Aus dem Institut für Klinische Radiologie - Großhadern
der Ludwig - Maximilians - Universität München
Vorstand: Prof. Dr. med. Dr. h.c. Reiser

Bewertung der globalen linksventrikulären Funktion:

Vergleich der Mehrschicht-Spiral-CT mit der Angiokardiographie.

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians Universität zu München

vorgelegt von Karen Hoffmann
München
2005

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter:	**Prof. Dr. Dr. h.c. M. Reiser**
Mitberichterstatter:	**Prof. Dr. K. Theisen**
Mitbetreuung durch den promovierten Mitarbeiter:	**Dr. med. Walter Hundt** **Dr. med. Bernd Wintersperger**
Dekan:	**Prof. Dr. med. D. Reinhardt**
Tag der mündlichen Prüfung:	**28.07.2005**

Inhaltsverzeichnis

1 ZUSAMMENFASSUNG 5

2 EINLEITUNG 8

3 METHODIK 12

3.1 PATIENTEN 12

3.2 ANGIOKARDIOGRAPHIE 13

3.2.1 DURCHFÜHRUNG DER UNTERSUCHUNG 13

3.2.2 QUANTITATIVE AUSWERTUNG DES LÄVOKARDIOGRAMMS 15

3.2.3 KOMPLIKATIONEN DER LÄVOKARDIOGRAPHIE 15

3.2.4 VERMESSUNG DES LINKEN VENTRIKELS 16

3.2.5 BIPLANARE LÄVOKARDIOGRAPHIE 17

3.2.6 DIE FLÄCHEN-LÄNGEN-METHODE 17

3.2.7 DIE SCHEIBCHEN-SUMMATIONS-METHODE 18

3.2.8 DIE ACHSEN-METHODE 19

3.2.9 MONOPLANARE LÄVOKARDIOGRAPHIE 19

3.2.10 KALIBRIERUNG 21

3.3 MEHRSCHICHT-SPIRAL-CT 22

3.3.1 ALLGEMEINES 22

3.3.2 TECHNISCHE GRUNDLAGEN 24

3.3.3 EKG-TRIGGERUNG 28

3.3.4 DURCHFÜHRUNG DER UNTERSUCHUNG 30

3.3.5 VERMESSUNG DES LINKEN VENTRIKELS 31

3.3.6 BERECHNUNGEN ZUR GLOBALEN FUNKTION DES LINKEN VENTRIKELS 32

3.3.6.1 Allgemeines 32

3.3.7 HEMISPHERISCHER ZYLINDER 33

3.3.7.1 Biplane Ellipsoide 34

3.3.7.2 Schichten-Summations-Methode 36

3.3.7.3 3D-Methode 38

3.3.8 EINBEZIEHUNG DER PAPILLARMUSKELN IN DIE VOLUMENBESTIMMUNG 38

3.4 STATISTIK 40
3.4.1 ALLGEMEINES ZUR STATISTIK 40
3.4.2 KOLMOGOROFF-SMIRNOV-ANPASSUNGSTEST 40
3.4.3 LINEARE REGRESSION UND PEARSON-KORRELATIONSKOEFFIZIENT 41
3.4.4 T-TEST FÜR VERBUNDENE STICHPROBEN 41
3.4.5 ANALYSE NACH BLAND-ALTMAN 42
3.5 EINFÜHRUNG EINES KORREKTURFAKTORS 45

4 ERGEBNISSE 47

4.1 VERGLEICH DER LVG MIT DEN MSCT- METHODEN 49
4.2 VERGLEICH DER MSCT- METHODEN UNTEREINANDER 53
4.3 KLINISCHE ANWENDUNG 55
4.4 EINBEZIEHUNG DER PAPILLARMUSKELN IN DIE VOLUMENBESTIMMUNG 57

5 DISKUSSION 60

6 ANHANG 71

6.1 LITERATURVERZEICHNIS 71
6.2 VERZEICHNIS DER ABBILDUNGEN 81
6.3 VERZEICHNIS DER TABELLEN 85

1 Zusammenfassung

Ziel: Bewertung der globalen linksventrikulären Funktion mittels EKG-gegateter Mehrschicht-Spiral-Computertomographie (MSCT) unter Anwendung von 4 verschiedenen Berechnungsverfahren, im Vergleich mit der Berechnung der linksventrikulären Funktion mittels Angiokardiographie.

Methode: Es wurden 29 Patienten, bei denen eine koronare Herzerkrankung vermutet wurde oder bekannt war, mit zwei unterschiedlichen Untersuchungstechniken (Herzkatheter und Mehrschicht-Spiral-Computertomographie) untersucht.
Bei der MSCT wurde während einer Atemanhaltephase, mit einer EKG-gegateten Technik, das gesamte Herz der Patienten abgebildet (kollimierte Schichtdicke 4*1mm, Tischvorschub 3,0mm/s, Rotationszeit 500ms, max. Scanzeit 35s). Die mittels MSCT erhaltenen Rohdaten wurden nachträglich in der diastolischen und systolischen Phase des Herzzyklus rekonstruiert. Unter Anwendung von vier verschiedenen Berechnungsverfahren (3D-Methode, Simpson-Regel, Biplane-Ellipsoide, Hemispherischer-Zylinder) leiteten sich daraus 4 Messwerte (enddiastolisches Volumen, endsystolisches Volumen, Schlagvolumen und Ejektionsfraktion) ab. Diese Messwerte wurden den mittels Angiokardiographie (LVG) ermittelten Werten gegenübergestellt.
Anschließend erfolgte die Untersuchung der beiden Methoden auf Korrelation und Übereinstimmung.

Ergebnis: Die besten Ergebnisse erreichte die 3D-Methode; EDV ($r = 0,73$), ESV ($r = 0,88$) und EF ($r = 0,76$) erzielten eine hohe Korrelation mit den Werten der Angiokardiographie. Die ED-Volumina der 3D-Methode unterschieden sich nicht signifikant von den Werten der LVG ($p = 0.249$) und in der Bland-Altman-Analyse lag die Differenz der Mittelwerte bei 7,6 ± 68,1ml (Mittelwert ± 2*Standardabweichung), obwohl sich die Werte von ESV, EF und SV signifikant unterschieden. Die ESV-Werte wurden signifikant überschätzt ($p < 0.001$), was zu einer Unterschätzung von SV ($p < 0.001$) und EF ($p < 0.001$) führte. Dies konnte mit der Bland-Altman-Analyse bestätigt werden.
Die SR-Methode zeigte in Korrelation mit der LVG ähnlich gute Resultate wie die 3D-Methode. EDV ($r = 0,68$), ESV ($r = 0,88$) und EF ($r = 0,80$) korrelierten ebenso gut mit

den Werten der LVG. Die ED-Volumina der SR-Methode unterschieden sich nicht signifikant von den Werten der LVG (p = 0.030).In der Bland-Altman-Analyse lag die Differenz der Mittelwerte bei 15,3 ± 72,2ml (Mittelwert ± 2*Standardabweichung), obwohl sich die Werte von ESV, EF und SV signifikant unterschieden. Die ESV-Werte wurden signifikant überschätzt (p < 0.001), was zu einer Unterschätzung von SV (p < 0.002) und EF (p < 0.001) führte. Dies konnte mit der Bland-Altman-Analyse bestätigt werden. Die SR-Methode korrelierte am besten mit der 3D-Methode; EDV (r = 0,91), ESV (r = 0,94), EF (r = 0,91), SV (r = 0,84) und die Werte unterschieden sich nicht signifikant voneinander; EDV (p = 0,049), ESV (p = 0,010), EF (p = 0,764), SV (p = 0,023).

Die HC-Methode zeigte die größte Überschätzung der Volumina. Die EDV- und ESV-Werte lagen 23,9 ± 28,6ml und 109,7 ± 63,5ml (Mittelwert der Differenzen ± 2*Standardabweichung) höher als die ED- und ES-Volumen, die mittels LVG ermittelt wurden. Die Bland-Altman-Analyse zeigte eine systematische Überschätzung der ESV mit der HC-Methode.

Zusammenfassung: Die CT-Ventrikulographie kann unter Anwendung retrospektiv bearbeiteter EKG-Algorithmen die gesamte Herzhöhle abbilden. Anhand dieser ermittelten Bilder lassen sich die linksventrikulären Werte (enddiastolisches Volumen, endsystolisches Volumen, Schlagvolumen und linksventrikuläre Ejektionsfraktion) gut berechnen. Auf der Grundlage des Volumen-Daten-Sets können unterschiedliche Achsenausrichtungen rekonstruiert werden.

Es existieren strenge Korrelationen zwischen den linksventrikulären Werten (enddiastolisches Volumen, endsystolisches Volumen, Schlagvolumen und linksventrikuläre Ejektionsfraktion) der CT-Ventrikulographie und den Werten der Angiokardiographie. Allerdings wurden statistisch signifikante Volumenunterschiede ermittelt.

Einschränkungen für die CT-Ventrikulographie sind die derzeitig begrenzte zeitliche Auflösung der Scans und die lange Nachbearbeitungszeit bei der exaktesten der Methoden (3D-Methode). Da die Korrelation des SR-Daten-Sets mit der LVG sich nur gering von dem 3D-Daten-Set unterscheidet, die Bearbeitung sich allerdings um einiges leichter darstellt (die Datenvolumen der 3D-Methode erfordern eine längere Bearbeitungszeit und ein spezielles Bearbeitungsprogramm), scheint die SR-Methode für die Klinik das derzeit interessanteste Verfahren darzustellen. Neue

Nachbearbeitungsmethoden, die eine mehrschichtige Daten-Rekonstruktion benutzen, werden möglicherweise die Problematik der zeitlichen Auflösung meistern. Des weiteren wäre eine zuverlässige automatische oder halb-automatische Bild-Bearbeitungssoftware sehr hilfreich, um den praktischen Nutzen der 3D-Methode zu verbessern.

Im Hinblick auf die klinische Anwendbarkeit der MSCT-Methoden stellen Korrekturfaktoren eine einfache Möglichkeit dar, die Einführung leichter zu gestalten. Da sich die Korrekturfaktoren aus der Regressionsgeraden berechnen, die Messergebnisse jedoch in einer großen Streubreite um die Regressionsgerade streuen, weisen auch die korrigierten Werte eine hohes Maß an Ungenauigkeit auf. Vor Gebrauch sollten die ermittelten Korrekturfaktoren noch in größeren Studien bestätigt oder ggf. korrigiert werden.

2 Einleitung

Herz- und Kreislauferkrankungen stehen in Deutschland und den westlichen Industrieländern an der Spitze der Todesursachen. Jährlich erleiden etwa 280.000 Patienten einen Herzinfarkt. Bei vielen Patienten findet der Herzinfarkt ohne jede Vorwarnung statt (84). Daraus ergibt sich, dass präventive Maßnahmen zur Vorbeugung eines Herzinfarktes eine entscheidende prognostische Bedeutung haben. Zur Diagnostik und ggf. Intervention koronarer Stenosen wird häufig eine Angiokardiographie mittels Herzkatheter erstellt. Von den knapp 480.000 invasiven Herzkatheteruntersuchungen, die pro Jahr in Deutschland durchgeführt werden, gilt ein erheblicher Anteil dem Ausschluss einer koronaren Herzkrankheit (KHK) (31) und erfordert keine interventionellen Maßnahmen. Die Invasivität dieser Methode (und damit eine geringe, aber doch nicht zu verachtende Mortalitätsrate von 0,15% und eine Morbiditätsrate von 1,5%) in Verbindung mit den relativ hohen Kosten haben dazu geführt, dass Versuche mit nicht-invasiven Methoden zur Darstellung der Koronargefäße und Funktion des Herzens forciert wurden. Patienten mit hohem Risiko für ein kardiales Ereignis können durch den Nachweis einer präklinischen Arteriosklerose computertomographisch, nicht-invasiv, identifiziert werden (25). Bildgebende Verfahren können dabei schon vorhandene Probleme objektivieren und auch zur Verlaufsbeobachtung herangezogen werden.

Auch die Größe und Funktion des linken Ventrikels ist bei Patienten mit kardialen Beschwerden prognostisch von Bedeutung und wird daher bei Therapieentscheidung und Risikomanagement eingesetzt. Ein Anstieg des links-ventrikulären enddiastolischen Druckes und des Ventrikelvolumens, sowie ein Absinken der Auswurffraktion sind die wichtigsten Zeichen einer links-ventrikulären (LV) Dysfunktion und deuten auf eine schlechte Prognose hin. Eine gute Prognose haben dagegen Patienten mit Thoraxbeschwerden aber normaler LV Funktion und unauffälligen Koronararterien. Unabhängig vom Schweregrad der Koronarstenosen findet sich bei eingeschränkter Herzfunktion eine erhöhte Letalität (33).

Es gibt verschiedene Methoden, um die Funktionsparameter des Herzens zu erhalten und die Herzkranzgefäße darzustellen.

Die Thorax-Röntgenaufnahme ist für Diagnostik, Therapie und Verlauf von Herzerkrankungen unerlässlich. Routinemäßig werden ein postero-anteriores (p.a.) Röntgenbild und eine Seitenaufnahme erstellt. Die Thoraxaufnahme liefert

Informationen über Größe und Gestalt des Herzens und der großen Gefäße, über die arteriellen und venösen Lungengefäßdrücke und Verteilung und Ausmaß der Lungendurchblutung. Die Erweiterung einer Herzkammer führt zu Veränderungen der Größe und Kontur der Herzsilhouette im Röntgenbild.

Als invasive Untersuchungstechnik steht die Angiokardiographie (Herzkatheter-untersuchung) zur Verfügung. Die angiographische, kinematographische Darstellung des LV (linker Herzventrikel) und RV (rechter Herzventrikel) mit ungefähr 30 Bildern pro Minute erlaubt eine Beurteilung von Form, Größe, Wanddicke, Kontraktionsamplitude, Klappendysfunktion und Ventrikelfunktion. Die Ventrikulo-graphie ist fester Bestandteil der angiokardiographischen Abklärung bei KHK, Kardiomyopathien, Herzklappenerkrankungen und angeborenen Herzvitien. Die Koronarangiographie gilt immer noch als Standardmethode für die Darstellung der gesamten Anatomie der Koronargefäße. Für einen erfahrenen Untersuchenden stellt sie ein sicheres und relativ schnell durchführbares Verfahren dar, das in gleicher Sitzung eine interventionelle Therapie koronarer Läsionen gestattet (47).

In der Klinik wird die Größenmessung und Funktionsbestimmung des Herzens am häufigsten mittels Echokardiographie durchgeführt. Hierfür existieren drei Untersuchungsarten: Die M-Mode, die B-Mode (2D-Echokardiographie) und die Doppler-Echokardiographie. Die M-Mode ist die traditionelle echokardiographische Untersuchung, gekennzeichnet durch eine hohe Impulsfolge mit exzellenter zeitlicher Auflösung. Die M-Mode-Echokardiographie ist besonders für Bewegungsanalysen und Dickenbestimmungen von kardialen Strukturen geeignet. Die B-Mode-Echokardiographie erzeugt circa 30 mal pro Sekunde ein zweidimensionales Bild und ermöglicht somit eine Darstellung von bewegten Strukturen in Echtzeit. Die B-Mode-Echokardiographie wird häufig zur Quantifizierung der LV Volumina eingesetzt und für normal strukturierte Ventrikel als ausreichend genau betrachtet (26). Die Herzvolumenparameter können planimetrisch quantitativ bestimmt werden. Die Doppler-Echokardiographie ermittelt Blutströmungsgeschwindigkeiten und stellt Turbulenzen dar. Sie wird häufig zur Gefäßdarstellung und Quantifizierung von Gefäßstenosen verwendet.

Die oben genannten Techniken basieren auf geometrischen Annahmen über die links-ventrikuläre Struktur. Daher sind Verzerrungen der angenommenen Ventrikelgeometrie, die klinisch häufig zu beobachten sind, mögliche Ursachen für eine inkorrekte Messung.

Mit der Einführung der Elektronenstrahl-Computertomographie (EBCT, Elektron-Beam-Computer-Tomography) im Jahr 1982 wurde die computertomographische Bildgebung des Herzens revolutioniert. Initial wurde die EBCT vor allem für die Untersuchung der Mykardperfusion konstruiert. Das Interesse konzentrierte sich in den letzten Jahren zunehmend auf den Einsatz als Screening-Methode der koronaren Herzerkrankung (Quantifizierung von Koronarkalk) und zur kontrastmittelunterstützten minimalinvasiven Darstellung von Koronargefäßen. Die EBCT ermöglichte erstmals die computertomographische Darstellung des Herzens mit der notwendigen hohen zeitlichen Auflösung. Die Vorgehensweise des EBCT liefert ein komplettes Tomogramm während einer Strahlenexposition von nur 50ms. Damit können die Ventrikelvolumina, die Ejektionsfraktion, die Wanddicken, eine Wanddickenzunahme und die Myokardmasse zuverlässig bestimmt werden (49). Die EBCT kann auf drei unterschiedliche Arten eingesetzt werden: im Cine-Modus zur globalen und regionalen Myokardfunktion (64), im Trigger-Modus zur Transitzeit-, Perfusions- und Blutflussbestimmung (43) und im Volume-Modus zur Erfassung eines 3D-Datensatzes. Letzterer erlaubt eine genaue Bestimmung der LV und RV Herzvolumenparameter (29). Nachteil des Verfahrens ist, neben der Strahlenbelastung und der Kontrastmittelgabe, vor allem seine geringe Verfügbarkeit aufgrund hoher Kosten und die limitierten Einsatzmöglichkeiten in anderen Körperregionen.

Die rasche technische Entwicklung der letzten Jahre hat zu einem zunehmenden Einsatz der Magnetresonanztomographie (MRT) und Computertomographie (CT) in der Herzdiagnostik geführt. Die Einführung der EKG-Triggerung hat entscheidende Fortschritte für beide Verfahren erbracht. Dadurch wurde es erstmals möglich, einzelne Untersuchungsabschnitte in jeweils einer Atemanhaltephase durchzuführen. Während in der Anfangszeit der kardialen MRT die Aufnahmezeiten noch im Minutenbereich lagen, sind jetzt Aufnahmen von bis zu fünf Schichten während eines Herzschlages und Funktionsuntersuchungen mit einer zeitlichen Auflösung von bis zu 20ms möglich (79). Magnetresonanz-Untersuchungen können zur exakten Bestimmung der Anatomie, Funktion, Flussmessung und Durchblutung des Herzgefäßsystems in Ruhe und unter Stressbedingungen benutzt werden. Da es eine 3D-Schnittbildtechnik ist, müssen sich die Volumenbemessungen nicht auf geometrische Annahmen verlassen und finden dadurch sowohl bei normalen, als auch abnormalen anatomischen Ventrikelstrukturen Verwendung; die

Größenbestimmung sowohl des linken, als auch des rechten Ventrikels kann so mit einem engen Fehlerspielraum angegeben werden (81).

Die in jüngster Zeit eingeführte Mehrschicht-CT (MSCT) kann sowohl in der bisherigen Routinediagnostik als auch in der Herzdiagnostik mit zusätzlich verbesserter Bildqualität eingesetzt werden. Mit diesem neuen Scannertyp lässt sich eine EKG-synchronisierte Spiral-Akquisition durchführen. Kontinuierliche Spiral-datensätze des gesamten Herzvolumens werden zusammen mit dem EKG aufgenommen und mit dezidierten Spiralalgorithmen, bei 250ms zeitlicher Auflösung, rekonstruiert. Dreidimensionale Bilddatensätze können in einer frei wählbaren Phase des Herzzyklus (z.B. diastolische Phase) aus überlappend rekonstruierten Einzelschichten (mindestens 50% Überlappung) zusammengesetzt werden. Durch die Rekonstruktion mehrerer dreidimensionaler Bilddatensätze in verschiedenen Phasen des Herzzyklus kann die Herzfunktion analysiert werden (69). Sowohl die Detektion und Quantifizierung von Koronarkalk, als auch die Gefäßdarstellung mittels CT wurden dadurch ermöglicht.

Durch diese technischen Verbesserungen ist die MSCT auf dem Weg eine weitere Alternativmethode zur invasiven Angiokardiographie zu werden. In dieser Arbeit wird untersucht, ob die Ergebnisse der Ventrikelbemessungen des linken Herzventrikels mittels MSCT mit den Ergebnissen der Lävokardiographie mittels Herzkatheter verglichen werden können. Dabei werden vier verschiedene Berechnungsverfahren (3D-Methode, Schichten-Summations-Methode, Biplane-Ellipsoide und die Methode des Hemispherischen Zylinders) zur Bestimmung von end-diastolischem Volumen, end-systolischem Volumen, Schlagvolumen und links-ventrikulärer Ejektionsfraktion eingesetzt.

3 Methodik

3.1 Patienten

Im Rahmen einer CTCA-Studie (computertomographische- Koronarangiographie) wurden 29 Patienten (22 Männer und 7 Frauen) im Alter von 34 – 78 Jahren (Durchschnittsalter 58,5 Jahre) untersucht. Aufgrund einer bestehenden oder vermuteten koronaren Herzerkrankung wurde bei den Patienten eine Kontrastmittel-CT-Untersuchung des Herzens und eine Angiokardiographie mittels Herzkatheter durchgeführt. Die Patienten erhielten eine umfassende Aufklärung und gaben alle eine schriftliche Einverständniserklärung zur Teilnahme an der Studie ab. Zusätzlich wurde die Studie von der Ethikkommission des Universitätsklinikums Großhadern überprüft und anerkannt. Die prospektive Studie lief von September 2000 bis Mai 2001.

Die erhaltenen Messdaten wurden anschließend zur Erstellung dieser Arbeit übernommen.

Die Patienten bekamen einerseits eine nicht-invasive CTCA und andererseits eine konventionelle Angiokardiographie (LVG). Das Zeitintervall zwischen der Angiokardiographie und der CT-Untersuchung betrug durchschnittlich 9 Tage. Um die diagnostische Bildqualität der Koronar-CT Datensets zu sichern, wurden alle Patienten mit einer Herzfrequenz größer als 65 Schläge/Minute mit 50 - 100mg Metoprolol oral (Belok®; Astra Zeneka GmbH; Deutschland) vorbehandelt. Bei 5 Patienten musste, um die Herzfrequenz zu senken, zusätzlich 100µg/kg KG Esmolol i.v. (Brevibloc®; Baxter; Deerfield, USA) gegeben werden. Hier war die orale Gabe von Metoprolol zur Senkung der Herzfrequenz auf <65 S/min nicht ausreichend. Ausschlusskriterien für die Untersuchung waren schwere supraventrikuläre und ventrikuläre Arrhythmien. Alle Patienten waren in der Lage, den Atem für die Zeit der Datenaufnahme anzuhalten.

3.2 Angiokardiographie

3.2.1 Durchführung der Untersuchung

Die Angiokardiographie ermöglicht die Darstellung der Herzhöhlen und Herzkranzgefäße mittels Röntgenkontrastdarstellung nach Herzkatheterisierung. Sie erlaubt unter anderem die Beurteilung der Größe, Form und Veränderungen der Herzräume und Herzklappen, sowie die Beschaffenheit der Herzkranzgefäße.
Im Rahmen dieser Arbeit wurde eine Koronarangiographie inklusive eines Lävokardiogramms angefertigt und dazu ein 5 oder 6 F Pigtail-Katheter mit automatischer Injektion von 35 - 40 ml Iopromol (Solutrast 370; Byk Gulden; Konstanz, Deutschland) mit einer Flussrate von 20 ml/s benutzt. Die Koronar-angiographie erfolgte unter Anwendung der Technik von Judkins (41), mit Punktion der Arteria femoralis perkutan in Seldinger Technik.

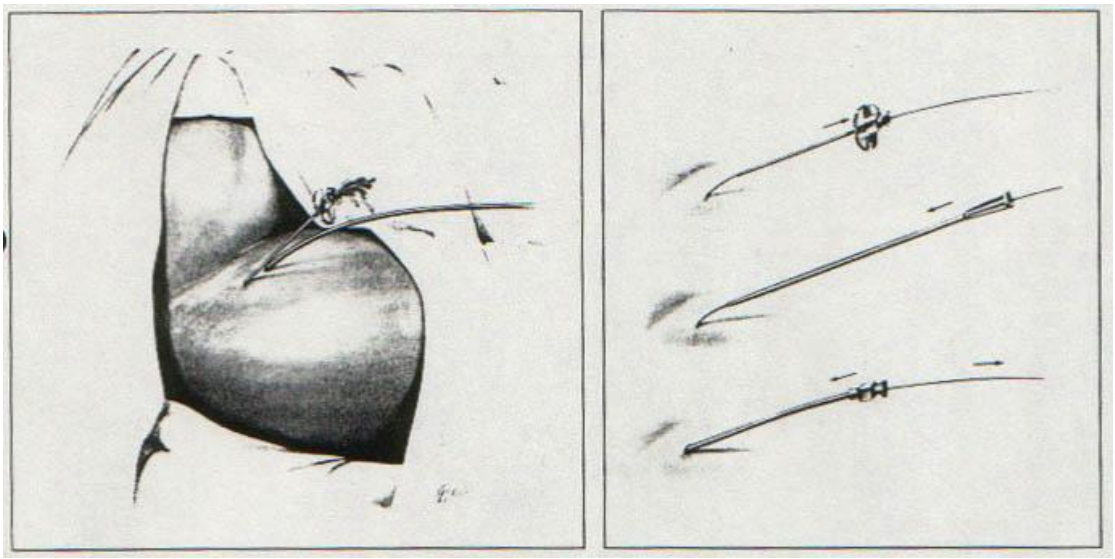

Abbildung 1: Schematische Darstellung des Vorgehens bei der Judkins-Technik. (links). Punktion der Arteria und Vena femoralis in der Leistengegend: Der venöse Katheter ist bereits eingeführt und liegt, entsprechend der anatomischen Lage der Vene, medial der arteriellen Punktionsstelle. Die Arteria femoralis wurde mit einer Seldinger-Nadel punktiert. (rechts oben) Der Führungsdraht wurde über die Seldinger-Nadel eingeführt; letztere wird über den Führungsdraht zurückgezogen. (rechts Mitte) Der Dilatator wird über den Führungsdraht vorgeschoben. (rechts unten) Der Judkins-Katheter ist über den Führungsdraht bis auf Höhe Nierenarterien vorgeschoben worden; der Führungsdraht wird entfernt (57).

Prinzipiell kann die geometrische Bestimmung der LV Herzvoluminaparameter sowohl monoplanar in der 30° rechtsanterioren (RAO, Fechterstellung)

Schrägaufnahme als auch biplanar mit der zusätzlichen 60° linksanterioren (LAO, Boxerstellung) Schrägaufnahme erfolgen (22). Bei allen Patienten wurde, abhängig von den technischen Voraussetzungen, entweder ein monoplanares oder biplanares System angewendet (Hicor, Bicor TOP; Siemens Medical Solutions; Forchheim, Deutschland). Die anschließende Bewertung fand mittels eines Softwarepaketes (Quantcor.QCA; Siemens Medical Solutions; Forchheim, Deutschland) statt. Ein erfahrener Kardiologe (A. Knez) wählte die end-systolischen und end-diastolischen Bilder aus und bearbeitete sie manuell. Zur Berechnung des Volumens des linken Ventrikels setzte er entweder die monoplanare oder die biplanare Flächen-Längen-Methode ein. Hierbei zählten die Papillarmuskeln immer zum Ventrikelvolumen. Für die Beurteilung der linksventrikulären Volumina unter physiologischen Bedingungen, einschließlich der Bestimmung des angiographischen Schlagvolumens, wurde das Angiogramm in Atemmittellage durchgeführt. Die Ergebnisse der Untersuchung wurden in Form eines Herzkatheterprotokolls dargestellt (siehe Abbildung 2).

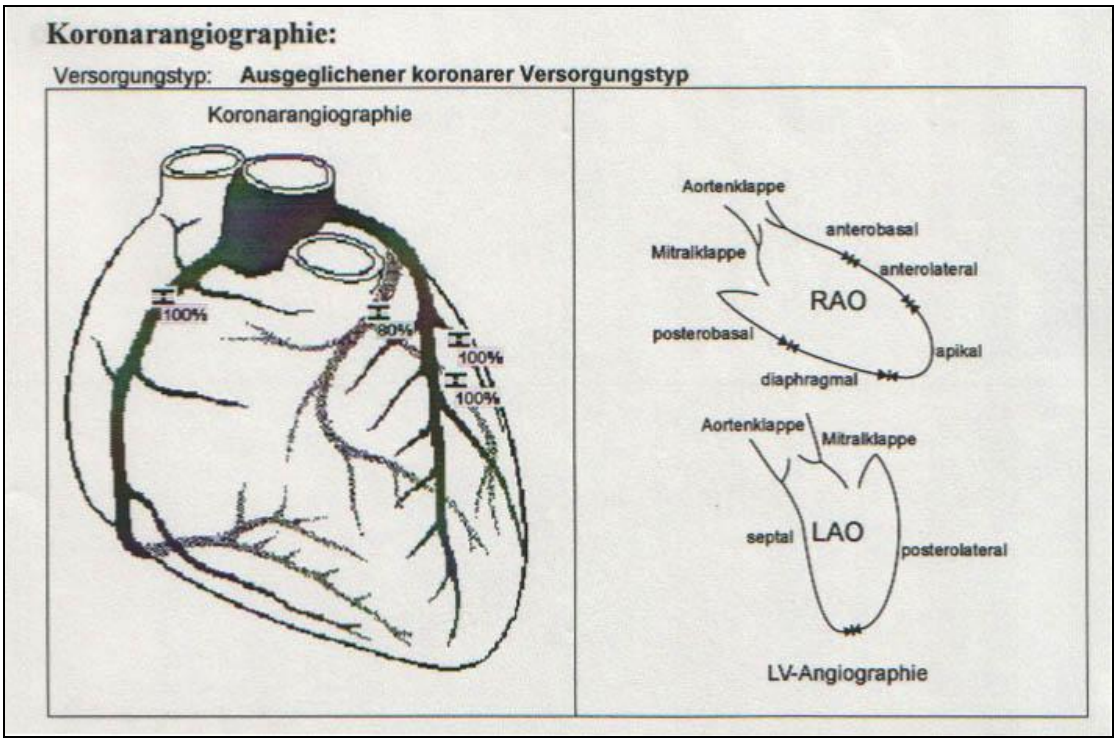

Abbildung 2: Herzkatheterprotokoll. Darstellung der Untersuchungsergebnisse der Koronarangiographie und Lävokardiographie.

3.2.2 Quantitative Auswertung des Lävokardiogramms

Die quantitative Auswertung des Lävokardiogramms informiert über den Funktionszustand und ist wesentlich für therapeutische Entscheidungen. Folgende Befunde können aus dem Lävokardiogramm erhoben werden:

- Darstellung und Quantifizierung der regionalen und globalen Ventrikelfunktion einschließlich der Bestimmung der Ejektionsfraktion
- Messung der end-systolischen und end-diastolischen Volumina einschließlich des Schlagvolumens
- Bestimmung der Ventrikelgeometrie bei hypertrophischer Kardiomyopathie
- Darstellung muraler linksventrikulärer Thromben
- Nachweis, Darstellung und Quantifizierung einer Mitralklappeninsuffizienz
- Quantifizierung der Regurgitationsfraktion bei Aortenklappeninsuffizienz
- Nachweis und Darstellung eines Ventrikelseptumdefektes

Hinzu kommt die Indikation zur Registrierung der linksventrikulären Druckkurve bei der invasiven Bestimmung der Druckgradienten und der Klappenöffnungsflächen an der Aorten- und Mitralklappe bei Aorten- und Mitralstenosen. Darüber hinaus ergeben sich aus dem LVEDP wichtige Hinweise für die Beurteilung der diastolischen Ventrikelfunktion.

3.2.3 Komplikationen der Lävokardiographie

Die häufigsten Komplikationen der Lävokardiographie sind ventrikuläre Tachyarrhythmien, die in der Regel durch den Katheter mechanisch induziert werden und nach Korrektur der Katheterlage oder ggf. nach Entfernung des Katheters aus dem Ventrikel sistieren. Seltener sind anhaltende ventrikuläre Tachyarrhythmien, die eine elektrische Kardioversion erfordern. Daneben stellt die intramyokardiale Kontrastmittelinjektion ebenso eine seltene Komplikation dar, die, falls keine Perforation vorliegt, in den meisten Fällen folgenlos bleibt. Die Ventrikelperforation ist eine eher seltene Komplikation, bei der es allerdings zu lebensbedrohlichen Folgen kommen kann. Sie ist v.a. bei schwieriger Linksherzsondierung, z.B. bei Aortenstenose zu erwarten. Durch mechanische Fehler (schlechte Entlüftung der Hochdruckspritze oder des Hochdruckschlauchs, sowie mangelnde Spülung des Katheters) kann es zu einer Embolisation von Luft oder Thromben kommen.

3.2.4 Vermessung des linken Ventrikels

Bei der Auswertung des Lävokardiogramms sollten nur Herzzyklen ausgewählt werden, die frei von Extrasystolen sind. Die Bemessungen der end-systolischen und der end-diastolischen Phase sollten immer in der gleichen Herzaktion erfolgen. Bei der Markierung der end-systolischen und end-diastolischen Herzsilhouette wird die äußerste Grenze der kontrastmittelgefüllten Herzkammer mit einbezogen, um auch Trabekel und Papillarmuskel zu erfassen (vgl. Abbildung 3).

Abbildung 3: Herzkatheterventrikulographie (RAO) mit end-diastolischer und end-systolischer Kontureinzeichnung.

Die Aortenklappenlinie ist gekennzeichnet durch die Verbindungslinie zwischen den beiden unteren Ansatzpunkten der Sinus valsalvae.
Aus der angiographischen Volumenbestimmung können folgende Parameter ermittelt werden:

EDV (end-diastolisches Ventrikelvolumen)
ESV (end-systolisches Ventrikelvolumen)
SV = EDV – ESV (Schlagvolumen: Blutmenge, die während einer Herzaktion ausgeworfen wird)
HMV = SV * Frequenz (Herzminutenvolumen)
EF = SV / EDV *100 (Ejektionsfraktion)
MD (Ventrikelwanddicke)
LMM (linksventrikuläre Myokardmasse)

Abbildung 4: Volumen-Parameter des Herzens.

Die Ejektionsfraktion ist notwendig, um die globale Pumpfunktion bei Patienten mit KHK und Kardiomyopathie zu beschreiben. Sie hängt nicht nur vom kontraktilen Status, sondern von Vor- und Nachlast ab.

3.2.5 Biplanare Lävokardiographie

Die biplanare Lävokardiographie erfolgt zumeist in der 30° rechtsanterioren und in der 60° linksanterioren Schrägaufnahme. Es werden folgende Verfahren zur Volumenbestimmung angewendet:

3.2.6 Die Flächen-Längen-Methode

Diese Methode wurde in der vorliegenden Arbeit angewendet.
Zur manuellen Volumenbestimmung wird heutzutage überwiegend die Flächen-Längen-Methode eingesetzt, bei der die Ventrikelkontur durch eine Ellipse ersetzt wird, deren Längsdurchmesser und Fläche mit dem Lävokardiogramm übereinstimmen. Die Volumenberechnung des Ellipsoids erfolgt mit folgender Formel:

$$LVV = \pi /6 * L * D1 * D2$$

Gleichung 1: L = Längsdurchmesser, D1 = 1. Querdurchmesser, D2 = 2. Querdurchmesser orthogonal zu D1; LVV = Ellipsoidvolumen

Die Fläche wird planimetrisch am Computer, jeweils in der 30° rechtsanterioren und in der 60° linksanterioren Schrägaufnahme, bestimmt (vgl. Abbildung 3). Die Querdurchmesser (D) lassen sich dann aus den Flächen und den Längsdurchmessern berechnen,

$$D = 4/ \pi * F/L$$

Gleichung 2: F = Fläche der Projektionsebene, L = Länge der Projektionsebene, D = Querdurchmesser

die wiederum eingesetzt in die obige Ellipsoid-Formel folgende Formel zur Errechnung des Ventrikelvolumens ergeben:

$$LVV = 8 / 3\ \pi * (F_1 * F_2) / L_{min} * K^3$$

Gleichung 3: LVV = linksventrikuläres Volumen; L_{min} = kleinerer der beiden Ventrikellängs-durchmesser aus RAO und LAO (in der Regel RAO), F_1 = Fläche des linken Ventrikels in 30° RAO, F_2 = Fläche des linken Ventrikels in 60° LAO, K = Korrekturfaktor

3.2.7 Die Scheibchen-Summations-Methode

Die Scheibchen-Summationsmethode geht aus der Simpson-Regel hervor (18). Die in a.p. und lateraler Projektion vorhandenen Ventrikelsilhouetten werden in die gleiche Anzahl paralleler und gleich dicker Scheiben unterteilt. Das Volumen aller Scheiben resultiert aus

$$V = p/4 * a_n * b_n * h$$

Gleichung 4: a_n und b_n = Durchmesser der Scheiben in der Schnittebene; h = Scheibendicke; V = Volumen der Einzelscheibe

Dabei entsprechen a_n und b_n den Durchmessern der Scheiben in der Schnittebene und h der Scheibendicke. Durch Summieren ergibt sich das Ventrikelvolumen.

$$LVV = \sum_{1}^{n} V = p/4 * h * \sum_{1}^{n} a_n * b_n$$

Gleichung 5: a_n und b_n = Durchmesser der Scheiben in der Schnittebene; h = Scheibendicke; V = Volumen der Einzelscheibe; LVV = linksventrikuläres Volumen

Unter Anwendung der Simpson Regel zur approximativen Integration irregulär begrenzter Flächen lässt sich die gekrümmte Außenkontur jeder Scheibe berücksichtigen. Die daraus modifizierte Formel lautet:

$$LVV = p/3 * h \left[\sum_{1}^{n-1} a_u * b_u - \tfrac{1}{2} \sum_{2}^{n} a_g * b_g\right]$$

Gleichung 6: u = ungerade Diameter (1, 3, 5 bis n-1); g = gerade Diameter (2, 4, 6 bis n); n = eine gerade Anzahl Diameter; LVV = linksventrikuläres Volumen

Dieses Verfahren ist besonders geeignet für die computerassistierte Bestimmung der Volumina, zumal hier die Anzahl der Ventrikelscheibchen hoch gewählt werden kann und damit die Genauigkeit der Methode zunimmt. Dieses Verfahren erbringt, auch

bei stark vom Modell eines Ellipsoids abweichenden Konturen, die brauchbarsten Ergebnisse (90).

3.2.8 Die Achsen-Methode

Die Achsen-Methode geht, wie die Flächen-Längen-Methode, von einem Rotationsellipsoid oder Sphäroid als Grundmodell aus. Dabei werden in der a.p.- und lateralen-Projektion die Längsachse und die dazu rechtwinklige größte Querachse ermittelt (5). Die räumliche Längsachse lässt sich aus Gleichung 7

$$L = \sqrt{L^2_{lat} + L^2_{a.p.} * \cos^2 ß}$$

Gleichung 7: L = räumliche Längsachse, L_{lat} = Längsachse in lateraler Projektion, $L_{a.p.}$ = Längsachse in a.p.-Projektion, Winkel ß zwischen Längsachse L und Horizontalen in der a.p.-Projektion

entnehmen, wobei der Winkel ß zwischen Längsachse L und Horizontalen in der a.p.-Projektion bestimmt wird. Setzt man diese Formel in die Ellipsoid-Formel ein, so erhält man das Ventrikelvolumen.

$$LVV = \pi /6 * D1 * D2 * \sqrt{L^2_{lat} + L^2_{a.p.} * \cos^2 ß}$$

Gleichung 8: LVV = linksventrikuläres Volumen, D1 = 1. Querdurchmesser, D2 = 2. Querdurchmesser orthogonal zu D1, L_{lat} = Längsachse in lateraler Projektion, $L_{a.p.}$ = Längsachse in a.p.-Projektion, ß = Winkel zwischen Längsachse L und Horizontalen in der a.p.-Projektion

Schwierig ist es, den Endpunkt „Längsachse in der Mitral-Aortenklappenregion“ festzulegen. Nachteilig machen sich oft stark vom Modell abweichende Ventrikelvolumen bemerkbar. In der Regel werden mit diesem Verfahren die Volumina überschätzt.

3.2.9 Monoplanare Lävokardiographie

Die monoplanare Lävokardiographie wird meistens in der 30° rechtsanterioren Schrägprojektion durchgeführt. Sie nutzt zur quantitativen Volumenbestimmung gleiche Modellvorstellungen wie die biplanare Lävokardiographie. Bei der Methode von **Greene** (32) basiert die monoplanare 30°-RAO-Projektion auf der Zwei-Achsen-Methode (vgl. Abbildung 5).

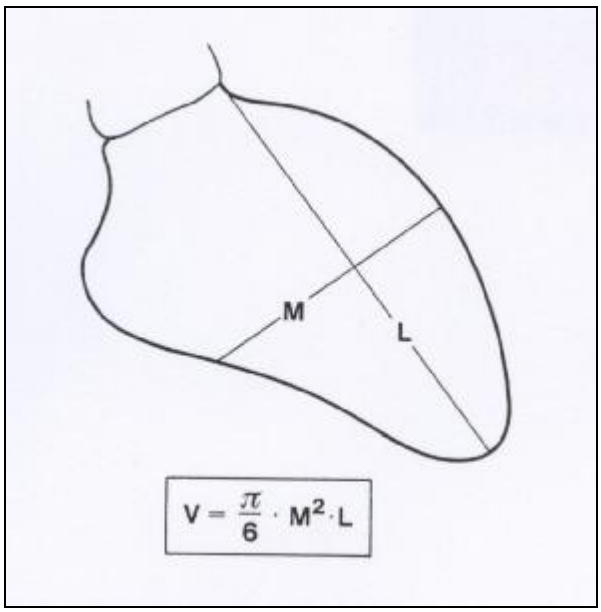

Abbildung 5: Bestimmung des linksventrikulären Volumens nach der Methode von Greene (RAO-Projektion) (32).

In RAO-Projektion erscheint der Ventrikel weitgehend in seiner anatomischen Längsachse, so dass auf die Berechnung der räumlichen Längsachse verzichtet werden kann. Das Volumen ergibt sich aus:

$$LVV = \pi /6 * M^2 * L$$

Gleichung 9: L = Längsachse vom Winkel zwischen anteriorer Silhouette der Aortenklappe und Vorderwand zur Spitze des linken Ventrikels, M = zu L senkrechter Querdurchmesser in der Mitte der Längsachse, LVV = linksventrikuläres Volumen

Dabei ist R die Querachse und L die Längsachse von der vorderen Ecke der Aortenklappe zur Ventrikelspitze. Die Korrelationen zur biplanaren Methode waren zufriedenstellend.

In ähnlicher Weise wurde bei der Methode von Sandler et al. (78) die Flächen-Längen-Methode, unter der Annahme einer gemeinsamen Quer- und Längsachse für beide Projektionen (a.p. und lateral) angewendet. Die monoplanare Darstellung wurde bevorzugt in der 30° RAO-Projektion angefertigt. Die Berechnung erfolgte nach der vereinfachten Gleichung:

$$LVV = 8/3 * \pi * F^2/L$$

Gleichung 10: LVV = linksventrikuläres Volumen

3.2.10 Kalibrierung

Wesentlich für die quantitative Lävokardiographie ist die korrekte Kalibrierung unter Anwendung von einer Reihe von Eichverfahren (57);(53). Bei der biplanaren Aufnahmetechnik eignet sich als Eichkörper am besten eine Kugel mit bekanntem Volumen und bekanntem Durchmesser. Bei monoplanarer Technik wird häufig ein Eichgitter aus röntgendichten Drähten mit 1cm Abstand eingesetzt.

Nach der Lävokardiographie wird die Eichkugel exakt an derselben Stelle positioniert und gefilmt, an der sich das Herz während der Lävokardiographie befand. Dadurch lässt sich bei gleicher geometrischer Einstellung der Röntgenanlage (Projektionsebenen, Bildverstärkerabstand, Tischhöhe) sowie bei identischem Bildverstärkerfeld und bei gleicher Vergrößerung, die Kalibrierung bei rechnergestützter Analyse durch Markierung des aufgezeichneten Eichkörpers (z.B. Durchmesser bei der Kugel oder 5cm beim Eichgitter) durchführen und die bekannten, wahren Maße eingeben.

Für die Flächen-Längen-Methode und für die Achsenmethode errechnet sich der Korrekturfaktor K als:

$$K = D / D'$$

Gleichung 11: D = wahre Länge des Eichmaßes; D' = Länge des Eichmaßes auf dem Schirm, K = Korrekturfaktor

3.3 Mehrschicht-Spiral-CT

3.3.1 Allgemeines

Das von Hounsfield und Cormack entwickelte röntgendiagnostische Verfahren zur Erzeugung von Körperquerschnittsbildern führte zu ersten klinischen Anwendungen der Computertomographie im Jahre 1972 (37), (4). Die Komplexität der Herzanatomie sowie auch Herzbewegungen während der Aufnahmezeit ließen zunächst eine Anwendung in der kardiologischen Diagnostik nicht zu. Erst nach Verbesserung der örtlichen und räumlichen Auflösung gelang die Einstellung von horizontalen Schichtbildern. Dadurch entfiel der Informationsverlust, der bei der konventionellen Thorax-Röntgentechnik durch Überlagerung des Herzens mit den großen Gefäßen entsteht. Nach ersten nativen Studien erbrachte die Kombination mit Kontrastmitteln weitere Vorteile. Insbesondere die intravenöse Injektion nierengängiger Kontrastmittel erlaubte bei der Strahlentransmission die Abgrenzung der Herzhöhlen vom umgebenden Myokard durch Erfassung der Dichtesteigerung des zirkulierenden Blutes. Durch die recht hohen Kontrastmittelgaben von 200 bis 250 ml eines hyperosmolaren Kontrastmittels ergab sich eine vorrübergehende Volumenbelastung des Herzens. Durch die Hyperosmolarität konnte das intravaskuläre Zusatzvolumen bis maximal plus 1,5l betragen (54). Dieser Effekt war bis etwa 30 Min. nach Injektion zu beobachten. Somit bestanden Kontraindikationen bei latenten und manifesten Herzinsuffizienzen. Zudem verursachte die Herzbewegung bis Anfang der 80er Jahre, aufgrund der Messzeiten von etwa 4,5 s, Bewegungsartefakte und Konturunschärfen der dargestellten Strukturen. Dennoch war eine morphologische Beurteilung gut möglich, so dass zu einer Reihe von Fragestellungen nicht invasive Zusatzinformationen gewonnen werden konnten (54), (17). Eine weitere Verbesserung ergab sich durch die Hinzunahme des EKGs. Bei Scan-Zeiten oberhalb einer Sekunde konnten mit Zuhilfenahme einer EKG-Triggerung die Messdaten mehrerer Umläufe einer Schichtebene aufsummiert werden und in zeitlicher Orientierung zur R-Zacke systolisch und diastolisch zugeordnet werden. Hierbei konnte innerhalb einer EKG-gesteuerten Schichtebene, bei einer zeitlichen Auflösung von ca. 0,1s, eine funktionelle Beurteilung des Herzens, z.B. hinsichtlich des Kontraktionsablaufes des linken Ventrikels erfolgen (54). Auch eine signifikante Reduktion der Strahlendosis und Belichtungszeiten

konnte ohne Qualitätsverlust erreicht werden. Schnelle sequentielle Akquisition von aneinander grenzenden Schichten ermöglichte eine Verringerung der gesamten Untersuchungszeit pro Patient auf unter 5 Min. Allerdings wurden die Untersuchungszeiten durch die EKG-Triggerung wieder wesentlich (auf ca. 15 Min.) verlängert. Ebenso bestand noch die Notwendigkeit während der Aufnahmezeit in rascher Folge die Atmung anzuhalten, was gerade für herzinsuffiziente Patienten eine enorme Belastung darstellte.

Die Einführung der Einzelschicht-Spiral-CT Ende der 90er Jahre von W. Kalender bot erstmals die Grundlage für dreidimensionale Bildverarbeitungstechniken, wie z.B. der CT-Angiographie (CTA).
Nun war es möglich, Aufnahmen innerhalb einer Atemanhaltephase (ca. 25 – 30s) durchzuführen. Wollte man jedoch größere Volumen, z.B. Thorax und Abdomen scannen, so musste, um Bewegungsartefakte zu vermeiden und den Kontrastmittelbolus optimal zu nutzen, eine relativ große Kollimierung gewählt werden, wodurch eine schlechtere Auflösung resultierte. Die Volumenabdeckung wurde erstmals durch die Einführung der Subsekunden-Spirale 1994 (Siemens Somatom Plus 4 mit 0,75s Rotationszeit) verbessert (69).
Die nächste Verbesserung brachte die Mehrschicht-Spiral-CT (MSCT). Es können Aufnahmen von mehr als einer Schicht erstellt werden, bei gleichzeitig gesteigerter Rotationsgeschwindigkeit. Dadurch lässt sich die Untersuchungsdauer für Standard-Untersuchungsprotokolle auf bis 1/8 der üblichen Zeit reduzieren. Alternativ lässt sich bei gegebener Untersuchungsdauer das Untersuchungsvolumen auf das 8-fache vergrößern (69). Eine bedeutsame Verbesserung zeigt sich auch dadurch, dass eine kollimierte Schichtdicke von 1mm erreicht werden kann und somit die axiale Auflösung gesteigert wurde.
Durch die oben genannten Verbesserungen erhält man qualitativ hochwertige Ausgangsdatensätze für die dreidimensionale Bildverarbeitung. Die deutlich verbesserte zeitliche und örtliche Auflösung eröffnet neue Möglichkeiten der nicht-invasiven Herzbildgebung.
Den schematischen Aufbau eines Spiralcomputertomographen zeigt die nachfolgende Abbildung.

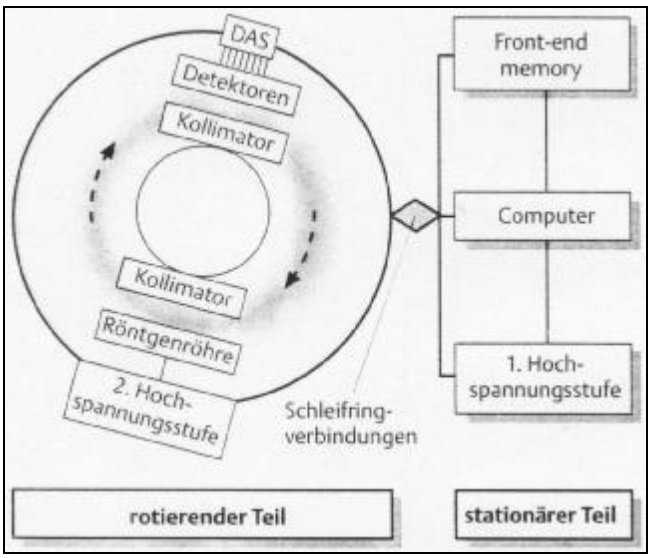

Abbildung 6: Blockschaltdiagramm eines Spiralcomputertomographen. Die stetig rotierende Gantry ist mit den stationären Komponenten über zahlreiche parallele Schleifringe, z.B. über Bürsten und Kontakte, verbunden. Bei dem hier gezeigten Aufbau ist die Hochspannungsquelle zweigeteilt und hat ihre 2. und letzte Stufe auf der rotierenden Gantry. Das Datenakquisitionssystem (DAS) digitalisiert die Detektorsignale und leitet sie über die Schleifringe zum Front-end-memory. Vom Computer ausgehende Signale zur Steuerung der Kollimatormotoren laufen ebenfalls über die Schleifringe (47).

3.3.2 Technische Grundlagen

Zum besseren Verständnis werden nachfolgend einige häufig verwendete Begriffe erklärt.

Spiral-Volumen-Technik: Bei der einzeiligen (SSCT = single slice CT) oder mehrzeiligen (MSCT = multi slice CT) Spiral-CT erfolgt die Abtastung des Patienten kontinuierlich während die Liege gefahren wird, so dass relativ zum Patienten betrachtet eine spiralförmige Bahn entsteht (vgl. Abbildung 7). Während beim schrittweisen Tischvorschub atmungs- und organbedingte Bewegungen zu Bildstörungen oder Informationslücken zwischen den Schichtebenen führen können, wird bei der Spiral-CT ein einziger Volumendatensatz akquiriert, der später eine lückenlose Berechnung auch dünner Schichten und kleiner Schichtabstände erlaubt. Auch überlappende Schichtrekonstruktionen sind nachträglich wiederholbar.

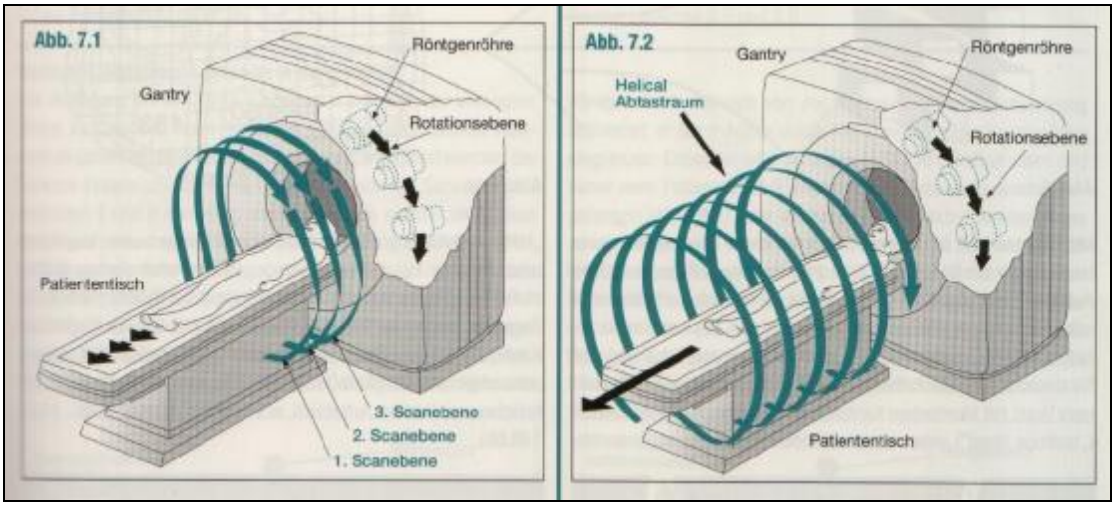

Abbildung 7: Schematische Darstellung eines Einzelschicht (links) und Mehrschichtspiral-Computertomographen (rechts). Erklärung siehe Text (35).

Kollimator: Vorrichtung aus Blei zur Ausblendung oder Fokussierung von Strahlung und Abschirmung von Streustrahlung. Der Begriff der Schichtkollimation beschreibt, wie dünn bzw. dick die akquirierten Schichten entlang der Körperlängsachse des Patienten (= z-Achse) vorgewählt werden. Der Untersucher kann den Röntgenstrahl, der sich von der Röntgenröhre aus fächerförmig ausbreitet, in der z-Achse durch sogenannte Kollimationsblenden eingrenzen. Entweder wird ein breiter Fächer durchgelassen und hinter dem Patienten auch wieder durch Detektorkammern aufgefangen oder die Kollimationsblenden werden enger zusammengezogen – dann können entsprechend dünnere Schnittbilder hergestellt werden, die in der z-Achse des Patienten eine bessere räumliche Auflösung bieten (vgl. Abbildung 8). Dabei existieren nicht nur auf der Seite der Röntgenröhre röntgendichte Blenden, sondern auch auf der Detektorseite (35).

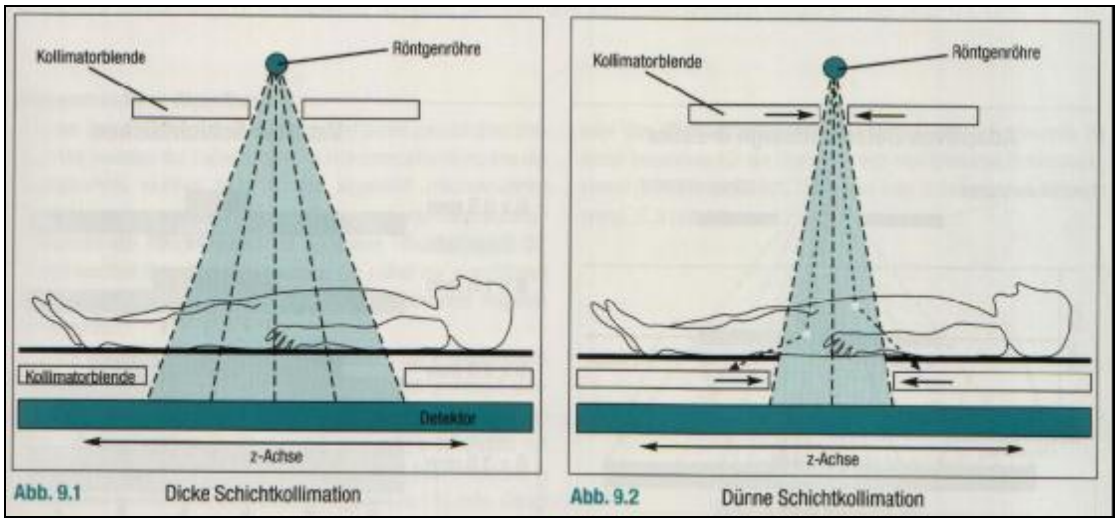

Abbildung 8: Schichtkollimation. Durch Einblendung des Röntgenstrahls durch Kollimatorblenden wird die Dicke der akquirierten Schicht in der z-Achse des Patienten vorgewählt (35).

Pitch: Der Pitch-Faktor beschreibt das Verhältnis zwischen Tischvorschub pro Röhrenrotation und Schichtdicke: Bei einem langsameren Tischvorschub pro Rotation entsteht eine enge Abfolge der spiralförmigen Abtastbewegung. Wird bei gleicher Schichtdicke und Rotationsgeschwindigkeit jedoch der Tischvorschub erhöht, spreizt sich diese spiralförmige Abtastbewegung (Abbildung 9).

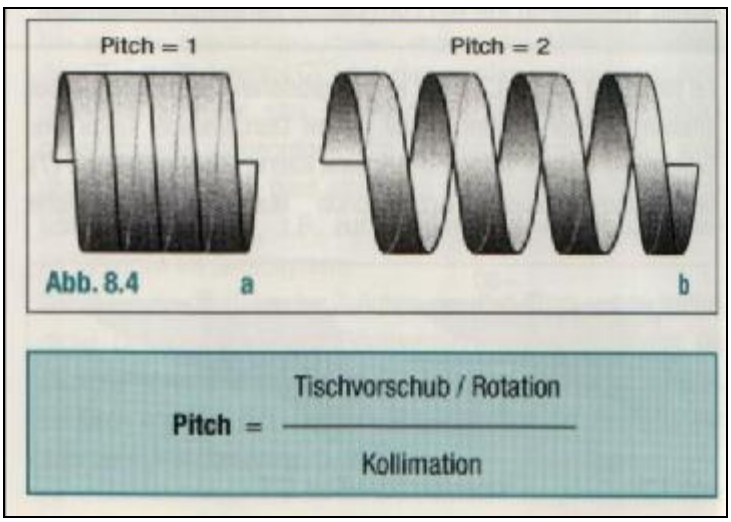

Abbildung 9: Darstellung des Pitch als Verhältnis zwischen Tischvorschub pro Röhrenrotation und Schichtdicke. Erklärung siehe oben (35).

Bei der Mehrschicht-CT ist der Pitch definiert als Tischvorschub pro Umdrehung bezogen auf die kollimierte Breite einer Einzelschicht (z.B. Kollimierung 4*2,5mm, Tischvorschub 15mm, Pitch: 15/2,5 = 6) (38). Dabei gilt die Regel: Enge Kollimierung

bei hohem Pitch liefert bessere Bildergebnisse als weite Kollimierung bei niedrigem Pitch (70).

Adaptives Detektordesign: Beim sog. Adaptiven Array Design werden die Detektorkammern vom Zentrum zur Peripherie hin immer breiter und erlauben so unterschiedliche Kombinationen von Schichtdicken bei einer variierenden Anzahl akquirierter Schichten (siehe Abbildung 10).

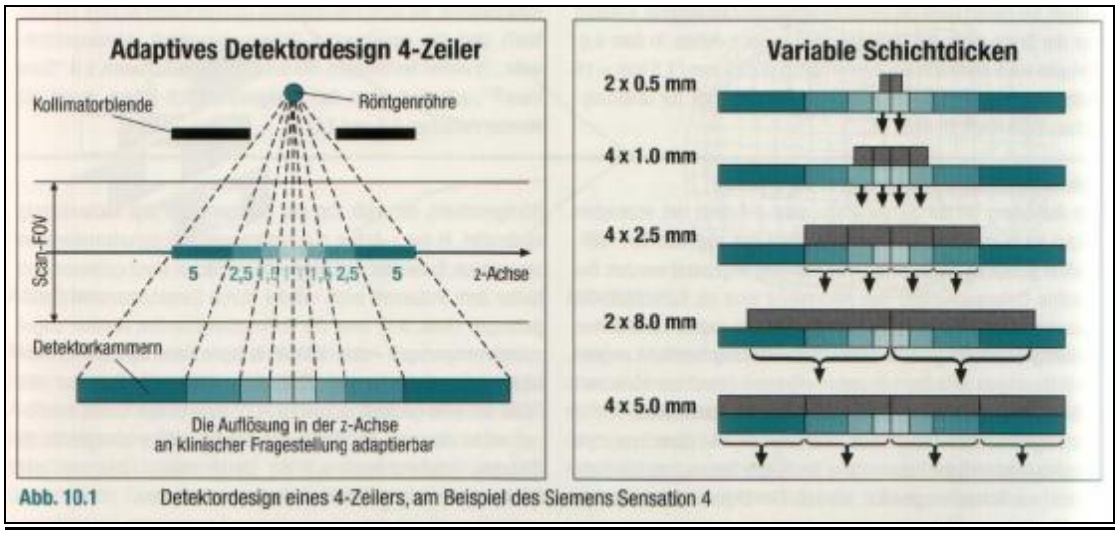

Abbildung 10: Detektordesign eines 4-Zeilers, am Beispiel des Siemens Sensation 4 (35).

MPR (= multiplanare Rekonstruktion): Diese Technik ermöglicht die Darstellung von coronaren, sagittalen und gekrümmt orientierten Bildebenen. Es handelt sich dabei um rekonstruierte multiplanare Tomogramme. So lassen sich aus den Daten mehrerer aufeinanderfolgender Transversalschichten Schichtrekonstruktionen von allen Ebenen des Körpers anfertigen, vor allem in Longitudinal- und Schrägebenen (56).

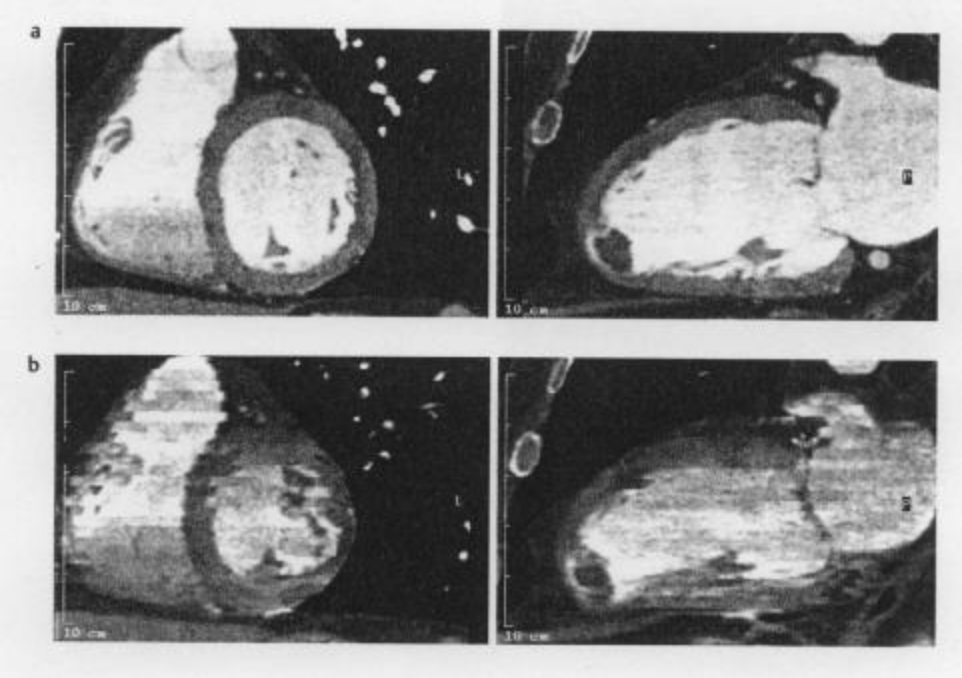

Abbildung 11: MPRs in der kurzen und langen Herzachse der Rekonstruktionen in der Enddiastole (a) und in der Endsystole (b) erlauben die Berechnung von Funktionsparametern wie endsystolisches und enddiastolisches Volumen, Ejektionsfraktion und Auswurfvolumen. Im Längsschnitt erkennt man in der Diastole die geöffnete Mitralklappe, in der Systole die geschlossene Klappe. In der langen Herzachse ist ein subendokardialer Infarkt in der Vorderwand sowie im Apex ein kleines Aneurysma mit einem Thrombus zu erkennen (51).

3.3.3 EKG-Triggerung

Das EKG-Signal ist eine Aufzeichnung der kumulativen elektrischen Depolarisation und Repolarisation der Zellmembranen im Herzmuskel während der Herzaktivität. Es entsteht ein sich ständig veränderndes elektrisches Dipolfeld, das durch den elektrischen Dipolvektor dargestellt werden kann. Wenn das Dipolpotential am größten ist, zeigt der Vektor ungefähr die Richtung der anatomischen Herzachse von der Herzbasis zur Herzspitze an. Die übliche Darstellung des EKG-Signals entsteht durch die Projektion des sich stetig verändernden Dipolvektors auf die anatomische Herzachse (58).

Die EKG-Triggerung dient dazu, Bewegungsunschärfen im CT-Bild zu verringern, die durch den Herzschlag und den pulsierenden Blutfluss bedingt sind. Die Herztriggerung ist Grundvoraussetzung für die Aufnahme von CT-Bildern synchron zur Herzbewegung und damit von funktionellen Untersuchungen des kardiovaskulären Systems.

Bei der prospektiven EKG-Triggerung wird über das elektrische Herzsignal der Verlauf des Herzzyklus überwacht, um periodisch immer am selben Punkt die Datenakquisition auszulösen. Als Trigger wird die R-Zacke verwendet. Nach der

Erfassung des EKG-Signalmusters wird ein Triggerimpuls ausgesendet und die Pulssequenz nach einer einstellbaren Verzögerungszeit gestartet. Dadurch lässt sich die Herzphase, in der die Bilddaten gewonnen werden, genau bestimmen. Da die Herzfrequenz in den meisten Fällen nicht konstant ist, wird am Ende des RR-Intervalls ein Puffer eingebaut. Somit läuft die Datenakquisition nicht kontinuierlich, sondern diskontinuierlich ab. Deshalb kann mit einer prospektiven Triggerung die Vorhofaktion am Ende des RR-Intervalls nur unvollständig dargestellt werden.

Bei der retrospektiven EKG-Triggerung (retrospektives Gating) wird das EKG-Signal zusammen mit den Daten der Bildakquisition gespeichert. Erst am Ende der Datenakquisition werden die rekonstruierten Bilder den einzelnen Phasen des Herzzyklus zugeordnet (vgl. Abbildung 12). Hierdurch wird eine kontinuierliche Datenerfassung während des gesamten Herzzyklus möglich (vgl. Abbildung 13) (28). In dieser Arbeit wurde der als am stabilsten erachtete Absolute-reverse-Gating-Ansatz gewählt, bei dem die Startpunkte der Datenintervalle durch ein festes Zeitintervall T_{rev} zu der nachfolgenden R-Zacke definiert werden (69).

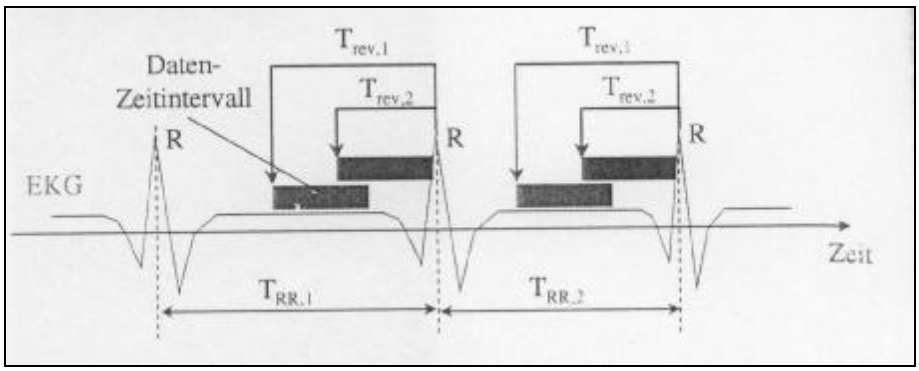

Abbildung 12: Prinzip des retrospektiven EKG-Gatings mit Absolute-reverse-Ansatz. Parallel zur Spiraldatenaufnahme wird das EKG des Patienten aufgezeichnet. Es wird verwendet, um bei der Bildrekonstruktion, retrospektiv Daten aus der gleichen Phase des Herzzyklus zu selektieren. Die Startpunkte der Datenintervalle für die Spiralrekonstruktion liegen um die feste Zeit T_{rev} vor den R-Zacken. Durch verschiedene Wahl des Zeitparameters T_{rev} können Bildvolumina in inkrementell verschobenen Phasen des Herzzyklus rekonstruiert werden (69).

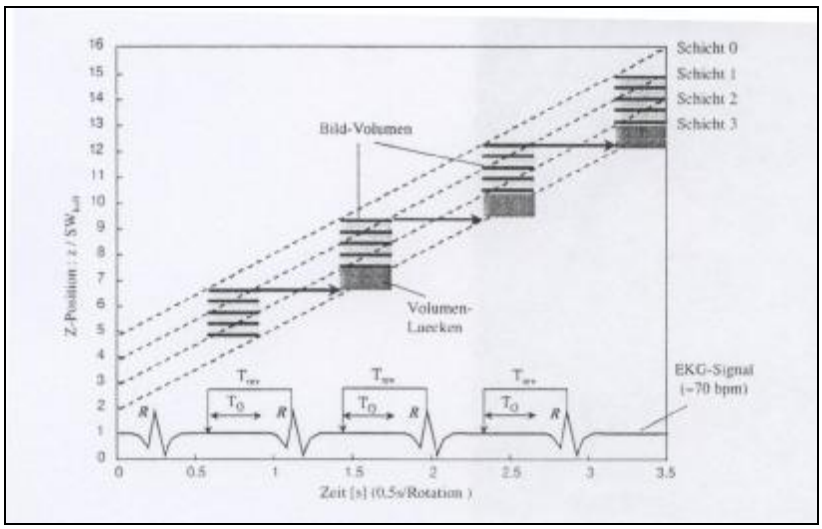

Abbildung 13: Schematische Darstellung der EKG-gegateten Kardiospiraluntersuchung mit einem 4-Schicht-Scanner. Durch die Mehrschichttechnik wird bei an die Herzfrequenz angepasstem Pitch die lückenlose Abdeckung des Untersuchungsvolumens mit Bildern aus jeder beliebigen Herzphase möglich (69).

3.3.4 Durchführung der Untersuchung

Die Patienten wurden in Rückenlage (supine) auf dem Scanner Tisch positioniert. Um sicher zu gehen, dass die Frequenz regelmäßig war und unter 65 S/min lag, wurde die Herzfrequenz mit einem 3-Kanal-EKG abgeleitet. Durch die Senkung der Herzfrequenz auf Werte unter 65 S/min können Bewegungsartefakte vermindert werden. Das verwendete Gerät war ein MSCT-Scanner (Somatom Volume Zoom; Siemens Medical Solutions; Forchheim, Deutschland), der einen 4 Zeilen Detektor mit einem Adaptive-Array-Design besitzt. Das Kontrastmittel wurde über eine Braunüle in eine periphere Vene appliziert. Zur Bestimmung der Kreislaufzeit erfolgte die Injektion eines Testbolus von 20ml mit einer Flussrate von 4ml/s. Gleichzeitig wurde ohne Tischvorschub alle 2s eine Aufnahme über der Aorta aszendens auf Höhe der Haupt-Koronararterie in Atemstillstand erzeugt. Die Scanverzögerung ließ sich als Abstand zwischen dem Start der Injektion bis zur maximalen Anflutung des Kontrastmittels in der Aorta aszendens festlegen. In den meisten Fällen startete der Scan 25s nach Kontrastmittelgabe. Für die CTCA und die Kontrasterhöhung in den Herzkammern wurden 140ml eines nicht-ionischen Kontrastmittels (Iopromol; Solutrast 300; Byk Gulden; Konstanz, Deutschland) bei einer Flussrate von 2,5 ml/s injiziert.

Die helikalen Aufnahmen entstanden aus einer kollimierten Schichtdicke von 4*1mm bei einem Tischvorschub von 3,0mm/s und einer Rotationszeit von 500ms. Während des Scan-Vorganges wurde das EKG-Signal digital aufgezeichnet. Die Scandauer

lag bei 35s, um das Volumen 1cm unterhalb der Carina bis zur Herzbasis (120mm) abzudecken. Daraus ergab sich für die Patienten eine Atemanhaltephase von 35s.
Im Scanner implementierte, retrospektive Algorithmen (Heart View® ; Siemens Medical Solutions; Forchheim, Deutschland) erlaubten eine sofortige EKG-getriggerte Bildrekonstruktion. Die helikalen Rohdaten und die digitale EKG-Aufzeichnung waren die Grundlage für die Erzeugung von axialen Bildern mit einer zeitlichen Auflösung von 250ms pro Schicht. Die effektive Schichtdicke und das Rekonstruktions-Inkrement lagen bei 1,25mm bzw. 0,6mm. Daraus resultierten ca. 200 axiale Schichten, die das gesamte Volumen abdecken. Es wurden zwei Datensets rekonstruiert: das Erste in der enddiastolischen Phase und das Zweite in der endsystolischen Phase des Herzzyklus des Patienten. Um auch die Koronararterien darstellen zu können, wurden zwei zusätzliche Datensets erstellt. Bei allen Patienten lag der Startpunkt der Bildrekonstruktion zur Erfassung der Enddiastole bei –100ms bezogen auf die R-Welle. Um das Volumen des Ventrikels bei maximaler Myokardkontraktion zu erhalten, wurde der Zeitpunkt zur Rekonstruktion der endsystolischen Daten an das Ende der T-Welle gesetzt.

3.3.5 Vermessung des linken Ventrikels

Die rekonstruierten enddiastolischen und endsystolischen Volumen-Daten-Sets wurden für anschließende 3D-Nachbearbeitungsanalysen verwendet. Zur Volumenanalyse fanden die Methoden der biplanen Ellipsoide (BE), des hemisphärischen Cylinders (HC), die Schichten-Summations-Methode (SR) und die 3D-Methode (3D) Anwendung (vgl. Abbildung 14).

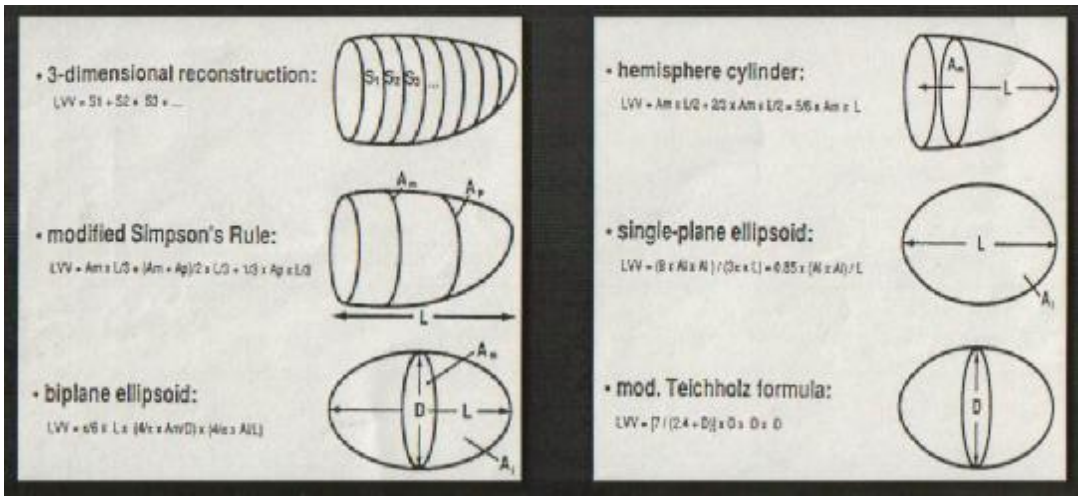

Abbildung 14: Rechenansätze zur LV-Volumetrie. LVV = linksventrikuläres Volumen (EDV, ESV, SV), S1+S2+S3 = Sektionen der kurzen Achse von der Klappenebene bis zum Apex, Am = Querschnittsfläche in der Fläche der kurzen Achse zirka 1 cm unterhalb den Segeln der Mitralklappe, A1 = Querschnittsfläche in der Fläche der langen Achse, L = längste Länge in der Fläche der langen Achse, D = Durchmesser der Querschnittsfläche der kurzen Achse (23).

3.3.6 Berechnungen zur globalen Funktion des linken Ventrikels

3.3.6.1 Allgemeines

Bei jedem Patienten wurde das enddiastolische Volumen (EDV), das endsystolische Volumen (ESV) und die links-ventrikulären Funktionsparameter Schlagvolumen (SV) und Ejektionsfraktion (EF) mit den oben genannten MSCT-Methoden und der Angiokardiographie ermittelt.

Die dazu benötigten MPR's werden auf der Scannerkonsole (Volume Zoom Wizard) erstellt. Es können sowohl Querschnittsflächen der linken Herzkammer in der kurzen Herzachse als auch in der langen Herzachse erhalten werden. Aus den vorliegenden MPR's erstellt man zunächst den Längsschnitt. Dabei ist darauf zu achten, dass die Mitralklappenebene angeschnitten wird. Im Längsschnitt erkennt man in der Diastole die geöffnete Mitralklappe, in der Systole die geschlossene Klappe. In den meisten Fällen ist ebenso ein Anschnitt der Papillarmuskeln zu sehen. Die Herzspitze sollte so getroffen werden, dass die Entfernung zwischen den Segeln der Mitralklappe und dem Apex möglichst groß ist (vgl. Abbildung 16).

Die Ebene der kurzen Achse erhält man bei der HC- und BE-Methode, indem ein Querschnitt ca. 1cm unterhalb und parallel zur Mitralklappenebene gelegt wird (vgl. Abbildung 16).

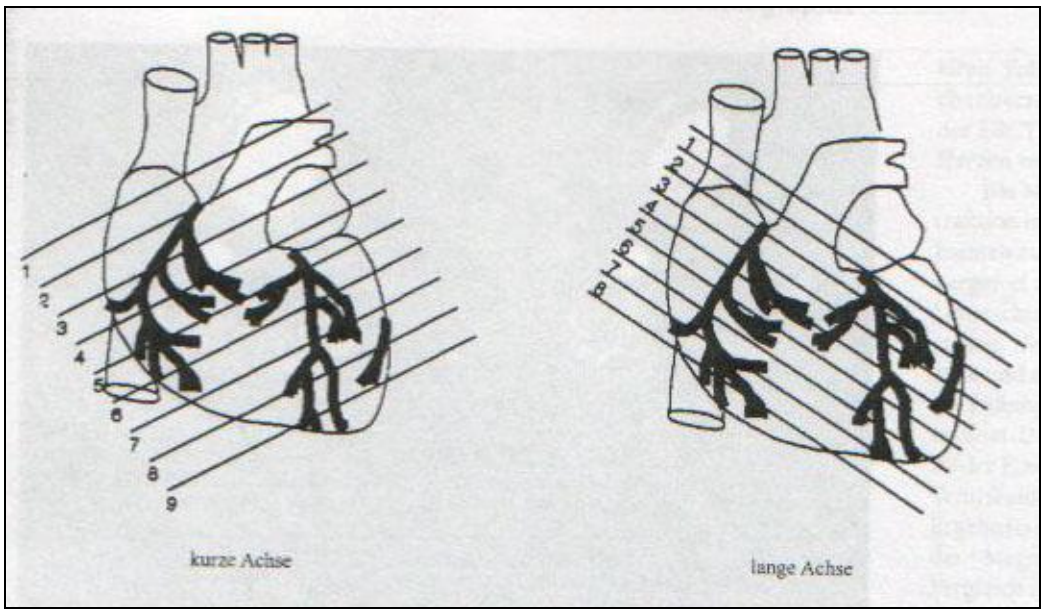

Abbildung 15: Schnittebenen des Herzens bei der Funktionsuntersuchung in der kurzen und in der langen Achse **(7)**.

Zur Berechnung der Funktionsparameter wurden folgende Formeln angewendet:

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

$$SV = EDV - ESV.$$

Gleichung 12: Formeln zur Berechnung der Funktionsparameter EF = Ejektionsfraktion und SV = Schlagvolumen, EDV = enddiastolisches Volumen, ESV = endsystolisches Volumen.

Die Daten der LV-Volumetrie der vier MSCT-Methoden wurden anschließend den Daten aus der Angiokardiographie gegenübergestellt.

3.3.7 Hemispherischer Zylinder

Die HC-Methode des linken Ventrikels benutzt einen Algorithmus, der das Volumen eines Zylinders zu dem Volumen einer halben Ellipsoide addiert. Für diese Messungen werden Bilder in zwei orthogonalen Ebenen erstellt. Die Ebenen der langen und kurzen Herzachse werden, wie oben beschrieben, ermittelt.
In der horizontalen Ebene der langen Achse bemisst man die längste Länge (L) der linken Herzkammer (LV) sowohl auf den enddiastolischen als auch auf den endsystolischen Bildern. Die Länge L wird ermittelt, indem von der Mitte der Klappenebene der Mitralklappe ausgehend, die Strecke bis zur Herzspitze (Endokard ausgeschlossen) manuell bemessen wird (vgl. Abbildung 16).

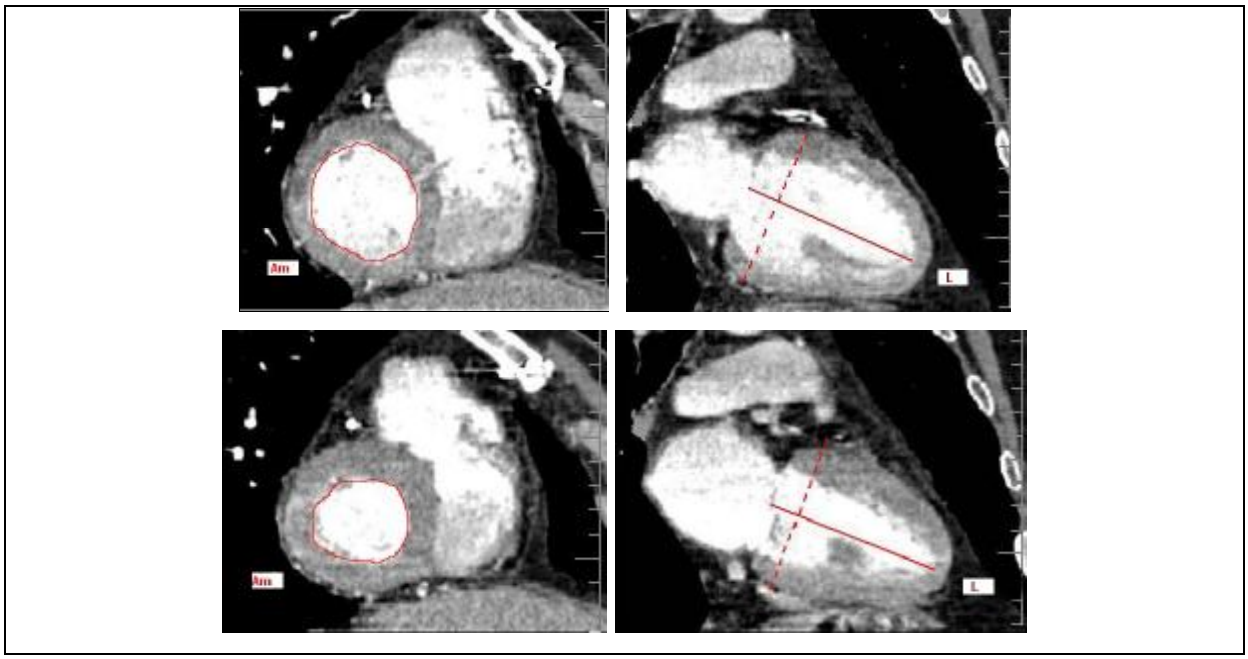

Abbildung 16: Bemessungsbeispiel der HC-Methode in der langen und kurzen Herzachse der Rekonstruktionen in der Enddiastole und Endsystole; L = längste Länge in der Fläche der langen Achse, Am = Fläche in der Ebene der kurzen Achse, gestrichelte Linie = Ebene der kurzen Achse ca. 1cm unterhalb der Klappenebene

Die Bemessung der Querschnittsfläche (Am) in der Ebene der kurzen Achse erfolgt ebenfalls sowohl anhand der enddiastolischen als auch der endsystolischen Bilder. Dabei zeichnet man die Kontur des Endokards manuell nach. Das Volumen wird dann vom Computer automatisch ermittelt.
Die HC-Methode kann mit folgender Formel beschrieben werden:

$$LVV = Am * L/2 + 2/3 * Am * L/2 = 5/6 * Am * L$$

Gleichung 13: Berechnung des linksventrikulären Volumens mit der Methode des hemispherischen Zylinders; Am = Querschnittsfläche in der Fläche der kurzen Achse zirka 1 cm unterhalb den Segeln der Mitralklappe, L = längste Länge in der Fläche der langen Achse.

3.3.7.1 Biplane Ellipsoide

Die BE-Methode setzt als Annahme voraus, dass das Volumen des linken Ventrikels dem Volumen einer Ellipsoide gleicht. Für diese Messungen werden die MPR's auf der Scannerkonsole (Volume Zoom Wizard) in denselben zwei orthogonalen Ebenen wie bei der HC-Methode erstellt. Die Querschnittsfläche A1 wird in der Ebene der langen Achse, in gleicher Weise wie Am in der Ebene der kurzen Herzachse, durch manuelles Umfahren der Kontur des Endokards über den Computer bestimmt. Die Fläche der kurzen Achse liegt ungefähr 1cm unterhalb und parallel zur

Klappenebene der Mitralklappe. Den Durchmesser D erhält man in der Ebene der kurzen Achse. Er wird im Lot auf das Ventrikelseptum angelegt und in den Grenzen des Endokards bemessen. Die Länge L wird entsprechend der HC-Methode ermittelt, indem von der Mitte der Klappenebene der Mitralklappe ausgehend die Strecke bis zur Herzspitze (Endokard ausgeschlossen) manuell bemessen wird (vgl. Abbildung 17) (23).

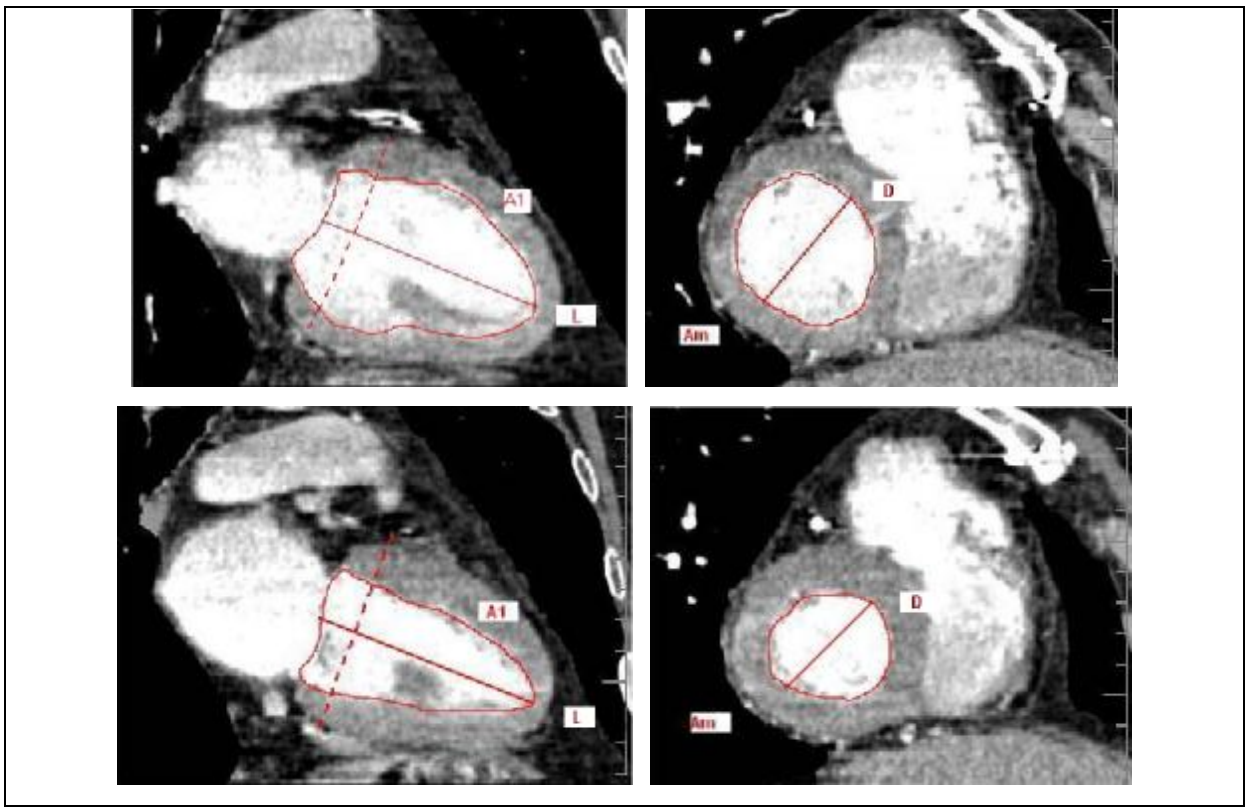

Abbildung 17: Bemessungsbeispiel der BE-Methode in der langen und kurzen Herzachse der Rekonstruktionen in der Enddiastole und Endsystole; L = längste Länge in der Fläche der langen Achse, A1 = Querschnittsfläche in der Ebene der langen Achse, Am = Fläche in der Ebene der kurzen Achse, D = Durchmesser der Querschnittsfläche der kurzen Achse; gestrichelte Linie = Ebene der kurzen Achse ca. 1cm unterhalb der Segeln der Mitralklappe.

Die Methode der biplanen Ellipsoide kann mit folgender Formel beschrieben werden:

$$LVV = \pi /6 * L * (4/ \pi * Am/D) * (4/ \pi * A1/L)$$

Gleichung 14: Berechnung des linksventrikulären Volumens mit der Methode der biplanen Ellipsoide; Am = Querschnittsfläche in der Fläche der kurzen Achse zirka 1 cm unterhalb den Segeln der Mitralklappe, A1 = Querschnittsfläche in der Fläche der langen Achse, L = längste Länge in der Fläche der langen Achse, D = Durchmesser der Querschnittsfläche der kurzen Achse.

3.3.7.2 Schichten-Summations-Methode

Zur Volumenermittelung mittels der Schichten-Summations-Methode wird zunächst ein Längsschnitt des linken Ventrikels erzeugt. Anschließend werden bei jedem Datenset die MPR's der kurzen Achse parallel zur Mitralklappenebene erstellt (siehe Abbildung 18). Der Abstand der Einzelschichten zwischen Mitralklappe und Herzspitze betrug in dieser Studie 6 mm. Zur Volumenermittelung werden die Grenzen des linken Ventrikels entlang des Endokards manuell bestimmt (siehe Abbildung 19). Die Papillarmuskeln bezieht man, sowohl in der End-Systole als auch in der End-Diastole, in das LVV mit ein. Um das jeweilige Einzelschichtvolumen zu erhalten, wird die Fläche jeder Schicht mit der Schichtdicke multipliziert (6mm). Die enddiastolischen (EDV) und endsystolischen Volumina (ESV) lassen sich dann aus der Gesamtsumme aller Schichten der End-Diastole und End-Systole ermitteln.
Folgende Formel wurde zur Berechnung des LV-Volumens verwendet:

$$LVV = (A1 + A2 + A3 + ...) * L_{SR}$$

Gleichung 15: Berechnung des linksventrikulären Volumens mit der Schichten- Summations- Methode; A1+A2+A3 = Sektionen der kurzen Achse von der Klappenebene bis zum Apex, L_{SR} = Schichtabstand zwischen den einzelnen Schichten (6mm).

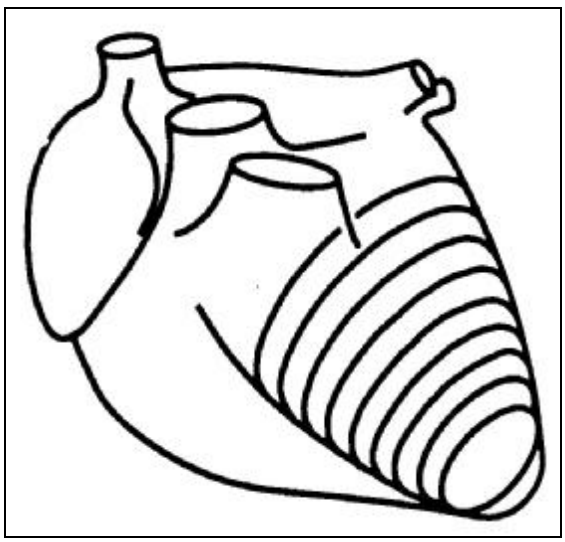

Abbildung 18: Schematische Darstellung der Schichten-Summations-Methode (71).

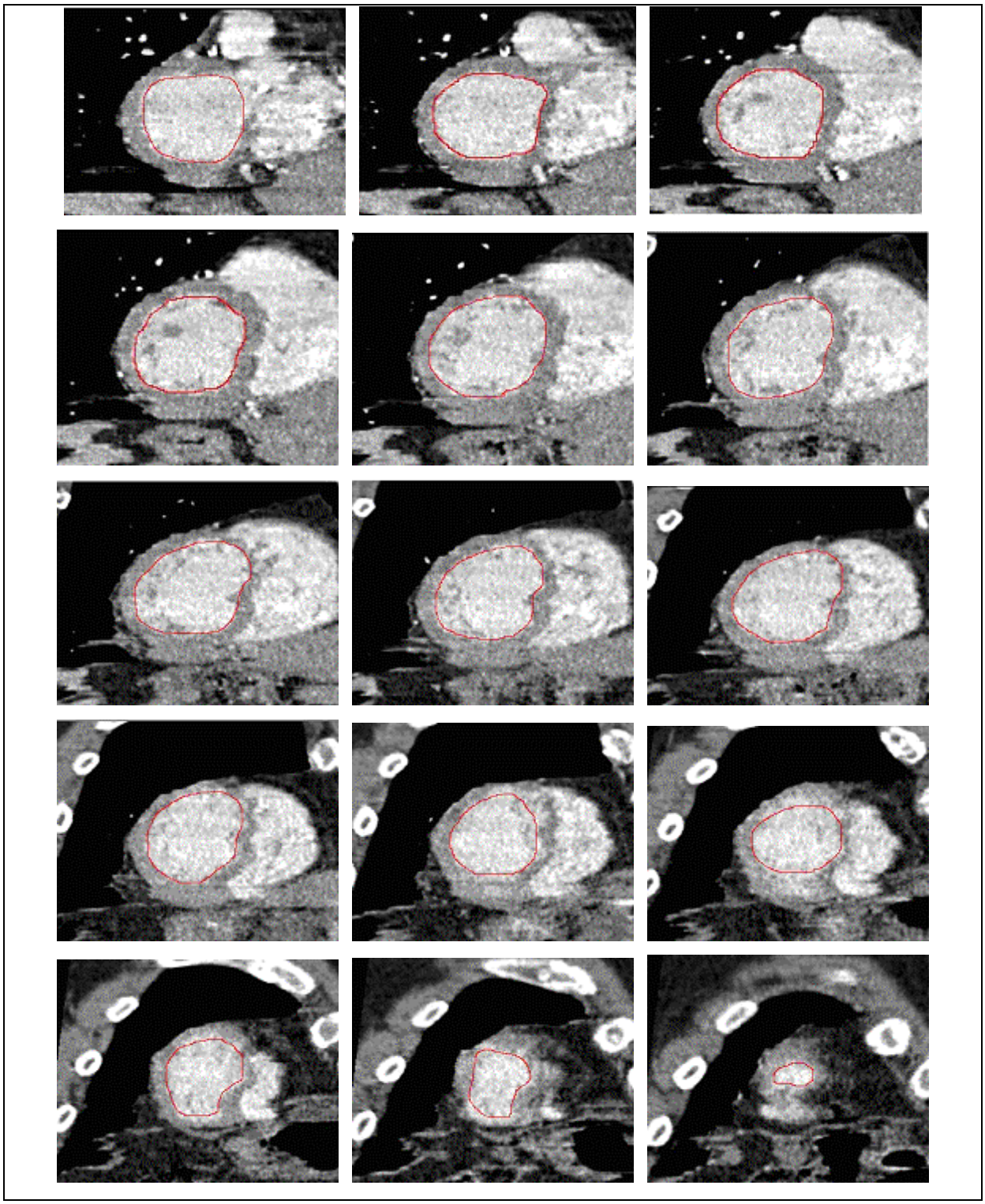

Abbildung 19: Bemessungsbeispiel der SR-Methode in der kurzen Herzachse der Rekonstruktionen in der Enddiastole und Endsystole, A = Fläche in der Ebene der kurzen Achse, der Schichtabstand zwischen den einzelnen Schichten beträgt 6mm = L_{SR}

3.3.7.3 3D-Methode

Die 3D-Methode stellt eine Erweiterung der Schichten-Summations-Methode dar. Die Volumina werden offline an einer Workstation, unter Anwendung von Analyse-Software (OSIRIS®; Digital Imaging Unit; Universitätshospital Genf; Genf, Schweiz), ermittelt.

Zunächst wird wiederum ein Längsschnitt erstellt. Anschließend werden 110 – 120 MPR's der kurzen Herzachse erzeugt. Diese decken das komplette Volumen von der Mitralklappenebene bis einschließlich der Herzspitze ab. Die Volumenermittelung erfolgt nun durch manuelles Einzeichnen der Grenzen des Endokards. Die Papillarmuskeln werden dabei separat umrandet und nicht in das Volumen mit einbezogen. Dies geschieht in jeder rekonstruierten Schicht.

Das links-ventrikuläre Volumen lässt sich als Summe der Fläche mal Anzahl der Sektionen (S) berechnen.

$$LVV = S1 + S2 + S3 + ...$$

Gleichung 16: Berechnung des linksventrikulären Volumens mit der 3D-Methode; S1+S2+S3 = Sektionen der kurzen Achse von der Klappenebene bis zum Apex.

3.3.8 Einbeziehung der Papillarmuskeln in die Volumenbestimmung

Der linke Ventrikel ist kein glatt begrenzter Hohlraum, wie dies bei den mathematischen Berechnungsverfahren angenommen wird. Die Papillarmuskeln und die Trabekel beeinflussen das linke Herzvolumen und können somit - bei nicht Berücksichtigung - zu einem systematischen Fehler führen. Um den Fehler, der durch die Papillarmuskeln bei der Berechnung des Herzvolumens entsteht, einzuschätzen, wurde eine Berechnung mit und eine Berechnung ohne Berücksichtigung der Papillarmuskeln durchgeführt.

Bei der HC- und der BE-Methode wurden zwei Messreihen erstellt. Die erste Messreihe schloss den Papillarmuskel aus dem Volumen aus (siehe Abbildung 20). Bei der zweiten Messreihe stellte das Endokard die Begrenzung zur Volumenermittelung dar und schloss auf diese Weise den Papillarmuskel in die Volumenberechnung mit ein *(*siehe Abbildung 17). Diese Messreihen wurden angefertigt, um den Einfluss der Papillarmuskeln auf die Volumenberechnung zu ermitteln. Die Papillarmuskeln sind nicht konzentrisch im linken Ventrikel angeordnet.

Somit kann der Ausschluss dieser aus dem LV-Volumen ein zu geringes Volumen vortäuschen.

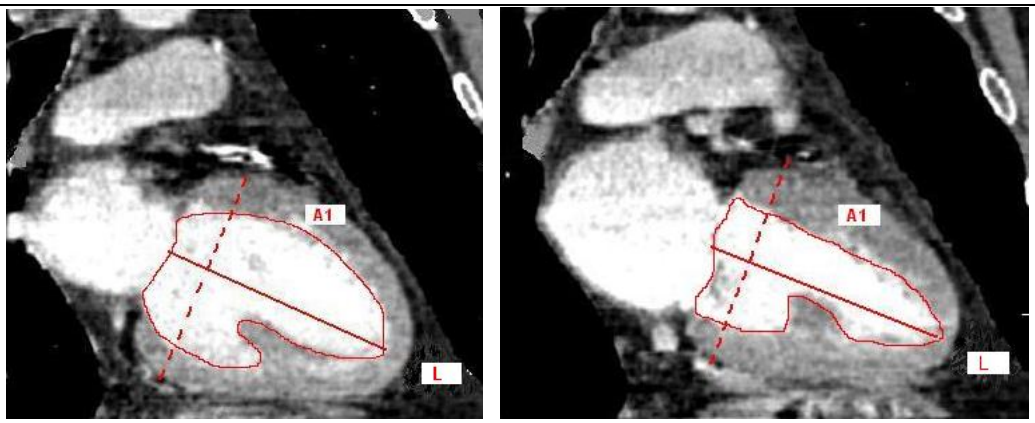

Abbildung 20: Bemessungsbeispiel der BE-Methode in der langen Herzachse der Rekonstruktionen in der Enddiastole und Endsystole unter Ausschluß der Papillarmuskeln; L = längste Länge in der Fläche der langen Achse, A1 = Querschnittsfläche in der Ebene der langen Achse, gestrichelte Linie = Ebene der kurzen Achse ca. 1cm unterhalb der Segeln der Mitralklappe.

3.4 Statistik

3.4.1 Allgemeines zur Statistik

Verschiedene statistische Tests dienten dazu, die Ergebnisse der Studie zu untersuchen.

Geprüft wurde die Nullhypothese H_0:

> „Die Messwerte, die mittels MSCT ermittelt wurden, unterscheiden sich nicht signifikant von den Messwerten, die mittels Angiokardiographie ermittelt wurden“;

gegen die Alternativhypothese H_1:

> „Die Messpaare unterscheiden sich signifikant“.

Es wurde getestet, ob die Alternativhypothese verworfen und somit die Nullhypothese angenommen werden kann.

Ein p-Wert <0.05 galt als statistisch signifikant.

Die statistische Auswertung erfolgte mit Hilfe von kommerziell erhältlicher PC-Software (SPSS®, Version11,5 für Windows, SPSS®; Analyse-it®, Version 1.0.5.0 für Microsoft Excel, Analyse-it Software, Ltd.; EXCEL®, Version 2000, Microsoft®).

Alle Daten werden als Durchschnittswerte angegeben, sofern nicht anders gekennzeichnet.

3.4.2 Kolmogoroff-Smirnov-Anpassungstest

Anhand des Kolmogoroff-Smirnov-Anpassungstests lässt sich überprüfen, ob innerhalb der verschiedenen Messwerte über alle Patienten eine Normalverteilung vorliegt, d.h. die Patientengruppe homogene Messwerte aufweist.

Der nachfolgend angewandte t-Test setzt Normalverteilung voraus, daher musste im Voraus die Normalverteilung nachgewiesen werden.

Der Kolmogoroff-Smirnov-Anpassungstest eignet sich vor allem für Stichproben kleineren (N<30) und mittleren (N<100) Umfangs.

Die größte Differenz (D_{max}) zwischen den beiden kumulierten Verteilungen und der Stichprobenumfang gehen in die Prüfgröße KS_Z nach Kolmogorov-Smirnov ein ($KS_Z = \sqrt{n} * D_{max}$). Aus Tabellen kann man für einen gegebenen Stichprobenumfang n kritische Werte für D_{max} bei einem vorgegebenen Signifikanzniveau entnehmen (40).

Liegt der tatsächlich ermittelte Wert für D_{max} unterhalb der kritischen Werte, so folgt daraus die Normalverteilung des Stichprobenumfanges.

3.4.3 Lineare Regression und Pearson-Korrelationskoeffizient

Zum Vergleich der Werte aus Angiokardiographie und MSCT wurde die Analyse mittels linearer Regression eingesetzt.

Die Regressionsanalyse untersucht die Abhängigkeit zweier beobachteter, quantitativer Merkmale, z.B. EDV (LVG) und EDV (BE1). Wesentliche Aufgabe ist es dabei, eine lineare Abhängigkeit zu finden, die durch eine Regressionsgerade beschrieben wird. Anhand der Geradengleichung lässt sich dann aus einem bekannten Wert für das x-Merkmal ein Wert für das dazugehörige y-Merkmal prognostizieren.

Zunächst stellt man die Daten beider Merkmale als Punktwolke in einem Koordinatensystem dar. Die Regressionsgerade ist diejenige Gerade, die dem Gesamttrend aller Punkte am ehesten entspricht (67). Der Regressionskoeffizient entspricht der Steigung dieser Geraden.

Wenn man die Regressionsgerade berechnet hat, kann man als nächstes den Korrelationskoeffizienten r bestimmen, der nur Werte zwischen –1 und +1 annehmen kann und dimensionslos ist.

Es wurde der Korrelationskoeffizient nach Pearson (r) errechnet, der eine statistische Maßzahl für den linearen Zusammenhang zwischen zwei normalverteilten Variablen darstellt. Je näher der Korrelationskoeffizient betragsmäßig bei 1 liegt, desto enger schmiegt sich die Punktwolke an die Regressionsgerade. Je näher er bei 0 liegt, desto bauchiger ist sie. Die Variable r hat das gleiche Vorzeichen wie der Regressionskoeffizient, d.h. aus dem Vorzeichen von r kann man ablesen, ob die Regressionsgerade steigt oder fällt (87).

3.4.4 t-Test für verbundene Stichproben

Mit dem t-Test für verbundene Stichproben sollte die Übereinstimmung zwischen den beiden Untersuchungsmethoden Herzkatheter und MSCT überprüft werden. Hierzu wurde die LVG den vier verschiedenen Messmethoden der MSCT gegenübergestellt. Der Test prüft die Irrtumswahrscheinlichkeit für Stichproben mit voneinander abhängigen Merkmalen. Vorraussetzung hierfür ist, dass quantitative Merkmale vorliegen, beide Stichproben normalverteilt sind und in etwa die gleiche Varianz

haben. Die Unterschiede der Mittelwerte zweier Gruppen werden auf Signifikanz geprüft. Dabei ist zu untersuchen, ob es sich bei den Vergleichsgruppen um unabhängige oder abhängige (verbundene) Stichproben handelt (40).
Bei abhängigen Stichproben werden, um zufällige Messfehler auszuschließen, nicht die Mittelwerte der beiden Vergleichsgruppen als Zufallsvariablen behandelt, sondern die Differenzen der Messwerte von Vergleichspaaren. Die Zufallsvariable $D = x_1 - x_2$ wird aus der Differenz der beiden Werte für jedes Messpaar gebildet. D ist unter der Hypothese H_0 normalverteilt mit einem Mittelwert 0. T überprüft die Nullhypothese, dass die mittlere Differenz $\check{D}$ zwischen den Vergleichsmessungen in der Population gleich 0 ist. Die Prüfgröße *t* ist: $\boldsymbol{t = \check{D} / (s_D / \sqrt{n})}$
Wobei *n* die Zahl der Paare, s_D die Standardabweichung der Differenzen der paarigen Vergleiche und $\check{D}$ der Durchschnitt der Differenzen der Vergleichspaare darstellen (40).

3.4.5 Analyse nach Bland-Altman

Zusätzlich wurde die Analyse nach Bland-Altman durchgeführt. Dabei wird der Grad der Übereinstimmung zwischen den Werten des neuen Verfahrens und den Werten des Referenzverfahrens (LVG) ermittelt.
Der Test ist erforderlich, da keine direkten Messungen zur Bestimmung des Herzvolumens durchgeführt werden können. Die wahren Werte der Messgrößen bleiben somit unbekannt (Werte für EDV, ESV, SV, EF) und können nicht zur Beurteilung des neuen Verfahrens herangezogen werden. Indirekte Messungen liefern selbst bei der genauesten Messmethode keine exakt reproduzierbaren Ergebnisse.
Stellt sich heraus, dass die Messergebnisse der neuen Methode ausreichend mit den Referenzmessungen übereinstimmen, so kann die neue Methode die alte ersetzen, bzw. gleichwertig angewendet werden.

Im ersten Schritt werden die Werte des Referenzverfahrens mit den zugehörigen Werten des neuen Verfahrens in Form einer Punktwolke aufgetragen. Würden beide Messmethoden immer exakt das gleiche Ergebnis liefern, so befänden sich die eingezeichneten Punkte alle auf einer Geraden, der Identitätslinie (Identity line, vgl. Abbildung 21). Neben dieser Linie wird die Regressionsgerade durch die Punktwolke in den Graphen eingezeichnet.

Anhand der Lage der Regressionsgeraden zur Identitätslinie lassen sich systematische Fehler aufzeigen. Die Parallelverschiebung der Regressionsgeraden über oder unter der Identitätslinie gibt Auskunft über eine tendenzielle Über- oder Unterbefundung. Die Steigung der Regressionsgerade gibt Auskunft über einen proportionalen Messfehler. Eine Regressionsgerade mit einer Steigung ungleich der Steigung der Identitätslinie lässt darauf schließen, dass die Abweichung der neuen Messmethode gegenüber der Referenzmethode bei hohen Werten deutlicher auftritt als bei niedrigeren Werten.
Zusätzlich lassen sich anhand der vertikalen Streuweite der aufgetragenen Punkte die Abweichungen der einzelnen Messergebnisse untereinander darstellen.

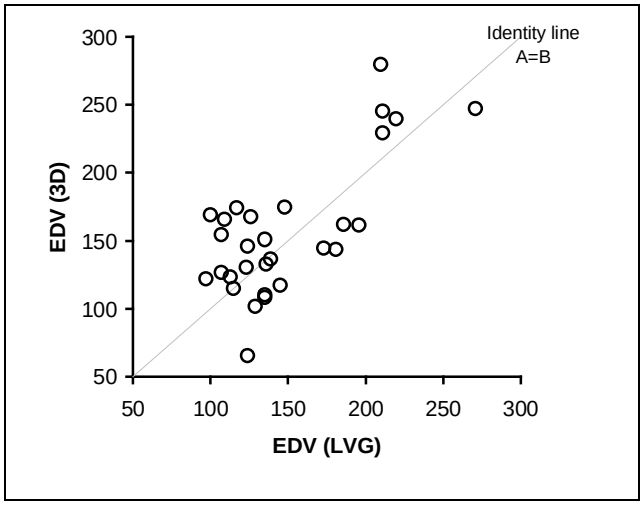

Abbildung 21: Analyse nach Bland-Altman. Vergleich der end-diastolischen Volumen, erhalten aus der LVG- und der 3D-Methode der MSCT-Messungen.

In einem zweiten Schritt wird die Differenz der beiden Methoden in Abhängigkeit vom Mittelwert aufgetragen. Diese Darstellung erlaubt es, eine mögliche Beziehung zwischen einem Messfehler und einem wahren Wert zu überprüfen. Da der wahre Wert nicht bekannt ist, stellt der Mittelwert der Messungen die beste Annäherung dar. Besteht keine offensichtliche Beziehung zwischen den Differenzen und dem Mittelwert, so kann der Grad der Übereinstimmung durch die Berechnung der Neigung zusammengefasst werden. Diese setzt sich aus dem Mittelwert der Differenzen (đ) und der Standardabweichung der Differenzen (SD) zusammen. Bei einer beständigen Neigung kann der Grad der Übereinstimmung berechnet werden, indem đ von der neuen Methode subtrahiert wird. Die meisten Differenzen sollten zwischen đ – 2SD und đ + 2SD liegen (exakter đ – 1,96SD und đ + 1,96SD) (vgl.

Abbildung 22). Sind die Differenzen normalverteilt, so liegen 95% zwischen diesen Limits. Die Messungen müssen dabei nicht normalverteilt sein.

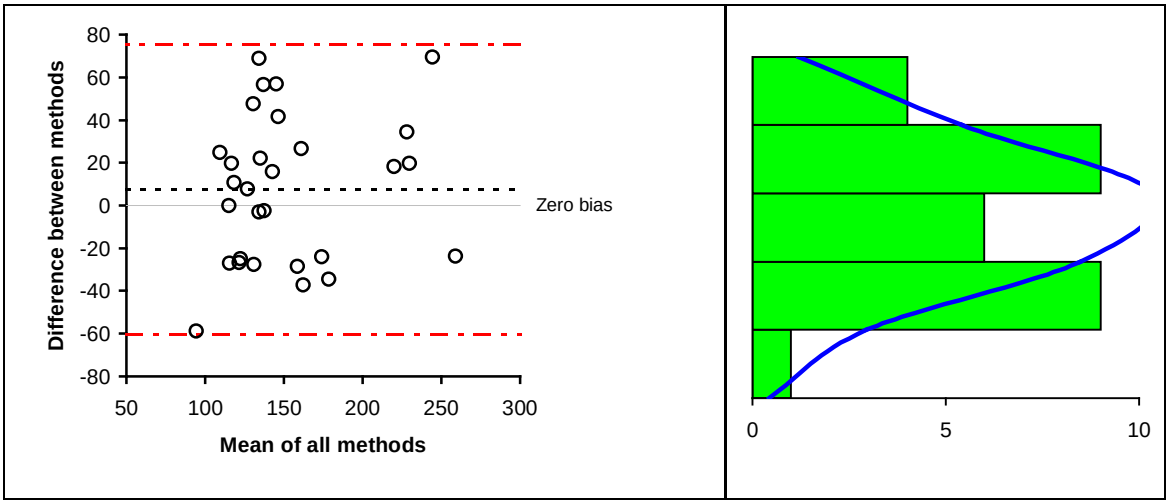

Abbildung 22: Bland-Altman-Graph. Vergleich der Unterschiede der end-diastolischen Volumen errechnet mit der LVG- und der 3D-Methode der MSCT- Messungen.

Eine zentrale Frage lautet, wie weit die beiden Messungen voneinander abweichen dürfen. Idealerweise wird dies am Anfang der Studie festgelegt. Liegen die gelieferten Differenzen innerhalb dieser Grenzen von $\bar{d} \pm 2SD$, so werden sie als Grenzen der Übereinstimmung bezeichnet. Das obere Limit der Übereinstimmung wurde als Mittelwert der Differenzen +2 SDs (Standardabweichung), das untere Limit der Übereinstimmung als Mittelwert der Differenzen –2 SDs festgelegt. Die Einschätzung der Genauigkeit der Limits basiert auf der Berechnung des 95% Konfidenzintervalls (CIs).

3.5 Einführung eines Korrekturfaktors

Die wirklichen Werte von funktionellen Parametern, wie den Herzvolumina, bleiben häufig unbekannt, weil eine direkte Messung ohne Beeinflussung der Messergebnisse und ohne Gefährdung des Patienten schwierig oder unmöglich ist. Absolutwerte sind klinisch nicht unbedingt erforderlich. Von klinischer Bedeutung ist jedoch die Konsistenz der Ergebnisse bei der Befundung.

Wichtig für die Einführung einer neuen Methode in der Praxis ist die Akzeptanz durch die Anwender. Hierzu sollen altbekannte Referenzwerte weiterhin Bestand haben, indem die neuen Werte auf die alten zurückgeführt werden. Aus diesem Grund wurde versucht Korrekturfaktoren einzuführen.

Es wurden Korrekturfaktoren ($K_{MSCT,}$ α_{MSCT}) ermittelt, um die Volumina, erhalten durch die MSCT und LVG, aneinander anzugleichen. Die Berechnung der Korrekturfaktoren erfolgte aus den Regressionsgeradengleichungen der MSCT-Methoden in Gegenüberstellung mit der LVG-Methode. Die Regressionsgerade zweier Messreihen stellt eine lineare Funktion dar. Aus diesem Grund mussten für jedes Verfahren zwei Korrekturfaktoren bestimmt werden.

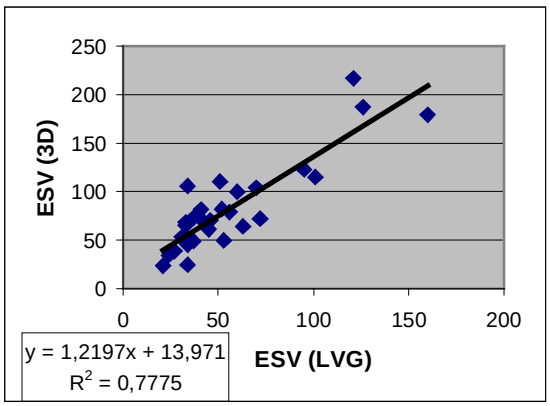

Abbildung 21: Regressionsgraph der ESV-Werte, erhalten mit der Angiokardiographie in Gegenüberstellung mit den Werten der 3D-Methode.

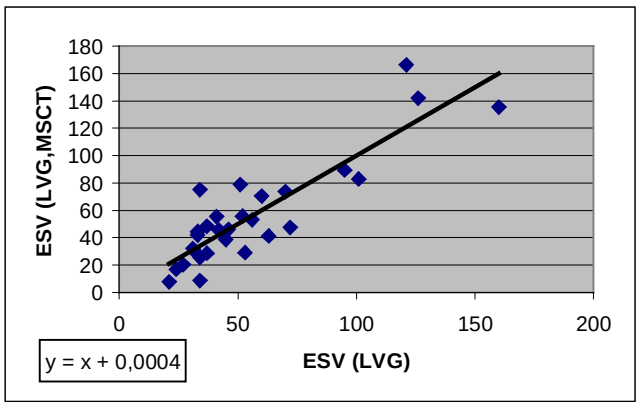

Abbildung 22: Regressionsgraph der ESV-Werte, erhalten mit der Angiokardiographie in Gegenüberstellung mit den ermittelten Werten der 3D-Methode unter Einsatz der Korrekturfaktoren. Die Regressionsgerade entspricht nahezu der Identitätsgeraden y = x.

Die allgemeine Gleichung zur Berechnung der LVG entsprechenden Werte anhand der MSCT-Methoden lautet:

$$LVG_{MSCT} = (MSCT - K_{MSCT}) / \alpha_{MSCT}$$

Dabei entspricht MSCT dem mittels der MSCT-Methode erhaltenen Wert (z.B. EDV erhalten aus der 3D-Methode). K_{MSCT} und α_{MSCT} sind die spezifischen Korrekturfaktoren für die entsprechende MSCT-Methode. LVG_{MSCT} ist die Annäherung der MSCT-Werte an das Standardverfahren LVG.

4 Ergebnisse

Die Atemanhaltetechnik dient zur Eliminierung von Atemartefakten. Daher wurde die Bildqualität der MSCT bei allen Patienten nicht von Atembewegungen (basierend auf visueller Beobachtung) oder Artefakten durch Herzarrhythmien beeinträchtigt. Diese hätten zu Fehlbestimmungen der Daten führen können. Bedingt durch den Frank-Starling Mechanismus, den Barorezeptorenreflex und dessen Gegensteuerung in Abhängigkeit von der Grundsympathikusaktivierung werden sowohl bei der endexspiratorischen, als auch bei der endinspiratorischen Atemruhelage individuelle Frequenzschwankungen verzeichnet.
Die durchschnittliche Herzfrequenz aller Patienten lag bei 60,9 S/min *(Mittelwert)* ± 9,3 S/min *(Standardabweichung)* (47 S/min *(Minimum)* bis 75 S/min *(Maximum)*). Alle Patienten zeigten ein reguläres EKG mit Sinusrhythmus und ohne Bündelblockzeichen. Unregelmäßige Herzschläge können die EKG-getriggerte Messung beeinträchtigen. Ein Vorhofflimmern und supraventrikuläre und ventrikuläre Arrhythmien waren aus diesem Grund ein Ausschlusskriterium zur Untersuchung.

Die Rekonstruktion der Bilder fand in der diastolischen Phase bei –100ms relativ zur R-Spitze statt. In der systolischen Phase lag die durchschnittliche Verzögerung bis zur R-Spitze bei 191ms ± 26,0ms (140ms bis 230ms). Die Rekonstruktionszeit variierte, um sicher zu gehen, dass die T-Welle zur Datenrekonstruktion der End-Systole ermittelt wurde. Bei der Simpson-Methode waren in der End-Diastole 14 bis 19 (MW: 15,8) Messbereiche entlang der kurzen Herzachse notwendig, um den linken Ventrikel komplett abzudecken. Wohingegen bei der End-Systole, aufgrund der Verkürzung des linken Ventrikels, 12 bis 19 (MW: 14,4) Messbereiche das Volumen des linken Ventrikels abdecken konnten. Bei 15 von 29 Patienten wurden Wandbewegungsstörungen durch die Angiokardiographie beschrieben, diese konnten in der MSCT bestätigt werden (Beispiel siehe Abbildung 23). Die Bildauswertung dauerte je nach Verfahren zwischen 5 und 20 Minuten.

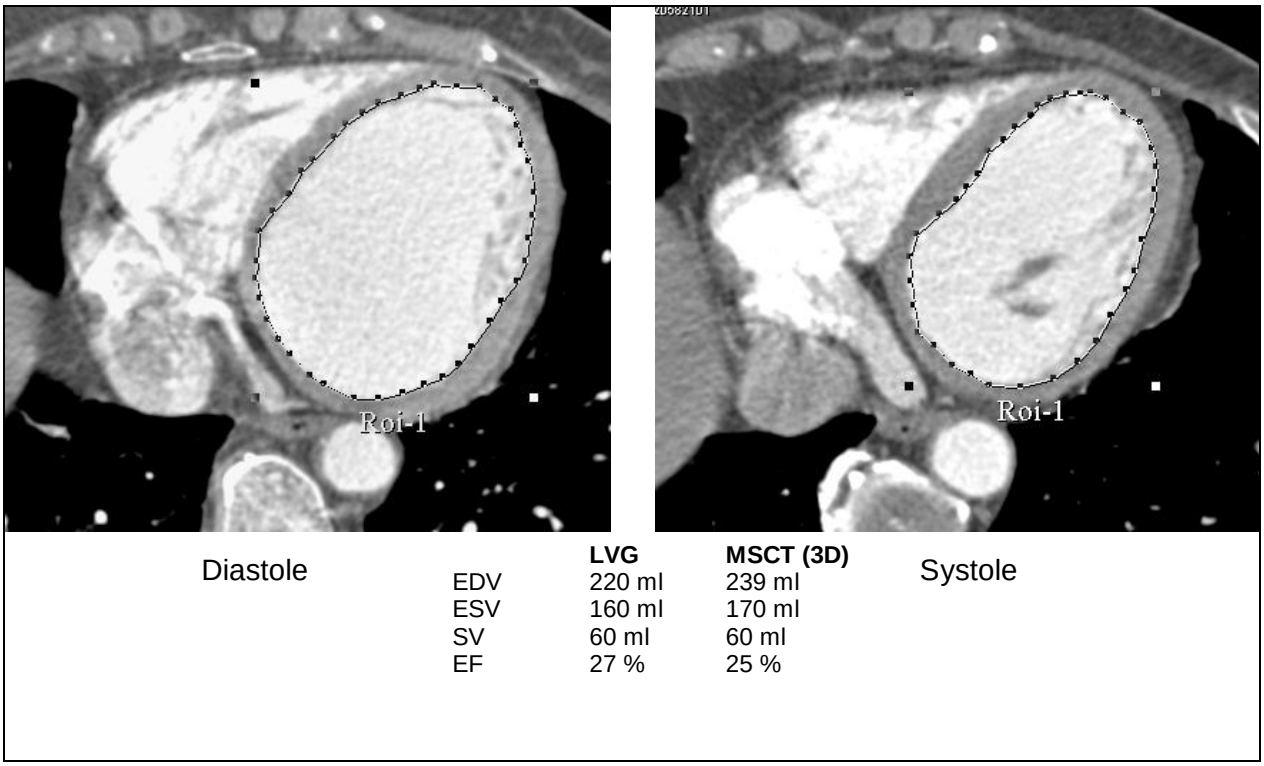

Abbildung 23: Dilatative Kardiomyopathie mit Hypokinesie und Akinesie des gesamten linken Ventrikels

4.1 Vergleich der LVG mit den MSCT- Methoden

Im Folgenden werden alle Daten, sofern nicht anders gekennzeichnet, als Durchschnittswerte angegeben. Ein p-Wert <0.05 galt als statistisch signifikant.

Die LVG zeigte die niedrigsten Werte für das end-diastolische-Volumen (EDV) (149,1 ± 43,9ml) und das end-systolische-Volumen (ESV) (56,2 ± 33,9ml) sowie die höchsten Werte für das Schlagvolumen (SV) (92,8 ± 30,7ml) und die Ejektionsfraktion (EF) (63,4 ± 14,3%) (siehe Tabelle 1).

Parameter (MW ± 1SD)	LVG	3D	HC1 *HC1*	BE1 *BE1*	SR1
EDV (ml)	149,1 ± 43,9	159,6 ± 49,5	182,2 ± 52,7 *204,3 ± 61,2*	152,9 ± 45,1 *178,8 ± 53,0*	164,4 ± 46,6
ESV (ml)	56,2 ± 33,9	82,6 ± 46,9	107,9 ± 47,7 *130,0 ± 55,1*	88,6 ± 42,3 *111,5 ± 47,1*	90,8 ± 43,5
SV (ml)	92,8 ± 30,7	74,8 ± 26,5	71,3 ± 27,3 *73,7± 28,7*	60,0 ± 20,4 *70,2 ± 27,6*	74,0 ± 24,0
EF (%)	63,4 ± 14,3	49,7 ± 16,6	40,8 ± 15,3 *38,9 ± 14,1*	41,0 ± 13,9 *41,3 ± 15,2*	46,6 ± 13,8

Tabelle 1: Mittelwert (MW) und Standardabweichung (1SD) der Volumen (ml) und EF (%)

Die ähnlichsten EDV-Werte verglichen mit den LVG- Resultaten erbrachte die BE-Methode (2,3 ± 33,7ml; 3,8 ± 26,0%; r = 0,73; p = 0.712; Mittelwert der Differenzen = 2,3 ± 67,4ml) (vgl. Abbildung 24, Abbildung 25). Die 3D-Methode wies ebenso gute Resultate auf (7,6 ± 34,7ml; 7,4 ± 26,5%; r = 0,73; p = 0.249; Mittelwert der Differenzen = 7,6 ± 68,1ml). Die größten Unterschiede ergaben sich zwischen der *HC*-Methode und der LVG (49,6 ± 40,3ml; 36,3 ± 33,7%; r = 0,74; p < 0.001; Mittelwert der Differenzen = 49,6 ± 80,7ml). In Korrelation zur LVG resultierten die besten Ergebnisse mit der BE-Methode (r = 0,73; p = 0.712). Hier erwies sich die 3D-Methode erneut als gleichwertig (r = 0,73; p = 0.249). Bei der *HC*- und *BE*-Methode

(beide Methoden mit Einbeziehung des Papillarmuskels in das Volumen) kam es zu Volumenüberschätzungen um das 1,2-fache bis 2,3-fache (siehe Tabelle 1).

	LVG	EDV (ml)	ESV (ml)	SV (ml)	EF (%)
3D	MW (±2SD)	7,6 ± 68,1	26,3 ± 46,7	-18,0 ± 60,9	-13,7 ± 22,0
HC	MW (±2SD)	31,2 ± 74,1	52,8 ± 50,2	-21,6 ± 66,0	-22,6 ± 24,2
HC	MW (±2SD)	49,6 ± 80,7	68,7 ± 65,7	-19,2 ± 52,3	-24,6 ± 20,0
BE	MW (±2SD)	2,3 ± 67,4	35,2 ± 43,8	-32,8 ± 59,3	-22,4 ± 23,4
BE	MW (±2SD)	27,8 ± 73,5	50,5 ± 54,9	-22,7 ± 54,2	-22,1 ± 20,7
SR	MW (±2SD)	15,3 ± 72,2	34,6 ± 42,8	-18,9 ± 58,0	-16,9 ± 18,0

Tabelle 2: Bland-Altman-Analyse für die LVG im Vergleich mit den Methoden der MSCT. Mittelwert (MW), 2 Standardabweichungen (2SD) und 95% Konfidenzintervall (95% CI). Positive Werte entsprechen einer Überschätzung, negative Werte einer Unterschätzung (Volumen in ml, EF in %).

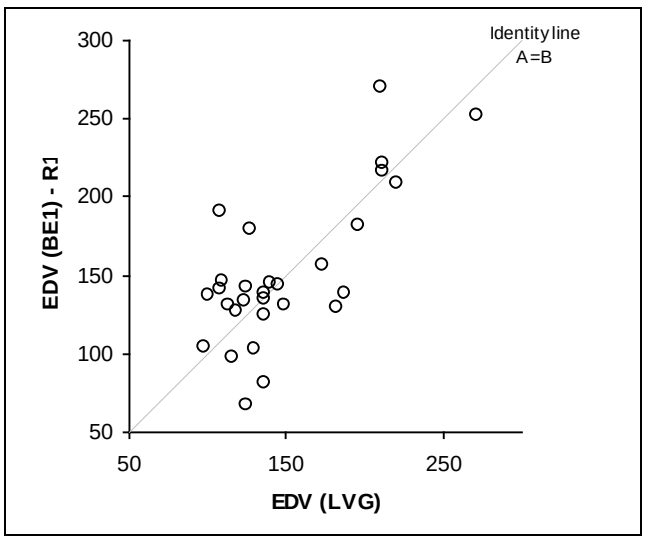

Abbildung 24: Analyse nach Bland-Altman. Vergleich der end-diastolischen Volumen, erhalten aus der LVG- und der BE-Methode der MSCT-Messungen.

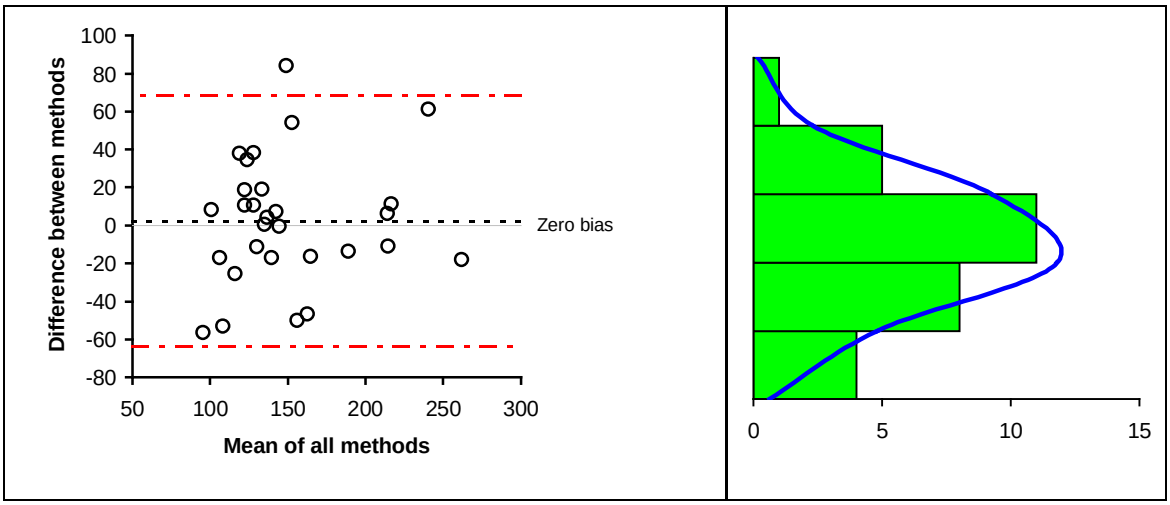

Abbildung 25: Bland-Altman-Graph. Vergleich der Unterschiede der end-diastolischen Volumen errechnet mit der LVG- und der BE-Methode der MSCT-Messungen.

Im Vergleich der ESV-Werte erwies sich die 3D-Methode als die exakteste Methode (26,3 ± 23,4ml; 53,0 ± 46,9%; r = 0,88; Mittelwert der Differenzen = 26,3 ± 46,7ml). Die Unterschiede der ESV-Werte von LVG und 3D-Methode waren statistisch signifikant ($p < 0.001$). Die BE- und die SR-Methode lieferten annähernd identische Werte (35,2 ± 21,9; 74,7 ± 51,0; r = 0,86; Mittelwert der Differenzen = 35,2 ± 43,8ml und 34,6 ± 21,4; 74,7 ± 55,2; r = 0,88; Mittelwert der Differenzen = 34,6 ± 42,8ml). Die Unterschiede der ESV-Werte von LVG und BE- bzw. SR-Methode waren statistisch signifikant ($p < 0.001$).

Verglichen mit der LVG konnte die geringste Differenz im SV bei der 3D-Methode beobachtet werden (-18,0 ± 30,4ml; -14,7 ± 32,6%; r = 0,44; Mittelwert der Differenzen = -18,0 ± 60,9ml), obwohl sich die Werte von beiden Methoden statistisch signifikant unterschieden ($p = 0.004$). Die SR-Methode erbrachte auch in diesem Fall wieder annähernd gleiche Werte (-18,9 ± 29,0ml; 1,5 ± 20,9%; r = 0,46; Mittelwert der Differenzen = -18,9 ± 58,0ml). Auch hier unterschieden sich die beiden Methoden LVG und SR statistisch signifikant voneinander ($p = 0.002$). Die schlechteste Korrelation zeigte sich sowohl zwischen der BE-Methode und der LVG als auch der HC-Methode und der LVG; die Koeffizienten waren r = 0,38 und 0,36.

Im Bezug auf die LVG wurden die besten Ergebnisse der EF-Werte erneut von der 3D-Methode erreicht. Der absolute Unterschied lag zwischen -13,7 ± 11,0ml und der relative zwischen -22,0 ± 19,9%. Der Mittelwert der Differenzen lag bei -13,7 ± 22,0ml. Der erhaltene EF-Wert der BE- und HC-Methoden wies einen absoluten Unterschied von -22,4 ± 11,7ml ($p < 0.001$) bzw. -22,6 ± 12,1ml ($p < 0.001$) und

einen relativen Unterschied von -35,1 ± 15,8% bzw. –35,8 ± 18,7% zu den EF-Werten der LVG auf. Der Korrelationskoeffizient beider Methoden im Vergleich zur LVG war fast identisch (r = 0,66, r = 0,67). Die SR-Methode lag mit einem absoluten Unterschied von -16,9 ± 9,0ml und einem relativen Unterschied von -26,6 ± 13,7% wiederum sehr nahe an den guten Ergebnissen der 3D-Methode (r = 0,80; Mittelwert der Differenzen -16,9 ± 18,0ml).

	LVG	EDV (ml)	ESV (ml)	SV (ml)	EF (%)
3D	Ď ± SD	7,6 ± 34,7	26,3 ± 23,4	-18,0 ± 30,4	-13,7 ± 11,0
	Diff in %	7,4 ±26,5	53,0 ± 46,9	-14,7 ± 32,6	-22,0 ± 19,9
HC	Ď ± SD	31,2 ± 37,0	52,8 ± 25,1	-21,6 ± 33,0	-22,6 ± 12,1
	Diff in %	23,9 ± 28,6	109,7 ± 63,5	-19,1 ± 32,1	-35,8 ± 18,7
HC	Ď ± SD	49,6 ± 40,3	68,7 ± 32,8	-19,2 ± 26,2	-24,6 ± 10,0
	Diff in %	36,3 ± 33,7	144,6 ± 89,8	-17,9 ± 28,0	-39,3 ± 15,7
BE	Ď ± SD	2,3 ± 33,7	35,2 ± 21,9	-32,8 ± 29,6	-22,4 ± 11,7
	Diff in %	3,8 ± 26,0	74,7 ± 51,0	-31,3 ± 26,2	-35,1 ± 15,8
BE	Ď ± SD	27,8 ± 36,7	50,5 ± 27,4	-22,7 ± 27,1	-22,1 ± 10,4
	Diff in %	21,6 ± 29,9	107,2 ± 76,9	-21,5 ± 26,9	-35,1 ± 18,1
SR	Ď ± SD	15,3 ± 36,1	34,6 ± 21,4	-18,9 ± 29,0	-16,9 ± 9,0
	Diff in %	13,5 ± 29,1	74,7 ± 55,2	1,5 ± 20,9	-26,6 ± 13,7

Tabelle 3: Absolute und relative Unterschiede im Volumen (ml) und in der Ejektionsfraktion (%) zwischen der LVG und den Methoden der MSCT

4.2 Vergleich der MSCT- Methoden untereinander

Die 3D-Methode zeigte das niedrigste ESV (82,6 ± 46,9ml) und das höchste SV (74,8 ± 26,5ml) und EF (49,7 ± 16,6%) der vier MSCT Bearbeitungs-Methoden. Die *HC*- und die *BE*-Methode (beide Methoden mit Einbeziehung des Papillarmuskels in das Volumen) lieferten die höchsten Werte für EDV und ESV und lagen damit weit über den Werten aller anderen Bemessungsmethoden.

Die geringsten Unterschiede der EDV-Werte wurden zwischen der BE-Methode und der 3D-Methode gefunden (-5,2 ± 21,0ml; -2,4 ± 14,0%; r = 0,91; p = 0.190; Mittelwert der Differenzen = -5,2 ± 42,1ml). Der beste Korrelationskoeffizient der verschiedenen Methoden ergab sich zwischen der *BE*- und der *HC*-Methode (r = 0,98; p < .001). Die 3D und die SR-Methode korrelierten mit r = 0,91 (vgl. Abbildung 26). Sie unterschieden sich jedoch statistisch nicht signifikant voneinander (p = 0.049). Die absoluten Unterschiede lagen bei 7,7 ± 20,3ml, die relativen bei 6,5 ± 13,2%. Der Mittelwert der Differenzen ergab 7,7 ± 40,6ml.

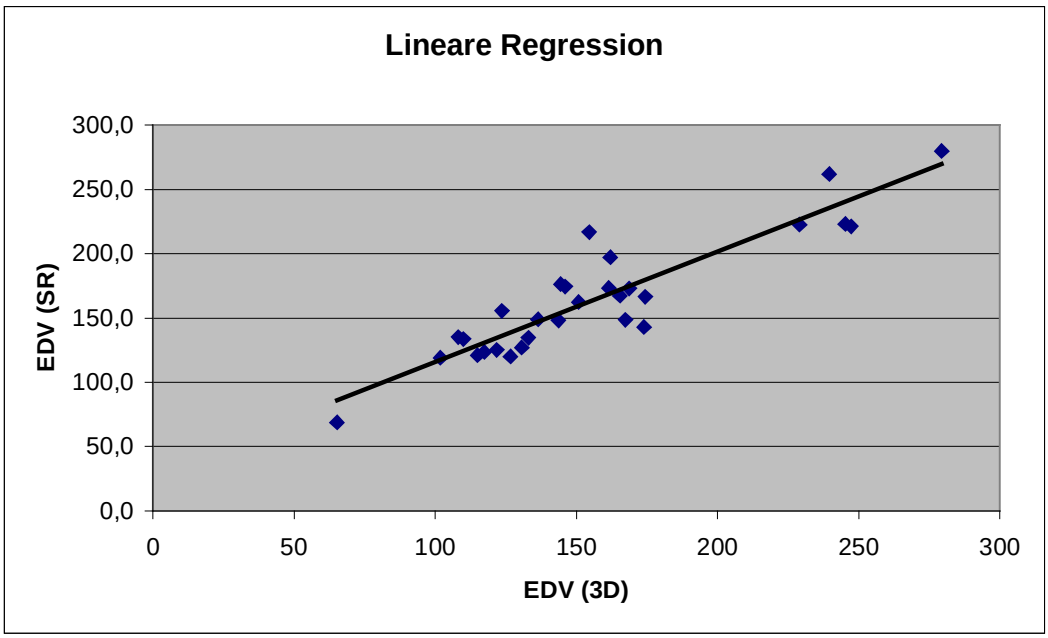

Abbildung 26: Regressionsgraph für EDV mit der 3D- und der SR- Methode

Die beste Übereinstimmung der ESV-Werte zeigte sich zwischen der BE- und der SR-Methode (0,6 ± 18,0ml; 3,8 ± 26,8%; r = 0,91; p = 0.859). Die größten Unterschiede wurden zwischen der 3D- und der *HC*-Methode gefunden (42,4 ± 22,3ml; 63,0 ± 49,1%; r = 0,92; p < 0.001; Mittelwert der Differenzen 42,4 ± 44,5ml).

Im Vergleich der SR- mit der 3D-Methode ergab sich ein ähnlich großer absoluter und relativer Unterschied (8,2 ± 15,9ml; 15,3 ± 18,7%) wie bei der BE- und der 3D-Methode (8,8 ± 16,5; 17,9 ± 28,0). Die Korrelationskoeffizienten lagen bei r = 0,94 für beide Methoden (p = 0.010 und p = 0.008).

Die ähnlichsten Werte im SV konnten zwischen der 3D- und der SR-Methode aufgezeigt werden. Der durchschnittliche Unterschied war nur (-0,8 ± 14,7ml; 1,5 ± 20,9%; r = 0,84; Mittelwert der Differenzen = -0,8 ± 29,4ml) und nicht signifikant (p = 0.764). Den besten Korrelationskoeffizienten erreichte man außer mit der *BE*- und der *HC*-Methode (r = 0,91; p < 0.001), mit der SR- und der 3D-Methode (r = 0,84; p = 0.764). Der Mittelwert der Differenzen lag bei -0,8 ± 29,4ml.

Die EF-Werte der BE- und der HC-Methode ergaben die niedrigsten Unterschiede (-0,2 ± 6,1ml; -1,2 ± 18,7%) und waren nicht signifikant verschieden (p < 0.001). Außerdem korrelierten die EF-Werte beider Methoden am besten (r = 0,92). In der Bland-Altman-Analyse lagen die Werte sehr nahe an der Identitätslinie (Mittelwert der Differenzen = 0,2 ± 12,2ml). Die SR-Methode zeigte in allen vier Bereichen einen sehr geringen Unterschied zur 3D-Methode (absolut von –0,8 ± 14,7 bis 8,2 ± 15,9; relativ von 1,5 ± 20,9 bis 15,3 ± 18,7). Auch der Korrelationskoeffizient über diese beiden Methoden wies gute Werte auf (von r = 0,84 bis r = 0,94). Im Vergleich mit der LVG-Methode blieb die SR-Methode der 3D-Methode im absoluten und relativen Unterschied sowie in der Korrelation unterlegen.

4.3 Klinische Anwendung

Die Korrekturfaktoren der folgenden Tabelle werden vorgeschlagen, um eine einfache Umrechnung der Ergebnisse der MSCT-Methoden in die Standard-Werte der LVG-Methode zu ermöglichen. Dabei werden systematische Fehler ausgeglichen. Als Grundlage für die Berechnung der Korrekturfaktoren diente die Regressionsgerade der zu vergleichenden Methoden.

K_{MSCT} entspricht der Korrektur des konstanten Fehlers, z.B. bei systematischer Volumenüberschätzung der 3D-Methode gegenüber der LVG-Methode bei den ESV-Werten. α_{MSCT} gleicht den proportionalen Fehler aus.

	ESV LVG/3D	**ESV LVG/SR**	**EDV LVG/3D**	**EDV LVG/SR**	**SV LVG/3D**	**SV LVG/SR**	**EF LVG/3D**	**EF LVG/SR**
K_{MSCT}	13,97	27,75	33,59	56,24	39,33	40,68	5,94	1,844
α_{MSCT}	1,220	1,121	0,826	0,726	0,382	0,359	0,877	0,763
	ESV LVG/BE	**ESV LVG/HC**	**EDV LVG/BE**	**EDV LVG/HC**	**SV LVG/BE**	**SV LVG/HC**	**EF LVG/BE**	**EF LVG/HC**
K_{MSCT}	29,66	39,47	32,88	53,81	36,48	41,81	0,65	4,63
α_{MSCT}	1,098	1,237	0,795	0,848	0,254	0,318	0,637	0,716

Tabelle 4: Korrekturfaktoren (K_{MSCT}, a_{MSCT}) zwischen der LVG- und den MSCT-Methoden bei den EDV-, ESV-, SV- und EF-Werten.

Die zufälligen Abweichungen, die bei den Messungen aufgetreten sind, können durch die Korrekturfaktoren nicht verringert werden und bleiben somit bestehen. Die korrigierten Werte streuen somit weiterhin um die Regressionsgerade (siehe Abbildung 27).

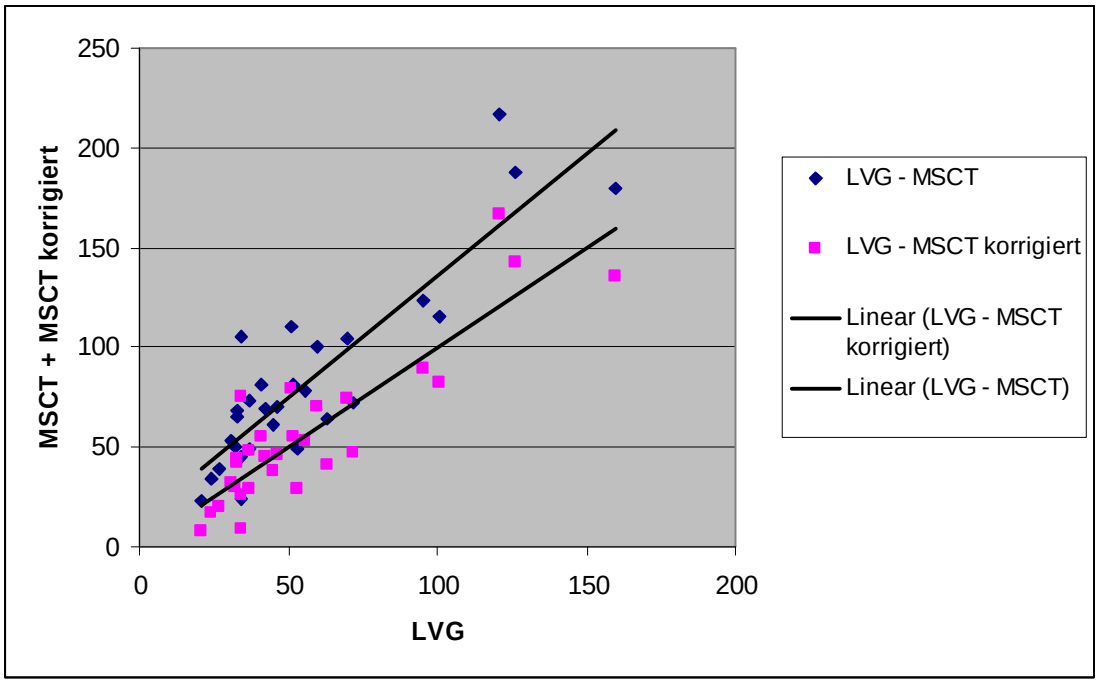

Abbildung 27: Darstellung der ESV-Werte erhalten mit der LVG-Methode und der 3D-Methode, in Gegenüberstellung zu den Werten der LVG-Methode und der korrigierten Werte der 3D-Methode.

4.4 Einbeziehung der Papillarmuskeln in die Volumenbestimmung

Bei der LVG zählten die Papillarmuskel immer zum LV Volumen. Auch bei der Simpson-Methode der MSCT-Messungen wurden die Papillarmuskeln in das Volumen mit einbezogen. Bei der 3D-Methode der MSCT-Messungen wurden die Papillarmuskeln separat umrandet und nicht in das Volumen mit integriert.

Die Ergebnisse unserer Studie zeigten ein Abweichung bei der EDV mit den BE-Methoden von 25,5 ± 21,2ml (-5,1 bis 66,0ml) und mit den HC-Methoden von 18,4 ± 24,2ml (-20,1 bis 72,7ml). Bei der ESV lagen die Differenzen mit den BE-Methoden bei 15,3 ± 20,0ml (-21,3 bis 66,7ml) und mit den HC-Methoden bei 16,0 ± 22,5ml (-23,6 bis 78,2ml).

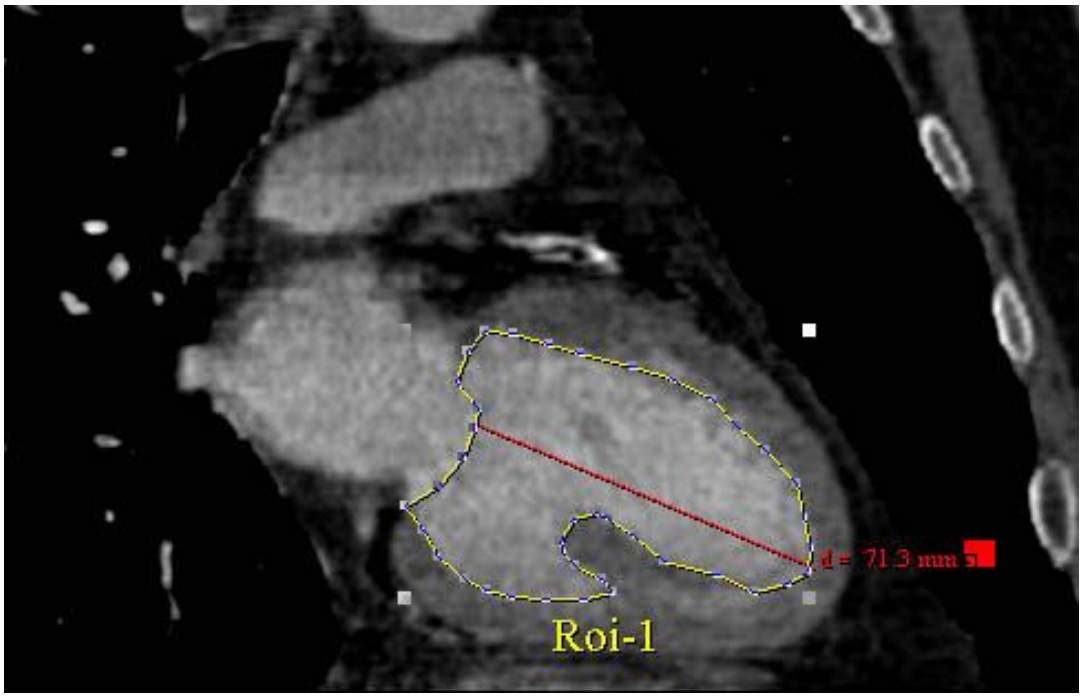

Abbildung 28: Bemessungsbeispiel der horizontalen Ebene der langen Fläche. Die Papillarmuskeln wurden nicht in die Volumenermittelung mit einbezogen; d = L = längste Länge in der Fläche der langen Achse.

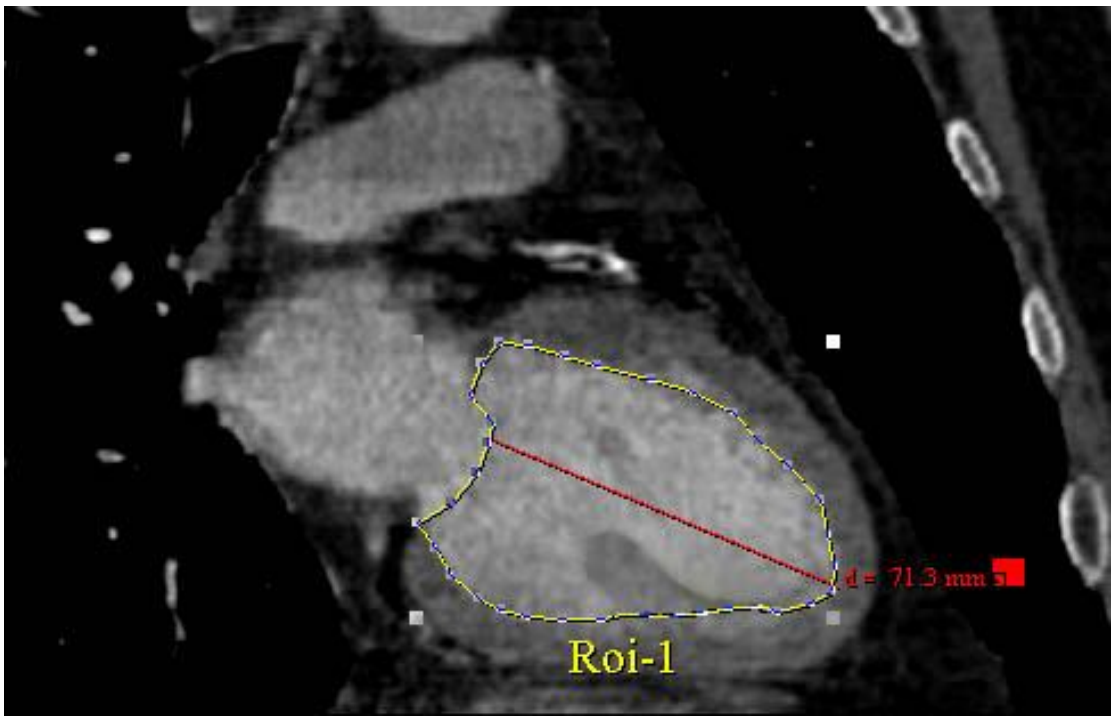

Abbildung 29: Bemessungsbeispiel der horizontalen Ebene der langen Fläche. Die Papillarmuskeln wurden unberücksichtigt gelassen und in die Volumenermittelung mit einbezogen; d = L = längste Länge in der Fläche der langen Achse.

Eine Berechnung der Intra- und Inter-Auswerter-Variabilität ist aufgrund von nur 2 durchgeführten Messreihen statistisch nicht sinnvoll. Um jedoch einen ungefähren Anhalt über die Abweichung der einzelnen Messungen voneinander zu erhalten, wurden die Differenzwerte der 2 gleichwertigen Messungen berechnet. Diese lagen im Mittel bei 19,6 ± 15,1ml (1,0 bis 64,0ml) bei den ESV-Werten der BE-Methode, bei einem durchschnittlichen Volumen von 92,3 ± 43,8ml. Daraus folgt eine Abweichung im Mittel von 21%. Bei den ESV-Werten der HC-Methode ergaben die Werte einen Mittelwert von 22,1 ± 17,9ml (0,0 bis 64,0ml), bei einem durchschnittlichen Volumen von 113,6 ± 51,1ml. Die Abweichung liegt somit bei 19%. Die Werte für die *BE*- und die *HC*-Methode (beide Methoden mit Einbeziehung des Papillarmuskels in das Volumen) des ESV lagen bei 22,0 ± 15,7ml (0,0 bis 58,0ml) bzw. 21,6 ± 17,3ml (0,0 bis 63,0ml), bei einem durchschnittlichen Volumen von 107,7 ± 47,8ml bzw. 124,4 ± 54,3ml. Somit lag die Abweichung der beiden Methoden bei dem ESV bei 20% bzw. 17% (vgl. Tabelle 5).

	Diff. MW (ml)	Diff. SD (ml)	Diff. Min (ml)	Diff. Max (ml)	Alle Messungen MW (ml)	Alle Messungen SD (ml)	Abweichung (%)
ESV (b.e.) 1.MR	19,6	15,1	1,0	64,0	92,3	43,8	21
ESV (h.c.) 1.MR	22,1	17,9	0,0	64,0	113,6	51,1	19
ESV (*b.e.*) 2.MR	22,0	15,7	0,0	58,0	107,7	47,8	20
ESV (*h.c.*) 2.MR	21,6	17,3	0,0	63,0	124,4	54,3	17
EDV (b.e.) 1.MR	20,86	15,44	3,0	63,0	155,6	48,6	13
EDV (h.c.) 1.MR	25,41	18,30	0,0	70,0	184,5	56,0	14
EDV (*b.e.*) 2.MR	16,97	12,63	1,0	43,0	176,0	52,1	10
EDV (*h.c.*) 2.MR	19,52	16,05	0,0	47,0	202,0	60,7	10

Tabelle 5: Differenzen der Wiederholungsmessungen (ml) zur Abschätzung der Abweichungen (%)

Die Berechnungen des EDV ergaben ein deutlich besseres Ergebnis. Hier lagen die durchschnittlichen prozentualen Abweichungen zwischen 10% (*BE*- und *HC*-Methoden) und 14% (HC-Methode). Die BE-Methode zeigte eine Abweichung von 13%.

5 Diskussion

Die links-ventrikuläre Funktion, bestimmt durch das LV-Volumen (links-ventrikuläres Volumen), ist ein vitaler prognostischer Indikator beim Risikomanagement und Management der Herzkrankheiten (65), (83). Größe und Funktion der Ventrikel werden routinemäßig, nichtinvasiv, mittels Echokardiographie bestimmt (34), (14). Radionuklid Ventrikulographie oder gegatete Single-Photonen-Emissions-Computer-Tomographie (SPECT) können ebenso die LV-Funktion beurteilen und zeigten sich als genauer und besser reproduzierbar als die Echokardiographie (27), (3). Ebenso erwies sich das Kardiale-MRT (Magnet-Resonanz-Tomographie) als exakte und gut reproduzierbare Methode im Hinblick auf das LV-Volumen und die Funktion des Herzens (77), (55).

Inzwischen gilt die MRT als das exakteste Verfahren in der Herzvolumenbestimmung. Begründet wird dies mit einer besseren Reproduzierbarkeit der Messdaten durch Verwendung eines 3D-Datensatzes, optimaler Anpassung der Schnitte an die Herzachse, Sequenzen mit hoher Orts- und Zeitauflösung und der Möglichkeit zur simultanen Evaluierung beider Ventrikel (75). In dieser Hinsicht ist das MRT in der Lage nach einem Myokard-Infarkt abnormal konfigurierte linke Ventrikel zu quantifizieren (72), (66). Es werden allerdings längere Scanzeiten als bei der Echokardiographie benötigt.

Eine neue Technik zur kardialen Bildgebung, basierend auf der Computer Tomographie, wurde mit der Elektronenstrahl-Computer-Tomographie eingeführt (EBT) (2), (44). Man wählte es, wegen der hohen Geschwindigkeit, zum Standard für Schnittbildverfahren des Herzens mittels Röntgenstrahlen. Untersuchungen zur Herz-Volumetrie basieren meistens auf EBCT, da man die einzigartige Möglichkeit hat, Bilder mit einem Zeitaufwand von nur 50 – 100ms zu erstellen. Im Vergleich dazu benötigt die MSCT zur Zeit eine zeitliche Auflösung von 250ms. Allerdings ist die CINE EBCT auf die Anwendung bei der realen kurzen und langen Herzachse beschränkt, die routinemäßig durch Neigung und Rotation des Patiententisches erreicht wird. Zusätzlich sind mehrere Scans notwendig, um funktionelle Datensets in den verschiedenen Herzachsen zu erreichen. Daraus resultiert eine hohe Strahlenbelastung und hohe Mengen an intravenös injiziertem Kontrastmittel (7).

Eine weitere Limitierung ergibt sich aufgrund der eingeschränkten Verfügbarkeit der EBCT, wegen hoher Kosten und geringer Anwendungsbereiche für diese Technologie.

Mit EBCT erstellte Messungen der Ventrikel-Volumen liefern exakte Berechnungen des Schlagvolumens für den rechten (11 bis 34ml) und linken (11 bis 45ml) Ventrikel. Reiter et al. erhielten diese Werte bei 8 Hunden anhand von Thermodilution oder durch Implantation eines elektromagnetischen Flussprüfers, der über einen längeren Zeitraum belassen wurde. Anschließend wurde die EBCT mit einer Schichtdicke von 8mm und maximal 17 frames/s durchgeführt. Die Volumen wurden mit der Simpson-Methode für die enddiastolischen und endsystolischen Phasen der kurzen Achse berechnet. Die Korrelationskoeffizienten der beiden Methoden lagen bei r = 0,98 (rechter Ventrikel) und r = 0,99 (linker Ventrikel) (74).

Gute Korrelationen lassen sich auch zwischen EBCT-Volumen-Messungen und anderen Methoden wie Thermodilution (87) und Nuklearmedizin (30) finden.

Kivelitz führte eine Volumen-Einschätzung des linken Ventrikels mit EBCT und MRT durch und berichtet über eine Korrelation für EDV, ESV und EF von r = 0,95, r = 0,95 bzw. r = 0,86 (46).

Um das Volumen des linken Ventrikels einzuschätzen, wurde auch konventionelle computer-tomographische Technik in Form von Einzelschicht-Spiral-CT verwendet. Mochizuki und Mitarbeiter verglichen das Einzelschicht-Spiral-CT mit der invasiven Ventrikulographie. Während einer Atemanhaltephase konnte bei der Einzelschicht-CT mit einer EKG-gegateten Technik das gesamte Herz der Patienten gescannt werden (kollimierte Schichtdicke 3mm, Tischvorschub 2mm/Rotation, 0,8s pro Rotation, 50 Rotationen für 10cm). Die überlappenden Rekonstruktionen wurden in einem Intervall von 0,2 mm durchgeführt, dadurch konnten 500 axiale Schichten erhalten werden. Bei 21 Patienten ermittelten sie das end-diastolische-Volumen, das end-systolische-Volumen und die Ejektionsfraktion für den linken Ventrikel und verglichen die erhaltenen Werte mit denen der Lävokardiographie. Sie fanden eine gute Korrelation zwischen den beiden Techniken bei EDV, ESV und EF (r = 0,95; 0,98; 0,91; $p < 0.0001$ für alle Werte). Die Limits der Übereinstimmung lagen bei 44,3 bis -44,5ml für das end-diastolische Volumen, 19,8 bis -29,0ml für das end-systolische Volumen und 19,7% bis -9,5% für die links ventrikuläre Ejektionsfraktion (62).

Die Einführung von MSCT in die computer-tomographische, kardiale Bildgebung als eine weiter entwickelte Technik, verspricht Bilder des schlagenden Herzens mit guter diagnostischer Qualität unter vielen verschiedenen Bedingungen und wird vielleicht für ein breiteres Spektrum des kardialen CTs sorgen. Derzeit sind CT-Geräte mit einer simultanen Aufnahme von 4 Sektionen, einer halben Sekunde Rotationszeit und einer maximalen zeitlichen Auflösung von 250ms für den globalen Einsatz erhältlich. Die Mehrschicht-Akquisition mit diesen Scannern ermöglicht, verglichen mit Einzelschicht-Scannern, eine sehr viel schnellere Darstellung des Herzvolumens. Diese schnellere Datenermittlung erlaubt den Einsatz dünner kollimierter Sektionen und somit wird die Auflösung in z-Achse der dünnen Sektionen und die Auflösung in z-Achse der bearbeiteten dünnen Sektionen verbessert. Diese Technik kann entweder eingesetzt werden, um die Scan-Zeit des Herzens bei der üblicherweise eingesetzten 3mm Schichtdicke zu verringern (15s), oder um eine dünnere Schichtdicke (1,25mm), bei immer noch akzeptablen Scan-Zeiten (30-35s), zu erreichen. Der technische Fortschritt des MSCT eröffnet die Möglichkeit kleine und bewegte Strukturen, wie die Koronararterien, darzustellen. Mehrere Studien haben eine gute Sensitivität, Spezifität und negativen Prädiktionswert der CTCA (CT – Coronar - Angiographie) zur Erkennung einer obstruktiven Gefäßkrankheit gezeigt (1), (52). Die CTCA hat sich somit als gute Untersuchungstechnik für diesen Anwendungsbereich bestätigt.

Die Evaluation der links-ventrikulären Volumen ist ein zusätzlicher Schritt, die MSCT in die Herzbildgebung einzugliedern. In unserer Studie fand sich eine ähnlich gute Korrelation der Ergebnisse der MSCT und LVG, wie dies bei Mochizuki (62) der Fall war. Im Vergleich lag die Korrelation zwischen der 3D-Methode und der LVG in unserer Studie bei $r = 0,73$ (EDV), $r = 0,88$ (ESV) und $r = 0,76$ (EF) ($p < 0.001$ für alle Werte). Die Limits der Übereinstimmung lagen bei $7,6 \pm 68,1$ (EDV) und $26,3 \pm 46,7$ (ESV). Trotzdem bleiben signifikante Unterschiede zwischen der MSCT und der LVG bei der Bemessung der absoluten Parameter (EDV, ESV, SV und EF). Die ESV-Werte wurden deutlich überschätzt ($p < 0.001$), was zu einer Unterschätzung von SV ($p < 0.001$) und EF ($p < 0.001$) führte. In der Bland-Altman-Analyse konnte das bestätigt werden. Auf der anderen Seite ist bekannt, dass die LVG kardiale Volumen systematisch überschätzt, unabhängig davon, ob monoplanare oder biplanare Projektionsmethoden eingesetzt werden (86), (20). Basierend auf Studien mit

Magnet-Resonanz-Tomographie hat sich gezeigt, dass die LVG regelmäßig v.a. das enddiastolische Volumen (EDV) und die Ejektionsfraktion (EF) überschätzt. Im Mittel wurden die Herzvolumina bei dem EDV um 22,8ml, bei dem ESV um 0,7ml und bei dem SV um 22,2ml überschätzt (75). Als Ursache für eine systematische Überschätzung der Herzvolumina durch den Herzkatheter im Vergleich zur MRT wurden Partialvolumeneffekte, die Zurechnung der Papillarmuskeln zum Ventrikellumen, geometrische Annahmen und hämodynamische direkte und indirekte Einflüsse des Kontrastmittels im Herzkatheter diskutiert (20), (63), (75). Auf Seiten der MRT wurden als Ursache für eine Unterschätzung Flussphänomene, Partialvolumeneffekte und die geringere Zeitauflösung, die vor allem in der Endsystole von Bedeutung ist, verantwortlich gemacht (20), (86), (75). In einer Studie (59), die EF-Werte der MRT denen der LVG gegenüberstellte, wurde eine Überschätzung von 8,4% nachgewiesen, wohingegen unsere Resultate die EF um 13,7% bis 22,6% unterschätzten. EDV und ESV hingegen wurden von der MSCT mit der 3D-Methode durchschnittlich um 7,6ml bzw. 26,3ml überschätzt. Ähnlich den Resultaten von Mochizuki (62), waren die Grenzen der Übereinstimmung breit. Neben den systematischen Abweichungen wurden in dieser Studie auch große zufällige Abweichungen registriert. Die Limits der zufälligen Abweichungen betrugen für die EF -13,7 ± 22,0 (3D), -22,6 ± 24,2 (HC), -22,4 ± 23,4 (BE), -16,9 ± 18,0 (SR). Hier spielen Intra-Auswerter-, Inter-Auswerter-Variabilitäten der jeweiligen Untersuchungsmethode und physiologische Schwankungen eine Rolle. Die Toleranzbereiche dieser Arbeit lagen in den Größenordnungen anderer Studien (16), (81), (11), (77), (75). Daraus folgt, dass die fehlenden Übereinstimmungen nicht notwendigerweise bedeuten, dass die CT-Ventrikulographie weniger exakt ist.

Bei allen vier verwendeten MSCT Einschätzungstechniken wurde eine bessere Korrelation für ESV als für EDV gefunden. Die EDV der 3D-Methode, der SR-Methode und der BE-Methode unterschieden sich jedoch nicht signifikant von den Resultaten der LVG. Die CT-Ventrikulographie und die LVG wurden in einem Zeitraum von ca. einer Woche nacheinander durchgeführt, um die Möglichkeit von Volumenschwankungen zu minimieren. Somit können wir davon ausgehen, dass die EDV, ESV und EF der einzelnen Patienten sich nur unwesentlich innerhalb der Studie unterscheiden.

Beim Elektronenstrahl-CT und beim Einzelschicht-Spiral-CT ist die Datenerfassung im Voraus mit dem EKG getriggert, indem ein Punkt im Herzzyklus selektiert wird. Dieser Zeitpunkt ist fixiert sobald die Daten erfasst werden. Beim MSCT können die Grenzen der kardialen Images zur EKG-Untersuchung sowohl prospektiv als auch retrospektiv angepasst werden. Der Vorteil der MSCT bei der retrospektiven Bildrekonstruktionsweise liegt darin, dass die Daten zu jedem Zeitpunkt des Herzzyklus bearbeitet und somit die funktionellen Volumetriedaten zum richtigen Zeitpunkt erhalten werden können. In unserer Studie rekonstruierten wir die diastolische Phase –100ms vor der R-Welle und die systolische Phase am Ende der T-Welle. Alle Patienten hatten ein reguläres EKG ohne irgendwelche Anzeichen für einen Schenkelblock. Es ist jedoch möglich, dass diese Rekonstruktionspunkte nicht präzise EDV und ESV bestimmt haben und dies zu einer Über- bzw. Unterschätzung der realen Volumina führen kann.

Die unterschiedlichen Resultate aus MSCT und LVG könnten auch andere Ursachen, wie z.B. zeitliche oder räumliche Bestimmung, Form und Größe des linken Ventrikels und fehlerhafte Einzeichnung der Grenzen des linken Ventrikels haben. Die Umdrehungsgeschwindigkeit des Einzelschicht-Scanners, den Mochizuki (62) in seiner Studie benutzte, erlaubt eine maximale zeitliche Auflösung von 400ms. Die derzeitige MSCT hat eine höhere Umdrehungsgeschwindigkeit (500ms/360°) und durch retrospektive Bearbeitung konnte die zeitliche Auflösung auf ca. 250ms beim kardialen CT verbessert werden (42). Jedoch könnte auch dieses kleinere Akquisitions-Fenster immer noch zu breit sein, um minimale Herzvolumen-änderungen in der End-Systole zu entdecken und somit die Diskrepanz zwischen den Resultaten aus der CT-Ventrikulographie und der LVG erklären (59), (16). Mit dem derzeitigen Rekonstruktionsintervall von 250ms sind größere Fortschritte, auch mit optimierten Algorithmen, zur exakten Bestimmung der EDV und ESV schwierig zu erreichen.

Algorithmen, die eine weitere Reduktion der zeitlichen Auflösung (ca. 100-125ms) erlauben, basieren auf Daten-Stichproben von zwei aufeinanderfolgenden Herzzyklen zur Rekonstruktion von individuellen Achsenabschnitten und sind derzeit auf schnellere Herzfrequenzen beschränkt. Daraus resultiert eine Desynchronisation von Herzfrequenz und Scanner-Rotation (68). Aus diesem Grund können Scans mit einer niedrigen Herzfrequenz derzeit keinen Nutzen aus dieser Strategie ziehen. Eine niedrige Herzfrequenz ist notwendig, um die Bildqualität zur Evaluation der

Koronararterien bei der MSCT-Angiographie zu optimieren, wie in dieser Studie der Fall. Zusätzlich wurden Betablocker bei Patienten mit einer Herzfrequenz von mehr als 65 Schlägen pro Minute eingesetzt, um optimale Voraussetzungen für die Koronarangiographie mittels MSCT zu schaffen (36). Die pharmakologischen Eigenheiten dieser Medikamente könnten ebenfalls zu systematischen Unterschieden zwischen den LVG- und MSCT-Messungen geführt haben.

ESV-Messungen neigen dazu, systematische Fehler zuzulassen. Schnelle Volumenänderungen des linken Ventrikels in einer kurzen Zeitperiode können in der End-Systole zu signifikanten Unterschieden führen. Theoretisch kann eine ungenügende zeitliche Auflösung das end-diastolische Volumen unterschätzen, das end-systolische Volumen überschätzen und die links-ventrikuläre EF unterschätzen. Dies wurde bei einer MRT-Studie bestätigt, die zeigte, dass sogar bei einer zeitlichen Auflösung von ca. 80ms, das systolische Volumen systematisch überschätzt und somit die ventrikuläre EF unterschätzt wurde (6).

Ein weiterer Einflussfaktor für die Bildqualität ist die räumliche Auflösung. Aufgrund höherer zeitlicher Auflösung ermöglicht das MSCT während einer Atempause eine bedeutend schnellere Aussage über das Herzvolumen mit einer höheren räumlichen Auflösung (51) als das Einzelschicht-Spiral-CT oder das EBCT (10). In unserer Studie erhielten wir alle 500ms pro Umdrehung vier 1mm dicke Schichten. Die Rekonstruktionsparameter waren 1,25mm Schichtdicke mit 0,6mm Increment über den ganzen linken Ventrikel. Bei der CT-Koronarangiographie mit dem EBCT sind nur 3mm-Sektionen möglich (15), (80). Diese höhere räumliche Auflösung verringert zeitlich bedingte Volumenfehler und Artefakte durch Bewegungen. Jedoch kommen zeitlich bedingte Volumenfehler immer noch vor.

Besonders an der Basis des linken Ventrikels war eine eindeutige Umrandung der Grenzen des linken Ventrikels schwierig. Bei der Bestimmung der Begrenzung des linken Ventrikels ergaben sich in der systolischen Phase größere Messungenauigkeiten, als in der diastolischen Phase. Dies könnte ein weiterer Grund dafür sein, warum die ESV überschätzt wurde, wohingegen die EDV ähnlichere Ergebnisse zur LVG zeigte. Diese Schwierigkeiten kommen bei den HC- und BE- Methoden durch die mathematischen Abschätzungen der Ventrikelgeometrie besonders stark zum Tragen. Deshalb kam es möglicherweise auch zu starken Abweichungen bei den Kontrollmessungen dieser Methoden. Die

SR- und die 3D-Methoden bedienen sich exakterer Verfahren und liefern dadurch geringere Abweichungen.

Die trabekuläre Muskelstruktur des linken Ventrikels ist in der systolischen Phase des Herzzyklus stärker ausgeprägt als in der diastolischen Phase und führt somit zu einer irregulären Wandstruktur. Die Zuordnung der Papillarmuskeln zum Ventrikelvolumen ermöglicht eine vereinfachte enddiastolische und etwas erschwerte endsystolische LV Konturfindung im Bereich der Herzmitte. Der systematische Fehler, der durch die Zurechnung der Papillarmuskeln zum Ventrikelvolumen entsteht wird bei Rominger (75) als relativ klein beschrieben. Da sowohl EDV als auch ESV gleichermaßen überschätzt werden, ergibt sich keine systematische Überschätzung der Schlag und Herzvolumina. Es entsteht lediglich eine geringe Unterschätzung bei der Berechnung der EF (SV/EDV * 100) durch das höhere zusätzliche EDV im Nenner. Das Volumen wird durch Prof. Schaper (Bad Nauheim, siehe (75)) folgendermaßen abgeschätzt: Das Volumen beider intrakavitärer Papillarmuskeln beträgt ungefähr 2 – 4ml. Das enddiastolische Volumen inklusive der Papillarmuskeln der 10 Probanden dieser MRT - Studie betrug 130 ml -2ml (bzw. -4ml) = 128ml (bzw. 126ml), das heißt, das enddiastolische Volumen wurde mit der Meßmethode um ungefähr 1,6 (3,2) % überschätzt. Die wahre EF betrüge somit 63% (64%), was anzeigt, dass die Methode die EF um ungefähr 0,9% (1,9%) unterschätzt.
In dieser Studie führte der systematische Fehler durch Berücksichtigung der Papillarmuskeln im Mittel zu einer Überschätzung von 18,4ml (EDV) bzw. 16ml (ESV) zwischen den HC Methoden und 25,5ml (EDV) bzw. 15,3ml (ESV) zwischen den BE Methoden. Da sowohl EDV, als auch ESV gleichermaßen überschätzt wurden, hatte die Berücksichtigung der Papillarmuskeln zum Volumen nur einen minimalen Effekt auf die Schlagvolumina und die Ejektionsfraktion (SV: 2,4ml (HC) bzw. 10,1ml (BE); EF: -1,9% (HC) bzw. 0.3% (BE)). Die Größenordnung der Abweichungen lässt auf Probleme bei der Konturfindung sowohl bei der EDV, als auch bei der ESV schließen. Die Ergebnisse unserer Berechnungen liegen somit deutlich über den geschätzten Werten von Rominger (75), allerdings sind sie statistisch nicht aussagekräftig und sollten durch eine Studie erneut bestimmt werden. Aufgrund dieser systematischen Überschätzung der Herzvolumina der Endsystole und der Enddiastole, sollten die Papillarmuskeln jedoch aus der LV-Volumetrie

herausgenommen werden, sofern die Methoden der biplanen Ellipsoide oder des hemispherischen Zylinders zur Berechnung angewendet werden.

Alle geometrischen Modelle, die in dieser Studie benutzt wurden, sind für den Gebrauch in der Angiokardiographie und Echokardiographie entwickelt worden (60), (32). Unterschiede in den Methoden zur Abschätzung des links-ventrikulären Volumens, wie die 3D-Methode (∑ Fläche mal Dicke) in der CT-Ventrikulographie gegenüber der Flächen-Längen-Methode in der Links-Ventrikulographie, können wahrscheinlich Meinungsverschiedenheiten hervorrufen. Wendet man die vier verschiedenen Abschätzungsmethoden auf die CT-Ventrikulographie an, zeigt sich, dass die mit der 3D-Methode erhaltenen Werte die stärkste Korrelation zu den Ergebnissen der geometrischen Abschätzungsmethoden der LVG haben. Es darf angenommen werden, dass das 3D-Daten-Set die beste Annäherung an das tatsächliche Volumen liefert (23).
Die Ermittlung der Werte der links-ventrikulären Volumen und der Ejektionsfraktion mit der BE-Methode zeigte auch eine gute Korrelation zur 3D-Methode. Dieses Modell hatte in früheren Studien schon zuverlässige Ergebnisse im Vergleich mit MR-Bildern (24), (11) und mit vorher berichteten Angiographie- (45) oder Echokardiographie-Studien (82) geliefert. Mit der Cine-MRT untersuchten Dulce et al. (23) 10 Probanden und 10 Patienten mit einer LV-Hypertrophie und verglichen die geometrischen Modelle mit der 3D Bildgebung im Kurzachsenschnitt bezüglich den LV Volumina und der EF. Das modifizierte „Simpson Regel“ Modell und das biplane Ellipsoidmodell wiesen in beiden Untersuchungsgruppen die beste Korrelation mit den 3D Datensets auf. Sie fanden ebenfalls eine hohe Reproduzierbarkeit der Auswertung für beide Modelle. In unserer Studie zeigt sich die Schichten-Summationsmethode als zuverlässigere Methode zur Volumetrie, gegenüber der BE- als auch der HC-Methode. Anzumerken ist, dass bei geometrischen Annahmen mit reduzierter Schichtzahl die Auswertungsvariabilität möglicherweise gesenkt werden kann, da weniger Schichten bemessen werden und somit weniger Möglichkeiten zur Abweichung bestehen. Beim Vergleich der planaren Bildgebung in zwei Längsachsenschnitten (Zweikammer- und Vierkammerblick) mit der kontinuierlichen MR-Bildgebung im Kurzachsenschnitt ergaben sich bezüglich der LV Herzvolumetrie keine signifikanten Unterschiede zwischen beiden Methoden.

Die EDV-Werte, ermittelt mit der BE-Methode, entsprachen in unserer Studie den Werten der LVG-Messungen. Die ESV-Werte wurden jedoch systematisch überschätzt, was zu einer Unterschätzung von SV und der EF führte. Mit der HC-Methode wurden alle Ventrikel-Volumen überschätzt, das ESV mehr als das EDV, was eine Unterschätzung von SV und EF zur Folge hatte. Dennoch boten die EF-Werte von beiden geometrischen Annäherungsverfahren nahezu dieselben Unterschiede im Vergleich zur 3D- und LVG-Methode. Ein Grund für die Überschätzung der LV-Volumen bei der HC-Methode könnte in der ausgewählten Ebene für die Fläche der kurzen Achse begründet sein. Sie wurde in unserer Studie 1cm unterhalb der Klappenebene der Mitralklappe und oberhalb der Papillar-muskelspitzen angelegt. Wyatt et al. (89) legten die Fläche der kurzen Achse auf die Höhe der Papillarmuskeln und fanden damit niedrigere LV-Volumen als in unserer Studie.
Der Anreiz geometrische Modelle zu verwenden, um eine Annäherung an das linksventrikuläre Volumen zu erhalten, liegt in der geringen Nachbearbeitungszeit (21). Dennoch sind die Modelle limitiert durch die geometrischen Annahmen, die eine Berechnung erst ermöglichen. Werden geometrische Modelle angewendet, können Ungenauigkeiten bei abnorm konfigurierten Ventrikeln, z.B. bei ischämischen Herzerkrankungen, erwartet werden. Regionale Wandbewegungsstörungen (23), besonders wenn sie die Form des Ventrikels vergrößern, reduzieren die Genauigkeit dieser Modelle. Es können auch potentielle Fehler bei der Festlegung der Mitte des Ventrikels entstehen, in der die repräsentativen Ebenen der Flächen der langen und kurzen Achse liegen (23).

In dieser Studie, wie auch in anderen Studien (23), (14), bestätigt sich die 3D-Methode als exakteste Methode zur Feststellung des Volumens der Herzkammern. Die Methode hat den Vorteil, dass sie sich nicht auf geometrische Annahmen für das Volumen stützt und somit Wandbewegungsstörungen erkannt und berücksichtigt werden können. Allerdings stellt die Quantifizierung der Volumen, durch die manuelle Einzeichnung der Konturen, ein sehr zeitintensives Verfahren dar und benötigt das geschulte Auge eines erfahrenen Bedieners. Dies stellt einen großen Nachteil zur Anwendung der 3D-Methode dar. Die benötigte Zeit für einen Fall mit der 3D-Methode lag bei ca. 20 Minuten. Wohingegen die Daten bei der SR-, BE- und HC-Methode nach ca. 5-10 Minuten erhalten werden konnten. Diese lange

Nachbearbeitungszeit mit den derzeit erhältlichen Software-Tools macht den routinemäßigen Einsatz der 3D-Methode unter den gegebenen Umständen nicht durchführbar.
Da die Korrelation des SR-Daten-Sets mit der LVG sich nur gering von dem 3D-Daten-Set unterscheidet, die Bearbeitung sich allerdings um einiges leichter darstellt (die Datenvolumen der 3D-Methode erfordern eine längere Bearbeitungszeit und ein spezielles Bearbeitungsprogramm), scheint die SR-Methode für die Klinik das derzeit interessanteste Verfahren zu sein.

Im Hinblick auf die klinische Anwendbarkeit der MSCT-Methoden als Alternativmethode zur Angiokardiographie wurden Korrekturfaktoren berechnet. Die Korrekturfaktoren wurden anhand der Regressionsgeraden für die unterschiedlichen Methoden im Vergleich zur LVG-Methode ermittelt. Die Regressionsgerade stellt allerdings nur eine Annäherung an die wahren Werte dar. Bei Werten, die stark von der Regressionsgeraden abweichen ist somit auch eine schlechte Annäherung an den Standardwert der LVG zu erwarten, wenn die ermittelten Korrekturfaktoren eingesetzt werden. Bei Einsatz der in dieser Studie ermittelten Korrekturfaktoren, weisen die Ergebnisse teilweise noch starke Abweichungen von den reellen Werten der LVG auf und sollten in größeren Studien noch bestätigt oder ggf. korrigiert werden. Sollte sich die Einsetzbarkeit dieser Korrekturfaktoren bestätigen, stellen sie einen nützlichen Faktor zur Einführung der MSCT-Methoden als Standardmethode im klinischen Alltag dar. Zufällige Fehler können durch diese Korrekturfaktoren jedoch nicht beseitigt werden. Rominger (75) rät bei großen zufälligen Abweichungen sogar vom Intermethodenvergleich für Verlaufskontrolle und Therapieentscheid ab. Gegebenenfalls sollten die Werte beim Einsatz von Korrekturfaktoren mit der entsprechenden Vorsicht interpretiert werden.

Zusammenfassend kann die CT-Ventrikulographie, unter Anwendung retrospektiv bearbeiteter EKG-Algorithmen, das komplette Herz abbilden und somit können die linksventrikulären Werte (enddiastolisches Volumen, endsystolisches Volumen, Schlagvolumen und linksventrikuläre Ejektionsfraktion) berechnet werden. Im Vergleich zur EBCT gibt es keine Notwendigkeit für zusätzliche Scans. Unterschiedliche Achsenausrichtungen können, basierend auf dem Volumen-Daten-Set, rekonstruiert werden. Es existieren strenge Korrelationen zwischen den

linksventrikulären Werten (enddiastolisches Volumen, endsystolisches Volumen, Schlagvolumen und linksventrikuläre Ejektionsfraktion) der CT-Ventrikulographie und den Werten der Angiokardiographie. Allerdings wurden statistisch signifikante Volumenunterschiede gesehen. Die Schichten-Summationsmethode stellt derzeit die beste Methode für den klinischen Gebrauch dar. Einschränkungen für die CT-Ventrikulographie sind die derzeitig begrenzte zeitliche Auflösung der Scans und die lange Nachbearbeitungszeit bei der exaktesten der Methoden (3D-Methode). Neue Nachbearbeitungsmethoden die eine mehrschichtige Daten-Rekonstruktion benutzen, werden möglicherweise die Problematik der zeitlichen Auflösung minimieren. Eine zuverlässige automatische oder halb-automatische Bild-Bearbeitungssoftware wäre sehr hilfreich, um den praktischen Nutzen der 3D-Methode zu verbessern.

6 Anhang

6.1 Literaturverzeichnis

(1) Achenbach S, Ulzheimer S, Baum U, Kachelriess M, Ropers D, Giesler T, Bautz W, Daniel WG, Kalender WA, Moshage W.: *Noninvasive coronary angiography by retrospectively ECG-gated multislice spiral CT.* Circulation. 2000; 102: 2823 – 2828.

(2) Agatston AS, Janowitz WR, Hildner JR, Zusmer NR, Viamonte M JR, Detrano R.: *Quantification of coronary artery calcium using ultrafast computed tomography*. J Am Coll Cardiol 1990; 15: 827 – 832.

(3) Agnostopoulos C, Gunning MG, Davies G, Francis J, Underwood SR.: *Simultaneous biplane first-pass radionuclide ventriculography using 99 Tc-tetrofosmin: a comparison with magnetic resonance imaging*. Nuc Med Commun 1998; 19: 435 – 444.

(4) Ambrose J: *Computerized transverse axial scanning (tomography) – Part II: Clinical application*. Br. J. Radiol. 1973; 46:1023.

(5) Arvidsson H: *Angiocardiographic determination of left ventricular volume.* Acta Radiol. Scand. 1961; 56: 321 – 339.

(6) Barkhausen J, Goyen M, Ruehm SG, Eggebrecht H, Debatin JF, Ladd ME.: *Assessment of ventricular function with single breath-hold real-time steady state free precession cine maging*. Am J Roentgenol. 2002;178(3): 731 – 735.

(7) Becker A, Becker C, Knez A, Haberl R, Bruening R, Reiser M, Steinbeck G.: *Funktionsuntersuchungen des Herzens mit der Elektronenstrahltomographie.* Radiologe 1998; 38: 1021 – 1028.

(8) Becker CR, Kleffel T, Crispin T, et al.: *Coronary artery calcium measurement: agreement of multirow detector and electronbeam CT*. AJR Am J Roentgenol 2001; 176: 1295 – 1298.

(9) Becker CR, Knez A, Leber A, Hong C, Treede H, Wildhirt S, Ohnesorge B, Flohr T, Schoepf UJ, Reiser MF: *Erste Erfahrungen mit der Mehrzeilendetektorspiral-CT in der Diagnostik der Arteriosklerose der Koronargefäße.* Radiologe 2000; 40: 118 – 122.

(10) Becker CR, Knez A, Ohnesorge B, Schoepf UJ, Reiser MF.: *Imaging of noncalcified coronary plaques using helical CT with retrospective ECG gating*. AJR Am J Roentgenol 2000; 175: 423 – 424.

(11) Benjelloun H, Cranney GB, Kirk KA, Blackwell GG, Lotan CS, Pohost GM.: *Interstudy reproducibility of biplane cine nuclear magnetic resonance measurements of left ventricular function*. Am J Cardiol 1991; 67: 1413 –1420.

(12) Boese JM, Bahner ML, Albers J, van Kaick G: *Optimierung der Zeitauflösung in der CT mittels retrospektivem EKG-Gating.* Radiologe 2000; 40: 123 – 129.

(13) Bortz J, Lienert GA.: *Kurzgefasste Statistik für die klinische Forschung: Leitfaden für die verteilungsfreie Analyse kleiner Stichproben.* 2. Auflage, Springer 2003.

(14) Buck T, Hunold P, Wentz KU, Tkalec W, Nesser HJ, Erbel R.: *Tomographic three-dimensional echocardiographic determination of chamber size and systolic function in patients with left ventricular aneurysm: comparison to magnetic resonance imaging, cine ventriculography, and two-dimensional echocardiography*. Circulation 1997; 96: 4286 – 4297.

(15) Budoff MJ, Oudiz, RJ, Zalace CP, et al.: *Intravenous three-dimensional coronary angiography using contrast enhanced electron beam computed tomography*. Am J Cardiol 1999; 83:840-845.

(16) Caputo GR, Suzuki J, Kondo C, Cho H, Quaife RA, Higgins CB, Parker DL.: *Determination of left ventricular volume and mass with use of biphasic spin-echo MR imaging: comparison with cine MR*. Radiology 1990; 177(3): 773 – 777.

(17) Carlsson E, Palmer RG, Masuda Y: *Cardiac computed tomography*. Am. J. Cardiol. 1982; 49: 1362.

(18) Chapman CB, Baker O, Reynolds J, Bonte FJ: *Use of biplane cinefluorography for measurement of ventricular volume.* Circulation 1985; 18: 1105 – 1117.

(19) CIBIS-II Investigators and Committees.: *The Cardiac Insufficiency Bisoprolol Study II (CIBIS-II): a randomised trial*. Lancet 1999; 353: 9 – 13.

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

(21) Denslow S, Wiles HB, MCKeilar LF, et. al.: *Right ventricular volume estimation with an ellipsoidal shell model and single-plane magnetic resonance imaging*. Investigative Radiology 1996; 31: 17 – 25.

(22) Dodge HT, Sandler H, Ballew DW, Lord JD Jr.: *The use of biplane angiocardiography for the measurement of left ventricular volume in man.* Am Heart J 1960; 60: 762 –766.

(23) Dulce M, Mostbeck G, Friese K, Caputo G, Higgins C.: *Quantification of the left ventricular volumes and function with cine MR imaging: Comparison of geometric models with three-dismensional data*. Radioloy 1993; 188: 371 –376.

(24) Dulce MC, Friese K, Albrecht A, Hamm B, Buettner P, Wolf KJ.: *Variability and reproducibility in the determination of left ventricular volume by means of cine MR: a comparison of various methods of measurements*. Fortschr Roentgenstr. 1991; 155: 99 –108.

(25) Erbel R, Schmermund A, Baumgard D, Möhlenkamp S, Puml H, Sehnert C, Kriener P, Gerargez A, Seibl R, Grönemeyer D: *Elektronenstrahltomographie, nichtinvasive Diagnostik der koronaren Arteriosklerose.* Dtsch Ärzteblatt 1998; 95: 1092 – 1098.

(26) Erbel R, Schweizer P, Henn G, Meyer J, Effert S: *Apikale zwei-dimensionale Echokardiographie: Normalwerte für die monoplane und biplane Bestimmung der Volumina und Ejektionsfraktion des linken Ventrikels.* Dtsch Med Wochenschr 1982; 107: 1872-7.

(27) Faber TL, Cooke CD, Folks RD, et al.: *Left ventricular function and perfusion from gated SPECT perfusion images: an integrated method*. J Nuc Med 1999; 40: 650 – 659.

(28) Feinstein JA, Epstein FH, Arai AE, Foo TK, Hartley MR Balaban RS, Wolff SD: *Using cardiac phase to order reconstruction (CAPTOR): a method to improve diastolic images.* J Magn Reson Imaging 1997; 7: 794 - 798.

(29) Feiring AJ, Rumberger JA, Reiter SJ, Collins SM, Skorton DJ, Rees M, Marcus ML: *Sectional and segmental variability of left ventricular function: experimental and clinical studies using ultrafast computed tomography.* J Am Coll Cardiol 1988; 12: 415-25.

(30) Gerber TC, Behrenbeck T, Allison T, Mullan BP, Rumberger JA, Gibbons RJ.: *Comparison of measurement of left ventricular ejection fraction by Tc-99m sestamibi first-pass angiography with electron beam computed tomography in patients with anterior wall acute myocardial infarction*. Am J Cardiol. 1999; 83:1022 – 1026.

(31) Gleichmann U, Mannebach H, Horstkotte D: *14. Bericht über Struktur und Leistungszahlen der Herzkatheterlabors in der Bundesrepublik Deutschland.* Z Kardiol 1999; 88: 234 – 237.

(32) Greene DG, Carlisle R, Grant C, Bunnell IL.: *Estimation of left ventricular volume by one-plane cineangiography*. Circulation 1967; 35: 61 – 69.

(33) Haider AW, Larson MG, Benjamin EJ, Levy D.: *Increased left ventricular mass and hypertrophy are associated with increased risk for sudden death*. J Am Coll Cardiol 1998; 32: 1454 – 1459.

(34) Hibberd MG, Chuang ML, Beaudin RA, et. al*.: Accuracy of three-dimensional echocardiography with unrestricted selection of imaging planes for measurement of left ventricular volumes and ejection fraction*. Am Heart J 2000; 140: 469 – 475.

(35) Hofer M: *CT-Kursbuch. Ein Arbeitsbuch für den Einstieg in die Computertomographie.* 4. Auflage, Verlag Didamed 2003.

(36) Hong C, Becker CR, Huber A, et al.: *ECG-gated reconstructed multi-detector row CT coronary angiography: effect of varying trigger delay on image quality*. Radiology 2001; 220: 712-717.

(37) Hounsfield GN: *Computerized transverse axial scanning (tomography) – Part I. Description of system*. Br. J. Radiol. 1973; 46: 1016.

(38) Hu H: *Multi-slice helical CT: scan and reconstruction.* Med Phys 1999; 26: 5 – 18.

(39) Huppert von PE, Salehi-Gilani S, Duda SH, Seboldt H, Claussen CD: *Spiral-CT und CT-Angiographie nach koronarer Bypassoperation.* Fortschr Roentgenstr 1995; 163,2: 119 – 126.

(40) Janssen j, Laatz W.: *Statistische Datenanalyse mit SPSS für Windows: Eine anwendungsorientierte Einführung in das Basissystem und das Modul Exakte Tests.* 4. Auflage, Springer Verlag, 2002.

(41) Judkins, M. P.: *Selective coronary arteriography, Part I: A percutaneous transfemoral approach.* Radiology 1967; 89: 815.

(42) Kachelriess M, Ulzheimer S, Kalender WA.: *ECG-correlated image reconstruction from subsecond multi-slice spiral CT scans of the heart*. Med Phys. 2000; 27: 1881 – 1902.

(43) Kahl FC, Wolfman NT, Watts LE: *Evaluation of aortocorcnary bypass graft status by computed tomography.* Am J Cardiol 1981; 48: 304-10.

(44) Kaufman RB, Sheedy PF II, Breem JF, Kelzenberg JR, Kruger BL, Schwartz RS, Moll PP.: *Detection of heart calcification with electron beam CT: interobserver and intraobserver reliability for scoring quantification*. Radiology 1994; 190: 347 – 352.

(45) Kennedy JW, Baxley WA, Figley MM, Dodge HT, Blackmon JR.: *Quantitative angiography. I. The normal left ventricle*. Circulation 1966; 34: 272 – 278.

(46) Kivelitz DE, Enzweiler CN, Wiese TH, Lembcke A, Borges A, Zytowski M, Taupitz M, Hamm B.: *Determination of left ventricular function parameters and myocardial mass: comparison of MRI and EBT*. Fortschr Roentgenstr. 2000; 172: 244 – 250.

(47) Klöppel R, Heuser L: *Spiral-CT.* Hans Huber-Verlag 1999.

(48) Knez A, Becker C, Becker A, Leber A, Haberl R, Reiser M, Steinbeck G: *Bildgebende Verfahren in der Diagnostik des Herzens.* Radiologe 2000; 40: 103 – 110.

(49) Knez A, Becker C, Ohnesorge B, Haberl, R, Reiser M, Steinbeck G*: Noninvasive detection of coronary artery stenosis by multislice helical computed tomography*. Circulation 2000; 101: 221 – 222.

(50) Kösling von S, Hoffmann U, Lieberenz S, Rother T, Weber P, Heywang-Köbrunner SH, Schulz HG: *Erste Erfahrungen bei der Elektronenstrahl-CT-Untersuchung des Herzens – ein Vergleich zu Herzkatheter und echokardiographischen Daten.* Fortschr Roentgenstr 1995; 163: 111 – 118.

(51) Kopp AF, Ohnesorge B, Flohr T, et al.: *Multidetektor CT des Herzens: erste klinische Anwendung einer retrospektiv EKG-gesteuerten Spirale mit optimierter zeitlicher und örtlicher Auflösung zur Darstellung der Herzkranzgefaesse*. Rofo Fortschr Geb Rontgenstr. Neuen Bildgeb Verfahr 2000; 172: 429 – 435.

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

(53) Krakau I: *Das Katheterbuch. Diagnostische und interventionelle Kathetertechniken.* Georg-Thieme-Verlag 1999.

(54) Lackner K, Thurn P, Orellano L, Schuppan U, Simon H, Kirchhoff PG: *Der aortokoronare Bypass im CT*. Fortschr. Röntgenstr. 1980; 133: 459.

(55) Lamb HJ, Doornbos J, van der Velde EA, Druit MC, Reiber JHC, de Roos A: *Echo planar MRI of the heart on a standard system: validation of measurements of left ventricular function and mass*. J Comput Assist Tomogr. 1996; 20: 942 – 949.

(56) Laubenberger T, Laubenberger J: *Technik der medizinischen Radiologie. Diagnostik Strahlentherapie, Strahlenschutz.* Deutscher Ärzte-Verlag (1998), 6. überarbeitete Auflage, S. 323 – 351.

(57) Lichtlen PR: *Koronarangiographie. Beiträge zur Kardiologie, Band II*. Perimed Fachbuch-Verlagsgesellschaft mbH, Erlangen 1990.

(58) Macfarlane PW, Lawrie VT: *Comprehensive electrocardiology. Vol. 1.* New York; Pergamon Press, 1989.

(59) Markiewicz W, Sechtem U, Kirby R, Derugin N, Caputo GC, Higgins CB.: *Measurement of ventricular volumes in the dog by nuclear magnetic resonance imaging*. J Am Coll Cardiol 1987; 10(1):170 – 177.

(60) Mercier JC, Sessa TGD, Jarmakani JM, et. al.: *Two-dimensional echocardiographic assessment of left ventricular volumes and ejection fraction in children*. Circulation 1982; 65: 962 – 969.

(61) Missouris CG, Forbat SM, Singer DRJ, Markandu ND, Underwood R, MacGregror G.: *Echocardiography overestimates left ventricular mass: a comparative study with magnetic resonance imaging in patients with hypertension*. J. Hypertension 1996; 14: 1005 – 1010.

(62) Mochizuki T, Murase K, Higashino H, Koyama Y, Doi M, Miyagawa M, Nakata S, Shimizu K, Ikezoe J.: *Two- and three-dimensional CT ventriculography: a new application of helical CT.* Am J Roentgenol. 2000; 174: 203 – 208.

(63) Møgelvang J, Stokholm KH, Saunamäki K, Reimer A, Stubgaard M, Thomsen C, Fritz-Hansen P, Henriksen O : *Assessment of left ventricular volumes by magnetic resonance in comparison with radionuclide angiography, contrast angiography and echocardiography.* Eur Heart J 1992 ; 13 : 1677 - 1683.

(64) Moncada R, Salinas M, Churchill R, Love L, Reynes C, Demos TC, Hale D, Schreiber R: *Patency of saphenous aortocoronary grafts demonstrated by computed tomography.* N Engl J Med 1980; 303: 503-5.

(65) Multicenter Postinfarction Research Group: *Risk stratification and survival after myocardial infarction.* N Engl J Med 1983; 309: 331 – 336.

(66) Niwa K, Uchishiba M, Aotsuka H, Tobita K, Matsuao K, Fujiwara T.*: Measurement of ventricular volumes by cine magnetic resonance imaging in complex congentital heart disease with morphologically abnormal ventricles*. Am Heart J 1996; 131: 567 – 575.

(67) Nowak H, Roebruck P.: *Biometrie Band 1: Medizinische Statistik, ein methodisches Praktikum;* Schattauer Verlag, 1982.

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

(69) Ohnesorge B, Flohr T, Becker CR, Knez AF, Fukuda K, Reiser MF: *Herzbildgebung mit schneller retrospektiv EKG-synchronisierter Mehrschichtspiral CT.* Radiologe 2000; 40: 111 – 117.

(70) Ohnesorge B, Flohr T, Schaller S, Klingenbeck-Regn K, Becker C, Schöpf UJ, et al.: *Technische Grundlagen und Anwendungen der Mehrschicht-CT.* Radiologe 1999; 39: 923 – 931.

(71) Pattynama PMT, DeRoos A, Van der Waal EE, Van Voorthuisen AE: *Evaluation of cardiac function with magnetic resonance imaging.* Am Heart J 1994; 128: 595 – 607.

(72) Plein S, Smith WHT, Ridgway JP, Kassner A, Beacock DJ, Bloomer TN, Sivananthan MU: *Measurements of left ventricular dimensions using real-time acquisition in cardiac magnetic resonance imaging: comparison with conventional gradient echo imaging*. MAGMA 2001; 13: 101 – 108.

(73) Reiser MF, Takahashi M, Modic M, Bruening R: *Multislice CT.* Springer Verlag 2001.

(74) Reiter SJ, Rumberger JA, Feiring AJ et al.: *Precision of measurements of right and left ventricular volume by cine computed tomography*. Circulation 1986; 74: 890 – 900.

(75) Rominger Marga B: *Simultane biventrikuläre Herzvoluminabestimmung mittels schneller MRT in Atemanhaltetechnik.* Habilitationsschrift, Gießen 2000.

(76) Sachs, Lothar: *Angewandte Statistik: Anwendung statistischer Methoden.* 10. Auflage, Springer Verlag, 2002

(77) Sakuma H, Fujita N, Foo TK, et. al.: *Evaluation of left ventricular volume and mass with breath-hold cine imaging.* Radiology 1993; 188: 377- 380.

(78) Sandler H, Dodge HT: *Angiocardiographic methods for determination of left ventricular geometry and volume*. In: Mirsky I, Ghista DN, Sandler H: *Cardiac mechanics*. John Wiley & Sones Inc., New York 1974: 141 – 170.

(79) Sandstede J, Kreitner KF, Kivelitz D, Miller S, Wintersperger B, Gutberlet M, Becker C, Beer M, Pabst T, Kopp A, Hahn D: *Neue Untersuchungsverfahren in der Herzdiagnostik: Magnetresonanztomographie und Computertomographie.* Deutsches Ärzteblatt 99, Ausgabe 26, Seite A-1836.

(80) Schmermund A, Rensing BJ, Sheddy PF, Bell MR, Rumberger JA: *Intravenous electron-beam computed tomographic coronary angiography for segmental analysis of coronary artery stenoses*. J Am Coll Cardiol 1998; 31: 1547 – 1554.

(81) Semelka RC, Tomei E, Wagner S, et al.: *Normal left ventricular dimensions and function: interstudy reproducibility of measurements with cine MR imaging*. Radiology 1990; 174: 763 – 768.

(82) Silverman NH, Ports TA, Snider AR, Schiller NB, Carlsson E, Heilborn DC.: *Determination of left ventricular volume in children: echocardiographic and angiographic comparisons*. Circulation 1980; 62: 548 – 557.

(83) Torp-Pedersen C, Kober L: *Effect of ACE inhibitor trandolapril on life expectancy of patients with reduced left-ventricular function after acute myocardial infarction. TRACE Study Group. Trandolaprol Cardiac Evaluation*. Lancet 1999; 35: 9 – 12.

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

(85) Urbaszek W, Eichstädt H, Modersohn D: *Kardiovaskuläre Funktionsdiagnostik*. Gustav-Fischer-Verlag 1992.

(86) Van Rossum AC, Visser FC, Sprenger M, Van Eenige MJ, Valk J, Roos JP: *Evaluation of magnetic resonance imaging for determination of left ventricular ejection fraction and comparison with angiography.* Am J Cardiol 1988; 22: 34A – 40A.

(87) Wachspress JD, Clark NR, Untereker WJ, et al.: *Systolic and diastolic performance in normal human subjects as measured by ultrafast computed tomography.* Cathet Cardiovasc Diagn 1988; 15: 277 – 283.

(88) Weiß C: *Basiswissen Medizinische Statistik*. Springer-Verlag 2001.

(89) Wyatt HL, Heng MK, Meerbaum S, et al.: *Cross-sectional echocardiography. II Analysis of mathematic models for quantifying volume of the formalin-fixed left ventricular*. Circulation 1980; 61: 1119 – 1125.

(90) Zimmermann R, Bussmann WD, Schmidt M, Ameling W, Effert S: *Röntgenvideometrische Verfahren zur Ventrikel-Volumenbestimmung unter Verwendung eines Lichtgriffel und digitaler Konturenspeicher*. Biomed. Technik 1973; 18:124 – 132.

6.2 Verzeichnis der Abbildungen

Abbildung 1: Schematische Darstellung des Vorgehens bei der Judkins-Technik. (links). Punktion der Arteria und Vena femoralis in der Leistengegend: Der venöse Katheter ist bereits eingeführt und liegt, entsprechend der anatomischen Lage der Vene, medial der arteriellen Punktionsstelle. Die Arteria femoralis wurde mit einer Seldinger-Nadel punktiert – freies, unbehindertes Herausspritzen von Blut. (rechts oben) Der Führungsdraht wurde über die Seldinger-Nadel eingeführt; letztere wird über den Führungsdraht zurückgezogen. (rechts Mitte) Der Dilatator wird über den Führungsdraht vorgeschoben. (rechts unten) Der Judkins-Katheter ist über den Führungsdraht bis auf Höhe Nierenarterien vorgeschoben worden; der Führungsdraht wird entfernt (57). **13**

Abbildung 2: Herzkatheterprotokoll. Darstellung der Untersuchungsergebnisse der Koronarangiographie und Lävokardiographie. **14**

Abbildung 3: Herzkatheterventrikulographie (RAO) mit end-diastolischer und end-systolischer Kontureinzeichnung. **16**

Abbildung 4: Volumen-Parameter des Herzens. **16**

Abbildung 5: Bestimmung des linksventrikulären Volumens nach der Methode von Greene (RAO-Projektion) (32). **20**

Abbildung 6: Blockschaltdiagramm eines Spiralcomputertomographen. Die stetig rotierende Gantry ist mit den stationären Komponenten über zahlreiche parallele Schleifringe, z.B. über Bürsten und Kontakte, verbunden. Bei dem hier gezeigten Aufbau ist die Hochspannungsquelle zweigeteilt und hat ihre 2. und letzte Stufe auf der rotierenden Gantry. Das Datenakquisitionssystem (DAS) digitalisiert die Detektorsignale und leitet sie über die Schleifringe zum Front-end-memory. Vom Computer ausgehende Signale zur Steuerung der Kollimatormotoren laufen ebenfalls über die Schleifringe (47)..... **24**

Abbildung 7: Schematische Darstellung eines Einzelschicht (links) und Mehrschichtspiral-Computertomographen (rechts). Erklärung siehe Text (35).. **25**

Abbildung 8: Schichtkollimation. Durch Einblendung des Röntgenstrahls durch Kollimatorblenden wird die Dicke der akquirierten Schicht in der z-Achse des Patienten vorgewählt (35). **26**
Abbildung 9: Darstellung des Pitch als Verhältnis zwischen Tischvorschub pro Röhrenrotation und Schichtdicke. Erklärung siehe Text (35). **26**
Abbildung 10: Detektordesign eines 4-Zeilers, am Beispiel des Siemens Sensation 4 (35). **27**
Abbildung 11: MPRs in der kurzen und langen Herzachse der Rekonstruktionen in der Enddiastole (a) und in der Endsystole (b) erlauben die Berechnung von Funktionsparametern wie endsystolisches und enddiastolisches Volumen, Ejektionsfraktion und Auswurfvolumen. Im Längsschnitt erkennt man in der Diastole die geöffnete Mitralklappe, in der Systole die geschlossene Klappe. In der langen Herzachse ist ein subendokardialer Infarkt in der Vorderwand sowie im Apex ein kleines Aneurysma mit einem Thrombus zu erkennen (51). **28**
Abbildung 12: Prinzip des retrospektiven EKG-Gatings mit Absolute-reverse-Ansatz. Parallel zur Spiraldatenaufnahme wird das EKG des Patienten aufgezeichnet. Es wird verwendet, um bei der Bildrekonstruktion, retrospektiv Daten aus der gleichen Phase des Herzzyklus zu selektieren. Die Startpunkte der Datenintervalle für die Spiralrekonstruktion liegen um die feste Zeit T_{rev} vor den R-Zacken. Durch verschiedene Wahl des Zeitparameters T_{rev} können Bildvolumina in inkrementell verschobenen Phasen des Herzzyklus rekonstruiert werden (69)..... **29**
Abbildung 13: Schematische Darstellung der EKG-gegateten Kardiospiraluntersuchung mit einem 4-Schicht-Scanner. Durch die Mehrschichttechnik wird bei an die Herzfrequenz angepasstem Pitch die lückenlose Abdeckung des Untersuchungsvolumens mit Bildern aus jeder beliebigen Herzphase möglich (69)..... **30**
Abbildung 14: Rechenansätze zur LV-Volumetrie. LVV = linksventrikuläres Volumen (EDV, ESV, SV), S1+S2+S3 = Sektionen der kurzen Achse von der Klappenebene bis zum Apex, Am = Querschnittsfläche in der Fläche der kurzen Achse zirka 1 cm unterhalb den Segeln der Mitralklappe, A1 = Querschnittsfläche in der Fläche der langen Achse, L = längste Länge in der Fläche der langen Achse, D = Durchmesser der Querschnittsfläche der kurzen Achse (23). **32**

Abbildung 15: Schnittebenen des Herzens bei der Funktionsuntersuchung in der kurzen und in der langen Achse (7). **33**
Abbildung 16: Bemessungsbeispiel der HC-Methode in der langen und kurzen Herzachse der Rekonstruktionen in der Enddiastole und Endsystole; L = längste Länge in der Fläche der langen Achse, Am = Fläche in der Ebene der kurzen Achse, gestrichelte Linie = Ebene der kurzen Achse ca. 1cm unterhalb der Klappenebene..... **34**
Abbildung 17: Bemessungsbeispiel der BE-Methode in der langen und kurzen Herzachse der Rekonstruktionen in der Enddiastole und Endsystole; L = längste Länge in der Fläche der langen Achse, A1 = Querschnittsfläche in der Ebene der langen Achse, Am = Fläche in der Ebene der kurzen Achse, D = Durchmesser der Querschnittsfläche der kurzen Achse; gestrichelte Linie = Ebene der kurzen Achse ca. 1cm unterhalb der Segeln der Mitralklappe..... **35**
Abbildung 18: Schematische Darstellung der Schichten-Summations-Methode (71). **36**
Abbildung 19: Bemessungsbeispiel der SR-Methode in der kurzen Herzachse der Rekonstruktionen in der Enddiastole und Endsystole, A = Fläche in der Ebene der kurzen Achse, der Schichtabstand zwischen den einzelnen Schichten beträgt 6mm = L_{SR} **37**
Abbildung 20: Bemessungsbeispiel der BE-Methode in der langen Herzachse der Rekonstruktionen in der Enddiastole und Endsystole unter Ausschluß der Papillarmuskeln; L = längste Länge in der Fläche der langen Achse, A1 = Querschnittsfläche in der Ebene der langen Achse, gestrichelte Linie = Ebene der kurzen Achse ca. 1cm unterhalb der Segeln der Mitralklappe..... **39**
Abbildung 21: Analyse nach Bland-Altman. Vergleich der end-diastolischen Volumen, erhalten aus der LVG- und der 3D-Methode der MSCT-Messungen..... **43**
Abbildung 22: Bland-Altman-Graph. Vergleich der Unterschiede der end-diastolischen Volumen errechnet mit der LVG- und der 3D-Methode der MSCT-Messungen. **44**
Abbildung 24: Analyse nach Bland-Altman. Vergleich der end-diastolischen Volumen, erhalten aus der LVG- und der BE-Methode der MSCT-Messungen..... **50**
Abbildung 25: Bland-Altman-Graph. Vergleich der Unterschiede der end-diastolischen Volumen errechnet mit der LVG- und der BE-Methode der MSCT-Messungen. **51**

Abbildung 26: Regressionsgraph für EDV mit der 3D- und der SR- Methode..... **53**
Abbildung 28: Bemessungsbeispiel der horizontalen Ebene der langen Fläche. Die Papillarmuskeln wurden nicht in die Volumenermittelung mit einbezogen; d = L = längste Länge in der Fläche der langen Achse..... **57**
Abbildung 29: Bemessungsbeispiel der horizontalen Ebene der langen Fläche. Die Papillarmuskeln wurden unberücksichtigt gelassen und in die Volumenermittelung mit einbezogen; d = L = längste Länge in der Fläche der langen Achse..... **58**

6.3 Verzeichnis der Tabellen

Tabelle 1: Mittelwert (MW) und Standardabweichung (1SD) der Volumen (ml) und EF (%) **49**

Tabelle 2: Bland-Altman-Analyse für die LVG im Vergleich mit den Methoden der MSCT. Mittelwert (MW), 2Standardabweichungen (2SD) und 95% Konfidenzintervall (95% CI). Positive Werte entsprechen einer Überschätzung, negative Werte einer Unterschätzung (Volumen in ml, EF in %). **50**

Tabelle 3: Absolute und relative Unterschiede im Volumen (ml) und in der Ejektionsfraktion (%) zwischen der LVG und den Methoden der MSCT **52**

Tabelle 4: Korrekturfaktoren (KMSCT, αMSCT) zwischen der LVG- und den MSCT-Methoden bei den EDV-, ESV-, SV- und EF-Werten. **55**

Tabelle 5: Differenzen der Wiederholungsmessungen (ml) zur Abschätzung der Abweichungen (%) **59**

Name	Name
Geb-Dat	Geburtsdatum
Trigsys	Trigger-Systole
lasyfla	Lange-Achse-Systole-Fläche
lasydil	Lange-Achse-Systole-Distanz-Länge (Klappe-Apex)
lasydiq	Lange-Achse-Systole-Distanz-Quer (Vorderwand-Hinterwand)
kusyfla	Kurze-Achse-Systole-Fläche
kusydiho	Kurze-Achse-Systole-Distanz-horizontal
kusydive	Kurze-Achse-Systole-Distanz-vertikal
Trigdia	Trigger-Diastole
ladifla	Lange-Achse-Diastole-Fläche
ladidil	Lange-Achse-Diastole-Länge (Klappe-Apex)
ladidiq	Lange-Achse-Diastole-Distanz-Quer (Vorderwand-Hinterwand)
kudifla	Kurze-Achse-Diastole-Fläche
kudidiho	Kurze-Achse-Diastole-Distanz-horizontal
kudidive	Kurze-Achse-Diastole-Distanz-vertikal
ESV	Endsystolisches-Volumen
EDV	Enddiastolisches-Volumen
EF	Ejektionsfraktion
SV	Schlagvolumen
LVG	Angiokardiographie mittels Herzkatheterisierung
MSCT	Mehrschicht-Spiral-Computertomographie
3D	Methode mit Anwendung des Drei-dimensionalen-Berechnungsverfahrens
SR	Methode mit Anwendung des Berechnungsverfahrens nach der Schichten-Summation
BE	Methode mit Anwendung des Berechnungsverfahrens nach der biplanen Ellipsoide
BE	BE-Methode mit Einbeziehung des Papillarmuskels in das Volumen
HC	Methode mit Anwendung des Berechnungsverfahrens nach dem hemispherischen Zylinder
HC	HC-Methode mit Einbeziehung des Papillarmuskels in das Volumen

Tabelle 6: Abkürzungsverzeichnis

Patient	Geb-Datum	Trigsys	lasyfla	lasydil	lasydiq	kusyfla	kusydiho	kusydive	ESV (b.e.)	ESV (h.c.)
1 (1.)	01.11.1928	180	29,68	8,9	3,9	12,50	3,9	4,0	81	93
1 (2.)		180	35,98	9,3	4,1	14,44	4,0	4,7	108	112
2 (1.)	11.04.1946	220	23,05	7,6	3,6	15,89	3,6	4,6	86	101
2 (2.)		220	25,17	7,7	4,5	16,16	4,3	4,9	78	103
3 (1.)	24.06.1923	170	35,32	8,9	4,8	21,50	5,2	4,7	134	159
3 (2.)		170	32,95	8,5	5,5	22,17	5,5	5,2	114	157
4 (1.)	25.11.1938	200	32,18	7,4	5,5	24,95	5,2	5,8	124	154
4 (2.)		200	30,39	7,7	5,5	24,45	5,7	6,2	115	157
5 (1.)	08.01.1926	200	20,98	8,6	3,6	11,26	3,7	3,7	56	81
5 (2.)		200	18,66	8,6	3,6	13,57	3,9	4,3	60	97
6 (1.)	14.07.1938	220	22,79	8,4	3,8	7,98	3,0	2,7	41	56
6 (2.)		220	23,05	8,2	3,6	8,43	3,1	3,2	46	58
7 (1.)	30.04.1929	190	28,71	7,5	5,0	18,65	5,6	4,3	91	117
7 (2.)		190	29,62	7,9	5,3	16,12	4,5	4,7	76	106
8 (1.)	12.03.1923	170	29,24	9,0	4,4	20,74	4,5	5,3	117	156
8 (2.)		170	32,41	9,4	4,8	22,55	4,9	6,2	130	176
9 (1.)	20.05.1962	190	17,28	5,9	3,3	8,49	2,6	3,2	38	42
9 (2.)		190	14,89	7,2	2,8	6,23	3,0	3,0	29	37
10 (1.)	21.07.1957	190	27,18	7,7	4,6	16,86	4,5	4,9	85	108
10 (2.)		190	24,11	7,9	4,7	22,40	4,9	5,4	97	147
11 (1.)	11.05.1929	190	26,91	8,4	4,0	11,97	4,3	4,3	68	84
11 (2.)		190	30,22	8,3	4,8	20,38	4,8	5,9	108	141
12 (1.)	12.05.1951	200	44,89	10,3	4,8	23,24	5,1	5,8	184	199
12 (2.)		200	46,47	10,4	6,2	30,54	6,2	6,5	193	263
13 (1.)	10.12.1966	170	38,81	9,4	5,0	18,21	4,9	4,7	120	143
13 (2.)		170	28,47	9,1	4,3	15,66	4,3	5,0	89	119
14 (1.)	07.06.1943	160	30,79	8,2	4,8	16,81	4,7	4,6	92	115
14 (2.)		160	22,71	8,2	4,2	13,41	4,3	4,7	62	91
15 (1.)	14.05.1935	190	47,09	8,9	6,7	32,85	6,7	6,5	196	244
15 (2.)		190	42,17	8,1	6,6	28,87	6,2	6,3	157	196
16 (1.)	20.04.1940	180	55,65	10,7	5,3	22,34	6,0	5,7	199	199
16 (2.)		180	45,59	10,4	4,9	20,56	4,8	5,8	162	178
17 (1.)	07.07.1956	190	31,94	9,0	4,1	12,10	4,1	3,3	80	91
17 (2.)		190	24,21	9,1	2,8	9,34	3,1	4,8	69	71
18 (1.)	28.04.1947	230	27,10	8,0	4,3	16,00	4,3	4,6	86	107
18 (2.)		230	27,59	7,4	4,6	15,49	4,6	4,4	80	95
19 (1.)	11.01.1960	200	28,77	8,5	4,0	15,13	4,0	4,3	92	107
19 (2.)		200	25,88	7,5	3,7	11,68	3,9	4,2	69	73
20 (1.)	08.06.1941	220	23,35	9,2	3,3	8,49	3,4	3,0	52	65
20 (2.)		220	25,53	8,9	3,3	7,47	3,4	3,2	50	56
21 (1.)	01.10.1945	140	45,89	9,5	5,5	23,34	5,5	4,8	165	185
21 (2.)		140	31,38	8,3	5,3	19,90	5,3	5,2	101	137
22 (1.)	11.04.1955	180	31,06	7,8	4,6	15,30	4,6	4,4	88	99
22 (2.)		180	23,87	7,6	3,7	12,30	4,4	4,1	67	78
23 (1.)	24.07.1943	200	28,62	8,6	3,5	11,37	3,5	3,7	79	81
23 (2.)		200	26,36	9,8	4,1	9,99	3,8	4,1	54	81

Tabelle 7: Aufstellung der systolischen Messungen nach dem 1. Messverfahren

Patient	Geb-Datum	Trigsys	lasyfla	lasydil	lasydiq	kusyfla	kusydiho	kusydive	ESV (b.e.)	ESV (h.c.)
1 (1.)	01.11.1928	180	40,32	9,3	4,1	14,44	4,0	4,7	121	112
1 (2.)		180	34,39	9,2	4,2	17,68	4,2	5,3	123	136
2 (1.)	11.04.1946	220	29,17	7,7	4,8	16,16	4,3	4,9	83	103
2 (2.)		220	34,77	8,5	4,5	18,77	4,5	5,0	123	133
3 (1.)	24.06.1923	170	39,24	8,5	5,3	22,17	5,5	5,2	138	157
3 (2.)		170	47,75	9,2	6,1	27,12	6,1	5,3	180	208
4 (1.)	25.11.1938	200	32,79	7,7	5,6	24,45	5,7	6,2	122	157
4 (2.)		200	38,07	7,5	5,9	29,68	5,9	5,8	163	186
5 (1.)	08.01.1926	200	29,52	8,6	4,6	13,57	3,9	4,3	74	97
5 (2.)		200	29,22	8,7	4,5	14,14	4,5	4,0	78	103
6 (1.)	14.07.1938	220	26,28	8,5	3,8	8,74	3,4	3,3	51	62
6 (2.)		220	26,67	7,8	3,9	9,72	3,9	3,2	56	63
7 (1.)	30.04.1929	190	36,69	8,3	5,6	17,64	4,7	4,7	98	121
7 (2.)		190	37,64	8,1	5,5	20,24	5,5	4,9	118	137
8 (1.)	12.03.1923	170	39,52	9,3	4,8	22,55	4,9	6,2	158	176
8 (2.)		170	35,17	9,1	4,7	23,11	4,7	5,8	147	175
9 (1.)	20.05.1962	190	16,77	7,2	3,2	7,98	3,0	3,5	36	48
9 (2.)		190	22,41	6,8	3,3	9,53	3,3	2,8	55	54
10 (1.)	21.07.1957	190	32,99	7,9	4,7	22,40	4,9	5,4	133	147
10 (2.)		190	30,02	7,7	4,6	16,92	4,6	4,9	94	109
11 (1.)	11.05.1929	190	35,30	8,6	5,0	22,66	4,9	5,9	135	162
11 (2.)		190	36,29	8,9	4,9	22,27	5,0	5,2	140	165
12 (1.)	12.05.1951	200	52,26	10,4	6,2	30,54	6,2	6,5	217	263
12 (2.)		200	47,94	10,3	5,5	23,72	5,5	5,2	175	204
13 (1.)	10.12.1966	170	36,26	9,1	4,7	15,66	4,3	5,0	103	119
13 (2.)		170	33,87	8,6	5,0	17,84	5,0	4,6	103	128
14 (1.)	07.06.1943	160	26,65	8,2	4,3	15,12	4,3	4,7	80	103
14 (2.)		160	29,01	7,6	4,6	16,29	4,6	4,4	87	103
15 (1.)	14.05.1935	190	43,43	8,6	6,6	30,12	6,4	6,6	168	217
15 (2.)		190	48,23	8,9	6,8	34,75	6,8	6,4	209	258
16 (1.)	20.04.1940	180	54,38	11,4	5,4	23,65	5,3	5,8	201	224
16 (2.)		180	59,10	10,7	5,4	24,70	5,4	5,6	229	220
17 (1.)	07.07.1956	190	28,57	9,1	3,7	10,49	3,1	4,6	69	80
17 (2.)		190	30,81	9,3	3,8	12,67	3,8	4,2	87	98
18 (1.)	28.04.1947	230	27,59	7,4	4,6	15,49	4,6	4,4	80	95
18 (2.)		230	30,05	8,4	4,5	16,27	4,5	4,3	92	114
19 (1.)	11.01.1960	200	30,80	7,9	4,5	12,68	3,9	4,4	74	84
19 (2.)		200	30,07	8,6	4,4	14,61	4,3	4,4	85	105
20 (1.)	08.06.1941	220	29,11	9,1	3,5	8,19	3,4	3,2	58	62
20 (2.)		220	29,64	9,1	3,8	10,50	3,8	4,0	70	80
21 (1.)	01.10.1945	140	34,79	8,3	5,3	21,04	5,3	5,3	118	146
21 (2.)		140	45,65	9,4	5,5	20,73	5,5	4,6	146	162
22 (1.)	11.04.1955	180	24,95	7,6	3,7	13,52	4,4	4,1	77	85
22 (2.)		180	29,50	7,8	4,5	14,04	4,1	4,3	78	91
23 (1.)	24.07.1943	200	30,68	9,8	4,1	11,56	3,8	4,1	73	94
23 (2.)		200	35,88	9,0	4,2	14,23	4,2	4,1	103	107

Tabelle 8: Aufstellung der systolischen Messungen nach dem 2. Messverfahren

Patient	Geb-Datum	Tridia	ladifla	ladidil	ladidiq	kudifla	kudidiho	kudidive	EDV (b.e.)	EDV (h.c.)
1 (1.)	01.11.1928	-100	38,25	9,7	4,5	20,41	4,6	5,5	147	165
1 (2.)		-100	42,18	10,2	4,6	22,89	5,3	5,9	177	194
2 (1.)	11.04.1946	-100	39,65	8,3	6,0	24,81	5,1	5,2	139	172
2 (2.)		-100	36,41	8,8	5,2	30,25	6,1	6,4	180	221
3 (1.)	24.06.1923	-100	52,64	8,4	7,5	36,45	7,4	6,7	217	255
3 (2.)		-100	49,73	9,8	6,3	38,91	7,3	7,1	259	318
4 (1.)	25.11.1938	100	34,39	7,5	5,4	26,69	5,6	5,5	144	167
4 (2.)		100	32,51	7,4	5,4	26,59	6,2	6,0	136	164
5 (1.)	08.01.1926	-100	36,16	8,7	5,3	22,62	5,6	5,3	131	164
5 (2.)		-100	40,07	9,0	4,8	22,89	5,2	5,8	161	172
6 (1.)	14.07.1938	-100	39,62	8,9	5,2	20,25	5,3	4,7	131	150
6 (2.)		-100	39,60	9,4	5,0	21,26	5,8	4,9	142	167
7 (1.)	30.04.1929	-100	37,41	8,0	5,8	24,02	6,2	4,5	132	160
7 (2.)		-100	39,75	8,8	4,9	20,25	4,9	5,1	140	148
8 (1.)	12.03.1923	-100	34,59	8,8	4,9	26,15	6,4	5,5	157	192
8 (2.)		-100	37,83	9,6	4,8	24,73	5,0	6,1	165	197
9 (1.)	20.05.1962	-100	28,32	8,4	4,7	16,12	4,8	4,8	82	113
9 (2.)		-100	31,84	8,4	4,7	18,04	4,8	5,3	105	126
10 (1.)	21.07.1957	-100	34,65	7,3	5,6	23,76	5,3	6,0	125	145
10 (2.)		-100	36,12	8,3	5,5	25,46	5,9	5,8	143	176
11 (1.)	11.05.1929	-100	40,41	9,3	5,5	20,43	5,1	5,2	127	158
11 (2.)		-100	41,97	9,2	5,8	26,91	6,0	6,3	165	207
12 (1.)	12.05.1951	-100	62,96	10,0	6,2	29,35	6,2	5,5	253	245
12 (2.)		-100	59,00	11,5	7,3	32,93	6,7	6,5	227	315
13 (1.)	10.12.1966	-100	48,57	9,7	6,2	27,41	6,2	6,0	182	222
13 (2.)		-100	41,83	10,3	5,4	29,56	6,2	6,8	194	254
14 (1.)	07.06.1943	-100	35,17	8,6	5,3	23,71	5,8	5,0	134	170
14 (2.)		-100	30,59	8,3	4,5	21,26	5,4	5,0	122	146
15 (1.)	14.05.1935	-100	53,91	8,6	7,1	42,64	7,3	7,2	275	306
15 (2.)		-100	47,89	8,8	6,8	35,23	6,9	6,8	212	257
16 (1.)	20.04.1940	-100	60,42	11,0	6,4	33,82	6,6	6,4	271	310
16 (2.)		-100	55,58	10,7	6,3	29,92	6,4	6,2	225	266
17 (1.)	07.07.1956	-100	40,69	10,4	4,6	20,10	4,6	5,3	151	174
17 (2.)		-100	36,98	10,0	4,3	18,23	4,5	5,2	134	152
18 (1.)	28.04.1947	-100	39,52	9,5	5,5	22,17	5,5	5,3	135	176
18 (2.)		-100	39,13	9,5	5,3	20,50	5,6	5,3	129	162
19 (1.)	11.01.1960	-100	40,90	8,5	6,1	25,11	6,0	5,5	143	178
19 (2.)		-100	40,63	8,6	5,3	22,54	5,7	5,2	148	162
20 (1.)	08.06.1941	-100	33,22	9,4	4,3	15,91	4,4	4,6	105	124
20 (2.)		-100	32,89	9,8	3,9	16,02	4,8	4,5	114	131
21 (1.)	01.10.1945	-100	55,15	10,2	6,3	29,79	6,4	5,9	221	253
21 (2.)		-100	43,97	9,0	5,6	27,27	6,5	5,8	181	205
22 (1.)	11.04.1955	-100	41,28	8,5	5,5	23,97	5,5	5,4	153	170
22 (2.)		-100	36,98	8,8	5,1	20,35	5,4	5,4	124	149
23 (1.)	24.07.1943	-100	48,82	10,1	5,3	19,21	5,3	5,0	150	162
23 (2.)		-100	38,71	10,1	4,5	16,79	4,3	4,7	123	142

Tabelle 9: Aufstellung der diastolischen Messungen nach dem 1. Messverfahren

Patient	Geb-Datum	Tridia	ladifla	ladidil	ladidiq	kudifla	kudidiho	kudidive	EDV (b.e.)	EDV (h.c.)
1 (1.)	01.11.1928	-100	48,64	10,2	5,1	22,89	5,3	5,9	184	194
1 (2.)		-100	47,47	10,6	5,2	21,74	5,1	6,0	168	192
2 (1.)	11.04.1946	-100	41,63	8,8	5,4	30,25	6,1	6,4	199	221
2 (2.)		-100	50,90	9,5	6,4	33,12	6,4	6,4	224	262
3 (1.)	24.06.1923	-100	54,66	9,8	6,3	38,91	7,3	7,1	285	318
3 (2.)		-100	66,25	9,9	7,9	43,43	7,9	7,0	309	358
4 (1.)	25.11.1938	100	40,02	9,1	5,4	26,59	6,2	6,0	168	202
4 (2.)		100	40,71	8,5	6,1	32,85	6,1	6,1	186	233
5 (1.)	08.01.1926	-100	47,53	9,2	5,3	22,89	5,2	5,8	176	175
5 (2.)		-100	38,90	8,8	5,4	23,32	5,4	5,0	143	171
6 (1.)	14.07.1938	-100	45,46	9,4	5,5	21,26	5,8	4,9	150	167
6 (2.)		-100	46,92	9,2	5,6	22,68	5,6	4,8	161	174
7 (1.)	30.04.1929	-100	45,51	9,4	5,5	21,05	5,0	5,4	147	165
7 (2.)		-100	46,91	8,9	6,2	24,63	6,2	5,1	158	183
8 (1.)	12.03.1923	-100	41,79	9,6	4,8	24,73	5,0	6,1	182	197
8 (2.)		-100	38,63	9,2	5,1	27,27	6,2	5,1	175	209
9 (1.)	20.05.1962	-100	35,74	8,7	4,8	19,17	4,9	5,3	122	139
9 (2.)		-100	38,35	8,9	5,1	19,55	5,0	5,0	125	145
10 (1.)	21.07.1957	-100	41,28	8,5	5,5	25,46	5,9	5,8	163	180
10 (2.)		-100	37,54	8,3	5,5	26,03	5,5	5,9	151	180
11 (1.)	11.05.1929	-100	46,42	9,9	5,8	28,10	6,0	6,5	191	231
11 (2.)		-100	48,13	9,8	5,9	28,37	5,9	6,0	196	232
12 (1.)	12.05.1951	-100	66,33	11,5	7,3	32,93	6,7	6,5	255	315
12 (2.)		-100	64,83	10,7	6,5	30,28	6,5	5,8	256	270
13 (1.)	10.12.1966	-100	48,34	10,3	5,4	29,56	6,2	6,8	224	254
13 (2.)		-100	43,66	9,3	5,8	29,12	5,8	6,2	186	226
14 (1.)	07.06.1943	-100	35,21	8,7	4,9	22,18	5,4	5,0	136	162
14 (2.)		-100	39,07	8,4	5,4	22,69	5,4	5,2	139	159
15 (1.)	14.05.1935	-100	50,33	9,2	7,5	36,81	7,4	6,8	209	282
15 (2.)		-100	50,56	9,6	7,0	41,18	7,0	7,3	252	329
16 (1.)	20.04.1940	-100	64,42	10,7	6,5	34,00	6,4	6,3	286	302
16 (2.)		-100	65,80	11,0	6,6	37,91	6,6	6,5	321	348
17 (1.)	07.07.1956	-100	40,92	10,4	4,3	20,00	4,6	5,5	162	173
17 (2.)		-100	42,10	10,3	4,6	18,74	4,6	4,9	146	161
18 (1.)	28.04.1947	-100	42,04	9,7	5,6	21,68	5,6	5,4	138	175
18 (2.)		-100	42,83	9,6	5,5	21,89	4,7	5,5	145	175
19 (1.)	11.01.1960	-100	43,20	9,3	5,7	22,54	5,7	5,2	144	175
19 (2.)		-100	48,54	10,2	5,7	24,03	5,7	5,2	174	204
20 (1.)	08.06.1941	-100	34,94	9,8	3,9	17,74	4,8	4,6	135	145
20 (2.)		-100	36,24	9,8	4,3	18,23	4,4	4,7	131	148
21 (1.)	01.10.1945	-100	46,51	9,6	5,6	27,27	6,5	5,8	191	218
21 (2.)		-100	49,84	10,2	5,9	27,65	5,5	6,3	198	235
22 (1.)	11.04.1955	-100	41,23	8,8	5,5	21,98	5,4	5,4	139	161
22 (2.)		-100	43,05	8,8	5,8	22,94	5,5	5,5	145	168
23 (1.)	24.07.1943	-100	41,98	10,1	4,5	17,41	4,7	5,0	138	147
23 (2.)		-100	49,33	10,3	5,3	20,75	5,3	5,2	164	178

Tabelle 10: Aufstellung der diastolischen Messungen nach dem 2. Messverfahren

Pat. Nr.	EDV (LVG)	EDV (3D)	EDV (BE1)	*EDV (BE1)*	EDV (HC1)	*EDV (HC1)*	EDV (SR1)
1	109	165	147	*184*	165	*194*	167,3
2	186	162	139	*199*	172	*221*	197,3
3	211	245	217	*285*	255	*318*	223,1
4	145	117	144	*168*	167	*202*	123,4
5	148	174	131	*176*	164	*175*	166,6
6	181	144	131	*150*	150	*167*	148,1
7	113	124	132	*147*	160	*165*	155,7
8	173	144	157	*182*	192	*197*	176,2
9	135	108	82	*122*	113	*139*	135,1
10	136	133	125	*163*	145	*180*	134,6
11	117	174	127	*191*	158	*231*	142,9
12	271	247	253	*255*	245	*315*	221,3
13	196	161	182	*224*	222	*254*	173,2
14	123	131	134	*136*	170	*162*	126,9
15	220	240	209	*275*	282	*306*	261,8
16	210	279	271	*286*	310	*302*	279,9
17	139	136	146	*162*	161	*173*	148,9
18	135	110	135	*138*	176	*175*	133,7
19	124	146	143	*148*	178	*162*	174,5
20	97	122	105	*135*	124	*145*	125,3
21	107	155	191	*221*	218	*253*	216,8
22	135	151	139	*153*	161	*170*	162,2
23	100	169	138	*150*	147	*162*	173,0
24	115	115	98	*135*	135	*140*	121,0
25	126	167	180	*183*	211	*233*	148,6
26	124	65	68	*75*	83	*85*	68,6
27	129	102	103	*101*	129	*119*	119,0
28	211	229	222	*217*	264	*244*	222,5
29	107	127	141	*169*	172	*171*	119,9

Tabelle 11: Aufstellung der Ergebnisse des Enddiastolischen Volumens

Pat. Nr.	ESV (LVG)	ESV (3D)	ESV (HC1)	*ESV (HC1)*	ESV (BE1)	*ESV (BE1)*	ESV (SR1)
1	52	82	93	*112*	81	*121*	96,3
2	41	82	101	*103*	86	*83*	101,0
3	60	100	159	*157*	134	*138*	98,3
4	70	104	154	*157*	124	*122*	97,1
5	33	65	81	*97*	56	*74*	63,0
6	34	45	56	*62*	41	*51*	68,8
7	63	64	117	*121*	91	*98*	91,3
8	101	115	156	*176*	117	*158*	133,7
9	24	34	42	*48*	38	*36*	41,6
10	72	72	108	*147*	85	*133*	75,4
11	51	110	84	*162*	68	*135*	77,8
12	126	187	199	*263*	184	*217*	143,8
13	42	70	119	*143*	103	*120*	82,3
14	31	53	103	*115*	80	*92*	72,5
15	160	179	217	*244*	168	*196*	203,3
16	121	217	199	*224*	199	*201*	211,8
17	53	49	80	*91*	69	*80*	66,9
18	46	70	107	*95*	86	*80*	88,1
19	45	61	84	*107*	74	*92*	79,2
20	32	50	65	*62*	52	*58*	66,7
21	34	106	146	*185*	118	*165*	115,9
22	33	68	85	*99*	77	*88*	87,3
23	37	73	81	*94*	79	*73*	94,7
24	27	39	51	*80*	48	*65*	43,2
25	56	79	148	*136*	101	*114*	85,5
26	34	25	61	*37*	53	*32*	25,4
27	37	49	78	*71*	57	*56*	50,3
28	95	123	151	*149*	148	*146*	140,6
29	21	24	38	*87*	34	*71*	31,3

Tabelle 12: Aufstellung der Ergebnisse des Endsystolischen Volumens

Pat. Nr.	EF (LVG)	EF (3D)	EF (HC1)	*EF (HC1)*	EF (BE1)	*EF (BE1)*	EF (SR1)
1	52	51	44	*42*	45	*34*	42
2	78	50	41	*53*	38	*58*	49
3	72	59	38	*51*	38	*52*	56
4	52	11	8	*22*	14	*27*	20
5	78	62	51	*45*	57	*58*	62
6	81	69	63	*63*	69	*66*	54
7	44	48	27	*27*	31	*33*	41
8	42	20	19	*11*	25	*13*	24
9	82	68	63	*65*	54	*70*	69
10	47	46	25	*18*	32	*18*	44
11	56	37	47	*30*	46	*29*	46
12	54	24	18	*17*	27	*15*	35
13	79	57	46	*44*	43	*46*	53
14	75	59	39	*29*	40	*32*	43
15	27	25	23	*20*	20	*29*	22
16	42	22	36	*26*	27	*30*	24
17	62	64	50	*47*	53	*51*	55
18	66	36	39	*46*	37	*42*	34
19	64	58	53	*34*	48	*38*	55
20	67	58	48	*57*	50	*57*	47
21	68	45	33	*27*	38	*25*	47
22	76	55	47	*42*	45	*42*	46
23	63	57	45	*42*	43	*51*	45
24	77	66	62	*43*	51	*52*	64
25	56	53	30	*42*	44	*38*	43
26	73	62	27	*56*	21	*57*	63
27	71	52	40	*40*	45	*45*	58
28	55	46	43	*39*	33	*33*	37
29	80	81	78	*49*	76	*58*	74

Tabelle 13: Aufstellung der Ergebnisse der Ejektionsfraktion

Pat. Nr.	SV (LVG)	SV (3D)	SV (HC1)	*SV (HC1)*	SV (BE1)	*SV (BE1)*	SV (SR1)
1	57	84	72	*82*	67	*63*	74
2	145	80	71	*118*	53	*116*	100
3	151	145	96	*161*	83	*147*	125
4	75	13	13	*45*	20	*46*	10
5	115	109	83	*78*	75	*102*	112
6	147	98	94	*105*	90	*99*	88
7	50	60	44	*44*	41	*49*	64
8	72	29	36	*21*	40	*24*	43
9	111	74	71	*91*	44	*86*	95
10	64	61	36	*33*	40	*30*	66
11	66	64	75	*69*	59	*56*	61
12	145	60	45	*52*	69	*38*	59
13	154	92	103	*111*	79	*104*	91
14	92	78	67	*47*	54	*44*	54
15	60	60	65	*62*	41	*79*	60
16	89	62	111	*78*	72	*85*	68
17	86	87	81	*82*	77	*82*	84
18	89	40	69	*80*	50	*58*	48
19	79	85	94	*55*	69	*56*	98
20	65	72	59	*83*	53	*77*	61
21	73	69	72	*68*	73	*56*	104
22	102	83	76	*71*	62	*65*	77
23	63	96	66	*68*	59	*77*	78
24	88	76	84	*60*	50	*70*	82
25	70	89	63	*97*	79	*69*	64
26	90	41	22	*48*	14	*43*	40
27	92	53	51	*48*	47	*45*	68
28	116	106	114	*95*	74	*71*	77
29	86	103	134	*84*	107	*98*	94

Tabelle 14: Aufstellung der Ergebnisse des Schlagvolumens

	3D		**HC1**		***HC1***		**BE1**		***BE1***		**SR1**	
EDV (ml)	**r**	**p <**	**r**	**p <**	**r**	**p <**	**r**	**p <**	**r**	**p <**	**r**	**p <**
LVG	0,73	,249	0,71	,001	0,74	,001	0,73	,712	0,72	,001	0,68	,030
3D			0,89	,001	0,89	,001	0,91	,190	0,92	,001	0,91	,049
HC1					0,92	,001	0,96	,001	0,92	,001	0,90	,001
HC1							0,92	,001	0,98	,001	0,86	,001
BE1									0,91	,001	0,88	,006
BE1											0,90	,001
ESV (ml)												
LVG	0,88	,001	0,87	,001	0,84	,001	0,86	,001	0,84	,001	0,88	,001
3D			0,90	,001	0,92	,001	0,94	,008	0,92	,001	0,94	,010
HC1					0,92	,001	0,97	,001	0,91	,558	0,89	,001
HC1							0,91	,001	0,99	,001	0,85	,001
BE1									0,91	,001	0,91	,859
BE1											0,86	,002
SV (ml)												
LVG	0,44	,004	0,36	,002	0,61	,001	0,38	,001	0,57	,001	0,46	,002
3D			0,73	,350	0,74	,762	0,77	,001	0,75	,200	0,84	,764
HC1					0,61	,001	0,83	,001	0,65	,001	0,68	,492
HC1							0,59	,001	0,91	,001	0,65	,942
BE1									0,57	,001	0,67	,001
BE1											0,72	,304
EF (%)												
LVG	0,76	,001	0,67	,001	0,75	,001	0,66	,001	0,76	,001	0,80	,001
3D			0,81	,001	0,76	,001	0,80	,001	0,78	,001	0,91	,023
HC1					0,69	,001	0,92	,001	0,72	,001	0,76	,005
HC1							0,63	,001	0,95	,001	0,71	,001
BE1									0,65	,001	0,74	,006
BE1											0,75	,011

Tabelle 8: Korrelationskoeffizient (r) und Signifikanzwert (p) der absoluten Volumen (ml) und der Ejektionsfraktion (%)

	EDV (b.e.) 1.MR	EDV (h.c.) 1.MR	Diff b.e. 1.MR	Diff h.c. 1.MR	EDV (b.e.) 2.MR	EDV (h.c.) 2.MR	Diff b.e. 2.MR	Diff h.c. 2.MR
Messung 1	147	165	30,00	29,00	184	194	16,00	2,00
Messung 2	177	194			168	192		
Messung 1	139	172	41,00	49,00	199	221	25,00	41,00
Messung 2	180	221			224	262		
Messung 1	217	255	42,00	63,00	285	318	24,00	40,00
Messung 2	259	318			309	358		
Messung 1	144	167	8,00	3,00	168	202	18,00	31,00
Messung 2	136	164			186	233		
Messung 1	131	164	30,00	8,00	176	175	33,00	4,00
Messung 2	161	172			143	171		
Messung 1	131	150	11,00	17,00	150	167	11,00	7,00
Messung 2	142	167			161	174		
Messung 1	132	160	8,00	12,00	147	165	11,00	18,00
Messung 2	140	148			158	183		
Messung 1	157	192	8,00	5,00	182	197	7,00	12,00
Messung 2	165	197			175	209		
Messung 1	82	113	23,00	13,00	122	139	3,00	6,00
Messung 2	105	126			125	145		
Messung 1	125	145	18,00	31,00	163	180	12,00	0,00
Messung 2	143	176			151	180		
Messung 1	127	158	38,00	49,00	191	231	5,00	1,00
Messung 2	165	207			196	232		
Messung 1	253	245	26,00	70,00	255	315	1,00	45,00
Messung 2	227	315			256	270		
Messung 1	182	222	12,00	32,00	224	254	38,00	28,00
Messung 2	194	254			186	226		
Messung 1	134	170	12,00	24,00	136	162	3,00	3,00
Messung 2	122	146			139	159		
Messung 1	275	306	63,00	49,00	209	282	43,00	47,00
Messung 2	212	257			252	329		
Messung 1	271	310	46,00	44,00	286	302	35,00	46,00
Messung 2	225	266			321	348		
Messung 1	151	174	17,00	22,00	162	173	16,00	12,00
Messung 2	134	152			146	161		
Messung 1	135	176	6,00	14,00	138	175	7,00	0,00
Messung 2	129	162			145	175		
Messung 1	143	178	5,00	16,00	144	175	30,00	29,00
Messung 2	148	162			174	204		
Messung 1	105	124	9,00	7,00	135	145	4,00	3,00
Messung 2	114	131			131	148		
Messung 1	221	253	40,00	48,00	191	218	7,00	17,00
Messung 2	181	205			198	235		
Messung 1	153	170	29,00	21,00	139	161	6,00	7,00
Messung 2	124	149			145	168		
Messung 1	150	162	27,00	20,00	138	147	26,00	31,00
Messung 2	123	142			164	178		
Messung 1	98	135	20,00	7,00	135	140	13,00	15,00
Messung 2	118	128			122	155		
Messung 1	183	233	3,00	22,00	180	211	34,00	37,00
Messung 2	180	211			214	248		
Messung 1	68	83	4,00	0,00	75	85	6,00	4,00
Messung 2	64	83			81	89		
Messung 1	103	129	17,00	16,00	101	119	21,00	21,00
Messung 2	86	113			122	140		
Messung 1	222	264	5,00	20,00	217	244	34,00	40,00
Messung 2	217	244			251	284		
Messung 1	141	172	7,00	26,00	169	171	3,00	19,00
Messung 2	134	146			166	190		
MW:	155,6	184,5	20,9	25,4	176,0	202,0	17,0	19,5
SD:	48,6	56,0	15,4	18,3	52,1	60,7	12,6	16,1
	Abweichungen (%)				Abweichungen (%)			
	0,13	0,14			0,10	0,10		

Tabelle 6: Differenzen der Wiederholungsmessungen des EDV (ml) zur Abschätzung der Abweichungen (%)

	ESV (b.e.) 1.MR	ESV (h.c.) 1.MR	Diff b.e. 1.MR	Diff h.c. 1.MR	ESV (b.e.) 2.MR	ESV (h.c.) 2.MR	Diff b.e. 2.MR	Diff h.c. 2.MR
Messung 1	81	93	27,0	19,0	121	112	2,0	24,0
Messung 2	108	112			123	136		
Messung 1	86	101	8,0	2,0	83	103	40,0	30,0
Messung 2	78	103			123	133		
Messung 1	134	159	20,0	2,0	138	157	42,0	51,0
Messung 2	114	157			180	208		
Messung 1	124	154	9,0	3,0	122	157	41,0	29,0
Messung 2	115	157			163	186		
Messung 1	56	81	4,0	16,0	74	97	4,0	6,0
Messung 2	60	97			78	103		
Messung 1	41	56	5,0	2,0	51	62	5,0	1,0
Messung 2	46	58			56	63		
Messung 1	91	117	15,0	11,0	98	121	20,0	16,0
Messung 2	76	106			118	137		
Messung 1	117	156	13,0	20,0	158	176	11,0	1,0
Messung 2	130	176			147	175		
Messung 1	38	42	9,0	5,0	36	48	19,0	6,0
Messung 2	29	37			55	54		
Messung 1	85	108	12,0	39,0	133	147	39,0	38,0
Messung 2	97	147			94	109		
Messung 1	68	84	40,0	57,0	135	162	5,0	3,0
Messung 2	108	141			140	165		
Messung 1	184	199	9,0	64,0	217	263	42,0	59,0
Messung 2	193	263			175	204		
Messung 1	120	143	31,0	24,0	103	119	0,0	9,0
Messung 2	89	119			103	128		
Messung 1	92	115	30,0	24,0	80	103	7,0	0,0
Messung 2	62	91			87	103		
Messung 1	196	244	39,0	48,0	168	217	41,0	41,0
Messung 2	157	196			209	258		
Messung 1	199	199	37,0	21,0	201	224	28,0	4,0
Messung 2	162	178			229	220		
Messung 1	80	91	11,0	20,0	69	80	18,0	18,0
Messung 2	69	71			87	98		
Messung 1	86	107	6,0	12,0	80	95	12,0	19,0
Messung 2	80	95			92	114		
Messung 1	92	107	23,0	34,0	74	84	11,0	21,0
Messung 2	69	73			85	105		
Messung 1	52	65	2,0	9,0	58	62	12,0	18,0
Messung 2	50	56			70	80		
Messung 1	165	185	64,0	48,0	118	146	28,0	16,0
Messung 2	101	137			146	162		
Messung 1	88	99	21,0	21,0	77	85	1,0	6,0
Messung 2	67	78			78	91		
Messung 1	79	81	25,0	0,0	73	94	30,0	13,0
Messung 2	54	81			103	107		
Messung 1	65	80	21,0	34,0	48	51	30,0	33,0
Messung 2	44	46			78	84		
Messung 1	101	148	1,0	21,0	114	136	39,0	40,0
Messung 2	100	127			153	176		
Messung 1	53	61	27,0	24,0	32	37	24,0	29,0
Messung 2	26	37			56	66		
Messung 1	57	78	11,0	9,0	56	71	15,0	13,0
Messung 2	46	69			71	84		
Messung 1	148	151	3,0	2,0	146	149	15,0	20,0
Messung 2	151	149			161	169		
Messung 1	71	87	45,0	49,0	34	38	58,0	63,0
Messung 2	26	38			92	101		
MW:	92,3	113,6	19,6	22,1	107,7	124,4	22,0	21,6
SD:	43,8	51,1	15,1	17,9	47,8	54,3	15,7	17,3
	Abweichungen (%)				Abweichungen (%)			
	0,21	0,19			0,20	0,17		

Tabelle 7: Differenzen der Wiederholungsmessungen des ESV (ml) zur Abschätzung der Abweichungen (%)

	3D		**HC1**		***HC1***		**BE1**		***BE1***		**SR1**	
EDV (ml)	**MW (±2SD)**	**95% CI**	**MW (±2SD)**	**95% CI**	**MW (±2SD)**	**95% CI**	**MW (±2SD)**	**95% CI**	**MW (±2SD)**	**95% CI**	**MW (±2SD)**	**95% CI**
LVG	7,6 ± 68,1	-5,6 bis 20,8	31,2 ± 74,1	17,1 bis 45,2	49,6 ± 80,7	34,2 bis 64,9	2,3 ± 67,4	-10,5 bis 15,2	27,8 ± 73,5	13,9 bis 41,8	15,3 ± 72,2	1,6 bis 29,1
3D			23,6 ± 47,3	14,6 bis 32,6	42 ± 54,1	31,7 bis 52,3	-5,2 ± 42,1	-13,2 bis 2,8	20,2 ± 40,9	12,5 bis 28,0	7,7 ± 40,6	0,0 bis 15,5
HC1					18,4 ± 48,4	9,2 bis 27,6	-28,8 ± 27,9	23,5 bis 34,1	-3,3 ± 41,1	-11,2 bis 4,5	-15,8 ± 46,1	-24,6 bis -7,1
HC1							-47,2 ± 49,3	-56,6 bis -37,8	-21,7 ± 28,0	-27,1 bis -16,4	-34,2 ± 62,6	-46,1 bis -22,3
BE1									25,5 ± 42,5	17,4 bis 33,6	13 ± 46,5	4,2 bis 21,8
BE1											-12,5 ± 46,1	-21,3 bis -3,7
ESV (ml)												
LVG	26,3 ± 46,7	17,4 bis 35,2	52,8 ± 50,2	43,2 bis 62,3	68,7 ± 65,7	56,2 bis 81,2	35,2 ± 43,8	26,8 bis 43,5	50,5 ± 54,9	40,0 bis 60,9	34,6 ± 42,8	26,4 bis 42,7
3D			26,4 ± 43,1	18,2 bis 34,6	42,4 ± 44,5	33,9 bis 50,9	8,8 ± 33,0	2,5 bis 15,1	24,2 ± 38,0	16,9 bis 31,4	8,2 ± 31,8	2,2 bis 14,3
HC1					16,0 ± 45,0	7,4 bis 24,5	-17,6 ± 25,6	-22,5 bis -12,8	-2,3 ± 41,5	-10,2 bis 5,6	-18,2 ± 44,0	-26,6 bis -9,8
HC1							-33,6 ± 49,8	-43,0 bis -24,1	-18,2 ± 23,2	-22,7 bis -13,8	-34,2 ± 59,8	-45,5 bis -22,8
BE1									15,3 ± 40,1	7,7 bis 22,9	-0,6 ± 36,0	-7,4 bis 6,2
BE1											-15,9 ± 49,5	-25,3 bis -6,5

Tabelle 15: Bland-Altman-Analyse Teil 1. Mittelwert (MW), 2Standardabweichungen (2SD) und 95% Konfidenzintervall (95% CI). Positive Werte entsprechen einer Überschätzung, negative Werte einer Unterschätzung (Volumen in ml, EF in %) bei EDV und ESV.

	3D		**HC1**		***HC1***		**BE1**		***BE1***		**SR1**	
SV (ml)												
LVG	-18,0 ± 60,9	-29,6 bis -6,5	-21,6 ± 66,0	-34,1 bis -9,0	-19,2 ± 52,3	-29,1 bis -9,2	-32,8 ± 59,3	-44,1 bis -21,5	-22,7 ± 54,2	-33,0 bis -12,3	-18,9 ± 58,0	-29,9 bis -7,8
3D			-3,5 ± 39,9	-11,1 bis 4,1	-1,1 ± 40,0	-8,8 bis 6,5	-14,8 ± 34,2	-21,3 bis -8,3	-4,6 ± 37,9	-11,8 bis 2,6	-0,8 ± 29,4	-6,4 bis 4,8
HC1					2,4 ± 49,8	-7,1 bis 11,9	-11,2 ± 30,5	-17,1 bis -5,4	-1,1 ± 45,7	-9,8 bis 7,6	2,7 ± 41,6	-5,2 bis 10,6
HC1							-13,6 ± 46,8	-22,5 bis -4,7	-3,5 ± 24,3	-8,1 bis 1,1	0,3 ± 45,1	-8,3 bis 8,9
BE1									10,1 ± 46,2	1,3 bis 18,9	13,9 ± 36,6	7,0 bis 20,9
BE1											3,8 ± 39,0	-3,6 bis 11,2
EF (%)												
LVG	-13,7 ± 22,0	-17,9 bis -9,5	-22,6 ± 24,2	-27,2 bis -18,0	-24,6 ± 20,0	-28,3 bis -20,8	-22,4 ± 23,4	-26,8 bis -17,9	-22,1 ± 20,7	-26,0 bis -18,1	-16,9 ± 18,0	-20,3 bis -13,4
3D			-8,9 ± 20,1	-12,7 bis -5,1	-10,8 ± 21,7	-15,0 bis -6,7	-8,7 ± 19,8	-12,4 bis -4,9	-8,3 ± 21,4	-12,4 bis -4,3	-3,1 ± 14,1	-5,8 bis -0,5
HC1					-1,9 ± 23,4	-6,4 bis 2,5	0,2 ± 12,2	-2,1 bis 2,6	0,6 ± 22,8	-3,8 bis 4,9	5,8 ± 20,5	1,9 bis 9,7
HC1							2,2 ± 24,2	-2,4 bis 6,8	2,5 ± 9,8	0,6 bis 4,3	7,7 ± 21,3	3,6 bis 11,8
BE1									0,3 ± 24,4	-4,3 bis 5,0	5,5 ± 19,9	1,7 bis 9,3
BE1											5,2 ± 20,6	1,3 bis 9,1

Tabelle 12: Bland-Altman-Analyse Teil 2. Mittelwert (MW), 2Standardabweichungen (2SD) und 95% Konfidenzintervall (95% CI). Positive Werte entsprechen einer Überschätzung, negative Werte einer Unterschätzung (Volumen in ml, EF in %) bei SV und EF.

	3D		**HC1**		***HC1***		**BE1**		***BE1***		**SR1**	
EDV (ml)	Ď ± 1SD	Diff in %	Ď ± 1SD	Diff in %	Ď ± 1SD	Diff in %	Ď ± 1SD	Diff in %	Ď ± 1SD	Diff in %	Ď ± 1SD	Diff in %
LVG	7,6 ± 34,7	7,4 ±26,5	31,2 ± 37,0	23,9 ± 28,6	49,6 ± 40,3	36,3 ± 33,7	2,3 ± 33,7	3,8 ± 26,0	27,8 ± 36,7	21,6 ± 29,9	15,3 ± 36,1	13,5 ± 29,1
3D			23,6 ± 23,7	17,1 ± 17,3	42,0 ± 27,0	28,3 ±18,1	-5,2 ± 21,0	-2,4 ± 14,0	20,2 ±20,5	14,2 ± 13,9	7,7 ± 20,3	6,5 ± 13,2
HC1					18,4 ± 24,2	10,4 ± 12,9	-28,8 ± 14,0	-16,4 ± 6,3	-3,3 ± 20,6	-1,5 ± 11,4	-15,8 ± 23,0	-7,9 ± 12,9
HC1							-47,2 ± 24,7	-23,5 ± 8,8	-21,7 ± 14,0	-10,7 ± 5,4	-34,2 ± 31,3	-15,9 ± 12,7
BE1									25,5 ± 21,2	18,3 ± 15,3	13,0 ± 23,2	10,7 ± 17,7
BE1											-12,5 ± 23,0	-5,9 ± 12,8
ESV (ml)												
LVG	26,3 ± 23,4	53,0 ± 46,9	52,8 ± 25,1	109,7 ± 63,5	68,7 ± 32,8	144,6 ± 89,8	35,2 ± 21,9	74,7 ± 51,0	50,5 ± 27,4	107,2 ± 76,9	34,6 ± 21,4	74,7 ± 55,2
3D			26,4 ± 21,5	41,6 ± 34,2	42,4 ± 22,3	63,0 ± 49,1	8,8 ± 16,5	17,9 ± 28,0	24,2 ± 19,0	38,1 ± 40,2	8,2 ± 15,9	15,3 ± 18,7
HC1					16,0 ± 22,5	17,8 ± 31,5	-17,6 ± 12,8	-16,2 ± 8,4	-2,3 ± 20,7	0,0 ± 26,7	-18,2 ± 22,0	-15,4 ± 18,5
HC1							-33,6 24,9	-25,0 ± 18,7	-18,2 ± 11,6	-15,0 ± 6,9	-34,2 ± 29,9	-25,5 ± 18,9
BE1									15,3 ± 20,0	19,7 ± 30,4	-0,6 ± 18,0	1,3 21,9
BE1											-15,9 ± 24,7	-12,2 ± 22,4

Tabelle 9: Absolute und relative Unterschiede im Volumen (ml) und in der Ejektionsfraktion (%) bei der ESV und EDV

	3D		**HC1**		***HC1***		**BE1**		***BE1***		**SR1**	
SV (ml)												
LVG	-18,0 ± 30,4	-14,7 ± 32,6	-21,6 ± 33,0	-19,1 ± 32,1	-19,2 ± 26,2	-17,9 ± 28,0	-32,8 ± 29,6	-31,3 ± 26,2	-22,7 ± 27,1	-21,5 ± 26,9	-18,9 ± 29,0	1,5 ± 20,9
3D			-3,5 ± 19,9	-2,3 ± 28,9	-1,1 ± 20,0	7,0 ± 54,6	-14,8 ± 17,1	-15,3 ± 26,2	-4,6 ± 19,0	2,1 ± 54,4	-0,8 ± 14,7	1,5 ± 20,9
HC1					2,4 ± 24,9	14,5 ± 57,2	-11,2 ± 15,3	-11,1 ± 24,1	-1,1 ± 22,9	9,0 ± 56,8	2,7 ± 20,8	10,1 ± 31,8
HC1							-13,6 ± 23,4	-12,3 ± 32,9	-3,5 ± 12,1	-3,5 ± 16,1	0,3 ± 22,6	8,6 ± 41,2
BE1									10,1 ± 23,1	26,5 ± 57,0	13,9 ± 18,3	29,8 ± 46,2
BE1											3,8 ± 19,5	13,2 ± 40,4
EF (%)												
LVG	-13,7 ± 11,0	-22,0 ± 19,9	-22,6 ± 12,1	-35,8 ± 18,7	-24,6 ± 10,0	-39,3 ± 15,7	-22,4 ± 11,7	-35,1 ± 15,8	-22,1 ± 10,4	-35,1 ± 18,1	-16,9 ± 9,0	-26,6 ± 13,7
3D			-8,9 ± 10,0	-15,8 ± 22,9	-10,8 ± 10,9	-17,7 ± 29,9	-8,7 ± 9,9	-13,4 ± 20,9	-8,3 ± 10,7	-11,6 ± 37,0	-3,1 ± 7,0	-1,6 ± 22,3
HC1					-1,9 ± 11,7	2,5 ± 44,8	0,2 ± 6,1	5,3 ± 23,0	0,6 ± 11,4	9,9 ± 53,3	5,8 ± 10,3	24,3 ± 42,9
HC1							2,2 ± 12,1	13,6 ± 38,1	2,5 ± 4,6	7,3 ± 14,4	7,7 ± 10,7	29,1 ± 41,7
BE1									0,3 ± 12,2	6,1 ± 44,7	5,5 ± 10,0	18,8 ± 39,0
BE1											5,2 ± 10,3	22,0 ± 43,0

Tabelle 10: Absolute und relative Unterschiede im Volumen (ml) und in der Ejektionsfraktion (%) bei SV und EF

Lebenslauf

Karen Christina Hoffmann

Adresse:	Karen Hoffmann Perlacherstraße 5 81539 München
Telefon:	+49 (89) / 69387474
Fax:	+49 (89) / 6149297
Mobil:	+49 (177) / 6122185
E-Mail:	karen_siebert@gmx.de
Geburtsdatum/-ort:	14.12.1976 in München
Familienstand:	verheiratet, geb. Siebert

Ausbildung

Sept. 1983 - Aug. 1987	Grundschule Taufkirchen
Sept. 1987 - Aug. 1996	Abitur am Gymnasium Unterhaching, Leistungskurse Mathematik und Sport
April 1997 - Juni. 2003	Studium der Humanmedizin an der Ludwig-Maximilians-Universität München
März 1999	Physikum
29. Aug. 2000	1. Staatsexamen in München
Juni 2001	Onkologie-Seminar in Oberstaufen
26. März 2002	2. Staatsexamen in München
19. Juni 2003	3. Staatsexamen in München
01. Okt. 2004	Erteilung der Approbation als Ärztin von der Regierung von Oberbayern
Seit Nov. 2001	Doktorarbeit am Klinikum Großhadern der LMU- München, Abteilung Radiologie, Thema: Volumetrie des linken Ventrikels mit der Mehrschicht-Spiral-CT verglichen mit der Angiokardiographie

Berufliche Erfahrung / Praktika

Juni 1995	Pflegepraktikum am Kreiskrankenhaus München - Perlach, Abteilung Innere Medizin
Okt. 1996 - Nov. 1996	Pflegepraktikum am Städtischen Krankenhaus München - Neuperlach, Abteilung Unfallchirurgie
Nov. 1996 - Dez. 1998	Aushilfskraft im Städtischen Krankenhaus München - Neuperlach
April 1999 - Dez. 1999	Studentische Hilfskraft am Institut für Medizinische Psychologie der Ludwig-Maximilians-Universität München
Okt. 1999	Famulatur im Städt. Krankenhaus München - Neuperlach, Abteilung Kardiologie
April 2000	Famulatur im Klinikum der Universität München - Innenstadt, Abteilung Institut für Radiologische Diagnostik
März 2001	Famulatur in der Internistischen Gemeinschaftspraxis Krause/Neumann
Sept. 2001 - Okt. 2001	Famulatur an der Yale-University School of Medicine in New Haven, Department of Surgery
Juli 2001 - Dez. 2001	Verlagsarbeit und Übersetzung im Börm - Bruckmeier - Verlag, GrünwaldApril 2002 - Aug. 2002 PJ im Städt. Krankenhaus München - Neuperlach, Abteilung Chirurgie
Aug. 2002 - Nov. 2002	PJ im Städt. Krankenhaus München - Harlaching, Abteilung Innere Medizin
Nov. 2002 - März 2003	PJ im Klinikum Traunstein, Abteilung Gynäkologie
Sept. 2003 - Okt. 2004	Ärztin im Praktikum in der Asklepios Stadtklinik Bad Tölz, Abteilung Chirurgie
Seit Okt. 2004	Assistenzärztin in der Asklepios Stadtklinik Bad Tölz, Abteilung Chirurgie

Sprachen

Deutsch	- Muttersprache
Englisch	- fliessend