpunkten lieferte eine Datenmenge von 700-900 Megabyte. Um diese Datenmengen zu archivieren, wurden 1 bis 2 CD-Rohlinge verwendet. Die CDs erwiesen sich von Vorteil bei der Übertragung der Daten auf unterschiedliche Rechner oder die Workstation des Computertomographen, da die Übertragungsrate des hausinternen Netzes für diese Datenmenge zu gering war.

In Zusammenarbeit mit entwickelnden Unternehmen sollten klinisch tätige Ärzte versuchen, eine umfassende Lösung für diese Aufgaben zu finden. Empfehlenswert wäre z.B. eine halbautomatisierte Lösung, die sowohl die Rekonstruktion als auch die Herstellung der Filme nach einer manuellen Bestimmung der Ebenen selbstständig übernimmt.

Die Untersuchung der Wandbewegungsstörungen nach der „CT-Methode“ erfolgte, indem vier horizontale Schichten durch das Herz gelegt wurden. Wichtigstes Ziel war die möglichst vollständige Detektion aller Regionen der Herzwand. Dabei war es ebenso von Bedeutung die Bearbeitungsdauer in einem vertretbaren Maß zu halten. Da keinerlei vergleichbare Arbeiten in der Literatur zu finden waren, wurde beschlossen vier Schichten durch das Herz zu

legen, so dass alle 7 Herzregionen (anterobasal, anterolateral, apikal, diaphragmal, posterobasal, septal, posterolateral) mindestens einmal sichtbar wurden. Es wäre zu überprüfen, ob eine größere Anzahl von Schichten bessere Ergebnisse liefern würde. Aufgrund der hohen Spezifität und Sensitivität, die aufgezeigt wurde, kann jedoch davon ausgegangen werden, dass für die Detektion von Wandbewegungsstörungen vier Schichten ausreichend waren.

Bei der Auswertung der einzelnen Filme war es von großer Bedeutung, die dreidimensionale Lage der einzelnen Schicht zu beachten. So kann eine anterolaterale Wandbewegungsstörung in der obersten oder zweiten Schicht subjektiv als eine apikale Störung erscheinen. Betrachtet man das dreidimensionale Topogramm, so wird klar, dass erst die dritte und die vierte Schicht die apikale Wandregion schneiden. Ebenso verhält es sich mit der posterobasalen und inferomedialen Wandregion. Diese werden erst in der vierten Schicht sichtbar. Jedoch sind die Übergänge fließend und Bewegungsstörungen die in einem Schnittbild zu erahnen sind, werden erst in der folgenden Schicht deutlich sichtbar. Aufgrund der Kipplage des Herzens muss also bei der Auswertung mit orthogonal zur z-Achse gelegten Schnittbildern die Lage des Herzens im dreidimensionalen Raum beachtet werden, um Fehlinterpretationen zu vermeiden.

Die Auswertung der Wandbewegungsstörung nach der „MR-Methode“ erfolgte mittels einer langen und 8 kurzer Herzachsen. Der Vorteil dieser Auswertung ist die sektorenhafte Einteilung des Herzmuskels. Es wurde bei dieser Auswertung keine Einteilung in 8-12 Sektoren vorgenommen, wie das in der Auswertung der Magnetresonanztomographie üblich ist, sondern man beschränkte sich auf eine Einteilung in septal, lateral, anterior und posterior. Je nach Position der kurzen Achse im Herzen wurde zusätzlich eine basale oder apikale Bewegungsstörung festgestellt.

Trotz der besseren Abdeckung des Herzvolumens bei der „MR-Methode“ (acht Schichten versus vier Schichten bei der „CT-Methode“) wurden schlechtere

Ergebnisse erzielt als bei der „CT-Methode“. Die wichtigste Ursache liegt in der Bestimmung der Ebenen für die verschiedenen relativen Herzphasen. Da für jede der 10 Herzphasen (0%, 10%, 20%, 30% usw.) die Ebenen neu bestimmt werden mussten, waren Verschiebungen und geringere Ungenauigkeiten unvermeidbar. Dies wirkte sich negativ auf die Auswertung aus und somit auch auf die Ergebnisse. Die Auswertung war darüber hinaus deutlich zeitintensiver. Diese Schwierigkeit könnte durch eine einfache Funktion der Software behoben werden, die die Speicherung einer bereits bestimmten Ebene vornimmt. So könnten zu dem Zeitpunkt 0% die Ebenen einmal bestimmt werden und bei jedem weiteren Aufrufen des gleichen Herzens die identischen Ebenen sofort geladen werden.

Die Argus-Software könnte zukünftig auch die Berechnung der Herzwanddicke unterstützen. Dieser Vorgang würde zeitgleich mit der Auswertung der Ejektionsfraktion erfolgen, da die Grundlage der Dickenbestimmung die eingezeichneten epikardialen bzw. endokardialen Strukturen in der Systole und der Diastole sind. Die Verschlechterung der systolischen Dickenzunahme ist ein sensibler Marker für die segmentale Dysfunktion der Kontraktilität nach einem Herzinfarkt (42,159,179). Bereits geringergradige Stenosen ab 40% können zu einer Abnahme der enddiastolischen Dickenzunahme führen (115). Es gilt zu untersuchen, ob mit dieser Auswertungsmethode ähnliche Ergebnisse errechnet werden könnten. Dies würde zu einer Erleichterung und Beschleunigung der Auswertung führen.

Die Berechnung der Ejektionsfraktion mittels der Beta-Version „Argus“ erlaubte einen Einblick in die Möglichkeiten einer für kommerzielle Zwecke entwickelten Software noch bevor diese für den Probebetrieb in Kliniken zugelassen worden war. Dies könnte ein Grund für die Ungenauigkeit bei der Auswertung der Ejektionsfraktion darstellen. Ein weiterer Grund war möglicherweise die mangelnde zeitliche Auflösung (bis zu 125 ms). Theoretisch unterschätzt eine mangelnde zeitliche Auflösung das enddiastolische Volumen und überschätzt das endsystolische Volumen. Ursächlich für diese Fehleinschätzung ist die

Dauer der Systole (40-50 ms). Die Systole wird nie genau, sondern kurz vor oder nach der tatsächlichen Systole rekonstruiert. Damit wird die Ejektionsfraktion im Mittel systematisch unterschätzt. Diese Einschätzung deckt sich mit den Ergebnissen, die in dieser Arbeit festgestellt wurden.

Bei der Untersuchung der kurzen Herzachsen zeigte sich, dass die halbautomatische Konturfindung fehlerhaft war und häufig manuell korrigiert werden musste. Insgesamt war die halbautomatische Konturfindung mit anschließender manueller Korrektur sogar zeitaufwändiger als die primäre Einzeichnung der Konturen von Hand.

Die Papillarmuskeln und die Trabekel des linken Ventrikels wurden zum Ventrikellumen gezählt. Da eine sichere Abgrenzung zwischen Lumen und Herzmuskel insbesondere in der Systole oftmals nur schwer durchzuführen war, sind Fehler bei der Auswertung möglich. In der Systole liegen die Papillarmuskeln und die Trabekel stark kontrahiert vor und erzeugen den Eindruck, es handele sich um Herzmuskel. Eine bessere Auflösung, die die Interferenzen und Überlagerungen verringern würde, wäre eine Möglichkeit, genauer zwischen Lumen und Herzmuskel unterscheiden zu können.

Die Zuordnung der Papillarmuskeln zum Ventrikellumen ermöglicht eine vereinfachte enddiastolische und etwas erschwerte endsystolische linksventrikuläre Konturfindung. Es ergibt sich dadurch eine geringe Unterschätzung bei der Berechnung der Ejektionsfraktion durch das höhere zusätzliche enddiastolische Volumen. ROMINGER et al. berechneten in einer vergleichbaren Arbeit an Patienten mittels MRT eine Unterschätzung der Ejektionsfraktion von 0,9%–1,9% (149).

Ziel weiterer Entwicklungen ist die Bereitstellung einer zuverlässig einsetzbaren kommerziellen Software, die das Verfahren für den Einsatz in der klinischen Routine wesentlich attraktiver machen könnte. Neue Techniken, die die rechnergestützte Bildnachbearbeitung durch die sofortige Rekonstruktion und

Auswertung als integrierten Bestandteil der Untersuchung unterstützen würden, müssen entwickelt werden (103).

5.3. Methodenkritik

Bei der Untersuchung der Herzfunktionsdiagnostik mittels Mehrzeilen-Computertomographie handelte es sich um eine retrospektive Auswertung bereits erhobener Daten. Der Vorteil dieser Auswertung lag insbesondere in der Vermeidung weiterer Untersuchungen für die Patienten. Die Rohdaten waren in wichtigen Parametern wie dem Untersuchungsprotokoll (Kontrastmittelgabe, Schichtdicke usw.) oder dem Patientengut auf die Erhebung der Herzkranzgefäßuntersuchung mittels der Computertomographie abgestimmt. Ziel der vorliegenden Arbeit war nicht Herzfunktionsdiagnostik mittels der neuartigen Methode Computertomographie zu betreiben, sondern die Möglichkeit der Herzfunktionsdiagnostik mittels bereits erhobener Daten der CT-Angiographie zu eruieren.

Aufgrund dessen wurde eine Patientenzahl zwischen 20 und 40 Personen gewählt. Dieses Patientenkollektiv war für diese Pilotstudie ausreichend, da darauf geachtet wurde, dass alle Patienten über eine positive Herzanamnese verfügten. Darüber hinaus wiesen aber nur ca. die Hälfte der Patienten in der Lävokardiographie eine manifeste Wandbewegungsstörung bzw. Hypertrophie oder Globalinsuffizienz auf. Die Anzahl der Patienten erschwerte es jedoch Ergebnisse im statistisch signifikanten Sinne zu erhalten (siehe Kapitel 5.4.2.).

5.4. Diskussion der Ergebnisse

5.4.1. Limitationen der Studie und Bewertung der Ergebnisse

Die vorliegende Arbeit sollte die prinzipielle Möglichkeit der Auswertung von Herzfunktionsparametern mittels der Mehrschicht-Computertomographie eruieren. Die Arbeit versteht sich als ein Glied innerhalb einer Entwicklungsrei-

he, die mit der Darstellung der Herzkranzgefäße mittels 4-Schicht-Mehrschicht-Computertomographie begann, und welche die Erfassung sämtlicher klinisch relevanter Daten der Morphologie und Funktion des Herzens zum Ziel hat.

Die Auswertung der Funktionalität und der Morphologie des Myokards verfolgte das Ziel, die Ergebnisse der Mehrschicht-Computertomographie mit den in der Lävokardiographie ermittelten Ergebnissen für Wandbewegungsstörungen, Globalfunktion und linksventrikulärer Hypertrophie zu vergleichen. Aufgrund der vorhandenen Literatur wurden bei beiden Methoden vergleichbare Ergebnisse erwartet.

Die Auswertung von Wandbewegungsstörungen in der Mehrschicht-Computertomographie wurde mittels zwei unterschiedlicher Verfahren vorgenommen. Es konnte nachgewiesen werden, dass Störungen der Kontraktilität des Herzmuskels in der Computertomographie annähernd so gut detektiert werden können wie in der Lävokardiographie.

Dies verdeutlichen hohe Werte bei der Berechnung der Sensitivität, der Spezifität sowie des negativen bzw. positiven prädiktiven Wertes. Die Übereinstimmung der Ergebnisse bei der Betrachtung einzelner Herzregionen war ebenfalls sehr hoch. Jedoch muss hier limitierend hinzugefügt werden, dass in einigen Regionen des Herzens nur geringe oder keine Schäden vorlagen.

Ebenso wiesen die Ergebnisse der Auswertung der Hypertrophie und der Globalfunktion des linken Ventrikels in der Mehrschicht-Computertomographie eine hohe Übereinstimmung mit den Ergebnissen der Lävokardiographie auf. Dies verdeutlichen die hohen Werte der Sensitivität und Spezifität sowie des negativen und positiven prädiktiven Wertes.

Mit der Auswertung der Ejektionsfraktion wurde das Ziel verfolgt, die Auswertungsergebnisse der Mehrschicht-Computertomographie mit den in der

Lävokardiographie ermittelten Ergebnissen zu vergleichen. Es wurden bei beiden Methoden vergleichbare Ergebnisse erwartet.

Die Untersuchung der linksventrikulären Ejektionsfraktion wies eine gute Korrelation der Mehrschicht-Computertomographie im Vergleich zur konventionellen Lävokardiographie auf. Die Quantifizierung von ESV und EDV zeigte jedoch eine Überschätzung der Volumina, wodurch die EF in der Mehrschicht-Computertomographie klinisch relevant unterschätzt wurde. Vergleichbare Ergebnisse fanden sich auch bei anderen Arbeitsgruppen (76, 192). Das endsystolische Volumen korreliert dabei besser als das enddiastolische Volumen und dies obwohl die Endsystole deutlich kürzer ist als die Enddiastole. Ein möglicher Grund dafür könnte die Tatsache sein, dass bei der Mehrschicht-Computertomographie die Bestimmung des endsystolischen und enddiastolischen Zeitpunktes im RR-Intervall auf axialen Referenzschichten durchgeführt wird und anhand von Längen- und Breitendistanzen des linken Ventrikels erfolgt. Da die Zeit der Diastole deutlich länger ist und die linksventrikulären Distanzen sich diastolisch weniger ändern als die der Systole, wird eine exakte Bestimmung des enddiastolischen Zeitpunktes ungenauer. Ein weiterer Grund könnte die bei herzkranken Patienten mit Wandbewegungsstörungen auftretende Ungenauigkeit der Auswertung in der Lävokardiographie sein: Wie in Kapitel 5.1.7. beschrieben, zeigt sich bei diesen Patienten die Tendenz, das endsystolische Volumen in der Lävokardiographie als zu gering einzuschätzen.

Die Frage der klinischen Anwendbarkeit muss bei den verwendeten Materialien kritisch gestellt werden. Gegenwärtig ist die Auswertung der Mehrschicht-Computertomographie hinsichtlich kardialer Funktionsparameter deutlich zeitaufwändiger als bei der klassischen Lävokardiographie oder der Magnetresonanztomographie. Insbesondere die Auswertung der Wandbewegungsstörung nach der „MR-Methode“ erwies sich als in der klinischen Routine nicht durchführbar. Während bei der Magnetresonanztomographie des Herzens Kurzachsenschnitte direkt während der Untersuchung akquiriert werden können, müssen bei der Mehrschicht-Computertomographie entsprechende

linksventrikuläre Kurzachsen durch zeitaufwändige Sekundärreformationen erstellt werden. Hinzu kommt, dass bei der Mehrschicht-Computertomographie wie auch der Lävokardiographie auf die Applikation von potenziell nephrotoxischen Kontrastmitteln nicht verzichtet werden kann. Die Exposition ionisierender Strahlung bei der Mehrschicht-Computertomographie verhindert beliebiges Wiederholen der Untersuchung und macht eine strenge Indikationsstellung zwingend, zumal eine ganze Reihe anderer Untersuchungstechniken (wie Echokardiologie und Magnetresonanztomographie) zur Verfügung stehen, welche strahlenfrei und kontrastmittelfrei arbeiten. Im Rahmen der CT-Angiographie der Koronararterien erlaubt jedoch die Mehrschicht-Computertomographie dank optimaler Datenausnutzung eine zusätzliche Quantifizierung der linksventrikulären Herzfunktion.

Eine Limitation der vorgestellten Arbeit liegt in der Wahl der zu vergleichenden Modalitäten. Es wurden zwei Verfahren (Mehrschicht-Computertomographie und Herzkatheter) verglichen, welche primär zur Diagnostik der Herzkranzarterien eingesetzt werden. Eine Korrelation zum MRT fehlte hingegen, obwohl sich diese Methode in den letzten Jahren immer mehr zum Goldstandard entwickelt hat (49,83). Die Untersuchungsbedingungen bei beiden Verfahren waren jedoch vergleichbar, zumal keine zusätzliche Medikation (z.B. zusätzliche Gabe von Betablockern) erfolgte.

Die geringen Patientenzahlen wirken sich sowohl bei der Betrachtung der Wandbewegungsstörungen als auch der Ejektionsfraktion limitierend aus. Ziel dieser Arbeit war es jedoch nicht, bereits etablierte Methoden miteinander zu vergleichen, sondern eine neuartige, experimentelle Methode auf ihre prinzipielle Machbarkeit hin zu überprüfen, ohne die Patienten erneut zu untersuchen.

5.4.2. Statistik

Zu Beginn dieser Arbeit wurde keine Nullhypothese aufgestellt, da der Ansatz dieser Arbeit hypothesengenerierend war. Deshalb kann keine Signifikanz im statistischen Sinne erreicht werden. Außerdem sind die Versuchsgrößen dieser Arbeit zu klein und zu inhomogen, um statistische Aussagen im konfirmatorischen Sinne treffen zu können. Aus diesem Grund wurde auch auf die Ermittlung der exakten Vertrauensgrenzen verzichtet. Der bei der Ejektionsfraktion durchgeführte Wilcoxon-Test für verbundene Stichproben wurde bei einer Irrtumswahrscheinlichkeit $p < 0,05$ als statistisch auffällig bezeichnet. Diese Irrtumswahrscheinlichkeit hat jedoch lediglich beschreibenden Charakter und ist nur als solche zu interpretieren.

5.4.3. Schlussfolgerungen für die Weiterentwicklung

Die in dieser Arbeit erhobenen Daten bieten viel versprechende Ansatzpunkte, um die Herzfunktionsdiagnostik mittels Mehrschicht-Computertomographie mittel- bis kurzfristig als klinische Methode zu etablieren. Für die Anwendung in der klinischen Routine müssen aber noch einige Probleme gelöst werden.

Wichtige technische Einschränkungen, die noch der Verbesserung bedürfen sind eine in die Arbeitsplattform voll integrierte Auswertungssoftware, eine schnellere Datenübertragung, eine Erhöhung der Rechenleistung und die Entwicklung neuer Rekonstruktionsalgorithmen.

Weitere technische Entwicklungen sind notwendig, um die Untersuchungszeit zu verringern und die zeitliche Auflösung zu erhöhen. Dazu zählt die Anwendung von Submillimeterschichten, die Steigerung der Untersuchungsschichten, sowie die Erhöhung der Rotationsgeschwindigkeit der Gantry.

Angewendete Untersuchungsprotokolle sollten überprüft und verbessert werden, da die Applikation von Kontrastmittel ein wesentlicher Bestandteil der

Mehrschicht-Computertomographie ist. Hier ist noch ein hohes Verbesserungspotential zu erwarten (70).

Breite randomisierte Studien sind notwendig, um bisherige Ergebnisse zu überprüfen und mit anderen Methoden der Volumetrie (Echokardiographie, MRT, EBCT, SPECT) bzw. der Stenosedetektion der Koronararterien (MRT, EBCT) zu vergleichen. Darüber hinaus sollte das Visualisieren der Plaques mit Erfolgen einer eingeleiteten Behandlung verglichen werden, um die prognostische Aussagekraft zu verifizieren (70).

All diese Entwicklungen und Verbesserungen erfordern aufgrund der enormen Herausforderung und Komplexität eine enge interdisziplinäre Zusammenarbeit klinisch tätiger Ärzte einerseits und entwickelnder Unternehmen andererseits.

5.4.4. Aussichten

Die Mehrschicht-Computertomographie ist eine sehr hoffnungsvolle nichtinvasive Alternative zur Lävokardiographie mit sehr viel versprechenden Aussichten.

Technische Verbesserungen, neue Untersuchungsprotokolle und die zunehmende Erfahrung der auswertenden Ärzte werden Volumenbestimmungen ohne Fehlmessungen und Partialvolumeneffekten erlauben und zu einer Abnahme der invasiven Herzkatheteruntersuchung von bis zu 50% führen (70). Darüber hinaus erlaubt diese Technik, weitere wichtige Informationen zu gewinnen, die bisher mit keiner anderen Technik zu erhalten waren.

Die Ventrikulographie mittels Mehrschicht-Computertomographie ermöglicht die umfassende Funktionsdiagnostik des Herzens über die Grenzen einer reinen Stenoseuntersuchung hinaus. Für die Patienten bedeutet das in Zukunft eine komplette, reproduzierbare Erhebung relevanter Daten des Herzens, die umfassend, schnell, einfach, exakt, schmerzlos und nichtinvasiv vorgenommen werden kann (17).

Die neue Gerätegeneration mit einer Detektordichte von 16 Zeilen wird zu einer raschen Erfüllung dieser Aussichten beitragen und eine bis dahin unbekannte Bildauflösung des Herzens liefern.

Insbesondere für Patienten mit untypischen Brustschmerzen oder unspezifischen Belastungs-EKG wird in Zukunft die nichtinvasive Mehrschicht-Computertomographie eine Alternative zur Lävokardiographie darstellen. Ebenso wird die Mehrschicht-Computertomographie geeignet sein, Verlaufskontrollen nach interventionellen Operationen, wie der PTCA, Stents oder Bypass, nichtinvasiv durchzuführen.

6. Zusammenfassung

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, die prinzipiell Auswertung von Herzfunktionsparametern mittels der 4-Zeilen-Mehrschicht-Computertomographie zu eruieren und mit Ergebnissen der Herzfunktionsdiagnostik in der Lävokardiographie zu vergleichen. Gleichzeitig sollten Vor- und Nachteile dieser Form der Auswertung dargestellt werden.

Die in dieser Arbeit durchgeführte Herzfunktionsdiagnostik beschreibt die myokardiale Funktion hinsichtlich seiner Kontraktilität und Morphologie. Dies erfolgte mittels der Parameter Wandbewegungsstörung, Globalfunktion, linksventrikulärer Hypertrophie, endsystolisches und enddiastolisches Volumen sowie Ejektionsfraktion.

Alle Patienten, die an dieser Studie teilnahmen, unterzogen sich sowohl einer Untersuchung mittels Mehrschicht-Computertomographie als auch einer Lävokardiographie.

Störungen der Wandbewegung, der Globalfunktion und des Myokarddurchmessers wurden durch die Erzeugung von Sequenzen des schlagenden Herzens untersucht. Es wurden zwei verschiedene Strategien verfolgt: Zum einen die Bildung von orthogonal zur z-Achse stehenden horizontalen Schichten des Herzens, zum anderen die Bildung von Schichten der langen und kurzen Herzachse.

Die anschließende Auswertung und der Vergleich mit der Lävokardiographie hat gezeigt, dass die Technik der horizontalen Schichten zu besseren Ergebnissen führte als die Technik der kurzen und langen Herzachse. Wandbewegungsstörungen wurden bei der erstgenannten Methode mit einem Wert für die Spezifität und Sensitivität und einem Wert für den positiven und negativen prädiktiven Wert von $> 0,95$ festgestellt. Die für die Globalfunktion ermittelten Werte liegen für die Spezifität, die Sensitivität, den positiven und den

negativen prädiktiven Wert bei $> 0,92$. Die für die Hypertrophie des linken Ventrikels ermittelten Werte liegen für die Spezifität, Sensitivität, den positiven und negativen prädiktiven Wert bei $> 0,72$.

Die Ejektionsfraktion wurde durch das Vermessen von kurzen Herzachsen ermittelt. Die Auswertung erfolgte mittels eines Software-Prototypen, der sich an die Auswertung der kardialen Magnetresonanztomographie anlehnte.

Es wurde eine Korrelation von $r=0,79$ zwischen der Ejektionsfraktions-Bestimmung in der Lävokardiographie und der Mehrschicht-Computertomographie festgestellt. Die Quantifizierung des enddiastolischen und endsystolischen Volumens zeigte jedoch eine Überschätzung der Volumina, wodurch die Ejektionsfraktion klinisch relevant unterschätzt wurde.

Zusammenfassend ermöglicht die Mehrschicht-Computertomographie durch retrospektives EKG-Gating neben der Diagnostik des koronaren Gefäßbaumes eine zusätzliche Abschätzung linksventrikulärer Funktionsparameter. Aus dem Datensatz einer nicht-invasiven Herz-Computertomographie-Untersuchung liefert die Analyse der linksventrikulären Herzfunktion sinnvolle klinische Zusatzinformationen, welche ohne weitere Untersuchungsmethoden erhoben werden können. Eine weitere Optimierung der zeitlichen Auflösung, wie sie bei der neuesten 16-Zeilen-Computertomographie-Generation durch eine erhöhte Rotationsgeschwindigkeit zur Verfügung steht, könnte zu einer exakteren Bestimmung der endsystolischen und enddiastolischen Volumina in der Computertomographie beitragen. Gegenwärtig ist die Auswertung der Mehrschicht-Computertomographie jedoch hinsichtlich kardialer Funktionsparameter deutlich zeitaufwändiger als andere Methoden und damit klinisch nur fraglich einsetzbar.

Die Anwendung der Mehrschicht-Computertomographie scheint nach der hier vorliegenden Untersuchung ein prinzipiell geeignetes Verfahren der Herzfunktionsdiagnostik zu sein. Ob sich das Verfahren im klinischen Alltag bewähren

wird, hängt nicht zuletzt von der Entwicklung der Mehrschicht-Computertomographie ab. Nichtsdestotrotz wird die Mehrschicht-Computertomographie aufgrund erster viel versprechender Ergebnisse einen enormen Einfluss auf die bildgebende Diagnostik des Herzens der Zukunft haben.

7. Tabellenanhang

Alle erhobenen numerischen Werte wurden mit 2 Stellen hinter dem Komma berechnet und auch bei der Entstehung der Statistik so verwendet. Im Tabellenanhang werden die Werte bis auf 1 Stelle nach dem Komma gerundet wiedergegeben.

Bei der Betrachtung der qualitativen und quantitativen Wandbewegungstörung (WBS) wurde ein positiver Befund mit der Ziffer 1 dargestellt, ein negativer Befund mit der Ziffer 0.

7.1. Wandbewegungsstörung „CT-Methode“

WBS Ventrikulographie						
Pat. Nr.	WBS gesamt	WBS apikal	apikal Akinesie	apikal Hypokinesie	apikal Dyskinesie	apikal Hypo- bis Akinesie
1	1	1	0	0	0	1
2	1	0	0	0	0	0
3	0	0	0	0	0	0
4	0	0	0	0	0	0
5	1	0	0	0	0	0
6	1	1	1	0	0	0
7	1	1	1	0	0	0
8	0	0	0	0	0	0
9	0	0	0	0	0	0
10	1	0	0	0	0	0
11	1	1	1	0	0	0
12	1	1	0	1	0	0
13	0	0	0	0	0	0
14	1	1	0	0	1	0
15	0	0	0	0	0	0
16	1	0	0	0	0	0
17	0	0	0	0	0	0
18	0	0	0	0	0	0
19	0	0	0	0	0	0
20	1	0	0	0	0	0
21	0	0	0	0	0	0
22	1	0	0	0	0	0
23	0	0	0	0	0	0
24	1	1	0	0	0	1
25	0	0	0	0	0	0
26	0	0	0	0	0	0
27	1	0	0	0	0	0
28	1	1	1	0	0	0
29	1	0	0	0	0	0
30	1	0	0	0	0	0
31	0	0	0	0	0	0
32	0	0	0	0	0	0
33	0	0	0	0	0	0
34	0	0	0	0	0	0
35	0	0	0	0	0	0
36	0	0	0	0	0	0
37	1	0	0	0	0	0
38	0	0	0	0	0	0
39	1	0	0	0	0	0
40	0	0	0	0	0	0

Tab. 30: Wandbewegungsstörung in der Lävokardiographie des Kollektivs „CT-Methode“

WBS Ventrikulographie						
Pat. Nr.	WBS antero-lateral	antero-lateral Akinesie	antero-lateral Hypokinesie	antero-lateral Dyskinesie	antero-lateral Hypo- bis Akinesie	WBS anterobasal
1	1	0	0	0	1	0
2	1	0	1	0	0	0
3	0	0	0	0	0	0
4	0	0	0	0	0	0
5	1	0	1	0	0	0
6	1	1	0	0	0	0
7	0	0	0	0	0	0
8	0	0	0	0	0	0
9	0	0	0	0	0	0
10	0	0	0	0	0	0
11	1	1	0	0	0	0
12	1	0	1	0	0	0
13	0	0	0	0	0	0
14	0	0	0	0	0	0
15	0	0	0	0	0	0
16	1	0	1	0	0	0
17	0	0	0	0	0	0
18	0	0	0	0	0	0
19	0	0	0	0	0	0
20	0	0	0	0	0	0
21	0	0	0	0	0	0
22	0	0	0	0	0	0
23	0	0	0	0	0	0
24	1	0	0	0	1	0
25	0	0	0	0	0	0
26	0	0	0	0	0	0
27	0	0	0	0	0	0
28	1	1	0	0	0	0
29	0	0	0	0	0	0
30	1	0	0	0	1	0
31	0	0	0	0	0	0
32	0	0	0	0	0	0
33	0	0	0	0	0	0
34	0	0	0	0	0	0
35	0	0	0	0	0	0
36	0	0	0	0	0	0
37	0	0	0	0	0	0
38	0	0	0	0	0	0
39	0	0	0	0	0	0
40	0	0	0	0	0	0

Tab. 31: Wandbewegungsstörung in der Lävokardiographie des Kollektivs „CT-Methode“

WBS Ventrikulographie						
Pat. Nr.	anterobasal Akinesie	anterobasal Hypokinesie	anterobasal Dyskinesie	anterobasal Hypo- bis Akinesie	WBS dia-phragmal	dia-phragmal Akinesie
1	0	0	0	0	0	0
2	0	0	0	0	0	0
3	0	0	0	0	0	0
4	0	0	0	0	0	0
5	0	0	0	0	0	0
6	0	0	0	0	0	0
7	0	0	0	0	0	0
8	0	0	0	0	0	0
9	0	0	0	0	0	0
10	0	0	0	0	0	0
11	0	0	0	0	0	0
12	0	0	0	0	0	0
13	0	0	0	0	0	0
14	0	0	0	0	0	0
15	0	0	0	0	0	0
16	0	0	0	0	0	0
17	0	0	0	0	0	0
18	0	0	0	0	0	0
19	0	0	0	0	0	0
20	0	0	0	0	0	0
21	0	0	0	0	0	0
22	0	0	0	0	0	0
23	0	0	0	0	0	0
24	0	0	0	0	0	0
25	0	0	0	0	0	0
26	0	0	0	0	0	0
27	0	0	0	0	0	0
28	0	0	0	0	0	0
29	0	0	0	0	0	0
30	0	0	0	0	0	0
31	0	0	0	0	0	0
32	0	0	0	0	0	0
33	0	0	0	0	0	0
34	0	0	0	0	0	0
35	0	0	0	0	0	0
36	0	0	0	0	0	0
37	0	0	0	0	0	0
38	0	0	0	0	0	0
39	0	0	0	0	1	1
40	0	0	0	0	0	0

Tab. 32: Wandbewegungsstörung in der Lävokardiographie des Kollektivs „CT-Methode“

WBS Ventrikulographie						
Pat. Nr.	dia-phragmal Hypokinesie	dia-phragmal Dyskinesie	dia-phragmal Hypo- bis Akinesie	WBS postero-basal	postero-basal Akinesie	postero-basal Hypokinesie
1	0	0	0	0	0	0
2	0	0	0	1	0	1
3	0	0	0	0	0	0
4	0	0	0	0	0	0
5	0	0	0	0	0	0
6	0	0	0	0	0	0
7	0	0	0	0	0	0
8	0	0	0	0	0	0
9	0	0	0	0	0	0
10	0	0	0	1	1	0
11	0	0	0	0	0	0
12	0	0	0	1	1	0
13	0	0	0	0	0	0
14	0	0	0	0	0	0
15	0	0	0	0	0	0
16	0	0	0	1	1	0
17	0	0	0	0	0	0
18	0	0	0	0	0	0
19	0	0	0	0	0	0
20	0	0	0	1	0	1
21	0	0	0	0	0	0
22	0	0	0	1	0	0
23	0	0	0	0	0	0
24	0	0	0	1	1	0
25	0	0	0	0	0	0
26	0	0	0	0	0	0
27	0	0	0	1	1	0
28	0	0	0	0	0	0
29	0	0	0	1	0	1
30	0	0	0	0	0	0
31	0	0	0	0	0	0
32	0	0	0	0	0	0
33	0	0	0	0	0	0
34	0	0	0	0	0	0
35	0	0	0	0	0	0
36	0	0	0	0	0	0
37	0	0	0	1	1	0
38	0	0	0	0	0	0
39	0	0	0	1	1	0
40	0	0	0	0	0	0

Tab. 33: Wandbewegungsstörung in der Lävokardiographie des Kollektivs „CT-Methode“

WBS Ventrikulographie						
Pat. Nr.	postero-basal Dyskinesie	postero-basal Hypo- bis Akinesie	WBS septal	septal Akinesie	septal Hypokinesie	septal Dyskinesie
1	0	0	0	0	0	0
2	0	0	0	0	0	0
3	0	0	0	0	0	0
4	0	0	0	0	0	0
5	0	0	0	0	0	0
6	0	0	1	1	0	0
7	0	0	1	0	1	0
8	0	0	0	0	0	0
9	0	0	0	0	0	0
10	0	0	0	0	0	0
11	0	0	1	1	0	0
12	0	0	0	0	0	0
13	0	0	0	0	0	0
14	0	0	0	0	0	0
15	0	0	0	0	0	0
16	0	0	1	0	1	0
17	0	0	0	0	0	0
18	0	0	0	0	0	0
19	0	0	0	0	0	0
20	0	0	0	0	0	0
21	0	0	0	0	0	0
22	0	1	1	0	1	0
23	0	0	0	0	0	0
24	0	0	1	1	0	0
25	0	0	0	0	0	0
26	0	0	0	0	0	0
27	0	0	0	0	0	0
28	0	0	1	1	0	0
29	0	0	0	0	0	0
30	0	0	1	1	0	0
31	0	0	0	0	0	0
32	0	0	0	0	0	0
33	0	0	0	0	0	0
34	0	0	0	0	0	0
35	0	0	0	0	0	0
36	0	0	0	0	0	0
37	0	0	0	0	0	0
38	0	0	0	0	0	0
39	0	0	0	0	0	0
40	0	0	0	0	0	0

Tab. 34: Wandbewegungsstörung in der Lävokardiographie des Kollektivs „CT-Methode“

WBS Ventrikulographie						
Pat. Nr.	septal Hypo- bis Akinesie	WBS postero-lateral	postero-lateral Akinesie	postero-lateral Hypokinesie	postero-lateral Dyskinesie	postero-lateral Hypo- bis Akinesie
1	0	0	0	0	0	0
2	0	0	0	0	0	0
3	0	0	0	0	0	0
4	0	0	0	0	0	0
5	0	0	0	0	0	0
6	0	0	0	0	0	0
7	0	0	0	0	0	0
8	0	0	0	0	0	0
9	0	0	0	0	0	0
10	0	0	0	0	0	0
11	0	0	0	0	0	0
12	0	0	0	0	0	0
13	0	0	0	0	0	0
14	0	0	0	0	0	0
15	0	0	0	0	0	0
16	0	0	0	0	0	0
17	0	0	0	0	0	0
18	0	0	0	0	0	0
19	0	0	0	0	0	0
20	0	0	0	0	0	0
21	0	0	0	0	0	0
22	0	1	0	0	0	1
23	0	0	0	0	0	0
24	0	0	0	0	0	0
25	0	0	0	0	0	0
26	0	0	0	0	0	0
27	0	0	0	0	0	0
28	0	0	0	0	0	0
29	0	0	0	0	0	0
30	0	0	0	0	0	0
31	0	0	0	0	0	0
32	0	0	0	0	0	0
33	0	0	0	0	0	0
34	0	0	0	0	0	0
35	0	0	0	0	0	0
36	0	0	0	0	0	0
37	0	0	0	0	0	0
38	0	0	0	0	0	0
39	0	1	1	0	0	0
40	0	0	0	0	0	0

Tab. 35: Wandbewegungsstörung in der Lävokardiographie des Kollektivs „CT-Methode“

WBS "CT-Methode" (Messung)						
Pat. Nr.	WBS gesamt	WBS apikal	apikal Akinesie	apikal Hypokinesie	apikal Dyskinesie	apikal Hypo- bis Akinesie
1	1	1	1	0	1	0
2	1	0	0	0	0	0
3	0	0	0	0	0	0
4	0	0	0	0	0	0
5	0	0	0	0	0	0
6	1	1	1	0	0	0
7	1	0	0	0	0	0
8	0	0	0	0	0	0
9	0	0	0	0	0	0
10	1	0	0	0	0	0
11	1	1	1	0	0	0
12	1	1	0	0	1	1
13	0	0	0	0	0	0
14	1	1	0	1	0	0
15	0	0	0	0	0	0
16	1	0	0	0	0	0
17	0	0	0	0	0	0
18	0	0	0	0	0	0
19	0	0	0	0	0	0
20	1	0	0	0	0	0
21	0	0	0	0	0	0
22	1	1	0	1	0	0
23	0	0	0	0	0	0
24	1	1	0	1	1	0
25	0	0	0	0	0	0
26	0	0	0	0	0	0
27	1	0	0	0	0	0
28	1	1	0	1	0	0
29	1	0	0	0	0	0
30	1	1	0	0	0	1
31	0	0	0	0	0	0
32	0	0	0	0	0	0
33	0	0	0	0	0	0
34	0	0	0	0	0	0
35	0	0	0	0	0	0
36	0	0	0	0	0	0
37	1	0	0	0	0	0
38	0	0	0	0	0	0
39	1	0	0	0	0	0
40	0	0	0	0	0	0

Tab. 36: Wandbewegungsstörung in der Mehrschicht-Computertomographie „CT-Methode“

WBS "CT-Methode" (Messung)						
Pat. Nr.	WBS antero-lateral	antero-lateral Akinesie	antero-lateral Hypokinesie	antero-lateral Dyskinesie	antero-lateral Hypo- bis Akinesie	WBS anterobasal
1	1	1	0	1	0	0
2	1	0	1	0	0	0
3	0	0	0	0	0	0
4	0	0	0	0	0	0
5	0	0	0	0	0	0
6	1	1	0	0	0	0
7	1	0	1	0	0	0
8	0	0	0	0	0	0
9	0	0	0	0	0	0
10	0	0	0	0	0	0
11	1	0	1	0	0	0
12	1	0	0	0	1	0
13	0	0	0	0	0	0
14	0	0	0	0	0	0
15	0	0	0	0	0	0
16	1	0	1	0	0	0
17	0	0	0	0	0	0
18	0	0	0	0	0	0
19	0	0	0	0	0	0
20	0	0	0	0	0	0
21	0	0	0	0	0	0
22	1	0	1	0	0	0
23	0	0	0	0	0	0
24	1	0	1	0	0	0
25	0	0	0	0	0	0
26	0	0	0	0	0	0
27	0	0	0	0	0	0
28	1	0	1	0	0	0
29	0	0	0	0	0	0
30	1	0	0	0	1	0
31	0	0	0	0	0	0
32	0	0	0	0	0	0
33	0	0	0	0	0	0
34	0	0	0	0	0	0
35	0	0	0	0	0	0
36	0	0	0	0	0	0
37	0	0	0	0	0	0
38	0	0	0	0	0	0
39	0	0	0	0	0	0
40	0	0	0	0	0	0

Tab. 37: Wandbewegungsstörung in der Mehrschicht-Computertomographie „CT-Methode“

WBS "CT-Methode" (Messung)						
Pat. Nr.	anterobasal Akinesie	anterobasal Hypokinesie	anterobasal Dyskinesie	anterobasal Hypo- bis Akinesie	WBS dia-phragmal	dia-phragmal Akinesie
1	0	0	0	0	0	0
2	0	0	0	0	0	0
3	0	0	0	0	0	0
4	0	0	0	0	0	0
5	0	0	0	0	0	0
6	0	0	0	0	0	0
7	0	0	0	0	0	0
8	0	0	0	0	0	0
9	0	0	0	0	0	0
10	0	0	0	0	0	0
11	0	0	0	0	0	0
12	0	0	0	0	0	0
13	0	0	0	0	0	0
14	0	0	0	0	0	0
15	0	0	0	0	0	0
16	0	0	0	0	0	0
17	0	0	0	0	0	0
18	0	0	0	0	0	0
19	0	0	0	0	0	0
20	0	0	0	0	0	0
21	0	0	0	0	0	0
22	0	0	0	0	0	0
23	0	0	0	0	0	0
24	0	0	0	0	0	0
25	0	0	0	0	0	0
26	0	0	0	0	0	0
27	0	0	0	0	0	0
28	0	0	0	0	0	0
29	0	0	0	0	0	0
30	0	0	0	0	0	0
31	0	0	0	0	0	0
32	0	0	0	0	0	0
33	0	0	0	0	0	0
34	0	0	0	0	0	0
35	0	0	0	0	0	0
36	0	0	0	0	0	0
37	0	0	0	0	0	0
38	0	0	0	0	0	0
39	0	0	0	0	0	0
40	0	0	0	0	0	0

Tab. 38: Wandbewegungsstörung in der Mehrschicht-Computertomographie „CT-Methode“

WBS "CT-Methode" (Messung)						
Pat. Nr.	dia-phragmal Hypokinesie	dia-phragmal Dyskinesie	dia-phragmal Hypo- bis Akinesie	WBS postero-basal	postero-basal Akinesie	postero-basal Hypokinesie
1	0	0	0	0	0	0
2	0	0	0	0	0	0
3	0	0	0	0	0	0
4	0	0	0	0	0	0
5	0	0	0	0	0	0
6	0	0	0	0	0	0
7	0	0	0	0	0	0
8	0	0	0	0	0	0
9	0	0	0	0	0	0
10	0	0	0	1	0	0
11	0	0	0	0	0	0
12	0	0	0	1	1	0
13	0	0	0	0	0	0
14	0	0	0	0	0	0
15	0	0	0	0	0	0
16	0	0	0	1	0	1
17	0	0	0	0	0	0
18	0	0	0	0	0	0
19	0	0	0	0	0	0
20	0	0	0	1	0	1
21	0	0	0	0	0	0
22	0	0	0	1	1	0
23	0	0	0	0	0	0
24	0	0	0	1	1	0
25	0	0	0	0	0	0
26	0	0	0	0	0	0
27	0	0	0	1	0	1
28	0	0	0	0	0	0
29	0	0	0	1	0	1
30	0	0	0	1	0	0
31	0	0	0	0	0	0
32	0	0	0	0	0	0
33	0	0	0	0	0	0
34	0	0	0	0	0	0
35	0	0	0	0	0	0
36	0	0	0	0	0	0
37	0	0	0	1	0	1
38	0	0	0	0	0	0
39	0	0	0	1	0	0
40	0	0	0	0	0	0

Tab. 39: Wandbewegungsstörung in der Mehrschicht-Computertomographie „CT-Methode“

WBS "CT-Methode" (Messung)

Pat. Nr.	postero-basal Dyskinesie	postero-basal Hypo- bis Akinesie	WBS septal	septal Akinesie	septal Hypokinesie	septal Dyskinesie
1	0	0	0	0	0	0
2	0	0	0	0	0	0
3	0	0	0	0	0	0
4	0	0	0	0	0	0
5	0	0	0	0	0	0
6	0	0	1	0	1	0
7	0	0	1	0	1	0
8	0	0	0	0	0	0
9	0	0	0	0	0	0
10	0	1	0	0	0	0
11	0	0	1	0	1	0
12	0	0	0	0	0	0
13	0	0	0	0	0	0
14	0	0	0	0	0	0
15	0	0	0	0	0	0
16	0	0	1	0	1	0
17	0	0	0	0	0	0
18	0	0	0	0	0	0
19	0	0	0	0	0	0
20	0	0	0	0	0	0
21	0	0	0	0	0	0
22	0	0	1	1	0	0
23	0	0	0	0	0	0
24	0	0	1	1	1	0
25	0	0	0	0	0	0
26	0	0	0	0	0	0
27	0	0	1	0	1	0
28	0	0	1	0	1	0
29	0	0	0	0	0	0
30	0	1	1	0	1	0
31	0	0	0	0	0	0
32	0	0	0	0	0	0
33	0	0	0	0	0	0
34	0	0	0	0	0	0
35	0	0	0	0	0	0
36	0	0	0	0	0	0
37	0	0	0	0	0	0
38	0	0	0	0	0	0
39	0	1	1	0	0	0
40	0	0	0	0	0	0

Tab. 40: Wandbewegungsstörung in der Mehrschicht-Computertomographie „CT-Methode“

WBS "CT-Methode" (Messung)						
Pat. Nr.	septal Hypo- bis Akinesie	WBS postero-lateral	postero-lateral Akinesie	postero-lateral Hypokinesie	postero-lateral Dyskinesie	postero-lateral Hypo- bis Akinesie
1	0	0	0	0	0	0
2	0	0	0	0	0	0
3	0	0	0	0	0	0
4	0	0	0	0	0	0
5	0	0	0	0	0	0
6	0	0	0	0	0	0
7	0	0	0	0	0	0
8	0	0	0	0	0	0
9	0	0	0	0	0	0
10	0	0	0	0	0	0
11	0	0	0	0	0	0
12	0	0	0	0	0	0
13	0	0	0	0	0	0
14	0	0	0	0	0	0
15	0	0	0	0	0	0
16	0	0	0	0	0	0
17	0	0	0	0	0	0
18	0	0	0	0	0	0
19	0	0	0	0	0	0
20	0	0	0	0	0	0
21	0	0	0	0	0	0
22	0	1	1	0	0	0
23	0	0	0	0	0	0
24	0	0	0	0	0	0
25	0	0	0	0	0	0
26	0	0	0	0	0	0
27	0	1	0	1	0	0
28	0	0	0	0	0	0
29	0	1	0	1	0	0
30	0	0	0	0	0	0
31	0	0	0	0	0	0
32	0	0	0	0	0	0
33	0	0	0	0	0	0
34	0	0	0	0	0	0
35	0	0	0	0	0	0
36	0	0	0	0	0	0
37	0	0	0	0	0	0
38	0	0	0	0	0	0
39	1	1	0	0	0	1
40	0	0	0	0	0	0

Tab. 41: Wandbewegungsstörung in der Mehrschicht-Computertomographie „CT-Methode“

7.2. Wandbewegungsstörung „MR-Methode“

WBS Ventrikulographie						
Pat. Nr.	WBS gesamt	WBS apikal	apikal Akinesie	apikal Hypokinesie	apikal Dyskinesie	apikal Hypo- bis Akinesie
1	1	1	0	0	0	1
2	1	0	0	0	0	0
3	1	0	0	0	0	0
4	1	1	1	0	0	0
5	1	1	1	0	0	0
6	0	0	0	0	0	0
7	1	1	0	1	0	0
8	0	0	0	0	0	0
9	1	1	0	0	1	0
10	0	0	0	0	0	0
11	0	0	0	0	0	0
12	0	0	0	0	0	0
13	0	0	0	0	0	0
14	0	0	0	0	0	0
15	0	0	0	0	0	0
16	0	0	0	0	0	0
17	0	0	0	0	0	0
18	0	0	0	0	0	0
19	1	0	0	0	0	0
20	0	0	0	0	0	0
Pat. Nr.	WBS antero-lateral	antero-lateral Akinesie	antero-lateral Hypokinesie	antero-lateral Dyskinesie	antero-lateral Hypo- bis Akinesie	WBS anterobasal
1	1	0	0	0	1	0
2	1	0	1	0	0	0
3	1	0	1	0	0	0
4	1	1	0	0	0	0
5	0	0	0	0	0	0
6	0	0	0	0	0	0
7	1	0	1	0	0	0
8	0	0	0	0	0	0
9	0	0	0	0	0	0
10	0	0	0	0	0	0
11	0	0	0	0	0	0
12	0	0	0	0	0	0
13	0	0	0	0	0	0
14	0	0	0	0	0	0
15	0	0	0	0	0	0
16	0	0	0	0	0	0
17	0	0	0	0	0	0
18	0	0	0	0	0	0
19	0	0	0	0	0	0
20	0	0	0	0	0	0

Tab. 42: Wandbewegungsstörung in der Lävokardiographie des Kollektivs „MR-Methode“

WBS Ventrikulographie						
Pat. Nr.	anterobasal Akinesie	anterobasal Hypokinesie	anterobasal Dyskinesie	anterobasal Hypo- bis Akinesie	WBS dia-phragmal	dia-phragmal Akinesie
1	0	0	0	0	0	0
2	0	0	0	0	0	0
3	0	0	0	0	0	0
4	0	0	0	0	0	0
5	0	0	0	0	0	0
6	0	0	0	0	0	0
7	0	0	0	0	0	0
8	0	0	0	0	0	0
9	0	0	0	0	0	0
10	0	0	0	0	0	0
11	0	0	0	0	0	0
12	0	0	0	0	0	0
13	0	0	0	0	0	0
14	0	0	0	0	0	0
15	0	0	0	0	0	0
16	0	0	0	0	0	0
17	0	0	0	0	0	0
18	0	0	0	0	0	0
19	0	0	0	0	0	0
20	0	0	0	0	0	0
Pat. Nr.	dia-phragmal Hypokinesie	dia-phragmal Dyskinesie	dia-phragmal Hypo- bis Akinesie	WBS postero-basal	postero-basal Akinesie	postero-basal Hypokinesie
1	0	0	0	0	0	0
2	0	0	0	1		1
3	0	0	0	0	0	0
4	0	0	0	0	0	0
5	0	0	0	0	0	0
6	0	0	0	0	0	0
7	0	0	0	1	1	0
8	0	0	0	0	0	0
9	0	0	0	0	0	0
10	0	0	0	0	0	0
11	0	0	0	0	0	0
12	0	0	0	0	0	0
13	0	0	0	0	0	0
14	0	0	0	0	0	0
15	0	0	0	0	0	0
16	0	0	0	0	0	0
17	0	0	0	0	0	0
18	0	0	0	0	0	0
19	0	0	0	1	0	1
20	0	0	0	0	0	0

Tab. 43: Wandbewegungsstörung in der Lävokardiographie des Kollektivs „MR-Methode“

WBS Ventrikulographie						
Pat. Nr.	postero-basal Dyskinesie	postero-basal Hypo- bis Akinesie	WBS septal	septal Akinesie	septal Hypokinesie	septal Dyskinesie
1	0	0	0	0	0	0
2	0	0	0	0	0	0
3	0	0	0	0	0	0
4	0	0	1	1	0	0
5	0	0	1	0	1	0
6	0	0	0	0	0	0
7	0	0	0	0	0	0
8	0	0	0	0	0	0
9	0	0	0	0	0	0
10	0	0	0	0	0	0
11	0	0	0	0	0	0
12	0	0	0	0	0	0
13	0	0	0	0	0	0
14	0	0	0	0	0	0
15	0	0	0	0	0	0
16	0	0	0	0	0	0
17	0	0	0	0	0	0
18	0	0	0	0	0	0
19	0	0	0	0	0	0
20	0	0	0	0	0	0
Pat. Nr.	septal Hypo- bis Akinesie	WBS postero- lateral	postero- lateral Akinesie	postero- lateral Hypokinesie	postero- lateral Dyskinesie	postero- lateral Hypo- bis Akinesie
1	0	0	0	0	0	0
2	0	0	0	0	0	0
3	0	0	0	0	0	0
4	0	0	0	0	0	0
5	0	0	0	0	0	0
6	0	0	0	0	0	0
7	0	0	0	0	0	0
8	0	0	0	0	0	0
9	0	0	0	0	0	0
10	0	0	0	0	0	0
11	0	0	0	0	0	0
12	0	0	0	0	0	0
13	0	0	0	0	0	0
14	0	0	0	0	0	0
15	0	0	0	0	0	0
16	0	0	0	0	0	0
17	0	0	0	0	0	0
18	0	0	0	0	0	0
19	0	0	0	0	0	0
20	0	0	0	0	0	0

Tab. 44: Wandbewegungsstörung in der Lävokardiographie des Kollektivs „MR-Methode“

WBS "MR-Methode" (Messung)						
Pat. Nr.	WBS gesamt	WBS apikal	apikal Akinesie	apikal Hypokinesie	apikal Dyskinesie	apikal Hypo- bis Akinesie
1	1	1	1	0	1	0
2	1	1	1	0	0	0
3	0	0	0	0	0	0
4	1	1	1	0	0	0
5	1	1	0	1	1	0
6	0	0	0	0	0	0
7	1	1	1	0	1	0
8	0	0	0	0	0	0
9	1	1	0	1	0	0
10	0	0	0	0	0	0
11	1	1	0	1	0	0
12	0	0	0	0	0	0
13	0	0	0	0	0	0
14	0	0	0	0	0	0
15	0	0	0	0	0	0
16	0	0	0	0	0	0
17	0	0	0	0	0	0
18	0	0	0	0	0	0
19	1	0	0	0	0	0
20	0	0	0	0	0	0
Pat. Nr.	WBS antero-lateral	antero-lateral Akinesie	antero-lateral Hypokinesie	antero-lateral Dyskinesie	antero-lateral Hypo- bis Akinesie	WBS anterobasal
1	0	0	0	0	0	0
2	1	1	0	0	0	0
3	0	0	0	0	0	0
4	1	1	0	0	0	0
5	0	0	1	0	0	0
6	0	0	0	0	0	0
7	1	1	0	0	0	0
8	0	0	0	0	0	0
9	1	0	1	0	0	0
10	0	0	0	0	0	0
11	0	0	0	0	0	0
12	0	0	0	0	0	0
13	0	0	0	0	0	0
14	0	0	0	0	0	0
15	0	0	0	0	0	0
16	0	0	0	0	0	0
17	0	0	0	0	0	0
18	0	0	0	0	0	0
19	0	0	0	0	0	0
20	0	0	0	0	0	0

Tab. 45: Wandbewegungsstörung in der Mehrschicht-Computertomographie „MR-Methode“

WBS "MR-Methode" (Messung)						
Pat. Nr.	anterobasal Akinesie	anterobasal Hypokinesie	anterobasal Dyskinesie	anterobasal Hypo- bis Akinesie	WBS dia-phragmal	dia-phragmal Akinesie
1	0	0	0	0	0	0
2	0	0	0	0	0	0
3	0	0	0	0	0	0
4	0	0	0	0	0	0
5	0	0	0	0	0	0
6	0	0	0	0	0	0
7	0	0	0	0	0	0
8	0	0	0	0	0	0
9	0	0	0	0	0	0
10	0	0	0	0	0	0
11	0	0	0	0	0	0
12	0	0	0	0	0	0
13	0	0	0	0	0	0
14	0	0	0	0	0	0
15	0	0	0	0	0	0
16	0	0	0	0	0	0
17	0	0	0	0	0	0
18	0	0	0	0	0	0
19	0	0	0	0	0	0
20	0	0	0	0	0	0
Pat. Nr.	dia-phragmal Hypokinesie	dia-phragmal Dyskinesie	dia-phragmal Hypo- bis Akinesie	WBS postero-basal	postero-basal Akinesie	postero-basal Hypokinesie
1	0	0	0	0	0	0
2	0	0	0	1	0	1
3	0	0	0	0	0	0
4	0	0	0	0	0	0
5	0	0	0	0	0	0
6	0	0	0	0	0	0
7	0	0	0	1	0	0
8	0	0	0	0	0	0
9	0	0	0	0	0	0
10	0	0	0	0	0	0
11	0	0	0	0	0	0
12	0	0	0	0	0	0
13	0	0	0	0	0	0
14	0	0	0	0	0	0
15	0	0	0	0	0	0
16	0	0	0	0	0	0
17	0	0	0	0	0	0
18	0	0	0	0	0	0
19	0	0	0	1	0	1
20	0	0	0	0	0	0

Tab. 46: Wandbewegungsstörung in der Mehrschicht-Computertomographie „MR -Methode“

WBS "MR-Methode" (Messung)						
Pat. Nr.	postero-basal Dyskinesie	postero-basal Hypo- bis Akinesie	WBS septal	septal Akinesie	septal Hypokinesie	septal Dyskinesie
1	0	0	0	0	0	0
2	0	0	1	1	0	0
3	0	0	0	0	0	0
4	0	0	1	1	0	0
5	0	0	1	0	1	0
6	0	0	0	0	0	0
7	0	1	1	1	0	0
8	0	0	0	0	0	0
9	0	0	1	0	1	0
10	0	0	0	0	0	0
11	0	0	1	0	1	0
12	0	0	0	0	0	0
13	0	0	0	0	0	0
14	0	0	0	0	0	0
15	0	0	0	0	0	0
16	0	0	0	0	0	0
17	0	0	0	0	0	0
18	0	0	0	0	0	0
19	0	0	1	0	1	0
20	0	0	0	0	0	0
Pat. Nr.	septal Hypo- bis Akinesie	WBS postero- lateral	postero- lateral Akinesie	postero- lateral Hypokinesie	postero- lateral Dyskinesie	postero- lateral Hypo- bis Akinesie
1	0	0	0	0	0	0
2	0	0	0	0	0	0
3	0	0	0	0	0	0
4	0	0	0	0	0	0
5	0	0	0	0	0	0
6	0	0	0	0	0	0
7	0	0	0	0	0	0
8	0	0	0	0	0	0
9	0	0	0	0	0	0
10	0	0	0	0	0	0
11	0	0	0	0	0	0
12	0	0	0	0	0	0
13	0	0	0	0	0	0
14	0	0	0	0	0	0
15	0	0	0	0	0	0
16	0	0	0	0	0	0
17	0	0	0	0	0	0
18	0	0	0	0	0	0
19	0	0	0	0	0	0
20	0	0	0	0	0	0

Tab. 47: Wandbewegungsstörung in der Mehrschicht-Computertomographie „MR -Methode“

7.3. Linksventrikuläre Hypertrophie und Globalfunktion „CT-Methode“

Hypertrophie/eingeschränkte Globalfunktion				
Pat. Nr.	Hypertrophie Lävokardiographie	Hypertrophie CT "CT-Methode"	eingeschränkte Globalfunktion Lävokardiographie	eingeschränkte Globalfunktion CT "CT-Methode"
1	0	0	1	1
2	0	0	1	1
3	0	1	0	0
4	1	1	0	0
5	0	0	0	1
6	0	0	1	1
7	0	0	0	0
8	0	0	0	0
9	1	1	0	0
10	1	1	1	1
11	0	0	0	0
12	1	1	0	0
13	0	1	0	0
14	1	1	1	1
15	0	0	0	0
16	0	0	1	1
17	0	1	0	0
18	1	1	0	0
19	0	0	0	0
20	0	0	0	0
21	0	0	0	0
22	1	1	1	1
23	0	1	0	0
24	0	0	1	1
25	1	1	0	0
26	0	0	0	0
27	0	0	1	1
28	0	1	1	1
29	0	0	0	0
30	0	0	0	0
31	1	1	0	0
32	1	1	0	0
33	0	0	0	0
34	0	0	0	0
35	1	1	0	0
36	0	0	0	0
37	0	0	0	0
38	1	1	0	0
39	0	0	1	1
40	1	1	0	0

Tab. 48: Linksventrikuläre Hypertrophie und Globalfunktion in der Lävokardiographie und der Mehrschicht-Computertomographie „CT-Methode“

7.4. Linksventrikuläre Hypertrophie und Globalfunktion „MR-Methode“

Hypertrophie/eingeschränkte Globalfunktion				
Pat. Nr.	Hypertrophie Lävokardiographie	Hypertrophie CT "MR-Methode"	eingeschränkte Globalfunktion Lävokardiographie	eingeschränkte Globalfunktion CT "MR-Methode"
1	0	0	1	1
2	0	0	1	1
3	0	0	1	0
4	0	0	1	1
5	0	0	0	0
6	1	1	0	0
7	1	1	0	0
8	1	1	0	0
9	1	1	0	0
10	1	1	0	0
11	1	1	0	0
12	0	0	0	0
13	0	0	0	0
14	0	0	0	0
15	1	1	0	0
16	1	1	0	0
17	1	1	0	0
18	0	0	0	0
19	0	0	0	0
20	1	1	0	0

Tab. 49: Linksventrikuläre Hypertrophie und Globalfunktion in der Lävokardiographie und der Mehrschicht-Computertomographie „MR-Methode“

7.5. Ejektionsfraktion / endsystolische und enddiastolische Volumina

Pat. Nr.	EDV	EDV	ESV	ESV	EF	EF
	Ventrikulo- graphie in ml	Computer- tomographie in ml	Ventrikulo- graphie in ml	Computer- tomographie in ml	Ventrikulo- graphie in %	Computer- tomographie in %
1	158,8	187,6	61,0	75,4	61,6	59,8
2	148,8	158,0	53,3	55,0	64,2	65,2
3	134,2	145,2	34,8	42,8	74,1	70,5
4	128,9	121,7	65,9	77,3	48,9	36,5
5	149,1	178,5	33,7	51,4	77,4	71,2
6	156,2	164,3	36,9	54,1	76,4	67,1
7	138,1	147,2	48,9	34,4	64,6	76,6
8	124,0	137,4	58,7	73,8	52,7	46,3
9	118,5	143,9	54,7	70,2	53,8	51,2
10	142,2	156,2	42,7	38,1	70,0	75,6
11	146,5	141,1	58,6	70,0	60,0	50,4
12	128,7	142,8	65,1	80,5	49,4	43,6
13	194,1	176,1	36,1	48,8	81,4	72,3
14	145,3	171,3	42,1	60,5	71,0	64,7
15	121,8	140,8	39,5	58,6	67,6	58,4
16	132,7	149,9	35,6	37,6	73,2	74,9
17	117,0	127,3	60,1	77,3	48,6	39,3
18	121,7	143,2	41,4	51,7	66,0	63,9
19	131,4	147,6	75,3	72,8	42,7	50,7
20	139,4	152,2	39,0	52,2	72,0	65,7
21	157,9	149,5	38,1	31,5	75,9	78,9
22	128,5	136,7	58,2	55,9	54,7	59,1
23	147,0	167,8	35,2	42,5	76,0	74,7
24	126,5	145,9	53,9	60,3	57,4	58,7
25	124,3	129,8	77,8	86,7	37,4	33,2
26	165,6	145,7	31,0	36,7	83,8	74,8

Tab. 50: Ejektionsfraktion (EF) sowie endsystolische und enddiastolische Volumina (ESV/EDV)

8. Literaturverzeichnis

1. Abraham, R.D., Harris, P.J., Roubin, G.S., Shen, W.F., Sadick, N., Morris, J., Kelly, D.T. (1987)
Usefulness of ejection fraction response to exercise one month after acute myocardial infarction in predicting coronary anatomy and prognosis.
Am J Cardiol 60, 225-230
2. Achenbach, S., Moshage, W., Ropers, D., Nossen, J., Daniel, W.G. (1998)
Value of electron-beam computed tomography for the noninvasive detection of high-grade coronary-artery stenoses and occlusions.
N Engl J Med 339 27, 1964-1971
3. Achenbach, S., Ropers, D., Holle, J., Muschiol, G., Daniel, W.G., Moshage, W. (2000)
In-plane coronary arterial motion velocity: measurement with electron-beam CT.
Radiology 216, 457-463
4. Achenbach, S., Ulzheimer, S., Baum, U., Kachelrieß, M., Ropers, D., Giesler, T., Bautz, A., Daniel, W.G., Kalender, W.A., Moshage, W. (2000)
Noninvasive coronary angiography by retrospectively ECG-gated multislice spiral CT.
Circulation 102, 2823-2828
5. Achenbach, S., Werner, W.G. (2001)
Noninvasive coronary angiography - an acceptable alternative?
N Engl J Med 345, 1909-1910
6. Adams, D.F., Abrams, H.L. (1979)
Complications of coronary arteriography: a follow-up report.
Cardiovasc Radiol 2, 89-96
7. Allison, J.D., Flickinger, F.W., Wright, J.C., et al. (1993)
Measurement of left ventricular mass in hypertrophic cardiomyopathy using MRI: comparison with echocardiography.
Magn Reson Imaging 11, 329-34
8. Assmann, G., Carmena, R., Cullen, P., et al. (1999)
Coronary heart disease: reducing the risk: a worldwide view.
Circulation 100, 1930-1938

9. Austen, W.G., J.E. Edwards, R.L. Frye, et al. (1975)
AHA Committee Report: a reporting system on patients evaluated for coronary artery disease.
Circulation 51, 5-40
10. Baenkler, H.W. (1999)
in: Baenkler, H.W. (Hg.): *Innere Medizin der MLP Duale Reihe*.
Hippokrates Verlag Stuttgart, 119
11. Baim, D. S., Grossman, W. (1996)
Complications of Cardiac Catheterization.
in: D.S. Baim, W.Grossman (Hg.): *Cardiac Catheterization, Angiographie, and Intervention*, Williams & Wilkins, Baltimore,
17-38
12. Baumgart, D., Schmermund, A., George, G., et al. (1997)
Comparison of electron beam computed tomography with intracoronary ultrasound and coronary angiography for detection of coronary atherosclerosis.
J Am Coll Cardiol 30, 57-64
13. Bautz, W., Strotzer, M., Lenz, M., Dittler, H.J., Kalender, W.A. (1991)
Preoperative evaluation of the vessels of the upper abdomen with spiral CT: comparison with conventional CT and arterial DSA.
In press
14. Beadenkopf, W.G., Daoud, A.S., Love, B.M. (1964)
Calcification in the coronary arteries and its relationship to arteriosclerosis and myocardial infarction.
Am J Roentgenol Radium Ther Nucl Med 92, 865-871
15. Becker C.R., Jakobs T., Knez, A., et al. (1998)
Methoden zur Quantifizierung von Koronarkalzifikationen mit der Elektronenstrahl- und der konventionellen Computertomographie.
Radiologe 38, 1006-1011
16. Becker, C., Jakos, T., Knez, A., et al. (2000)
Detection and quantification of coronary artery calcification with electron-beam and conventional CT
Eur Radiol 9, 620-624
17. Becker, C., Knez, A., Leber, A., Treede, H., Wildhiurt, S., Ohnesorge, B., Flohr, T., Schoepf, U.J., Reiser, M.F. (2000)
Initial experiences with multirow detector spiral CT in the diagnosis of coronary arteriosclerosis of coronary vessels.
Radiologe 40, 118-122

18. Becker, C., Ohnesorge, B., Schoepf, U.J., Reiser, M.F. (2000)
Current development of cardiac imaging with multidetector-row CT.
European Journal of Radiology 36, 97-103
19. Bellman, S., Frank, H.A., Lambert, P.B., Littman, D., Williams, J.A.
(1960)
Coronary arteriography - differential opacification of the aortic stream
by catheters of special design – experimental development.
New Engl J Med 262, 325-328
20. Berland, L.L., Smith, J.K., (1998)
Multidetector-array CT: once again, technology creates new
opportunities.
Radiology 209, 327-329
21. Berning, J., Steensgaard-Hansen, F. (1990)
Early estimation of risk by echocardiographic determination of wall
motion index in an unselected population with acute myocardial
infarction.
Am J Cardiol 65, 567-576
22. Bhandnagar, S.K., Moussa, M.A., Al-Yusuf, A.R. (1985)
The role of prehospital discharge two-dimensional of echocardiography
in determinig the prognosis of survivors of first myocardial infarction.
Am Heart J 109, 472-477
23. Bland, J.M., Altman, D.,G. (1999)
Measuring agreement in method comparison studies.
Statistical Methods in Medical Research 8, 135-160
24. Bland, J.M., Altman, D.G. (1986)
Statistical methods for assessing agreement between two methods of
clinical measurement.
Lancet 1, 307-310
25. Blankenhorn, D.H., Stern, D. (1959)
Calcification of the coronary arteries.
Am J Roentgenol Radium Ther Nucl Med 81, 772-777
26. Bonow, R.O. (1995)
The hibernating myocardium: implications for management of
congestive heart failure.
Am J Cardiol 75, 17A-25A

27. Bonow, R.O., Bacharach, S.L., Green, M.V., Kent, K.M., Rosind, D.R., Lipson, L.C., Leon, M.B., Epstein, S.E. (1981)
Impaired left ventricular diastolic filling in patients with coronary artery disease: assessment with radionuclide angiography.
Circulation 64, 315-323
28. Botnar, R.M., Stuber, M., Danias, P.G., Kissinger, K.V., Manning, W.J. (1999)
Improved coronary artery definition with T2-weighted, free-breathing, three-dimensional coronary MRA.
Circulation 99, 3139-3148
29. Botnar, R.M., Stuber, M., Kissinger, K.V., et al. (2000)
Free-breathing 3D coronary MRA: the impact of "isotropic" image resolution.
J Magn Reson Imaging 11, 389-393
30. Breen, J.F., Sheedy, P.F., Schwartz, R.S., Stanson, A.W., Kaufmann, R.B., Moll, P.P., Rumberger, J.A. (1992)
Coronary artery calcification detected with ultrafast CT as an indication of coronary artery disease.
Radiology 185, 435-439
31. Brundage, B.H., Farr, J.E. (1978)
Comparison of contrast medium and atrial pacing as test of ventricular function in coronary artery disease.
Brit Heart J 40, 250-255
32. Brundage, B.H., Lipton, M.J. (1982)
The emergence of computed tomography as a cardiovascular diagnostic technique.
Am Heart J 103, 313-316
33. Budoff, M.J., Oudiz, R.J., Zalace, C.P., et al. (1999)
Intravenous three-dimensional coronary angiography using contrast-enhanced electron beam computed tomography.
Am J Cardiol. 83, 840-845
34. Caiati, C., Montaldo, C., Zedda, N., Bina, A., Iliceto, S. (1999)
New noninvasive method for coronary flow reserve assessment: contrast-enhanced transthoracic second harmonic echo Doppler.
Circulation 99, 771-778
35. Caldwell, J.H., Kennedy, J.W. (1977)
Programmed left ventricular contrast injection. A method to minimize left ventricular irritability during angiography.
Am Heart J 93, 141-146

36. Carleton, R.A., Clark, J.G. (1969)
Left ventricular function during angiocardigraphy.
Am J Med Sci 257, 81-89
37. Carluccio, E., Tommasi, S., Bentivoglio, M., Buccolieri, M., Prosciutti, L.,
Corea, L. (2000)
Usefulness of the severity and extent of wall motion abnormalities as
prognostic markers of an adverse outcome after a first myocardial
infarction treated with thrombolytic therapy.
Am J Cardiol 85, 411-415
38. Carrel, T., Jenni, R., Haubold-Reuter, S., von Schulthess, G., Pasic, M.,
Turina, M. (1992)
Improvement in severely reduced left ventricular function after surgical
revascularization in patients with preoperative myocardial infarction.
Eur J Cardiothorac Surg 6, 479-484
39. Chaitman, B.R., Demots, H., Bristow, J.D., Rösch, J., Rahimtoola, S.H.
(1975)
Objective and subjective analysis of left ventricular angiograms.
Circulation 52, 420-425
40. Chapman, B.L., Gray, C.H. (1973)
Prognostic index for myocardial infarction treated in a coronary care
unit.
Br Heart J 35, 135-141
41. Chernoff, D.M., Ritchie, C.J., Higgins, C.B. (1997)
Evaluation of electron beam CT coronary angiography in healthy
subjects.
Am J Roentgenol 169, 93-99
42. Christiansen J.P., Liang, C-S. (1999)
Reappraisal of the Norris Score and the prognostic value of left
ventricular ejection fraction measurement for in-hospital mortality after
acute myocardial infarction.
Am J Cardiol 83, 589-591
43. Cohn, P.F., Gorlin, R., Adams, D.F., Chahine, R.A., Vokonas, P.S.,
Herman, M.V. (1974)
Comparison of biplane and single plane left ventriculograms in patients
with coronary artery disease.
Am J Cardiol 33, 1-6
44. Crawford, C.R., King, K.F. (1990)
Computed tomography scanning with simultaneous patient translation.
Med Phys 17, 967-982

45. Davidson, C.J., Fishman, R.F., Bonow, R.O. (1997)
Cardiac catheterization. In: Braunwald (Hg.) *Heart Disease: A textbook of Cardiovascular Medicine*.
Philadelphia, Pa. W.B. Sanders, 177-203
46. De Feyter, P.J., van Eenige, M.J., Dighton, D.H., Visser, F.C., De Jong, J., Roos, J.P. (1982)
Prognostic value of exercise testing, coronary angiography and left ventriculography 6-8 weeks after myocardial infarction.
Circulation 66, 527-536
47. Deanfield. J.E., Mason, R.P., Nissen, S.E., Williams, B.W. (2001)
Coronary artery disease: from managing risk factors to treating complications.
Clin Cardiol 24, (Suppl I Int)
48. Dodge, H.T., Sandler, H., Ballew, D.W., Lord, J.D. (1960)
The use of biplane angiocardigraphy of left ventricular volume in man.
Am Heart J 60, 762-777
49. Dornier, C., Somsen, G.A., Ivancevic, M.K., Osman, N.F., Didier, D., Righetti, A., Vallee, J.P. (2004)
Comparison between tagged MRI and standard cine MRI for evaluation of left ventricular ejection fraction.
Eur Radiol Epub ahead of print
50. Dotter, C.T., Frische, L.H. (1961)
"An approach to coronary angiography".
Abram, H.L. (Hg.) *Angiographie Bd. I*, 259-273
51. Dubois, C., Pierard, L.A., Albert, A., Smeets, J-P., Demoulin, J.C., Boland, J., Kulbertus, H.E. (1988)
Short-term risk stratification at admission based on simple clinical data in acute myocardial infarction.
Am J Cardiol 61, 216-219
52. Duerinckx, A.J., Urman, M.K. (1994)
Two-dimensional coronary MR angiography: analysis and initial clinical results.
Radiology 193, 731-738
53. Dyke, S.H., Crohn, P.F., Gorlin, R., Sonnenblick, E.H. (1974)
Detection of residual myocardial function in coronary artery disease using post-extra systolic potentiation.
Circulation 50, 694-699

54. Eggen, D.A., Strong, J.P., McGill, H.C. (1965)
Coronary calcification: relationship to clinically significant coronary lesions and race, sex, and topographic distribution.
Circulation 32, 948-955
55. Epstein, F.H. (1971)
International trends in heart disease epidemiology.
ANN Clin Res 3, 293-299
56. Falk, E. (1991)
Coronary thrombosis: pathogenesis and clinical manifestations.
Am J Cardiol 68, 28B-35B
57. Falk, E., Shah, P.K., Fuster V. (1995)
Coronary plaque disruption.
Circulation 92, 657-71
58. Fayad, Z.A., Fuster, V. (2001)
Clinical imaging of the high-risk or vulnerable atherosclerotic plaque.
Circ Res. 89, 305-316
59. Flameng, W.B., Wüsten, B., Pasyk, S., Sharper, W. (1974)
Subendokardiale Ischämie bei Frequenzbelastung und vermindertem Perfusionsdruck.
Verh Dtsch Ges Kreislauf. 40, 328-333
60. Fox, S.H., Tanenbaum, L.N., Ackelsberg, S., He, H.D., Hsieh, J., Hu, H. (1998)
Future directions in CT technology.
Neuroimaging Clinics of North America 8, 497-513
61. Galanski, M., Prokop, M., Chavan, A., Schaefer, C.M., Jandeleit, K., Nischelsky, J.E. (1993)
Renal arterial stenoses: spiral CT angiography.
Radiology 189, 185-192
62. Garvey, C.J., Hanlon, R. (2002)
Computed tomography in clinical practice.
BMJ 324, 1077-80
63. Georgiou, D., Bleiweis, M.S., Brundage, B.H. (1993)
Ultrafast computed tomography in the diagnosis of diseases of great vessels.
Am J Card Imaging 7, 120-127

64. Gibson, R.S., Bishop, H.L., Stamm, R.B., Crampton, R.S., Beller, G.A., Martin, R.P. (1982)
Value of early two-dimensional echocardiography in patients with acute myocardial infarction.
Am J Cardiol 49, 1110-1119
65. Gmeinwieser, J., Wunderlich, A., Gerhardt, P., Strotzer, M. (1991)
Dreidimensionale Rekonstruktion von atemverschieblichen Organen und Gefäßstrukturen aus Spiral-CT-Datensätzen.
Röntgenpraxis 44, 2-8
66. Green, M.G., Brody, W.B., Douglas, M.A., Borer, J.S., Ostrow, H.G., Line, B.R., Bacharach, S.L., Johnston, G.S. (1978)
Ejection fraction by count rate from gated images.
J Nucl Med 19, 880-883
67. Greene, D.C., Carlisle, R., Grant, C., Bunnell, I.L. (1967)
Estimation of left ventricular volume by one-plane cineangiography.
Circulation 35, 61-68
68. Grube, E. (1983)
"Die zweidimensionale Echokardiographie erlaubt eine Quantifizierung von Dyssynergien bei koronarer Herzerkrankung" in: Grube, E. (Hg.): *Kontroverse Ansichten in der Echokardiographie*. Schattauer Verlag, Stuttgart, New York
69. Haberl, R., Becker, A., Leber, A., Knez, A., Becker, C., Lnaq, C., Brüning, R., Reiser, M., Steinbeck, G. (2001)
Correlation of coronary calcification and angiographically documented stenoses in patients with suspected coronary artery disease: results of 1764 patients.
J Am Coll Cardiol 37, 451-457
70. Haberl, R., Steinbigler, P. (2001)
New perspectives of non-invasive imaging with cardiac CT.
J Clin Basic Cardiol 4, 241
71. Hamilton, G.W., Murray, J.A., Kennedy, J.W. (1972)
Quantitative angiocardiology in ischemic heart disease. The spectrum of abnormal left ventricular function and the role of abnormally contraction segments.
Circulation 45, 1065-1080
72. Hamer, A.W., Takayama, M., Abraham, K.A., et al. (1994)
End-systolic volume and long-term survival after coronary artery bypass graft surgery in patients with impaired left ventricular function.
Circulation 90, 2899-2904

73. Hammermeister, K.E., Warbasse, J.R. (1973)
Immediate hemodynamic effects of cardiac angiography in man.
Am J Cardiol 31, 307-314
74. Hammermeister, K.E., DeRouen, T.A., Dodge, H.T. (1979)
Variables predictive of survival in patients with coronary disease.
Selection by univariate and multivariate analyses from the clinical,
electrocardiographic, exercise, arteriographic, and quantitative
angiographic evaluations.
Circulation 59, 421-430
75. Herman, M.V., Heinle, R.A., Klein, M.D., Gorlin, R. (1967)
Localized disorders in myocardial contraction. Asynergy and its role in
congestive heart failure.
New Engl J Med 227, 222-232
76. Herzog, C., Bitten, M., Ay, N., Schaller, S., Schächinger, V., Vogel, T.J.
(2002)
Bestimmung der linksventrikulären Pumpfunktion in der kardialen
Mehrzeilen Spiral-CT.
In press
77. Heuser, L., Lackner, K., Felix, R., Mödder, U., Friedmann, G. (1978)
Erweiterung der thorakalen Diagnostik durch die Computer-
Tomographie.
Röntgenblätter 31, 135-144
78. Heuser, L., Tauchert, M., Niehues, B., Friedmann, G., Behrenbeck,
D.W. (1979)
Die axiale Computertomographie (CT) in der Diagnostik der Erkrankun-
gen des Herzens und der Aorta.
Dtsch Med Wochenschr 104, 243-244
79. Higgins, C.B. (1992)
Which standard has the gold?
J Am Coll Cardiol 19, 1608-1609
80. Hofman, M.B., Paschal, C.B., Li, D., et al. (1995)
MRI of coronary arteries: 2D breath-hold vs 3D respiratory-gated
acquisition.
J Comput Assist Tomogr 19, 56-62
81. Hong, C., Becker, C.R., Huber, A., Schoepf, U.J., Ohnesorge, B.,
Knez, A., Brüning, R., Reiser, M.F., (2001)
ECG-gated reconstructed multi-detector row CT coronary angiography:
effect of varying trigger delay on image quality.
Radiology 220, 712-717

82. Horowitz, R.S., Morganroth, J. (1982)
Immediate detection of early high risk patients with acute myocardial infarction using two-dimensional echocardiographic evaluation of left ventricular regional wall motion abnormalities.
Am Heart J 103, 814-822
83. Horstick, G., Petersen, S.E., Voigtlander, T., Mohrs, O.K., Schreiber, W.G. (2004)
Cardio-MRT: the multimodal function analysis of the future.
Z Kardiol 93 Suppl. 4, IV36-IV47
84. Hort, W. (1975)
Morphologische Gesichtspunkte der Myokardperfusion.
Verh Dtsch Ges Kreislauf 41, 1-11
85. <http://www.rrz.uni-hamburg.de/RRZ/W.Wiedl/Skripte/Matlab/Einfuehrung/MATLAB01/>
86. HU, H. (1999)
Multi-slice helical CT: scan and reconstruction.
Med Phys 26, 5-18
87. Hu, H., He, H.D., Foley, W.D., Fox, S.H. (2000)
Four multidetector-row helical CT: Image quality and volume coverage speed.
Radiology 215, 55-62
88. Hübner, K.H., Schmitt, W.G.H. (1979)
Computertomographische Densitometrie des menschlichen Blutes. Einfluß auf das Absorptionsverhalten von parenchymatösen Organen und Ergußbildungen.
Rofo 130, 185-188
89. Ingels, N.B., Daughters, G.T., Stinson, E.B., Alderman, E.L. (1975)
Measurement of midwall myocardial dynamics in intact man by radiography of surgically implanted markers.
Circulation 52, 859-867
90. Judkins, M.P. (1967)
Selective coronary arteriography. Part I: A percutaneous transfemoral technique.
Radiology 89, 815-824

91. Juergens, K.U., Wichter, T., Renger, B., Bruns, H.-J., Reimer, P., Tombach, B., Valhaus, C., Janssen, F.W., Breithardt, G., Heindel, W. (2001)
MR-tomographische Untersuchung der linksventrikulären Funktion bei Patienten mit koronarer Herzerkrankung und myokardialer Dysfunktion vor und nach koronarchirurgischer Revaskularisation.
Rofo 173, 211-217
92. Kachelrieß, M., Ulzheimer, S., Kalender, W.A. (2000)
ECG-correlated image reconstruction from subsecond multi-slice spiral CT scans of the heart.
Med Phys 27, 1881-1902
93. Kachelrieß, M., Ulzheimer, S., Kalender, W.A. (2000)
ECG-correlated imaging of the heart with subsecond multislice spiral CT.
IEEE Trans Med Imaging 19, 888-901
94. Kalender, W.A., Polacin, A. (1991)
Physical performance characteristics of spiral CT scanning.
Med Phys 18, 910-915
95. Kalender, W., Seissle, W., Klotz, E., Vock, P. (1990)
Spiral volumetric CT with single-breath-hold technique, continuous transport and continuous scanner rotation.
Radiology 176:181-183
97. Kalender, W.A. (1999)
Basics and techniques of spiral CT.
Radiologe 39, 809-19
98. Kann, G., Visser, C.A., Koolen, J.J., Dunning, A.J. (1986)
Short and long term predictive value of admission wall motion score in acute myocardial infarction. A cross sectional echocardiographic study of 345 patients.
Br Heart J 56, 422-427
99. Kennedy, J.W. (1982)
Complications associated with cardiac catheterization and angiography.
Cathet Cardiovasc Diagn 8, 5-11
100. Killip T., Kimball, J.T. (1967)
Treatment of myocardial infarction in a coronary care unit: a two year experience with 250 patients.
Am J Cardiol 20, 457-464

101. Knez, A., Becker, C., Ohnesorge, B., Haberl, R., Reiser, M.F., Steinbeck, G. (2000)
Noninvasive detection of coronary artery stenosis by multislice helical computed tomography.
Circulation 101, E221-E222
102. Kopp, A.F., Claussen, C.D., Heuschmid, M., Kuettner, A., Schroeder, S., (2001)
New Developments in Cardiac Imaging: The Role of MDCT.
J Clin Basic Cardiol 4, 253
103. Kopp, A.F., Klingenberg, K., Ohnesorge, B., Claussen, C.D. (1999)
From Single Slices to Volume Imaging: (R)Evolution in Computed Tomography.
In press
104. Kopp, A.F., Ohnesorge, B., Flohr, T., Georg, C., Schröder, S., Küttner, A., Martensen, J., Claussen, C.D. (2000)
Multidetektor CT des Herzens: erste klinische Anwendungen einer retrospektiv EKG-gesteuerten Spirale mit optimierter zeitlicher Auflösung zur Darstellung der Herzkranzgefäße.
Rofo 172, 429-435
106. Krakau, I., (1998)
in: Krakau, I. (Hg.): *Das Herzkatheterbuch*,
Thieme, Stuttgart, 3
107. Krakau, I., (1998)
in: Krakau, I. (Hg.): *Das Herzkatheterbuch*,
Thieme, Stuttgart, 67-73
108. Lasky, W., Boyle, J, Johnson, L.W., and the Registry Committee of the Society for Cardiac Angiography and Interventions (1993)
Multivariable model for prediction of risk of significant complication during diagnostic catheterization.
Cathet Cardiovasc Diagn 30, 185-90
109. Lenz, G.W., Haacke, E.M, White, R.D. (1989)
Retrospective cardiac gating: a review of technical aspects and future directions.
Magn Reson Imaging 7, 445-455
110. Lipton, M.J., Rumberger, J.A. (1991)
The assessment of left ventricular systolic and diastolic function by ultrafast computed tomography.
Am J Card Imaging 5 (4), 318-327

111. Lozner, E.C., Johnson L.W., Johnson S., Krone R., Pichard A.D., Ventrovec G. W., Noto T.J., and the Registry Committee of the Society for Cardiac Angiography and Interventions (1989)
Coronary Arteriography 1984-1987: a report of the registry of the society for cardiac angiography and interventions II. An analysis of 218 deaths related to coronary angiography.
Cathet Cardiovasc Diagn 17, 11-14
112. Mancini, G.B.J., Peck, W.W., Slutsky, R.A., Mattrey, R.F., Higgins, C.B. (1983)
Pharmacologically induced changes in wall thickening dynamics and mid-ventricular volumes in dogs assessed by prospectively gated computed tomography.
Am J Cardiol 51, 1739-1743
113. Manning, W.J., Li, W., Boyle, N.G., et al. (1993)
Fat-suppressed breath-hold magnetic resonance coronary angiography.
Circulation 87, 94-104
114. Mao, S.S., Oudiz, R., Bakhsheschi, H., Wang, S.J., Brundage, B.H. (1996)
Variation of heart rate and electrocardiograph trigger interval during ultrafast computed tomography.
Am J Card Imaging 10, 239-243
115. Mattrey, R.F., Higgins, C.B. (1982)
Detection of regional myocardial dysfunction during ischemia with computerized tomography.
Invest Radiol 17, 329-335
116. Mattrey, R.F., Slutsky, R.A., Long, S.A., Higgins, C.B. (1983)
In vivo assessment of left ventricular wall and chamber dynamics during transient myocardial ischaemia using prospectively ECG gated computerised transmission tomography.
Circulation 67, 1245-1251
117. McDonald, I.G. (1970)
The shape and the movements of the human left ventricle during systole. A study by cineangiography and by cineradiography of epicardial markers.
Am J Cardiol 26, 221-230
118. Mock, M.B., Ringqvist, I., Fisher, L.D., et al. (1982)
Survival of medically treated patients in the coronary artery surgery study (CAAS) registry.
Circulation 66, 562-568

119. Moore, E.H., Greenberg, R.W., Merrick, S.H., Miller, S.W., McLoud, T.C., Shepard, J.A. (1989)
Coronary artery calcifications: significance of incidental detection on CT scans.
Radiology 172, 711-716
120. Moshage, W., Achenbach, S., Seese, B., et al. (1995)
Coronary artery stenoses: three-dimensional imaging with electrocardiographically triggered, contrast agent-enhanced, electron-beam CT.
Radiology 196, 707-714
121. Mullins, C.B., Leshin, S.J., Mierzwiak, D.S., Alsobrook, H.D., Mitchell, J.H. (1972)
Changes in left ventricular function produced by the injection of contrast media.
Am Heart J 83, 373-381
122. Nakanishi, T., Ito, K., Imazu, M., et al. (1997)
Evaluation of coronary artery stenoses using electron-beam CT and multiplanar reformation.
J Comput Assist Tomogr 21, 121-127
123. Napel, S.A., Marks, M.P., Rubin, G.D., et al. (1992)
CT angiography with spiral CT and maximum intensity projection.
Radiology 185, 607-610
124. Ney, D.R., Fishman, E.K., Magid D. (1991)
Three-dimensional imaging.
Radiology 181, 321-338
125. Nieman, K., Oudkerk, M., Rensing, B.J., van Ooijen, P., Munne, A., van Geuns, R.-J., de Feyter, P.J. (2001)
Coronary angiography with multi-slice computed tomography.
Lancet 357, 599-603
126. Nishimura, R.A., Tajik, A.J., Shub, C., Miller, F.A., Ilstrup, D.M., Harrison, C.E. (1986)
Role of two-dimensional echocardiography in the prediction of in-hospital complications after acute myocardial infarction.
J Am Coll Cardiol 4, 1080-1087
127. Noto, T.J., Johnson, L.W., Krone, R., Weaver, W.F., Clark D.A., Kramer, J.R., Vetrovec, G.W., and the Registry Committee of the Society for Cardiac Angiography and Interventions (1991)
Cardiac catheterization 1990: a report of the registry of the society for cardiac angiography and interventions.
Cath Cardiovasc Diagn 24, 75-83

128. Norris, R.M., Brandt, P.W.T., Caughey, D.E., Scott, P.J. (1970)
A new coronary prognostic index.
Am Heart J 79, 428-431

129. Ohnesorg B., Flohr T., Becker C., et al. (1999)
High temporal resolution ECG-gated multislice spiral CT: a new
methode for 3D and 4D cardiac imaging.
(in press)

130. Ohnesorge, B., Becker, C., Flohr, T., Reiser, M.F. (2002)
In: *Multi-slice CT in cardiac imaging*.
Springer Verlag 21, 52

131. Ohnesorge, B., Flohr, T., Klingenbeck-Regn., K., (1999)
Efficient object scatter correction algorithm for third and fourth
generation CT scanners.
Eur Radiol 9, 563-569

132. Ohnesorge, B., Flohr, T., Becker, C., Knez, A., Kopp, A.F., Fukuda, K.,
Reiser, M.F. (2000)
Cardiac imaging with rapid, retrospective ECG-gated synchronized
multilevel spiral CT.
Radiologe 40, 111-117

133. Ohnesorge, B., Flohr, T., Becker, C.R., et al. (2000)
Cardiac imaging by means of electrocardiographically gate multisection
spiral CT. Initial experience.
Radiology 217, 564-571

134. Ohnesorge, B., Flohr, T., Schaller, S., et al. (1999)
The technical bases and uses of multi-slice CT.
Radiologe 39, 923-931

135. Ohnesorge, B., Flohr, T., Wallschläger, H., Becker, C., Brüning, R.D,
Reiser, M.F. (1999)
Comparative Ca-scoring study for ECG-gated multi-slice heart CT
versus EBCT using phantom data.
Abstract Book of ECR, 277

136. Oshinski, J.N., Han, H.C., Ku, D.N., Pettigrew, R.I. (2001)
Quantitative prediction of improvement in cardiac function after
revascularization with MR imaging and modeling: initial results.
Radiology 221, 515-522

137. Oudkerk, M., Kalender, W. (1989)
CT of hilar adenopathy with 1-second and subsecond scan times.
In press

138. Pagano, D., Lewis, M.E., Townend, J.N., Davies, P., Camici, P.G., Bonser, R.S. (1999)
Coronary revascularisation for postischaemic heart failure: how myocardial viability affects survival.
Heart 82, 684-688
139. Paulin, S. (1964)
Coronary angiography. A technical anatomic and clinical study.
Acta Radiol Diagn (Stockh) 33, 223:1
140. Pennell, D.J., Keegan, J., Firmin, D.N., et al. (1993)
Magnetic resonance imaging of coronary arteries: technique and preliminary results.
Br Heart J 70, 315-326
141. Philips, Niederlande (1999)
Bedienungsanleitung für "Analyse des linken Ventrikels"
Dokument Nummer: 989600077781
142. Polacin, A., Kalender, W., Marchal, G. (1992)
Evaluation of section sensitivity profiles and image noise in spiral CT.
Radiology 185, 29-35
143. Polak, J.F. (2000)
MR coronary angiography. Are we there yet?
Radiology 214, 649-650
144. Prokop, M., Schaefer, C.M., Leppert, A.G.A., Galanski, M. (1993)
Spiral CT angiography for diagnosis and follow-up of chronic aortic dissection.
In press
145. Prokop, M., Schaefer, C., Kalender W.A., Polacin, A., Galanski, M. (1993)
Vascular imaging with spiral-CT. The path to CT-angiography.
Radiologe 33, 694-704
146. Rahimtoola, S.H. (1989)
The hibernating myocardium.
Am Heart J 117, 211-221
147. Reddy, G., Chernoff, D.M., Adams, J.R., et al. (1998)
Coronary artery stenoses: assessment with contrast-enhanced electron-beam CT and axial reconstructions.
Radiology 208, 167-172

148. Rensing, B.J., Bongaerts, A., van Geuns R.J., van Ooijen, P., Oudkerk, M., de Feyter, P.J. (1998)
Intravenous coronary angiography by electron beam computed tomography: a clinical evaluation.
Circulation 98, 2509-2512
149. Rominger, M.B., Bachmann, G.F., Geuer, M., Puzik, M., Ricken, W.W., Rau, W.S. (1999)
Genauigkeit der rechts- und linksventrikulären Herzvolumen- und linksventrikulären Muskelmassenbestimmung mittels Cine MRT in Atemanhaltetechnik.
Rofo 170, 54-60
150. Rominger, M.B., Bachmann, G.F., Geuer, M., Puzik, M., Pabst, W., Rau, W.S. (1999)
The determination of left and right ventricular ejection and filling functions of the heart by fast cine MRT in breath-hold technic in subjects.
Rofo 170(5), 436-441
151. Ross, J. (1993)
Left ventricular function after coronary artery reperfusion.
Am J Cardiol 72, 91G-97G
152. Roubin, G.S., Harris, P.J., Bernstein, L., Kelly, D.T. (1983)
Coronary anatomy and prognosis after myocardial infarction in patients 60 years and younger.
Circulation 67, 743-749
153. Rubin, G.D., Dake, M.D., Napel, S., Jeffrey, R.B., Mc Donnel, C.H., Sommer, F.G., Wexler, L., Williams, D.M. (1994)
Spiral CT of renal artery stenosis: comparison of three-dimensional rendering techniques.
Radiology 190, 181-189
154. Saito, Y., Suzuki, T. (2000)
Evaluation of the performance of multi-slice CT system in non-helical scanning.
In press
155. Sanderson, J.E., Traill, T.A., St John Sutton, M.G., Brown, D.J., Gibson, D.G., Goodwin. J.F. (1978)
Left ventricular relaxation and filling in hypertrophic cardiomyopathy. An echocardiographic study.
Brit Heart J 40, 596-601

156. Sandler, H., Dodge, H.T. (1968)
The use of single plane angiocardiograms for the calculation of left ventricular volume in man.
Am Heart J 75 (3), 325-334
157. Sanmarco, M.E.; Fronek, K., Philips, C.M., Davila, J.C. (1966)
Continuous measurement of left ventricular volume in the dog. Comparison of the washout and radiographic techniques with the external dimension method.
Am J Cardiol 18:584-593
158. Sanz, G., Castaner, A., Betriu, A., Magrina, J., Roig, E., Coll, S., Pare, J.C., Navarro-Lopez, F. (1982)
Determinants of prognosis in survivors of myocardial infarction. A prospective clinical angiographic study.
N Engl J Med 306, 1065-1070
159. Sasayama, S., Franklin, D., Ross, J.Jr., Kemper, S.W., McKown, D. (1976)
Dynamic changes in left ventricular wall thickness and their use in analyzing cardiac function in the conscious dog: a study based on a modified ultrasonic technique.
Am J Cardiol 38, 870-879
160. Sauer, R. (1998)
In: Sauer, R. (Hg.) *Strahlentherapie und Onkologie*.
Urban&Fischer, München, Jena, 255
161. Schaller, S., Flohr, T., Steffen, P. (1997)
A new, efficient Fourier-reconstruction method for approximate image reconstruction in spiral cone-beam CT at small cone-angles.
Proceeding of the SPIE Intern. Symposium of Medical Imaging 3032, 213-224
162. Schaller, S., Flohr, T., Wolf, H., Kalender, W.A. (1999)
Evaluation of a Spiral Reconstruction Algorithm for Multislice-CT.
In press
163. Schlant, R.C. (1994)
in: Schlant, R.C., Alexander, R.W. (Hg.):
Hurt's The Heart, 8.Edition, 1187-1188 u. 459-467
164. Schmermund, A., Rensing, B.J., Sheedy P.F., et al. (1998)
Intravenous electron-beam computed tomographic coronary angiography for segmental analysis of coronary artery stenoses.
J Am Coll Cardiol. 31:1547-1554

165. Schroeder, S., Kopp, A.F., Ohnesorge, B., Flohr, T., Baumbach, A., Kuettner, A., Herdeg, C., Karsch, K.R., Claussen, C.D. (2001)
Accuracy and reliability of quantitative measurements in coronary arteries by multi-slice computed tomography: experimental and initial clinical results.
Clinical Radiology 56, 466-474
166. Sheehan, F.H., Bolson, E.L., Dodge, H.D., Mathey, D.G., Schofer, J., Woo, H.W. (1986)
Advantages and applications of the centerline method for characterizing regional ventricular function.
Circulation 74, 293-305
167. Sigel, H., Nechwatel, W., Bitter, F., Stauch, M., Lippert, R. (1981)
Quantitative regionale L avoangiographie: Vergleichende Untersuchungen an einem Normalkollektiv.
Z Kardiol 70, 221-229
168. Sones, Jr.F.M., Shirey, E.K. (1962)
Cine coronary arteriography.
Mod Concepts Cardiovasc Dis 31, 735-742
169. Stanford, W., Breen, J., Thompson, B., et al. (1992)
Can the absence of coronary calcification on ultrafast CT be used to rule out nonsignificant coronary artery stenosis?
Am Coll Cardiol 19, 189A
170. Stary, H.C., Chandler, A.B., Dinsmore, R.E., Fuster, V., Glagov, S., Insull, W., Rosenfeld, M.E., Schwartz, C.J., Wagner, W.D., Wissler, R.W. (1995)
A definition of advanced types of atherosclerotic lesions and a histological classification of atherosclerosis. A report from the Committee of the Council and Arteriosclerosis, American Heart Association.
Circulation 92, 1355-74
171. Statistisches Bundesamt Deutschland
Todesursachen, S uglingssterblichkeit und Schwangerschaftsabbr uche.
<http://www.destatis.de/basis/d/gesu/gesutab3.htm>
172. Statistisches Bundesamt Deutschland
Todesursachenstatistik 1999 (vorl ufiges Ergebnis).
<http://www.destatis.de/presse/deutsch/pm2000/p3620092.htm>

173. Statistisches Landesamt Baden-Württemberg
Sterbefälle in Baden-Württemberg seit 1952 nach ausgewählten
Todesursachen.
<http://www.statistik-w.de/GesundhSozRecht/Landesdaten/LRt0202.asp>
174. Stuber, M., Botnar, R.M., Danias, P.G., et al. (1999)
Double-oblique free-breathing high resolution three-dimensional
coronary magnetic resonance angiography.
J Am Coll Cardiol 34, 524-531
175. Taguchi, K., Aradate, H. (1998)
Algorithm for image reconstruction in multi-slice helical CT.
Med Phys 25, 550-561
176. Tanenbaum, S.R., Kondos, G.T., Veselik, K.E., Prendergast, M.R.,
Brundage, B.H., Chomka, E.V. (1989)
Detection of calcific deposits in coronary arteries by ultrafast computed
tomography and correlation with angiography.
Am J Cardiol 63, 870-872
177. Tardif, J.C., Vannan, M.A., Taylor, K., Schwartz, S.L., Pandian, N.G.
(1994)
Delineation of extended lengths of coronary arteries by multiplane
transesophageal echocardiography.
J Am Coll Cardiol 24, 909-19
178. Taylor, R., Waggoner, A.D. (1992)
Doppler assessment of left ventricular diastolic function. A review.
J Am Soc Echocardiogr 5:603-612
179. Tennant, R., Wiggers, L.J. (1935)
The effect of coronary occlusion on myocardial function.
Am J Physiol 112, 351-361
180. Topol, E.J., Nissen, S.E. (1995)
Our preoccupation with coronary luminology: the dissociation between
clinical and angiographic findings in ischemic heart disease.
Circulation 92, 2333-2342
181. van Geuns, R.J.M., de Bruin, H.G., Rensing, B.J., et al. (1999)
Magnetic resonance imaging of the coronary arteries: clinical results
from three-dimensional evaluation of a respiratory gated technique.
Heart 82, 515-519

182. Vine, D.L., Hegg, T.D., Dodge, H.T., Stewart, D.K., Frimer, M. (1977)
Immediate effect of contrast medium injection on left ventricular volumes and ejection fraction. A study using metallic epicardial markers.
Circulation 56, 379-384
183. Vock, P., Jung, H., Kalender, W. (1989)
Single-breathhold spiral volumetric CT of the hepatobiliary system.
Radiology 173 (P), 377
184. Vock, P., Jung, H., Kalender, W. (1989)
Single-breathhold spiral volumetric CT of the lung (abstr.).
Radiology 173 (P), 400
185. Vock, P., Soucek, M., Daepf, M., Kalender, W. (1990)
Lung spiral volumetric CT with single-breath-hold technique.
Radiology 176, 864-867
186. Wallis, J.B., Supino, P.G., Borer, J.S. (1993)
Prognostic value of left ventricular ejection fraction response to exercise during long-term follow-up after coronary artery bypass.
Circulation 88 (5 Pt 2), II 99-109
187. Wegener, O.H. (1992)
In: *Ganzkörpercomputertomographie*:
Blackwell Wissenschafts Verlag GmbH, Berlin, 2.Auflage 1992
188. Wexler, L., Brundage, B., Crouse, J., et al. (1996)
Coronary artery calcification: pathophysiology, epidemiology, imaging methods, and clinical implications: a statement for health professionals from the American Heart Association.
Circulation 94, 1175-1192
189. Wielopolski, P.A., van Geuns, R.J., de Feyter, P.J., et al. (1998)
Breath-hold coronary MR angiography with volume target imaging.
Radiology 209, 209-219
190. Wielopolski, P.A., van Geuns, R.J., de Feyter, P.J., Oudkerk, M. (2000)
Coronary arteries.
Eur Radiol 10, 12-35
191. Windecker, S., Maier-Rudolph, W., Bonzel, T., Heyndrickx, G., Lablance, J.M., Morice, M.C., Muhlberger, V., Neuhaus, K.L., Piscione, F., van den Brand, M., Winjs, W., Meier, B. (1996)
Interventional cardiology in Europe 1995.
Eur Heart J 20, 484-495

192. Wintersberger, B., Hundt, W., Knez, A., Thilo, C., Huber, A., et al. (2002)
Beurteilung der linksventrikulären Pumpfunktion mit EKG-gesteuerter Mehrschicht-CT: Vergleich mit der invasiven Ventrikulographie.
Rofo 174, 137
193. Wong, W.H., Kirkeeide, R.L., Lance, G.K. (1986)
Computer applications in angiography.
In: S.M. Collins, D.J. Skorton (Hg.): *Cardiac Imaging and Image processing*. Mc Graw-Hill
194. Woodhouse, C.E., Janowitz, W.R., Viamonte, M. (1997)
Coronary arteries: retrospective cardiac gating technique to reduce cardiac motion artifact at spiral CT.
Radiology 204, 566-569
195. Wunderlich, A., Lenz, M., Kirsten, R., Gerhardt, P. (1991)
Color-coded three-dimensional reconstructions of abdominal organs and vessels.
Rofo 158, 221-4
196. Wynne, J., Green, L.H., Mann, T., Levin, T., Grossman, W. (1978)
Estimation of left ventricular volumes in man from biplane cineangiograms filmed in oblique projections.
Am J Cardiol 41, 726-735

D A N K S A G U N G

Mein Dank gilt Herrn Professor Dr. med. C. D. Claussen, Direktor der Abteilung für Diagnostische Radiologie, Universitätsklinikum Tübingen, für die Bereitstellung der Geräte und der finanziellen Mittel.

Herrn Privatdozent Dr. A. F. Kopp danke ich für die freundliche Überlassung des Themas sowie das Vertrauen, das er in mich gesetzt hat. Herr Dr. Kopp hat mich bei der Durchführung dieser Arbeit stets vorbildlich und großzügig gefördert.

Besonderen Dank schulde ich Herrn Dr. A. Küttner für die vorbildliche Betreuung, individuelle Beratung und Unterstützung bei der Durchführung meiner Arbeit. Ohne seine Hilfe wäre vieles nicht möglich gewesen. Zu großem Dank verpflichtet bin ich auch Herrn Privatdozent Dr. S. Schröder und Herrn Dr. M. Heuschmied für die Hilfestellung und Betreuung.

Ebenso gebührt mein Dank Herrn Prof. Dr. K. Dietz vom Institut für medizinische Informationsverarbeitung für seine Beratung bei der Statistik dieser Arbeit und seine Anregungen für die Darstellung der Ergebnisse.

Ich danke Frau A. Birinci-Aydogan und Frau M. Hafner, MTAs der Diagnostischen Radiologie für ihre Unterstützung. Ihre kompetente Hilfestellung bei der Bedienung des Computertomographen hat eine Durchführung dieser Arbeit erst ermöglicht.

Gabriele B. Müller danke ich für die Adleraugen bei der Durchsicht des Manuskripts. Sie stand mir bei der Fertigstellung meiner Arbeit stets mit Rat und Tat zur Seite.

L E B E N S L A U F

Persönliche Daten:

Name: Branko Trebar
Geburtsdatum: 11.06.1976
Geburtsort: Stuttgart Bad Cannstatt

Schulbildung:

1983-1987: Wolfbuschgrundschule in Stuttgart
1987-1996: Solitude-Gymnasium in Stuttgart
Juni 1996: Abitur

Hochschulbildung:

1997-2003 Studium der Humanmedizin an der Eberhard-Karls-Universität in Tübingen
Frühjahr 1999 Ärztliche Vorprüfung in Tübingen
Frühjahr 2000 1. Abschnitt der Ärztlichen Prüfung in Tübingen
Frühjahr 2002 2. Abschnitt der Ärztlichen Prüfung in Tübingen
Okt. 2002-Jan. 2003 PJ Terial an der Chirurgischen Klinik in Sunderland, University of Newcastle, Großbritannien
Februar-Mai 2003 PJ Terial an der Inneren Klinik in Yverdon-les-Bains, Université de Lausanne, Schweiz
Juni-September 2003 Terial an der Universitätskinderklinik in Tübingen
21. November 2003 Ärztliche Prüfung in Tübingen

Berufliche Tätigkeit:

Seit Januar 2004 Arzt im Praktikum / Assistenzarzt an der Klinik für Kinderheilkunde und Jugendmedizin der Universitätsklinik Tübingen, Sektion Pädiatrische Endokrinologie