

Fetale Dreidimensionale Echokardiographie
– Ein morphologischer und morphometrischer Vergleich
mit der zweidimensionalen Standardtechnik –

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Hohen Medizinischen Fakultät
der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität
Bonn

Bernhard Albert Steinweg
aus Bonn

2009

Angefertigt mit Genehmigung der
Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Prof. Dr. med. J. Breuer
2. Gutachter: Prof. Dr. med. A. Welz

Tag der Mündlichen Prüfung: 19.10.2009

Aus der Abteilung für Kinderkardiologie der Universitätskinderklinik Bonn
Direktor: Prof. Dr. med. J. Breuer

Für meine Großmutter

Inhaltsverzeichnis	5
Abkürzungsverzeichnis	7
A. Einleitung.....	10
B. Material und Methoden	14
1. Untersuchungszeitraum und Patientengut	14
2. Echokardiographische Untersuchungsmethoden.....	16
2.1 2D-Echokardiographie	16
2.2 3D-Rekonstruktion	17
2.3 3D-Echtzeitechokardiographie	19
3. Studiendesign	19
3.1 Ablauf der Untersuchung	19
3.2 Untersuchungsprotokoll	23
4. Statistische Auswertung	23
C. Ergebnisse.....	25
1. Durchführbarkeit	25
2. Strukturvergleich	25
2.1 Häufigkeiten	25
2.2 Interobserver Variability	36
2.3 Methodenvergleich mit dem goldenem Standard 2D	39
3. Volumenmessungen als Parameter für quantitative Aussagen	47
3.1 Intraobserver variability in 2D und 3D-Echtzeitechokardiographie	48
3.2 Interobserver variability der Methode 3D-Echtzeitechokardiographie	49
3.3 Methodenvergleich nach Bland-Altman zwischen 2D und 3D-Echtzeit	52
3.4 Methodenvergleich nach Bartko zwischen 2D und 3D-Echtzeit	57
3.5 Vergleich Diagnosen	58

D. Diskussion.....	60
1. Methodendiskussion	60
2. Auswertesoftware	64
3. Strukturen	65
4. Volumen	69
E. Zusammenfassung	77
F. Anhang	80
1. Untersuchungsprotokoll	80
2. Tabelle: Häufigkeiten der Strukturen	85
3. Tabelle: Häufigkeiten – Vergleich Erst- und Zweituntersucher.....	89
G. Literaturverzeichnis.....	93
Danksagung	99

Abkürzungsverzeichnis

Nicht aufgeführt werden international gebräuchliche Einheiten wie die SI-Einheiten und die von diesen Einheiten abgeleiteten Maßeinheiten und Potenzen.

2D	Zweidimensional
3D	Dreidimensional
3DL	Dreidimensionale Echtzeitechokardiographie
3DR	Dreidimensionale Rekonstruktion
4CV	Vier-Kammer-Blick
4D	Vierdimensional

A

Ao	Aorta
AD	Abdomendurchmesser
ASD	Atriumseptumdefekt
ASE	American Society of Echocardiography
AU	Abdomenumfang
AV	Atrioventrikulär

B

BPD	Biparietaler Durchmesser
-----	--------------------------

C

CD	Compact Disc
CE	Communaute Europeenne
CTG	Cardiotokogramm
CW	continous wave

E

EKG	Elektrokardiogramm
-----	--------------------

F

FOD Frontookzipitaler Durchmesser

G

GA Gestationsalter

GE General Electrics

I

ICC Inter-Class Correlation Coefficient

K

KI Konfidenzintervall

KU Kopfumfang

L

LA Linker Vorhof

LV Linker Ventrikel

LVOT Linksventrikulärer Ausflusstrakt

M

Mb Moderatorband

MOD method of discs

MHz Megahertz

MRT Magnetresonanztomographie

N

n Anzahl

n. s. nicht signifikant

P

PSA parasternal short axis / Parasternal kurze Achse

PW pulsed wave

R

RA	Rechter Vorhof
RV	Rechter Ventrikel
RVOT	Rechtsventrikulärer Ausflusstrakt

S

SSW	Schwangerschaftswoche
STIC	spatiotemporal image correlation

U

USA	United States of America
-----	--------------------------

V

VCI	Vena cava inferior
VCS	Vena cava superior
vs.	versus
VSD	Ventrikelseptumdefekt

A. Einleitung

Angeborene Herzfehler treten bei ungefähr 6 bis 8 von 1000 Neugeborenen auf und gehören somit zu den häufigsten Organfehlbildungen weltweit (Ferencz et al., 1985; Gembruch, 1997; Wren et al., 2000). Ihre Diagnostik erfolgt sowohl vor der Geburt (pränatal) wie auch nach der Geburt (postnatal) im Wesentlichen durch Ultraschalluntersuchungen. Hinsichtlich der pränatalen Diagnostik stellt die fetale Echokardiographie heutzutage die wichtigste Methode zur Erkennung angeborener Herzfehler dar.

Mit Hilfe der fetalen Echokardiographie können angeborene Herzfehler, angeborene Gefäßanomalien oder fetale Arrhythmien bereits im Mutterleib erkannt werden, wodurch eine detaillierte pränatale Beratung und Therapieplanung möglich ist. Die pränatale echokardiographische Untersuchung hat somit entscheidende Folgen, die von einem Schwangerschaftsabbruch über eine pränatale Therapie bis hin zur Planung des therapeutischen Vorgehens nach der Geburt reichen. Nicht nur für die Beratung, sondern auch für die spätere Prognose ist eine bereits pränatal möglichst korrekte Diagnosestellung entscheidend (Bonnet et al., 1999; Gembruch, 1997). Besonders in den letzten zwei Jahrzehnten wurde die Technik der verwendeten Ultraschallgeräte durch die Entwicklung von sowohl zeitlich als auch räumlich hoch auflösenden Ultraschallköpfen stetig verbessert, was zu einer höheren diagnostischen Aussagekraft geführt hat.

Neben den verbesserten Schallköpfen stehen jedoch seit Ende der 90er Jahre vor allem auch neuere Ultraschallverfahren wie die fetale dreidimensionale Echokardiographie mit den Methoden 3D-Rekonstruktion und 3D-Echtzeit-Analyse (real-time-3D) zur Verfügung (Deng et al., 2002; Nelson et al., 1996; Nelson, 1998). Diese neuen Methoden sind viel versprechend und bringen einige Vorteile gegenüber dem herkömmlichen zweidimensionalen Verfahren mit sich:

Im Rahmen der routinemäßig durchgeführten zweidimensionalen Echokardiographie muss sich der/die untersuchende Arzt/Ärztin mit Hilfe der zweidimensionalen Bilder ein eigenes dreidimensionales Bild der Herzstruktur machen (Zosmer et al., 1996). Das Ergebnis und damit auch die diagnostische Aussage werden von der eigenen Vorstellungskraft und der persönlichen Erfahrung beeinflusst. Bei der Verwendung zweidimensionaler Bildtechniken sind sowohl Datenerhebung wie auch Dateninterpreta-

tion stark untersucherabhängig und eine interdisziplinäre erneute Datenevaluation durch Dritte nur eingeschränkt möglich. Auch Aussagen zu quantitativen Messungen, vor allem zu volumetrischen Daten wie beispielsweise das endsystolische oder enddiastolische Ventrikelvolumen, sind nur annähernd möglich, da diesen Messungen eine zweidimensionale, also nicht ideale Geometrie zugrunde liegt (Chang et al., 1997). Besonders hier eröffnet die dreidimensionale Echokardiographie des fetalen Herzens erstmals die Möglichkeit, eine direkte, nicht-invasive Volumenbestimmung der fetalen Herzkammern durchzuführen und so Aussagen über die Hämodynamik des gesunden und erkrankten fetalen Kreislaufs zu erhalten. Diese Informationen können zusätzliche Entscheidungshilfen hinsichtlich des weiteren therapeutischen Vorgehens sein. Studien dazu stehen noch aus.

Aufgrund technischer Limitationen, die im Folgenden noch genauer beschrieben werden, war der pränatale Einsatz bisher nur eingeschränkt möglich. Postnatal hat die 3D-Echokardiographie bereits einen gewissen Stellenwert bei der morphologischen Diagnostik angeborener Herzfehler, Klappenerkrankungen, bei interventionellen Verschlüssen von Vorhofseptumdefekten sowie bei der Bestimmung von quantitativen Parametern wie Ventrikelvolumina, Myokardmassenbestimmungen und Quantifizierung regionaler Wandbewegungsstörungen eingenommen (Bates et al., 1996; Marx et al., 1995; Vogel und Losch, 1994; Lang et al., 2006b).

Grundsätzlich gibt es zwei verschiedene Verfahren der dreidimensionalen Echokardiographie – die 3D-Rekonstruktion und die 3D-Echtzeitechokardiographie (real-time-3D). Bei dem Verfahren der dreidimensionalen Rekonstruktion werden mit einem herkömmlichen Ultraschallgerät multiple, sequentielle zweidimensionale Ultraschallbilder des Herzens aus verschiedenen Herzzyklen unmittelbar hintereinander aufgenommen. Diese Bilddaten werden mit Hilfe eines so genannten Triggers in einer separaten Computerarbeitsstation zu einem dreidimensionalen Bilddatensatz rekonstruiert, so dass jedes 2D-Bild korrekt in seine entsprechende Phase des Herzzyklus eingeordnet wird. Ultraschall (Doppler) oder Cardiotokogramm (CTG) dienen heutzutage pränatal als Triggersignalquellen, um die fetale Herzfrequenz simultan abzuleiten (Herberg et al., 2003; Herberg et al., 2005; Kwon und Shandas, 1996). Diese kann weiterhin auch retrospektiv durch Bilddatenanalyse bestimmt werden (GE, Ultrasound Technology Update: 4D Fetal Echocardiography).

Bei der 3D-Echtzeitechokardiographie ist ein neu entwickelter Matrix-Schallkopf in der Lage während eines einzigen Herzzyklus einen dreidimensionalen Bildkegel aufzunehmen. Für dieses Verfahren wird kein Trigger benötigt.

Hinsichtlich der Limitationen stellt das Schallfenster bei beiden genannten Verfahren das größte Problem dar. Um möglichst genaue diagnostische Aussagen treffen zu können, muss das gesamte Herz des Feten durch den Ultraschall dargestellt werden. Diesbezüglich wurde in mehreren Studien beschrieben, dass bei ungünstiger Lage des Feten zur mütterlichen Bauchwand, bei schlechter Schallbarkeit der Mutter oder durch die Rippenschatten bereits verkalkter Rippen bei fortgeschrittenem Gestationsalter qualitativ schlechte Bildaufnahmen die Folge sein können (Herberg et al., 2003; Levental et al., 1998; Meyer-Wittkopf et al., 2001b; Nelson et al., 1996; Sklansky et al., 1997).

Ein Problem bei der dreidimensionalen Rekonstruktion ist die zeitliche Zuordnung der zweidimensional aufgenommenen Bilddaten zu dem Herzzyklus des Kindes, um einen dreidimensionalen Bilddatensatz zu rekonstruieren. Diese bereits erwähnte Triggerung ist notwendig, da ein simultanes fetales EKG ohne invasiven Eingriff nicht ableitbar ist. Funktioniert der Trigger nicht richtig oder werden die Bildaufnahmen von Atem- oder andere Kindsbewegungen begleitet, so können die rekonstruierten Datensätze fehlerhaft und für die diagnostische Auswertung unbrauchbar sein. Auch bei häufiger Bewegung des Kindes können aufgrund der sequentiellen Aufnahme qualitativ schlechte Bilddaten die Folge sein (Herberg et al., 2003; Maulik et al., 2003; Meyer-Wittkopf et al., 2001b). Bei beiden 3D-Verfahren – vor allem aber bei der 3D-Echtzeitechokardiographie – muss die räumliche Auflösung verbessert werden, um auch feinere kardiale Strukturen adäquat darstellen zu können.

Diesen Limitationen steht die Reihe von bereits genannten Vorteilen für die Diagnostik angeborener Herzfehler gegenüber. Ziel unserer Studie war nun, die vorhandenen 3D-echokardiographischen Verfahren – also 3D-Rekonstruktion und 3D-Echtzeit – hinsichtlich ihrer Durchführbarkeit und diagnostischen Aussage zu testen und sie mit dem in der klinischen Diagnostik fest etablierten goldenen Standard der 2D-Echokardiographie zu vergleichen. Dabei sollten die folgenden Fragen beantwortet werden:

Können mit Hilfe von dreidimensionalem Ultraschall kardiale Strukturen wie Vorhof- oder Kammerscheidewände, Ausflussbahnen und Herzklappen ebenso gut oder genauer betrachtet und das gesamte Herz in seinen räumlichen Dimensionen erfasst werden? Sind mit Hilfe des 3D-Ultraschalls Aufsichten auf die verschiedensten Strukturen in beliebigen Schnittebenen möglich, die durch das herkömmliche zweidimensionale Verfahren bisher nicht dargestellt werden konnten?

Kann durch die 3D-Verfahren eine genauere Volumetrie der Ventrikelvolumina erfolgen?

Wie praktikabel und zeitaufwendig sind die verschiedenen Verfahren im klinischen Alltag? Und eröffnet die fetale dreidimensionale Echokardiographie neue Möglichkeiten für die Diagnostik und Therapieplanung von angeborenen Herzfehlern?

B. Material und Methoden

1. Untersuchungszeitraum und Patientengut

In der Zeit von Februar 2004 bis März 2005 wurden 80 Probandinnen in der Abteilung für Kinderkardiologie der Universitätskinderklinik Bonn im Rahmen der Studie „Fetale Dreidimensionale Echokardiographie“ untersucht.

Die Jüngste der 80 Probandinnen war zum Zeitpunkt der Untersuchung 20 Jahre, die Älteste 40 Jahre alt. Der Altersdurchschnitt lag bei 30 Jahren. Das Gestationsalter der Feten betrug zwischen 19,1 und 38,4 Schwangerschaftswochen, wobei 58 Feten keinen pathologischen Herzbefund aufzeigten. Bei 22 Feten wurde eine kardiale Fehlbildung diagnostiziert (siehe Tabelle 1).

Probandinnen (n _{gesamt} =80)	Herzfehler	Gestationsalter (Median+Range)	Art des Herzfehlers
58	Nein	28,15 (20,5-37,0)	
22	Ja	31,55 (19,1-38,4)	Aortenstenose (n = 4) Aortenisthmusstenose (n = 2) Fallot´sche Tetralogie (n = 2) Pulmonalatresie ohne VSD (n = 2) VSD (n = 2) Transposition der gr. Arterien + VSD (n = 2) Aortenaneurysma (n = 1) Pulmonalatresie + VSD (n = 1) Totale Lungenvenenfehlöffnung (n = 1) Hypoplastisches Linksherzsyndrom (n = 1) Unterbrochener Aortenbogen + VSD (n = 1) AV-Kanal komplett (n = 2) AV-Kanal inkomplett (n = 1)

Tabelle 1: Übersicht Probandinnen

Von den insgesamt 80 Probandinnen waren 58 herzgesund, bei 22 konnte ein Herzfehler diagnostiziert werden. Das Gestationsalter der Feten lag zwischen 19,1 und 38,4 Schwangerschaftswochen.

Die Studie wurde durch die Ethikkommission der Universität Bonn genehmigt. Die Teilnahme erfolgte auf freiwilliger Basis und ohne Ausschlusskriterien. Demnach wurden alle schwangeren Frauen in die Studie eingeschlossen, deren Feten einen unauffälligen Befund, einen pathologischen fetalen Herzbefund oder eine andere Fehlbildung aufwiesen. Auch der Aspekt der Schallbarkeit stellte kein Ausschlusskriterium dar. Die Rekrutierung der Probandinnen erfolgte in Zusammenarbeit mit der Abteilung für Pränatale Diagnostik und Geburtshilfe der Universitäts-Frauenklinik Bonn, niedergelassenen Pränataldiagnostikern sowie niedergelassenen Gynäkologen. Die Schwangeren wurden durch entsprechende Informationsblätter und durch den jeweils betreuenden Gynäkologen über die Studie informiert. Nach ausführlicher Information und Aufklärung über mögliche Risiken der Studie durch die Studienleitung sowie Einholung einer schriftlichen Einverständniserklärung der Schwangeren erfolgten zunächst die vorgesehenen 2D- und 3D-echokardiographischen Untersuchungen, im Anschluss dann die Beratung in den Räumen der Kardiologischen Abteilung der Universitätskinderklinik Bonn. Aus klinischen Gründen erfolgte bei einigen Probandinnen ein „follow up“. Nach dem Patientenkontakt wurden die 3D-Datensätze von zwei Untersuchern ausgewertet. Postnatal führten wir eine erneute Untersuchung der Kinder zur Überprüfung der pränatal gestellten kardiologischen Diagnosen durch. Die Untersuchung erfolgte jenseits des zweiten Lebensstages mit Hilfe zwei- und dreidimensionaler Echokardiographie gemäß Studienprotokoll. Hierfür wurde das schriftliche Einverständnis der Elternteile eingeholt. Die Kinder mit pathologischen kardialen Befunden wurden in ein klinisches „follow up“ eingebunden.

Von den insgesamt 80 Probandinnen konnten aus Gründen der Geräteverfügbarkeit nicht alle mit beiden dreidimensionalen Verfahren (3D-Rekonstruktion und 3D-Echtzeit) untersucht werden. Ausschließlich mit der Methode der 3D-Rekonstruktion wurden 9 Probandinnen untersucht, da uns zu Beginn der Studie lediglich diese Methode zur Verfügung stand. Mit der Anschaffung eines neuen Gerätes konnten wir dann im Verlauf der Studie auch die Methode der 3D-Echtzeitechokardiographie anwenden, so dass insgesamt 50 Probandinnen mit beiden 3D-Methoden untersucht wurden. Gegen Ende der Studie konnten wir nur noch das Verfahren der 3D-Echtzeit anwenden, so dass 21 Probandinnen ausschließlich mit dieser Methode untersucht werden konnten.

Insgesamt wurden 80 Probandinnen mit dem herkömmlichen 2D-Ultraschall, 59 Probandinnen mit 3D-Rekonstruktion und 71 Probandinnen mit 3D-Echtzeit untersucht. Die verschiedenen Methodengruppen sind hinsichtlich des Gestationsalters vergleichbar (siehe Tabelle 2).

Methoden	Anzahl (n)	GA max (SSW)	GA min (SSW)	GA mean (SSW)
2D	80	38+4	19+1	28+6
3DR + 2D	59	37+0	19+1	28+5
3DL + 2D	71	38+4	19+1	29+1
3DR + 3DL + 2D	50	37+0	19+1	29+0

Tabelle 2: Methoden und Gestationsalter

Insgesamt wurden 80 Probandinnen mit der 2D-Echokardiographie (2D) untersucht, das Gestationsalter (GA) lag zwischen 19,1 (minimales GA) und 38,4 (maximales GA) Schwangerschaftswochen (SSW). Von diesen Probandinnen konnten 59 mit der Methode der 3D-Rekonstruktion (3DR), 71 mit der 3D-Echtzeitechokardiographie (3DL) und 50 Probandinnen mit allen drei Verfahren untersucht werden.

2. Echokardiographische Untersuchungsmethoden

2.1 2D-Echokardiographie

Die zweidimensionale Echokardiographie wurde mit den Geräten System V (General Electric, Solingen, Deutschland) sowie dem Sonos 7500 (Philips, Andover, USA) durchgeführt. Bei dem GE-Gerät verwendeten wir konventionelle 5,7 MHz-Sektorschallköpfe, bei dem Philips-Gerät zum einen den curved array- (3-6 MHz), den S8- (3-8 MHz) sowie den X4-1- (1-4 MHz) Schallkopf. Aufgrund der notwendigen Auflösung für fetale Herzstrukturen setzten wir am häufigsten die hochfrequenten 5 MHz-Schallköpfe ein. Da bei fortgeschrittenen Schwangerschaften die Verkalkung der Rippen ein Problem darstellt, kamen hier – wie auch bei unzureichender Sicht auf den Feten – des Öfteren niedrigfrequente Schallköpfe zum Einsatz, die, bei geringerer Auflösung, durch größere Eindringtiefe eine bessere Bildqualität lieferten.

Im Rahmen der 2D-Untersuchung kamen weiterhin pulsed wave (PW) und continuous wave (CW) sowie Farbdoppler zum Einsatz, wobei der CW-Doppler nur bei höhergradigen Stenosen zur Anwendung kam. Der Farbdoppler wurde nur bei einem Gestationsalter oberhalb der 20. Schwangerschaftswoche eingesetzt.

Für alle drei Dopplerverfahren sollte der Winkel der Insonation $<30^\circ$ betragen. Die akquirierten Bilddaten wurden auf Videoband und magnetoptischer Platte zur Archivierung und weiteren Beurteilung aufgenommen und gespeichert. Die Aufnahmen erfolgten unter Beachtung der Empfehlungen und Leitlinien der American Society of Echocardiography (ASE) für fetale Echokardiographien (Allan et al., 2004; Barnett und Maulik, 2001; Rychik et al., 2004).

2.2 3D-Rekonstruktion

Die für die 3D-Rekonstruktion notwendigen 2D-Daten wurden mit den oben genannten Ultraschallsystemen (System V und Sonos 7500) und den dazugehörigen Schallköpfen aufgenommen. Die Schallköpfe wurden im Vorfeld der Studie kalibriert und die Exaktheit der räumlichen Auflösung mit Hilfe eines Stecknadelphantoms getestet (Herberg et al., 2003; Sakas et al., 2000).

3D-Rekonstruktion bedeutet, dass nach einer raschen, sequentiellen Akquisition von konventionellen zweidimensionalen Bildern des Herzens in verschiedenen Phasen des Herzzyklus diese zu einem dreidimensionalen Datensatz „rekonstruiert“ werden. Für die 2D-Daten werden freihändige, fächerartige Schwenks durch das fetale Herz und die großen Gefäße durchgeführt. Die Rekonstruktion, also die Verrechnung der 2D-Bilder zu einem Volumendatensatz, erfolgt dann mit Hilfe eines an den Ultraschallköpfen befestigten Positionssenders sowie eines Triggers in einer Computerarbeitsstation (ScanNT-System, MedCom, Darmstadt, Deutschland). Dabei ist die Größe des 3D-Datensatzes, also das Aufnahmevolumen, lediglich begrenzt durch den Schallwinkel des 2D-Schallkopfes und den Winkel des oben genannten fächerartigen Schwenks.

Der Positionssender erlaubt die Zuordnung der 2D-Bilder im dreidimensionalen Raum. Da mehrere Herzzyklen aufgenommen werden, um das gesamte fetale Herz in Schnittbildern darzustellen, müssen diese synchronisiert werden. Es ist also notwendig, den Beginn des Herzzyklus zu bestimmen und die einzelnen 2D-Bilder korrekt dem Herzzyklus zuordnen zu können, da sonst das bewegte Herz mit seinen Strukturen nicht adäquat dreidimensional dargestellt werden kann.

Als so genannter Trigger dient die Erfassung der Herzfrequenz, die postnatal mit Hilfe des EKG abgeleitet wird. Dies ist jedoch beim Feten nicht möglich, was eine Limitation des Verfahrens darstellt.

Aus diesem Grund wurde im Vorfeld der Studie in der Kardiologischen Abteilung der Universitätskinderklinik Bonn ein Trigger-Verfahren entwickelt: Mit Hilfe eines Kardiotokogramms (CTG, Hewlett Packard Fetalmonitor Viridae 50 A, M1353A, Böblingen, Deutschland) oder eines portablen Handdopplers (Handydop 2 MHz fetaler Doppler, Elcat, Wolfratshausen, Deutschland) kann die fetale Herzfrequenz abgeleitet und in ein digitales Signal umgewandelt werden. Somit kann jedes aufgenommene 2D-Bild korrekt in seine entsprechende Phase des Herzzyklus eingeordnet werden (Herberg et al., 2003; Herberg et al., 2005). Zusammen mit den zweidimensionalen Bilddaten und den durch den Positionssender erfassten Daten kann der Volumendatensatz berechnet werden, der die räumliche dreidimensionale Darstellung des Herzens und – durch die Triggerung – die Beurteilung der Herzstrukturen während des Herzzyklus (wie z. B. Klappenöffnung und Klappenschluss) erlaubt (siehe Abbildung 1).

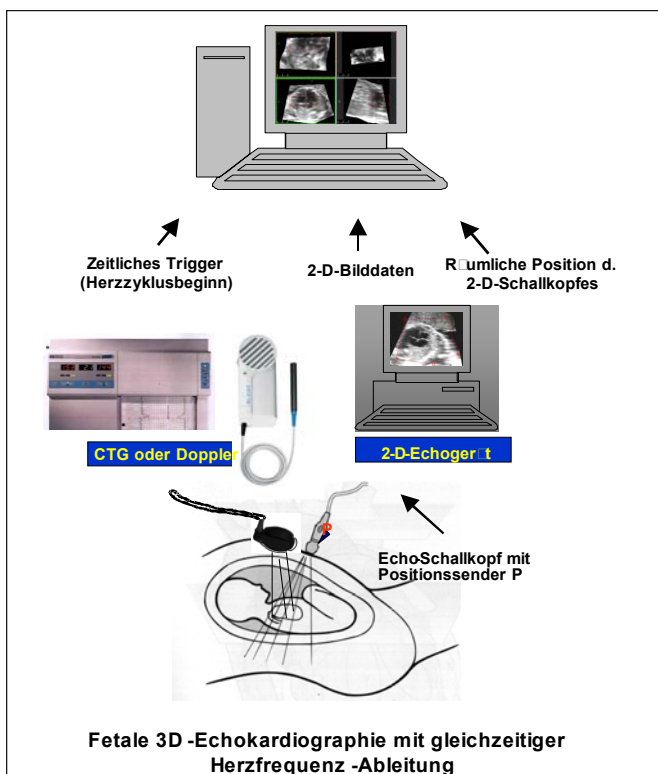


Abbildung 1: Methode der 3D-Rekonstruktion

Mit Hilfe des Ultraschallkopfes werden die zweidimensionalen Ultraschallbilder aufgenommen, ein Positionssender (P) erlaubt die Zuordnung im dreidimensionalen Raum. Als Trigger dienen ein Kardiotokogramm (CTG) oder ein Handdoppler, so dass in einer externen Arbeitsstation jedes aufgenommene 2D-Bild in seine entsprechende Phase des Herzzyklus eingeordnet werden kann. Dadurch wird die dreidimensionale Darstellung des Herzens ermöglicht.

Die Daten wurden auf magnetoptischen Platten (2D-Datensätze) und CDs (3D-Datensätze) gespeichert. Die Auswertung der 3D-Rekonstruktionen erfolgte an der oben beschriebenen Computerarbeitsstation. Mit dem Programm InVivo-Scan können die Datensätze durch das Erstellen verschiedener Schnittebenen, durch Kontrastierung und Farbanreicherung bearbeitet und ausgewertet werden. Dabei erlaubt die multiplanare Darstellung die Betrachtung und Analyse von Strukturen in mehreren Ebenen gleichzeitig.

2.3 3D-Echtzeitechokardiographie

Die Aufnahme der 3D-Echtzeit-Datensätze (real-time-3D) erfolgte mit dem Sonos 7500 Ultraschallgerät (Philips) und einem speziellen X4-Matrix-Schallkopf (1-4 MHz) mit ca. 3000 Kristallen, mit dessen Einsatz ein 3D-Datensatz während eines einzigen Herzzyklus erstellt werden kann. Dadurch ist das Verfahren weniger anfällig für Bewegungsartefakte. Mit dieser Technik wurden im Rahmen der Studie einzelne 3D-Datensätze, komplette 3D-Volumendatensätze sowie 3D-Datensätze mit Farbdoppler aufgenommen. Die auf magnetoptischen Platten (2D-Datensätze) und CDs (3D-Datensätze) gespeicherten Daten konnten bearbeitet und ausgewertet werden. Die Auswertung im Rahmen der Volumenmessungen erfolgte an der oben beschriebenen Arbeitsstation.

Die fetale und postnatale Echokardiographie ist ein in der Medizin fest etabliertes Verfahren. Sichere Hinweise für die nachteilige Wirkung auf den Fetus, die Mutter oder den Anwender haben sich trotz millionenfacher Anwendung nicht ergeben. Die von uns in der Studie „Fetale Dreidimensionale Echokardiographie“ verwendeten Systeme sind aufgrund der geringen Energien und der kurzen Zeit des simultanen Schallens für die Anwendung an Feten zugelassen und CE-zertifiziert – stellen also keine Gefahr für Mutter und Fetus dar (Meyer-Wittkopf et al., 2003).

3. Studiendesign

3.1 Ablauf der Untersuchung

Die Untersuchungen der Probandinnen erfolgten gemäß unserem Studienprotokoll in den Räumen der Abteilung für Kinderkardiologie. Für jede Probandin wurde ein Zeitrahmen von maximal 90 Minuten angesetzt, in dem Untersuchung und Beratung

erfolgten. Innerhalb dieses Zeitraumes sollten die Aufklärung, die einzelnen Methoden (2D, 3DR und 3DL) sowie die Beratung durchgeführt werden. Nach der Erhebung der persönlichen Daten sowie der Einverständniserklärung erfolgte die Untersuchung, wobei zunächst die 2D-Echokardiographie als Methode der Wahl durchgeführt wurde.

Der Vergleich der neueren 3D-Verfahren (3D-Rekonstruktion und 3D-Echtzeit) mit dem goldenen Standard der 2D-Echokardiographie erfolgte zum einen durch die Darstellung von vorher festgelegten Strukturen (qualitativer Vergleich), zum anderen durch den Vergleich von gemessenen Ventrikelvolumina (quantitativer Vergleich). Zu Beginn jeder Untersuchung orientierten wir uns an thorakalem und abdominellem Situs sowie am klassischen Vier-Kammer-Blick (Allan, 2004; Yoo et al., 1999). Davon ausgehend wurden dann die Ausflusstrakte sowie Feinstrukturen wie Pulmonalvenen und Aortenbogen untersucht (siehe F.1).

Hinsichtlich der Strukturanalyse wurde überprüft, wie gut Strukturen mittels 2D, 3DR und 3DL dargestellt werden können. Dabei wurde untersucht, wie häufig überhaupt eine Struktur mit den einzelnen Verfahren gesehen werden kann (Häufigkeit). Dabei sind wir von der Tatsache ausgegangen, dass bei den untersuchten Feten theoretisch alle Strukturen des Herzens vorhanden und idealerweise in 100 % der Fälle darstellbar sein müssen. Die Darstellbarkeit und der diagnostische Aussagewert von Strukturen und Schnittbildern wurden wie folgt beurteilt:

Die einzelnen Strukturen wurden, ähnlich wie in der Arbeit von Levental et al. (1998), in den jeweiligen 2D- und 3D-Verfahren mit der Qualität 2 bewertet, wenn sie eindeutig gesehen und eine klare diagnostische Aussage getroffen werden konnten, d. h. eine Differenzierung in regelrecht oder pathologisch bezüglich der Morphologie möglich war. Wir vergaben die Qualität 1, wenn die Strukturen zwar darstellbar waren, wir jedoch keine klare diagnostische Aussage hinsichtlich der Morphologie treffen konnten. Auch wurde eine Struktur als darstellbar, jedoch nicht diagnostisch auswertbar, beurteilt, wenn wir sie zwar sehen konnten, dafür jedoch beispielsweise den Farbdoppler hinzuziehen mussten (z. B. Pulmonalvenen) oder aber die Struktur teilweise von einem Schatten verdeckt wurde (z. B. Aortenbogen).

Konnte eine Struktur nicht dargestellt werden, so wurde sie mit der Qualität 0 bewertet.

Des Weiteren erfolgte ein Methodenvergleich, bei dem untersucht wurde, ob die Methoden übereinstimmend Strukturen erkennen oder nicht erkennen (auch das wäre eine Übereinstimmung). In diesem Zusammenhang wurde geprüft, ob sich Methoden ergänzen, d. h. mit Verfahren A Strukturen dargestellt werden konnten, die mit Verfahren B nicht gesehen wurden.

Weiterhin wurde im Rahmen der 2D-Untersuchung neben der Bestimmung der Kindslage eine Reihe von fetalen Messungen durchgeführt, wie sie in der Pränataldiagnostik zur Bestimmung des Gestationsalters üblich sind. Mit Hilfe dieser biometrischen Parameter wie Kopfumfang (KU), biparietaler Durchmesser (BPD), Frontookzipitaler Durchmesser (FOD), Abdomenumfang (AU), sagittaler bzw. transversaler Abdomendurchmesser (AD) oder Femurlänge lassen sich das Gestationsalter nach Hadcock sowie der errechnete Geburtstermin bestimmen. Dies lässt eine Beurteilung der verschiedenen Methoden auch hinsichtlich bestimmter Zeitpunkte in der Schwangerschaft zu. Die Darstellung der im Vorfeld festgelegten Strukturen sowie die Qualität der Verfahren wurden beurteilt hinsichtlich der Frage, ob mit den neueren Verfahren bestimmte Strukturen genauso gut oder besser detektiert werden können als mit dem herkömmlichen zweidimensionalen Verfahren.

Für den quantitativen Vergleich berechneten wir die Flächen der beiden Ventrikel sowie die Ventrikelvolumina. Diese können im 2D-Verfahren monoplan nach Simpson (Schiller et al., 1989; Simpson, 2004; Jenkins et al., 2007) und durch Dopplermessungen berechnet werden (Lutin et al., 1999; Mielke und Benda, 2001; Schmidt et al., 1990; Schmidt et al., 1995).

Dopplermessungen (PW/CW) im 2D wurden herangezogen, da die monoplane Berechnung der Ventrikelvolumina nach Simpson eigentlich nur bei elliptischen Strukturen wie dem linken Ventrikel durchgeführt werden kann (Schiller et al., 1989). Die Berechnung mit Hilfe des Dopplers hingegen kann auch für beide Ventrikel erfolgen, Voraussetzung ist die Bestimmung des Geschwindigkeits-Zeit-Intervalls in der Aorta oder in der Pulmonalarterie sowie des Radius der beiden Gefäße.

Für den rechten Ventrikel, der zumindest postnatal eine irreguläre Struktur aufweist, kann die 2D-Echokardiographie keine korrekten mono- oder biplanen Volumenbestimmungen liefern. Allerdings zeigt die monoplane Berechnung rechtsventrikulärer

Volumina mithilfe der Simpson-Regel (Method of Discs) die beste Korrelation zum wahren Ventrikelvolumen (Jenkins et al., 2007).

Bei der 3D-Echtzeitechokardiographie führten wir die Volumenbestimmungen von rechtem und linkem Ventrikel mit Hilfe der Scheibchensummationsmethode durch (Acar et al., 2001; Herberg et al., 2003; Meyer-Wittkopf et al., 2001a). Siehe Abbildung 2.

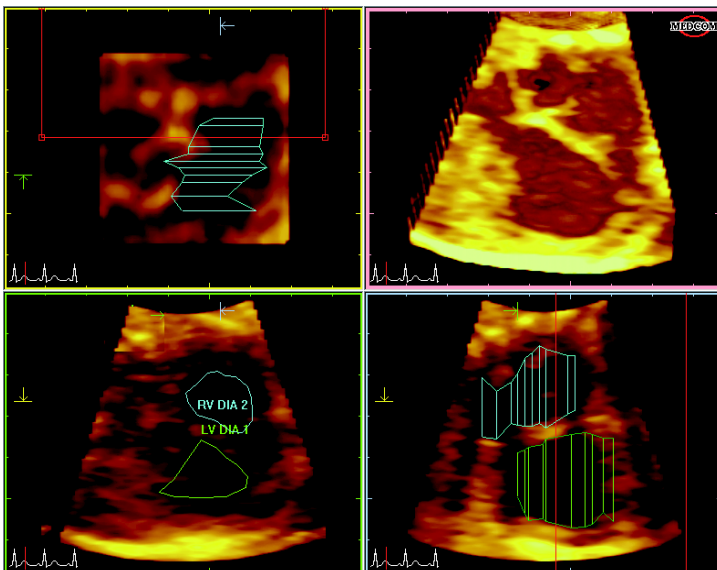


Abbildung 2: Scheibchensummationsmethode in der 3D-Echokardiographie

Der Volumendatensatz wird so bearbeitet, dass der jeweilige Ventrikel in der entsprechenden Phase des Herzzyklus im Zwei- oder Vier-Kammer-Blick dargestellt wird. Im Anschluss erfolgen die Volumenmessungen nach der Scheibchensummationsmethode. In der Abbildung sind die einzelnen Scheibchen von rechtem (blau) und linkem Ventrikel (grün) in verschiedenen Ebenen erkennbar.

Die Volumina von rechtem und linkem Ventrikel wurden jeweils in Systole und Diastole berechnet. Die systolische Messung erfolgte zu dem Zeitpunkt der Öffnung der AV-Klappe, die diastolische Messung kurz vor Schluss der AV-Klappe, wenn die Fläche im Vier-Kammer-Blick am größten ist. Beim rechten Ventrikel wurden die Trabekel, nicht aber das Moderatorband in die Messung eingeschlossen. Beim linken Ventrikel wurden die Papillarmuskeln mit ausgemessen.

Hinsichtlich der Volumenbestimmungen fetaler Ventrikel untersuchten wir, ob die Berechnungen der Ventrikelvolumina mit dem Verfahren der 3D-Echtzeit genauer sind

als mit dem goldenen Standard der 2D-Echokardiographie, also den tatsächlichen Ventrikelvolumina entsprechen. Die 3D-Untersuchungen erfolgten, sobald ein ausreichendes Schallfenster im Vier-Kammer-Blick vorhanden und, bei der 3D-Rekonstruktion, ein Triggersignal abzuleiten war. Die Dauer der Aufnahmen betrug bei der 3D-Rekonstruktion ca. 10-20 Sekunden. Bei fetaler oder maternaler Bewegung sowie bei Verlust des Triggersignals wurde die Aufnahme wiederholt. Die Untersuchung der Probandin umfasste also die Akquirierung der 2D- und 3D-Daten gemäß dem Untersuchungsprotokoll. Die genaue Berechnung und Auswertung der geblindeten Daten dagegen erfolgte zu einem späteren Zeitpunkt durch zwei verschiedene Untersucher (intra- und interobserver variability).

Postnatal führten wir soweit möglich eine erneute Untersuchung der Kinder mit den Verfahren 2D-Echokardiographie sowie 3D-Rekonstruktion und 3D-Echtzeit durch, um die pränatal gestellte Diagnose zu überprüfen und mit der postnatalen Diagnose zu vergleichen. Auch stellten wir uns die Frage nach der Übereinstimmung von pränataler und postnataler Diagnose durch 2D-Echokardiographie und andere Verfahren wie EKG, Auskultation, Herzkatheter oder Operation.

3.2 Untersuchungsprotokoll

Das Untersuchungsprotokoll ist im Anhang beigefügt (siehe F.1).

4. Statistische Auswertung

Im Rahmen der Auswertung wurde die Häufigkeit untersucht, mit der die vorliegenden Strukturen oder Schnittebenen identifiziert werden konnten. Diese Häufigkeiten wurden in Prozenten ausgedrückt und ihre 95 %-Konfidenzintervalle bestimmt.

Für den Vergleich der drei Methoden untereinander (Übereinstimmung von 3D-Echtzeit und 3D-Rekonstruktion mit der 2D-Echokardiographie) wurde mit Hilfe von Kreuztabellen der so genannte McNemar-Test durchgeführt. Dieser Test untersucht die Übereinstimmung bzw. Nichtübereinstimmung verschiedener Untersuchungen an ein und derselben Stichprobe. Bei einem Wert unter 0,05 unterscheiden sich die Methoden signifikant. Sensitivität und Spezifität sowie weitere abgeleitete Parameter bedürfen eines eindeutig negativen oder positiven Ergebnisses. Pränatal kann allenfalls die 2D-Echokardiographie als goldener Standard angesehen werden. Eindeutig negative oder

positive Befunde können jedoch erst postnatal oder durch Obduktion bestätigt werden. Aus diesem Grund verzichteten wir auf die Berechnung der genannten Parameter.

Die Untersucherabhängigkeit (interobserver variability) wurde bei 50 Probandinnen durch einen unabhängigen und in der 3D-Echokardiographie sowie deren Auswertung erfahrenen Untersucher überprüft. Hier erfolgte die Auswertung der geblindeten Datensätze. Die Analyse erfolgte mit Hilfe des Kappa-Koeffizienten, wobei ein Kappa von 1 eine sehr große Übereinstimmung, 0 eine eher zufällige Übereinstimmung und -1 eine Nicht-Übereinstimmung bedeutet (Viera und Garrett, 2005).

Im Rahmen der Volumenmessungen berechneten wir zunächst zeta ω und repeatability als Parameter der intraobserver variability, um die Reproduzierbarkeit der Messungen durch die Verfahren 2D und 3D-Echtzeit zu untersuchen. Zeta ω wird als Wurzel aus dem Mittelwert aller Varianzen berechnet, die repeatability ergibt sich durch Multiplizieren von zeta ω mit dem Faktor 2,77 und gibt den Wert in ml an, bis zu dem die Messung noch im Bereich von Messschwankungen liegt. Werte oberhalb der repeatability weichen signifikant von einem möglichen Messfehler ab, d. h. sind wirkliche Volumenänderungen (Bland und Altman, 1996).

Weiterhin berechneten wir die Inter-Class-Correlation (ICC) als Maß der zuverlässigen Übereinstimmung der Volumenmessungen durch die zwei Methoden 3D-Echtzeit- und 2D-Echokardiographie. Ein ICC-Wert von 1 zeugt von einem hohen Maße an Übereinstimmung, ein ICC-Wert von 0 bedeutet, dass die Verfahren nicht übereinstimmen.

Zusätzlich wurden im Rahmen der Volumetrie bei 10 Patienten Ventrikelmessungen durch einen Zweituntersucher durchgeführt und die interobserver variability berechnet, um die Reproduzierbarkeit der Methode der 3D-Echtzeitechokardiographie hinsichtlich verschiedener Untersucher zu prüfen. Auch hierfür wurde die Inter-Class-Correlation (ICC) als statistische Methode herangezogen. Ein ICC-Wert von 1 zeugt dabei von einer hohen Übereinstimmung (Bartko, 1994). Die Ergebnisse der Volumetrie sowie der Flächenmessungen wurden anhand von Bland-Altman-Diagrammen dargestellt.

C. Ergebnisse

1. Durchführbarkeit

Grundsätzlich konnten die 2D- und 3D-Echokardiographischen Untersuchungen bei allen Probandinnen durchgeführt werden. Im Rahmen der 3D-Rekonstruktion trat gelegentlich das Problem auf, dass die für die Rekonstruktion notwendige Ableitung der fetalen Herztöne durch CTG- oder Doppler fehlerhaft war, beispielweise wenn das Signal nicht ausreichend genug war, sich das Kind während der Bildaufnahme bewegt hat oder die Lage zum Ultraschallkopf ungünstig war. In diesen Fällen wurde die Aufnahme, wenn nötig unter anderen Bedingungen, wiederholt.

2. Strukturvergleich

2.1 Häufigkeiten

Betrachtet man die einzelnen Strukturen, so lassen sich diese in verschiedene Gruppen einteilen: So können Situs thoracalis, Situs abdominalis, 4-Kammer-Blick, AV-Klappen, Foramen ovale, Truncus pulmonalis, RVOT, LVOT, Aorta sowie das Überkreuzen der großen Gefäße in allen Verfahren gut, die Vena cava inferior allerdings nur grenzwertig dargestellt werden (siehe Abbildung 3). Auffällig hier ist der Situs abdominalis, der mithilfe der 3D-Echtzeitechokardiographie nicht so gut gesehen wird wie mit den anderen beiden Verfahren (siehe Kapitel 2.1.2). Ursächlich hierfür ist, dass auch das fetale obere Abdomen aufgenommen werden muss, welches häufig aufgrund der Größe des 3DL-Volumens oder des fehlenden Schwenks nach kaudal im Rahmen der 3D-Rekonstruktion nicht miterfasst worden ist (siehe Abbildung 6). Weiterhin sind die beschriebenen Strukturen in ihrer Morphologie ausreichend groß und gut darstellbar.

Zu der zweiten Gruppe zählen die Strukturen Parasternal kurze Achse, Drei-Gefäß-Blick (V-Zeichen), Ductus botalli und Vena cava superior, die mit den Verfahren akzeptabel dargestellt werden konnten. Vor allem bei kleineren Strukturen, die in einer anderen Ebene als dem Vier-Kammer-Blick liegen, wurde diese Wertung vergeben. Auffällig ist, dass vor allem die 3D-Echtzeitechokardiographie häufiger detektiert als die Methode der 2D-Echokardiographie, ohne dass eine diagnostische Aussage getroffen werden konnte bedingt durch die geringere optische Auflösung der Ultraschallköpfe (siehe Abbildung 4).

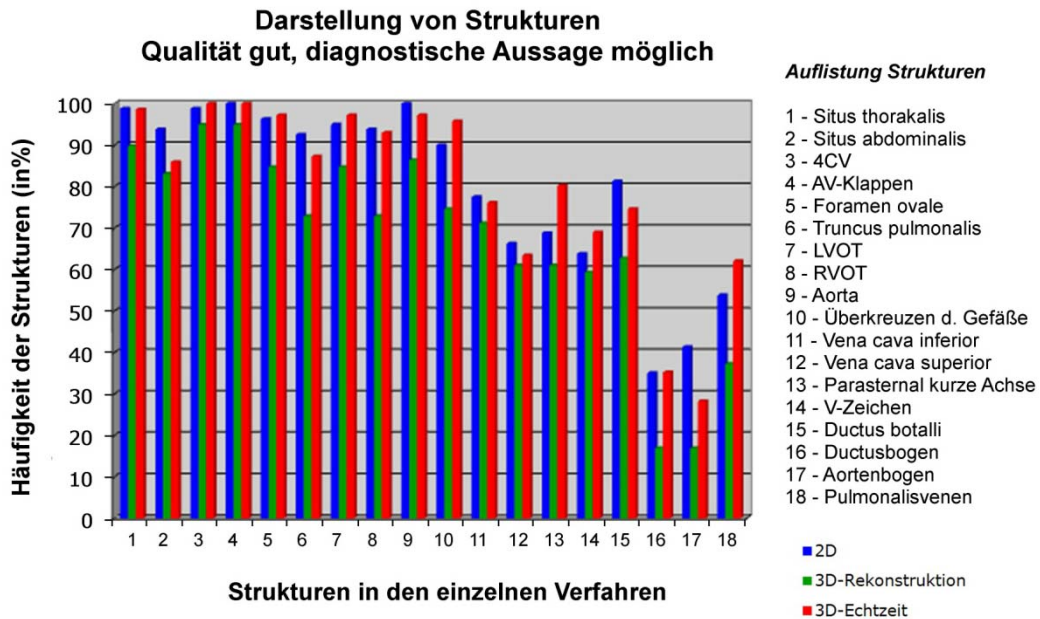


Abbildung 3: Häufigkeiten der Strukturen – Qualität 2

In dem Balkendiagramm wird die Häufigkeit in Prozent angegeben, mit der die einzelnen kardialen Strukturen mit der Qualität 2 bewertet wurden. Das bedeutet, dass diese gut dargestellt werden konnten, so dass eine diagnostische Aussage möglich ist.

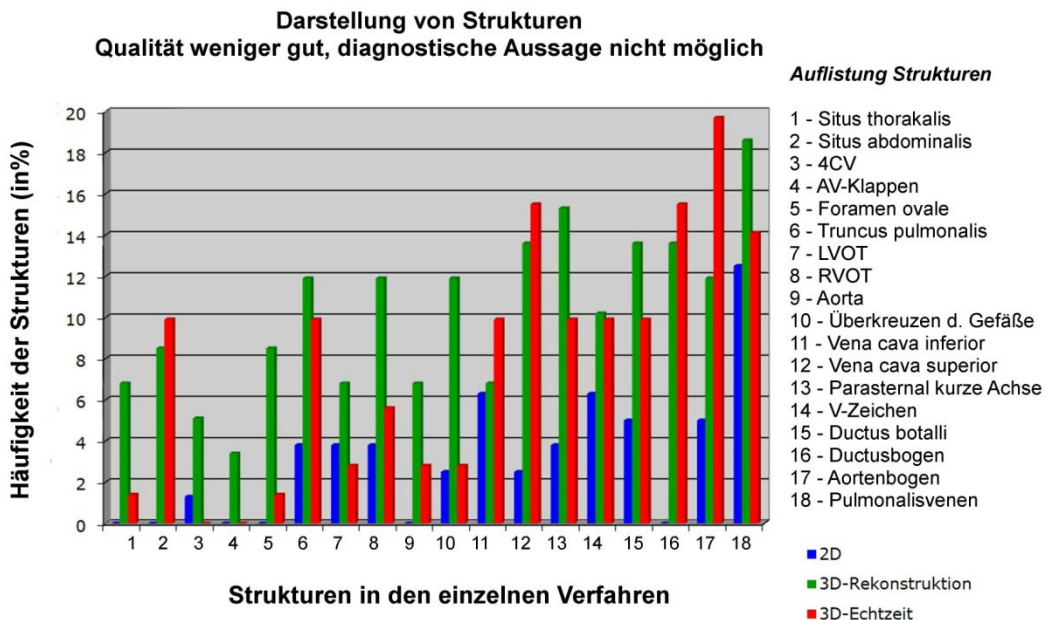


Abbildung 4: Häufigkeiten der Strukturen – Qualität 1

In dem Balkendiagramm wird die Häufigkeit in Prozent angegeben, mit der die einzelnen kardialen Strukturen mit der Qualität 1 bewertet wurden. Das bedeutet, dass diese weniger gut dargestellt werden konnten und eine diagnostische Aussage nicht möglich ist.

In der dritten Gruppe finden sich die Strukturen Ductusbogen, Aortenbogen und Pulmonalvenen, die eher schlecht gesehen worden sind (siehe Abbildung 5).

Bei den Lungenvenen handelt es sich um kleine Strukturen, Ductusbogen und Aortenbogen liegen v. a. bei der 3D-Echtzeitechokardiographie häufig außerhalb des maximal aufzunehmenden Volumenkegels (siehe Abbildung 6). Zudem sehen wir diese Strukturen mit der 3D-Rekonstruktion oft nicht so gut, da sie außerhalb der Aufnahmeebene mit maximaler Auflösung liegen und aus rekonstruierten Bildern entstehen, die durch Bewegung oder Datenverlust eine gewisse Unschärfe besitzen.

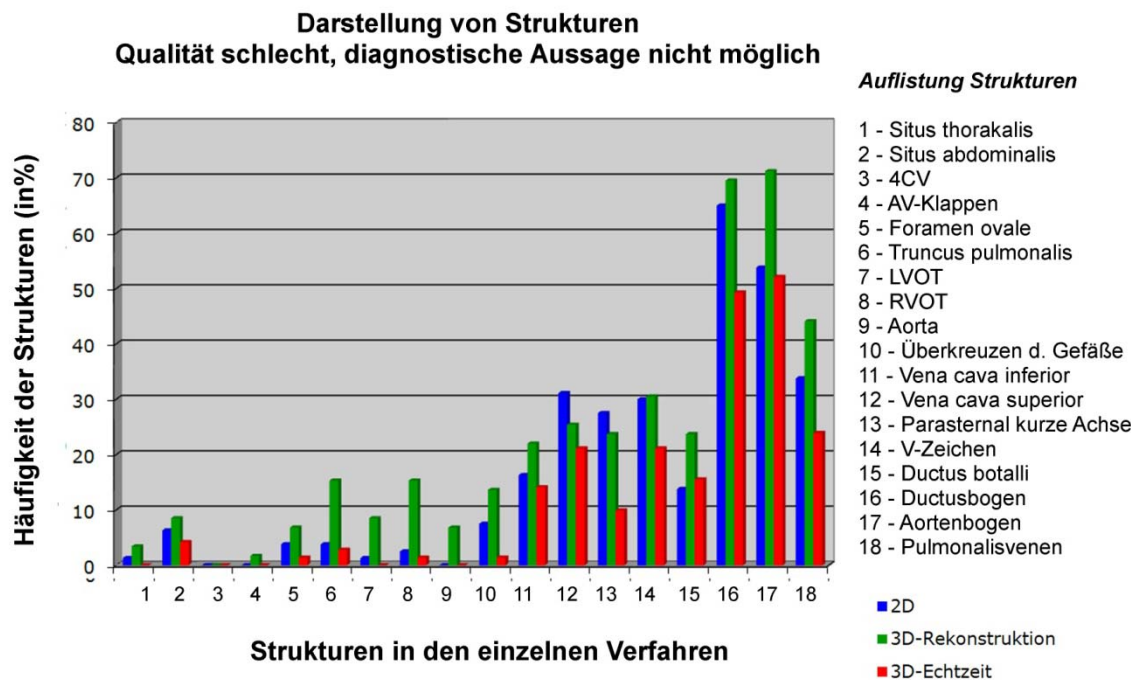


Abbildung 5: Häufigkeiten der Strukturen – Qualität 0

In dem Balkendiagramm wird die Häufigkeit in Prozent angegeben, mit der die einzelnen kardialen Strukturen mit der Qualität 0 bewertet wurden. Die Strukturen wurden mit 0 Punkten bewertet, wenn sie nicht dargestellt werden konnten und eine diagnostische Aussage nicht möglich war.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die Verfahren 2D- und 3D-Echtzeit im Rahmen der Darstellung der verschiedenen Strukturen gut detektieren, die Methode der 3D-Rekonstruktion im Vergleich jedoch weniger gut ist.

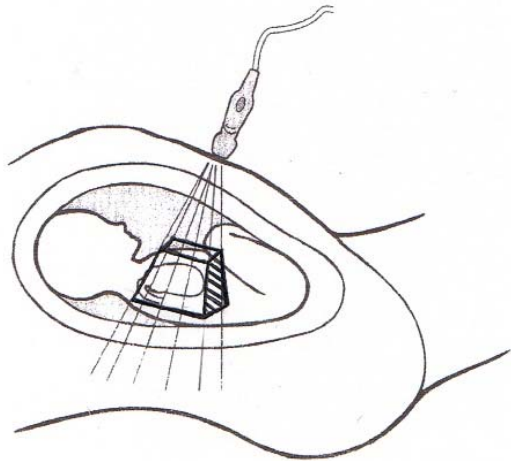


Abbildung 6: Schallfenster und maximal aufzunehmender Volumenkegel

Bei dieser Abbildung wird deutlich, dass bei der Ultraschalluntersuchung vor allem das Schallfenster und der Volumenkegel hinsichtlich der Qualität eine Rolle spielen. Vor allem kleinere Strukturen wie die Pulmonalvenen, Ductusbogen sowie Aortenbogen liegen häufig außerhalb des maximal aufzunehmenden Volumenkegels.

Ein Vergleich der Methoden 2D- und 3D-Echtzeitechokardiographie sowie 3D-Rekonstruktion hinsichtlich der Detektion von kardialen Strukturen wird in Kapitel 2.3 aufgeführt.

2.1.1 Situs thorakalis

Der Situs thorakalis konnte mit dem 2D-Verfahren bei 79 von 80 Probandinnen gesehen werden (98,8 % der Fälle), so dass eine diagnostische Aussage getroffen werden konnte. Lediglich bei einer Probandin konnte er nicht beurteilt werden (1,3 % der Fälle). Im Rahmen der 3D-Rekonstruktion wurde der Situs thorakalis bei 53 von 59 Probandinnen (89,8 %), mit dem Verfahren 3DL bei 70 von 71 Probandinnen (98,6 % der Fälle) gesehen. Bei vier von 59 Probandinnen im Rahmen der 3D-Rekonstruktion (6,8 %) sowie bei einer von 71 Probandinnen (1,4 %) mit der 3D-Echtzeitechokardiographie konnte der Situs thorakalis zwar gesehen, aber nicht genauer beurteilt werden. Gar nicht dargestellt werden konnte die Struktur bei zwei von 59 Probandinnen (3,4 %) durch die 3D-Rekonstruktion.

2.1.2 Situs abdominalis

Diese Struktur wurde bei 75 von 80 Probandinnen (93,8 %) durch das 2D-Verfahren gesehen mit möglicher diagnostischer Aussage. Bei der 3D-Rekonstruktion waren dies 49 von 59 (83,1 %), im 3DL 61 von 71 Fälle (85,9 %). Der Situs konnte im 2D in 5 von 80 (6,3 %), bei der 3D-Rekonstruktion in 5 von 59 Fällen (8,5 %) nicht erkannt werden, im 3DL waren dies nur 3 von 71 Fälle (4,2 %). Dafür wurde diese Struktur im 3DL in 7 von 71 Fällen (9,9 %) gesehen, ohne dass jedoch eine diagnostische Aussage getroffen werden konnte. Bei der 3D-Rekonstruktion waren dies 5 von 59 Fälle (8,5 %). Der Situs abdominalis wurde mit der 2D-Echokardiographie in allen Fällen dargestellt.

2.1.3 Vier-Kammer-Blick

Der Vier-Kammer-Blick kann in allen drei Verfahren gut dargestellt werden, besonders im 3DL wird er bei allen 71 Probandinnen (100 %), im 2D-Verfahren bei 79 von 80 (98,8 %) sowie bei der 3D-Rekonstruktion bei 56 von 59 Probandinnen (94,9 %) gesehen, so dass eine diagnostische Aussage möglich ist. Wie oben bereits beschrieben, steht die Einstellung des Vier-Kammer-Blickes am Beginn der Echokardiographie. In keinem Verfahren wurde diese Struktur nicht gesehen, in lediglich 1 von 80 Fällen (1,3 %) im 2D sowie in drei von 59 Fällen (5,1 %) bei der 3D-Rekonstruktion konnte der Vier-Kammer-Blick eingestellt werden, ohne dass eine diagnostische Aussage möglich war.

2.1.4 Foramen ovale

Das Foramen ovale gehört ebenfalls in die genannte erste Gruppe der Strukturen und wurde im 2D in 77 von 80 Fällen (96,3 %), im 3DL in 69 von 71 Fällen (97,2 %) gesehen, während es in beiden Verfahren in lediglich 3 von 80 Fällen (3,8 %, 2D) und in 1 von 71 Fällen (1,4 %, 3D-Echtzeit) nicht gesehen wurde. Ebenfalls in einem Fall (1,4 %) konnte das Foramen ovale gesehen werden, ohne dass jedoch eine diagnostische Aussage getroffen werden konnte. Diese Struktur schnitt bei der 3D-Rekonstruktion ein wenig schlechter ab als die beiden anderen Verfahren. So konnte das Foramen ovale bei 50 von 59 Probandinnen (84,7 %) gesehen werden. In 8,5 % (5 von 59) konnte keine diagnostische Aussage getroffen werden, bei 4 Probandinnen konnte die fetale Struktur nicht gesehen werden (6,8 %).

2.1.5 AV-Klappen

Auch die AV-Klappen gehören zu den größeren Strukturen, erkennbar an den Detektionsraten. Die Klappen konnten in der Grundeinstellung des Vier-Kammer-Blickes im 2D in allen 80 Fällen (100 %) und auch im 3DL bei allen 71 Probandinnen (100 %) dargestellt werden. Bei der 3D-Rekonstruktion konnte diese Struktur in 56 von 59 Fällen (94,9 %) gut gesehen, in 2 von 59 Fällen (3,4 %) konnte keine diagnostische Aussage getroffen werden. In einem Fall (1,7 %) war eine Beurteilung der Klappen nicht möglich.

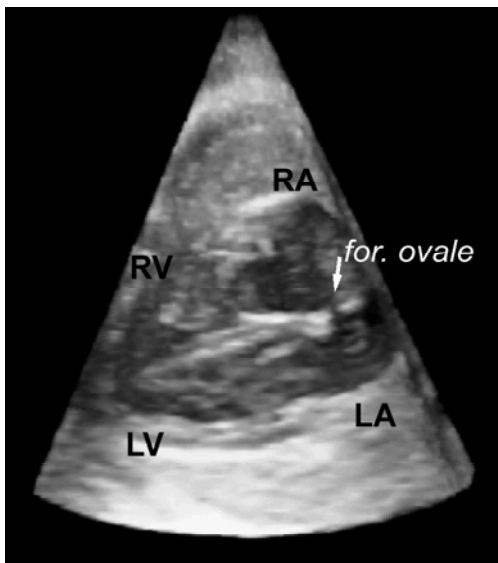


Abbildung 7: Vier-Kammer-Blick in der 3D-Echtzeitechokardiographie

Dargestellt sind rechter (RA) und linker (LA) Vorhof, weiterhin rechter (RV) und linker (LV) Ventrikel. Zwischen den beiden Vorhöfen ist das Foramen ovale abgebildet.

2.1.6 Linksventrikulärer Ausflusstrakt (LVOT)

Auch der LVOT wurde mit 95 % (76 von 80 Fälle) im 2D sowie in 69 von 71 Fällen (97,2 %) mit der 3D-Echtzeitechokardiographie und in 50 von 59 Fällen (84,7 %) in der 3D-Rekonstruktion gut gesehen. In 3 von 80 Fällen (3,8 %) konnte durch das 2D, in 2 von 71 Fällen (2,8 %) durch 3DL sowie in 4 von 59 Fällen (6,8 %) durch die 3D-Rekonstruktion keine genaue diagnostische Aussage getroffen werden. Nicht gesehen werden konnte die Struktur im 2D bei 1 von 80 (1,3 %) sowie bei 5 von 59 Probandinnen (8,5 %) bei der 3D-Rekonstruktion.

2.1.7 Aorta

Die Aorta wurde wie die vorherigen Strukturen in allen drei Verfahren gut gesehen, im 2D sogar bei allen 80 Probandinnen (100 %). Die Methode der 3D-Echtzeitechokardiographie konnte immerhin in 69 von 71 Fällen (97,2 %) die Aorta detektieren, in der 3D-Rekonstruktion war dies bei 51 von 59 Probandinnen (86,4 %) möglich. Keine genauere Aussage war im 3DL bei 2 von 71 Probandinnen (2,8 %), bei der 3D-Rekonstruktion in 4 von 59 Fällen (6,8 %) möglich. Ebenfalls in 4 von 59 Fällen (6,8 %) konnte die Aorta mit der 3D-Rekonstruktion nicht dargestellt werden.

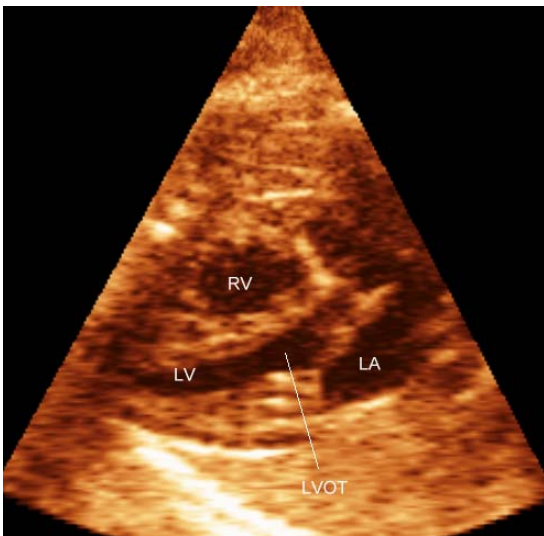


Abbildung 8: Linksventrikulärer Ausflusstrakt in der 3D-Echtzeitechokardiographie

Auf dieser Abbildung ist neben dem rechten (RV) der linke Vorhof (LA) sowie der linke Ventrikel (LV) erkennbar mit dem linksventrikulären Ausflusstrakt (LVOT) und dem Übergang in die Aorta.

2.1.8 Drei-Gefäß-Blick (V-Zeichen)

Auch das V-Zeichen konnte akzeptabel gesehen werden. Auch hier wurde die Struktur im 3DL mit 69 % (49 von 71 Probandinnen) besser gesehen als im 2D oder in der 3D-Rekonstruktion. Hier waren es 63,8 % (51 von 80 Probandinnen) bzw. 59,3 % (35 von 59 Probandinnen). Nicht gesehen werden konnte die Struktur im 2D in 24 von 80 (30 %), im 3DL in 15 von 71 (21,1 %) sowie in der 3D-Rekonstruktion in 18 von 59 Fällen (30,5 %). Die Bewertung 1 wurde beim V-Zeichen im 2D in 6,3 % (5 von 80), im 3DL in 9,9 % (7 von 71) und in der 3D-Rekonstruktion in 10,2 % (6 von 59) vergeben.

2.1.9 Rechtsventrikulärer Ausflusstrakt (RVOT)

Der RVOT wurde mit 93,8 % (75 von 80 Fällen) im 2D sowie in 66 von 71 Fällen (93 %) im 3DL und in 43 von 59 Fällen (72,9 %) in der 3D-Rekonstruktion gut gesehen. In 3 von 80 Fällen (3,8 %) konnte durch das 2D, in 4 von 71 Fällen (5,6 %) durch 3DL sowie in 7 von 59 Fällen (11,9 %) durch 3DR keine genaue diagnostische Aussage getroffen werden. Nicht gesehen werden konnte die Struktur im 2D bei 1 von 80 (1,3 %), bei 1 von 71 (1,4 %) im 3DL sowie bei 9 von 59 Probandinnen (15,3 %) im 3DR.

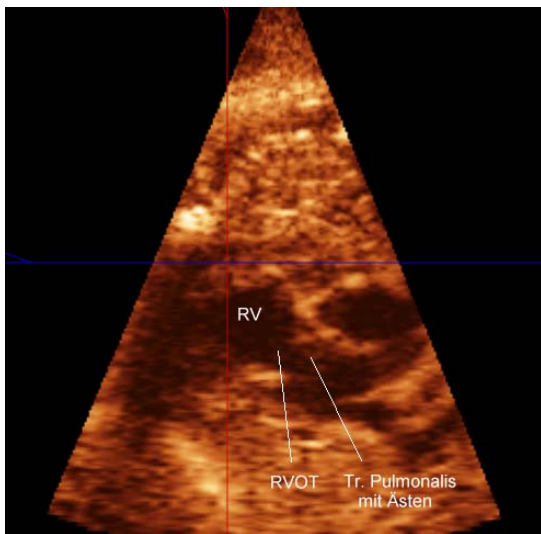


Abbildung 9: Rechtsventrikulärer Ausflusstrakt in der 3D-Echtzeitechokardiographie

Abgebildet sind der rechte Ventrikel (RV), der rechtsventrikuläre Ausflusstrakt (RVOT) sowie die Aufzweigung des Truncus pulmonalis in die beiden Pulmonalarterien.

2.1.10 Truncus pulmonalis

Der Truncus pulmonalis konnte mit allen drei Verfahren gut dargestellt werden, wobei er mit 92,5 % (74 von 80 Probandinnen) im 2D am häufigsten gesehen wurde. Im 3DL konnte er in 62 von 71 Fällen (87,3 %), mit der 3D-Rekonstruktion lediglich in 43 von 59 Fällen (72,9 %) detektiert werden. In jeweils 3 von 80 Fällen (3,8 %) konnte er im 2D ohne mögliche diagnostische Aussage gesehen bzw. nicht gesehen werden. Im 3DL konnte bei 7 (9,9 %) bzw. bei 2 (2,8 %) von 71 Probandinnen die Struktur ohne diagnostische Aussage dargestellt bzw. nicht dargestellt werden. Im 3DR konnte der

Truncus pulmonalis bei 9 von 59 Probandinnen (15,3 %) nicht erkannt werden, bei 7 Probandinnen (11,9 %) war keine diagnostische Aussage möglich.

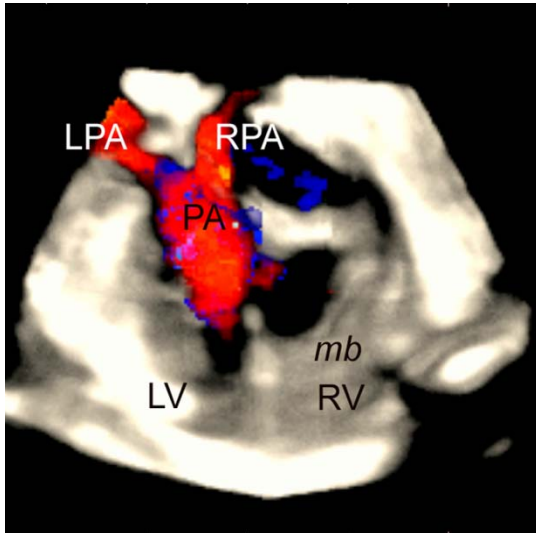


Abbildung 10: Truncus pulmonalis in der 3D-Echtzeitechokardiographie

Die Darstellung erfolgt mit Hilfe des Farbdopplers. Bei dem Patienten besteht eine Transposition der großen Gefäße. Der Truncus pulmonalis (PA) entspringt hier aus dem linken Ventrikel (LV), im Verlauf Aufzweigung in die beiden Äste rechte (RPA) und linke (LPA) Pulmonalarterie. Weiterhin abgebildet sind der rechte Ventrikel (RV) und das Moderatorband (mb).

2.1.11 Aortenbogen

Der Aortenbogen gehört zu den schlecht darstellbaren Strukturen unserer Studie. Wie bereits beschrieben war diese Struktur häufig verschattet oder nicht in der Bildebene des 3D-Ultraschallkopfes. So wurde der Aortenbogen im 2D lediglich in 33 von 80 Fällen (41,3 %) gesehen, in 43 von 80 Fällen (53,8 %) sogar gar nicht erkannt. Bei 4 von 80 Probandinnen (5 %) konnte die Struktur gesehen werden, ohne dass eine diagnostische Aussage möglich war. Die beiden 3D-Verfahren schnitten sogar noch schlechter ab: Im 3DL konnte der Aortenbogen nur in 20 von 71 (28,2 %), mit der 3D-Rekonstruktion lediglich in 10 von 59 Fällen (16,9 %) detektiert werden. Dagegen wurde er im 3DL bei 37 von 71 Probandinnen (52,1 %) und in der 3D-Rekonstruktion bei 42 von 59 Probandinnen (71,1 %) nicht gesehen. In 14 Fällen (19,7 %, 3DL) und in 7 Fällen (11,9 %, 3D-Rekonstruktion) konnte keine diagnostische Aussage getroffen werden.

2.1.12 Überkreuzen der großen Gefäße

Diese Struktur konnte von allen Verfahren gut gesehen werden, wobei sich die 3D-Rekonstruktion erneut von den anderen beiden Verfahren abgehoben hat:

So wurde das Überkreuzen der Gefäße im 2D in 72 von 80 Fällen (90 %), mit Hilfe der 3D-Echtzeitechokardiographie in 68 von 71 Fällen (95,8) und in der 3D-Rekonstruktion in 44 von 59 Fällen (74,6 %) gut gesehen.

Nicht gesehen werden konnte die Struktur im 2D bei 6 von 80 Probandinnen (7,5 %), im 3DL bei 1 von 71 (1,4 %) und in der 3D-Rekonstruktion bei 8 von 59 Probandinnen (13,6 %). In 2,5 % (2 von 80, 2D), in 2,8 % (2 von 71, 3DL) und in 11,9 % (7 von 59, 3D-Rekonstruktion) wurde mit der Punktzahl 1 bewertet.

2.1.13 Parasternal kurze Achse (PSA)

Die Parasternal kurze Achse gehört zu den Strukturen der Gruppe 2, also den Strukturen, die akzeptabel gesehen werden konnten, da sie in anderen Ebenen liegen, die nicht standardmäßig eingestellt werden. Insgesamt konnte die PSA im 2D bei 55 von 80 (68,8 %), im 3DL bei 57 von 71 (80,3 %) und in der 3D-Rekonstruktion bei nur 36 von 59 Probandinnen (61 %) gesehen werden. Nicht gesehen werden konnte die Struktur im 2D in 22 von 80 (27,5 %), im 3DL in 7 von 71 (9,9 %) sowie in der 3D-Rekonstruktion in 14 von 59 Fällen (23,7 %).

In 3,8 % (3 von 80, 2D), in 9,9 % (7 von 71, 3DL) sowie in 15,3 % (9 von 59, 3D-Rekonstruktion) konnte keine genauere diagnostische Aussage getroffen werden.

2.1.14 Ductus Botalli

Der Ductus Botalli gehört unserer Ansicht nach auch zu der zweiten Gruppe. Insgesamt konnte diese Struktur im 2D bei 65 von 80 (81,3 %), in der 3D-Echtzeitechokardiographie bei 53 von 71 (74,6 %) und in der 3D-Rekonstruktion bei nur 37 von 59 Probandinnen (62,7 %) gesehen werden. Nicht gesehen werden konnte die Struktur im 2D in 11 von 80 (13,8 %), im 3D-Echtzeit in 11 von 71 (15,5 %) sowie in der 3D-Rekonstruktion in 14 von 59 Fällen (23,7 %).

In 5 % (4 von 80, 2D), in 9,9 % (7 von 71, 3DL) sowie in 13,6 % (8 von 59, 3D-Rekonstruktion) konnte keine genauere diagnostische Aussage getroffen werden.

2.1.15 Ductusbogen

Neben dem Aortenbogen konnte auch der Ductusbogen nicht gut dargestellt werden, gehört demnach in die dritte Gruppe. So kommt es, dass diese Struktur im 2D lediglich in 28 von 80 Fällen (35 %) gesehen, in 52 von 80 Fällen (65 %) sogar gar nicht gesehen wurde. Mit der 3D-Echtzeitechokardiographie konnte der Ductusbogen nur in 25 von 71 (35,2 %), mit der 3D-Rekonstruktion lediglich in 10 von 59 Fällen (16,9 %) gesehen werden. Dem gegenüber wurde er im 3DL bei 35 von 71 Probandinnen (49,3 %) und in der 3D-Rekonstruktion bei 41 von 59 Probandinnen (69,5 %) nicht gesehen.

In 11 Fällen (15,5 %, 3DL) und in 8 Fällen (13,6 %, 3D-Rekonstruktion) konnte keine genauere diagnostische Aussage getroffen werden.

2.1.16 Vena cava superior (VCS)

Diese Struktur wurde von allen drei Verfahren ganz akzeptabel gesehen. Im 2D wurde sie in 53 von 80 (66,3 %), mit der 3D-Echtzeitechokardiographie in 45 von 71 (63,4 %) sowie in der 3D-Rekonstruktion in 36 von 59 Fällen (61 %) gesehen. Nicht gesehen werden konnte die Struktur im 2D in 25 von 80 (31,3 %), im 3DL in 15 von 71 (21,1 %) sowie in der 3D-Rekonstruktion in 15 von 59 Fällen (25,4 %).

In 2,5 % (2 von 80, 2D), in 15,5 % (11 von 71, 3DL) sowie in 13,6 % (8 von 59, 3D-Rekonstruktion) konnte keine genauere diagnostische Aussage getroffen werden.

2.1.17 Vena cava inferior (VCI)

Die VCI gehört wie auch die obere Hohlvene in die zweite Gruppe – also zu den Strukturen, die akzeptabel gesehen wurden. Im 2D wurde sie in 62 von 80 (77,5 %), mit der 3D-Echtzeitechokardiographie in 54 von 71 (76,1 %) sowie in der 3D-Rekonstruktion in 42 von 59 Fällen (71,2 %) gesehen werden.

Nicht gesehen werden konnte die Struktur im 2D in 13 von 80 (16,3 %), im 3DL in 10 von 71 (14,1 %) sowie in der 3D-Rekonstruktion in 13 von 59 Fällen (22 %).

In 6,3 % (5 von 80, 2D), in 9,9 % (7 von 71, 3DL) sowie in 6,8 % (4 von 59, 3D-Rekonstruktion) konnte keine genauere diagnostische Aussage getroffen werden. Insgesamt ist demnach die untere Hohlvene (VCI) ein wenig besser gesehen worden als die obere Hohlvene (VCS).

2.1.18 Pulmonalvenen

Die Pulmonalvenen wurden wie auch Aorten- und Ductusbogen eher schlecht gesehen. Bei dieser Struktur fällt allerdings auf, dass sie mit dem Verfahren der 3D-Echtzeitechokardiographie deutlich besser gesehen wurde als mit den anderen beiden Verfahren: So wurde sie im 3DL in 44 von 71 (62 %), im 2D in 43 von 80 (53,8 %) sowie in der 3D-Rekonstruktion nur in 22 von 59 Fällen (37,3 %) gesehen. Nicht gesehen wurden die Pulmonalvenen im 3DL bei 17 von 71 (23,9 %), im 2D bei 27 von 80 (33,8 %) und in der 3D-Rekonstruktion bei 26 von 59 Probandinnen (44,1 %). In 14,1 % (10 von 71, 3DL), in 12,5 % (10 von 80, 2D) sowie in 18,6 % (11 von 59, 3D-Rekonstruktion) konnte keine genauere diagnostische Aussage getroffen werden.

2.2 Interobserver Variability

Bei allen 50 Probandinnen, bei denen die drei Ultraschallverfahren durchgeführt worden waren, wurden die 3D-Datensätze von einem Zweituntersucher erneut ausgewertet. Die Auswertung erfolgte nach der Auswertung des Erstuntersuchers.

Wie auch beim Erstuntersucher wurden die jeweiligen Strukturen hinsichtlich ihrer Darstellbarkeit und dem diagnostischen Aussagewert bewertet. Bei dem Vergleich der Ergebnisse mit denen des Erstuntersuchers stellten wir eine über den Erwartungen liegende große Übereinstimmung zwischen beiden Untersuchern fest, die vor allem bei den größeren Strukturen zu erkennen ist. Hier beträgt Kappa in den meisten Fällen $> 0,5$ im Sinne einer guten Übereinstimmung, je näher der Wert bei 1 liegt (siehe F.3).

Hinsichtlich der kleinen Strukturen detektieren beide Untersucher weniger gut. Diese Strukturen liegen wie schon zuvor beschrieben in anderen Ebenen als im Vier-Kammer-Blick, oder wie beispielsweise der Aorten- oder Ductusbogen bei der 3D-Echtzeitechokardiographie häufig außerhalb des maximal aufzunehmenden Bildkegels und werden von beiden Untersuchern häufig sehr unterschiedlich bewertet.

Die genannten Strukturen bewertet Untersucher 1 häufiger mit der Qualität 1 (= gesehen, jedoch keine genaue Aussage hinsichtlich Morphologie möglich), wo Untersucher 2 mit der Qualität 2 bewertet (= gesehen, so dass eine genaue diagnostische Aussage möglich ist). Dabei fällt es Untersucher 2 leichter, sich in den 3D-Datensätzen zu orientieren und die Strukturen in den verschiedenen Schnittebenen

besser zu detektieren, als es vorher Untersucher 1 vermochte. Der Kappa-Wert lag bei den kleineren Strukturen stets zwischen 0 und 0,5, was eine eher zufällige Übereinstimmung bedeutet, je näher der Wert bei 0 liegt. Die beschriebenen Unterschiede werden im Folgenden anhand von Beispielen skizziert:

Beide Untersucher bewerten im Rahmen der 3D-Rekonstruktion die Struktur Truncus pulmonalis in jeweils 86 % mit der Qualität 1 oder 2, das heißt beide haben den Truncus pulmonalis in 86 % erkannt. Dies zeugt von einer guten Übereinstimmung (Kappa 0,495). Differenziert man jedoch weiter, so fällt auf, dass Untersucher 1 diese Struktur in 12 % mit 1 und in 74 % mit 2 Punkten bewertet. Untersucher 2 dagegen vergibt in 4 % eine 1 sowie in 88 % eine 2. Weiterhin bewertet Untersucher 2 den Tr. pulmonalis bei drei Probandinnen mit zwei Punkten, wo Untersucher 1 nichts gesehen, die Struktur also mit 0 Punkten bewertet hat (siehe Tabelle 3).

		Zweituntersucher Truncus pulmonalis in 3DR			
		nicht gesehen	gesehen, jedoch diagnostisch nicht auswertbar	gesehen und auswertbar	Gesamt
Erstuntersucher Truncus pulmonalis in 3DR	nicht gesehen	4	0	3	7
	gesehen, jedoch diagnostisch nicht auswertbar	0	1	5	6
	gesehen und auswertbar	0	1	36	37
	Gesamt	4	2	44	50

Tabelle 3: Kreuztabelle Truncus pulmonalis – Erst- und Zweituntersucher 3DR

Die Ergebnisse der beiden Untersucher sind in einer Kreuztabelle gegenübergestellt. Die Zahlen geben wieder, wie oft eine Struktur mit der jeweiligen Qualität bewertet wurde. Es fällt auf, dass Untersucher 2 häufiger die Wertung 2 vergibt, wo Untersucher 1 nichts sieht oder die Struktur mit Qualität 1 bewertet.

Weitere interessante Strukturen im Rahmen der 3D-Rekonstruktion sind Aortenbogen, Drei-Gefäß-Blick (V-Zeichen), Ductus Botalli, Ductusbogen sowie die Pulmonalvenen, die allesamt in einem hohen Maße weniger gut detektiert werden. So wird der Aortenbogen von Untersucher 1 in 28 %, von Untersucher 2 in 24 % mit der Qualität 1 oder 2 bewertet bei einer Übereinstimmung von 76 %. Hier sieht Untersucher 1 mehr.

Bei den übrigen genannten Strukturen sind die Ergebnisse vergleichbar mit denen des Aortenbogens, allerdings sieht dort Untersucher 2 mehr.

Im Rahmen der Auswertung der 3D-Echtzeitechokardiographie sind die Ergebnisse vergleichbar mit denen der 3D-Rekonstruktion:

Auch hier werden die kleinen Strukturen wie Aortenbogen, Drei-Gefäß-Blick (V-Zeichen), Ductus Botalli, Ductusbogen und die Pulmonalvenen weniger gut gesehen, allerdings fallen hier auch Strukturen wie die Vena cava superior auf, die von Untersucher 1 in 78 %, von Untersucher 2 in 96 % mit der Qualität 1 oder 2 bewertet wird. Hier ist die Übereinstimmung der Statistik nach zu urteilen eher zufällig (Kappa 0,192).

Differenziert man weiter, so fällt auf, dass Untersucher 2 diese Struktur bei 16 Probandinnen mit der Qualität 2 bewertet hat. Untersucher 1 dagegen bewertet hier die Vena cava superior lediglich mit der Qualität 0 oder 1 (siehe Tabelle 4).

		Zweituntersucher Vena cava superior in 3D-Echtzeit			
		nicht gesehen	gesehen, jedoch diagnostisch nicht auswertbar	gesehen und auswertbar	Gesamt
Vena cava superior in 3D-Echtzeit	nicht gesehen	2	0	9	11
	gesehen, jedoch diagnostisch nicht auswertbar	0	1	7	8
	gesehen und auswertbar	0	1	30	31
	Gesamt	2	2	46	50

Tabelle 4: Kreuztabelle Vena cava superior – Erst- und Zweituntersucher 3DL

Die Ergebnisse der beiden Untersucher sind in einer Kreuztabelle gegenübergestellt. Die Zahlen geben wieder, wie oft eine Struktur mit der jeweiligen Qualität bewertet wurde. Es fällt auf, dass Untersucher 2 häufiger die Wertung 2 vergibt, wo Untersucher 1 nichts sieht oder die Wertung 1 vergibt.

Eine bessere Übereinstimmung zeigt sich bei dem Aortenbogen (Kappa 0,264). Diese Struktur bewertet Untersucher 2 im Rahmen der 3D-Echtzeitechokardiographie bei 7 Patienten mit der Qualität 2, wo Untersucher 1 nichts erkennt. Umgekehrt bewertet Untersucher 1 den Aortenbogen bei zwei Patienten mit der Qualität 2, wo Untersucher 2 nichts detektieren konnte (siehe Tabelle 5).

		Zweituntersucher Aortenbogen in 3D-Echtzeit			
		nicht gesehen	gesehen, jedoch diagnostisch nicht auswertbar	gesehen und auswertbar	Gesamt
Aortenbogen in 3D-Echtzeit	nicht gesehen	15	5	7	27
	gesehen, jedoch diagnostisch nicht auswertbar	3	2	5	10
	gesehen und auswertbar	2	2	9	13
	Gesamt	20	9	21	50

Tabelle 5: Kreuztabelle Aortenbogen – Erst- und Zweituntersucher 3DL

Die Ergebnisse der beiden Untersucher sind in einer Kreuztabelle gegenübergestellt. Die Zahlen geben wieder, wie oft eine Struktur mit der jeweiligen Qualität bewertet wurde. Es fällt auf, dass Untersucher 2 den Aortenbogen besser erkennt, indem er in 11 Fällen die Wertung 2 vergibt, wo Untersucher 1 nichts erkannt hat oder die Wertung 1 vergibt.

2.3 Methodenvergleich mit dem goldenem Standard 2D

Für den Methodenvergleich wurden die jeweiligen dreidimensionalen Verfahren 3D-Echtzeit und 3D-Rekonstruktion mit dem goldenen Standard 2D sowie untereinander verglichen. Dabei wurde die Übereinstimmung bzw. die Nicht-Übereinstimmung überprüft. Übereinstimmung heißt dabei, dass für die Verfahren bei den jeweiligen Strukturen in der Bewertung der Darstellbarkeit die gleichen Qualitätsmerkmale vergeben wurden. Die größte Übereinstimmung zwischen den Verfahren 2D und 3D-Echtzeit konnte am Beispiel des Rechtsventrikulären Ausflusstrakts (RVOT) gezeigt werden. Diese Struktur wurde mit beiden Verfahren in 64 von 71 Fällen gut gesehen und in jeweils einem von 71 Fällen ohne mögliche diagnostische Aussage gesehen oder nicht gesehen. Dies entspricht einer Übereinstimmung von 93 % (66 von 71 Fällen).

Mit Hilfe des McNemar-Tests wurde untersucht, ob das als „besser“ bewertete Verfahren tatsächlich auch statistisch signifikant besser ist als das jeweils andere.

Im Beispiel des RVOT war das 2D-Verfahren signifikant besser ($p = 0,002$) als das Verfahren der 3D-Rekonstruktion, nicht aber als die 3D-Echtzeitechokardiographie ($p = 1,000$), welche jedoch signifikant besser war als die 3D-Rekonstruktion ($p = 0,012$).

Siehe Tabelle 6.

		Rechtsventrikulärer Ausflusstrakt in 3D-Echtzeit			
		nicht gesehen	gesehen, jedoch diagnostisch nicht auswertbar	gesehen und auswertbar	Gesamt
Rechtsventrikulärer Ausflusstrakt in 2D	nicht gesehen	1	0	1	2
	gesehen, jedoch diagnostisch nicht auswertbar	0	1	1	2
	gesehen und auswertbar	0	3	64	67
	Gesamt	1	4	66	71

Tabelle 6: Kreuztabelle RVOT – Methodenvergleich 2D/3D-Echtzeitechokardiographie

Die beiden Methoden werden in Kreuztabellen gegenübergestellt und am Beispiel des RVOT miteinander verglichen. Dabei fällt auf, dass die beiden Verfahren sowohl bei den detektierten als auch bei den nicht-detektierten Fällen mit 93 % übereinstimmen (in 66 von 71 Fällen).

Signifikante Unterschiede ergeben sich zusammenfassend:

1.) Vergleich 2D/3D-Echtzeit:

Es zeigte sich, dass das 2D-Verfahren im Vergleich mit der 3D-Echtzeitechokardiographie nur bei der Struktur Situs abdominalis signifikant bessere Ergebnisse zeigt, ansonsten gab es keine signifikanten Unterschiede.

2.) Vergleich 2D/3D-Rekonstruktion:

Bei den Strukturen Rechtsventrikulärer Ausflusstrakt, Truncus pulmonalis, Aorta, Aortenbogen sowie Überkreuzen der großen Gefäße besteht eine statistische Signifikanz, hier ist 2D signifikant besser.

3.) Vergleich 3D-Echtzeit/3D-Rekonstruktion:

Hier ist 3D-Echtzeit bei allen Strukturen der 3D-Rekonstruktion überlegen, signifikante Unterschiede ergeben sich bei den Strukturen Rechtsventrikulärer Ausflusstrakt, Linksventrikulärer Ausflusstrakt, Überkreuzen der großen Gefäße, Parasternal kurze Achse, Ductusbogen sowie Pulmonalvenen.

Die Ergebnisse aller Methodenvergleiche sind in Tabelle 7 und 8 zusammengefasst und hinsichtlich der einzelnen Strukturen in den Kapiteln 2.3.1 bis 2.3.18 beschrieben.

Struktur	Übereinstimmung	95 % KI	Mc Nemar-Test
Situs thorakalis 2D vs. 3DR	52/59 (88,1 %)	[77.5-94.1]	n. s.
Situs thorakalis 2D vs. 3DL	69/71 (97,2 %)	[90.3-99.2]	n. s.
Situs thorakalis 3DL vs. 3DR	46/50 (92,0 %)	[81.2-96.8]	n. s.
Situs abdominalis 2D vs. 3DR	47/59 (79,7 %)	[67.7-88.0]	n. s.
Situs abdominalis 2D vs. 3DL	59/71 (83,1 %)	[72.7-90.1]	p = 0.039
Situs abdominalis 3DL vs. 3DR	37/50 (74,0 %)	[60.4-84.1]	n. s.
4-Kammer-Blick 2D vs. 3DR	55/59 (93,2 %)	[83.8-97.3]	n. s.
4-Kammer-Blick 2D vs. 3DL	70/71 (98,6 %)	[92.4-99.8]	n. s.
4-Kammer-Blick 3DL vs. 3DR	47/50 (94,0 %)	[83.8-97.9]	n. s.
AV-Klappen 2D vs. 3DR	56/59 (94,9 %)	[86.1-98.3]	n. s.
AV-Klappen 2D vs. 3DL	71/71 (100,0 %)	[94.9-100.0]	n. s.
AV-Klappen 3DL vs. 3DR	48/50 (96,0 %)	[86.5-98.9]	n. s.
Foramen ovale 2D vs. 3DR	51/59 (86,4 %)	[75.5-93.0]	n. s.
Foramen ovale 2D vs. 3DL	67/71 (94,4 %)	[86.4-97.8]	n. s.
Foramen ovale 3DL vs. 3DR	42/50 (84,0 %)	[71.5-91.7]	n. s.
RVOT 2D vs. 3DR	42/59 (71,2 %)	[58.6-81.2]	p = 0.002
RVOT 2D vs. 3DL	66/71 (93,0 %)	[84.6-97.0]	n. s.
RVOT 3DL vs. 3DR	39/50 (78,0 %)	[64.8-87.2]	p = 0.012
Truncus pulmonalis 2D vs. 3DR	40/59 (67,8 %)	[55.1-78.3]	p = 0.019
Truncus pulmonalis 2D vs. 3DL	62/71 (87,3 %)	[77.6-93.2]	n. s.
Truncus pulmonalis 3DL vs. 3DR	37/50 (74,0 %)	[60.4-84.1]	n. s.
LVOT 2D vs. 3DR	47/59 (79,7 %)	[67.7-88.0]	n. s.
LVOT 2D vs. 3DL	68/71 (95,8 %)	[88.3-98.6]	n. s.
LVOT 3DL vs. 3DR	41/50 (82,0 %)	[69.2-90.2]	p = 0.039
Aorta 2D vs. 3DR	51/59 (86,4 %)	[75.5-93.0]	p = 0.008
Aorta 2D vs. 3DL	69/71 (97,2 %)	[90.3-99.2]	n. s.
Aorta 3DL vs. 3DR	41/50 (82,0 %)	[69.2-90.2]	n. s.

Tabelle 7: Methodenvergleich der drei echokardiographischen Verfahren (1)

Dargestellt sind die großen Strukturen im jeweiligen Vergleich zwischen den beiden 3D-Verfahren sowie zwischen 2D und 3D. Der Grad der Übereinstimmung wird in reellen Zahlen sowie in Prozent angegeben, weiterhin das 95 %-Konfidenzintervall (KI) sowie die Angabe des jeweiligen Signifikanzniveaus ($p < 0,05$) bzw. der Angabe nicht signifikant (n. s.). Die 2D-Echokardiographie war lediglich bezogen auf den Situs abdominalis signifikant besser als die 3D-Echtzeitechokardiographie und hinsichtlich des rechtsventrikulären Ausflusstrakts (RVOT), Truncus pulmonalis sowie Aorta signifikant besser als die 3D-Rekonstruktion. Die 3D-Echtzeitechokardiographie war bei den Strukturen RVOT und dem linksventrikulären Ausflusstrakt (LVOT) signifikant besser als die 3D-Rekonstruktion.

Struktur	Übereinstimmung	95 %-KI	Mc Nemar-Test
Überkreuzen Gefäße 2D vs. 3DR	43/59 (72,9 %)	[60.4-82.6]	p = 0.035
Überkreuzen Gefäße 2D vs. 3DL	65/71 (91,5 %)	[82.8-96.1]	n. s.
Überkreuzen Gefäße 3DL vs. 3DR	37/50 (74,0 %)	[60.4-84.1]	p = 0.006
Parasternal k. Achse 2D vs. 3DR	36/59 (61,0 %)	[48.3-72.4]	n. s.
Parasternal k. Achse 2D vs. 3DL	32/71 (61,0 %)	[57.5-78.6]	n. s.
Parasternal k. Achse 3DL vs. 3DR	37/50 (74,0 %)	[60.4-84.1]	p = 0.039
Drei-Gefäß-Blick 2D vs. 3DR	33/59 (55,9 %)	[43.3-67.8]	n. s.
Drei-Gefäß-Blick 2D vs. 3DL	43/71 (60,6 %)	[48.9-71.1]	n. s.
Drei-Gefäß-Blick 3DL vs. 3DR	27/50 (54,0 %)	[40.4-67.0]	n. s.
Aortenbogen 2D vs. 3DR	36/59 (61,0 %)	[48.3-72.4]	p = 0.031
Aortenbogen 2D vs. 3DL	32/71 (45,1 %)	[34.0-56.6]	n. s.
Aortenbogen 3DL vs. 3DR	23/50 (46,0 %)	[33.0-59.6]	n. s.
Vena cava superior 2D vs. 3DR	31/59 (52,5 %)	[40.0-64.7]	n. s.
Vena cava superior 2D vs. 3DL	37/71 (52,1 %)	[40.7-63.3]	n. s.
Vena cava superior 3DL vs. 3DR	22/50 (44,0 %)	[31.2-57.7]	n. s.
Vena cava inferior 2D vs. 3DR	40/59 (67,8 %)	[55.1/78.3]	n. s.
Vena cava inferior 2D vs. 3DL	50/71 (70,4 %)	[59.0/79.8]	n. s.
Vena cava inferior 3DL vs. 3DR	32/50 (64,0 %)	[50.1/75.9]	n. s.
Ductus botalli 2D vs. 3DR	36/59 (61,0 %)	[48.3-72.4]	n. s.
Ductus botalli 2D vs. 3DL	53/71 (74,6 %)	[63.4-83.3]	n. s.
Ductus botalli 3DL vs. 3DR	29/50 (58,0 %)	[44.2-70.6]	n. s.
Ductusbogen 2D vs. 3DR	35/59 (59,3 %)	[46.6-70.9]	n. s.
Ductusbogen 2D vs. 3DL	40/71 (56,3 %)	[44.8-67.3]	n. s.
Ductusbogen 3DL vs. 3DR	26/50 (52,0 %)	[38.5-65.2]	p = 0.027
Pulmonalvenen 2D vs. 3DR	28/59 (47,5 %)	[35.3-60.0]	n. s.
Pulmonalvenen 2D vs. 3DL	38/71 (53,5 %)	[42.0-64.6]	n. s.
Pulmonalvenen 3DL vs. 3DR	17/50 (34,0 %)	[22.4-47.8]	p = 0.008

Tabelle 8: Methodenvergleich der drei echokardiographischen Verfahren (2)

Dargestellt sind die kleineren Strukturen bzw. Strukturen, die in einer anderen Ebene als im Vier-Kammer-Blick dargestellt werden im jeweiligen Vergleich zwischen den beiden 3D-Verfahren sowie zwischen 2D und 3D. Der Grad der Übereinstimmung wird in reellen Zahlen sowie in Prozent angegeben, weiterhin das 95 %-Konfidenzintervall (KI) sowie die Angabe des jeweiligen Signifikanzniveaus ($p < 0,05$) bzw. der Angabe nicht signifikant (n. s.). Die 2D-Echokardiographie war bezogen auf das Überkreuzen der großen Gefäße und den Aortenbogen signifikant besser als 3DR. Die 3D-Echtzeitechokardiographie war bei den Strukturen Überkreuzen der großen Gefäße, parasternal kurze Achse (PSA), dem Ductusbogen sowie den Pulmonalvenen signifikant besser als die 3D-Rekonstruktion.

2.3.1 Situs thorakalis

Bei dem Situs thorakalis stimmen die Verfahren 2D und 3D-Rekonstruktion in 52 von 59 Fällen überein (88,1 %), wobei 2D besser ist als 3D, ohne dass jedoch eine Signifikanz festzustellen war ($p = 0,125$). Im Vergleich 2D/3DL zeigte sich eine Übereinstimmung in 69 von 71 Fällen (97,2 %) bei einer Vergleichbarkeit beider Verfahren auch bezüglich der Signifikanz ($p = 1,00$). Bei dem Vergleich der beiden 3D-Verfahren zeigt sich eine Übereinstimmung von 92 % (46 von 50) bei einer Überlegenheit der 3D-Echtzeitechokardiographie, die jedoch nicht signifikant ist ($p = 0,125$).

2.3.2 Situs abdominalis

Bei dieser Struktur stimmen 2D und 3D-Rekonstruktion in 47 von 59 Fällen überein (79,7 %) bei fehlender Signifikanz ($p = 0,146$). Der Situs abdominalis ist die einzige Struktur, bei der das 2D-Verfahren trotz einer Übereinstimmung von 83,1 % (59 von 71) signifikant besser ist als 3DL ($p = 0,039$), erklärbar mit dem deutlich kleineren Schallfenster im 3DL. Vergleicht man die 3D-Verfahren, so lässt sich bei einer Übereinstimmung von 74 % (37 von 50) kein signifikanter Unterschied feststellen ($p = 1,00$).

2.3.3 Vier-Kammer-Blick

In 55 von 59 Fällen stimmen die Verfahren 2D und 3D-Rekonstruktion überein (93,2 %), wobei 2D mit einem $p = 0,625$ nicht signifikant besser ist. Im Vergleich 2D und 3D-Echtzeitechokardiographie besteht eine Übereinstimmung in 70 von 71 Fällen (98,6 %), ohne dass eines der Verfahren besser ist. Unter den beiden 3D-Verfahren besteht eine Übereinstimmung von 94 % (47 von 50), auch hier besteht keine Signifikanz ($p = 0,250$).

2.3.4 Foramen ovale

Bei dieser Struktur zeigt sich im Vergleich 2D/3D-Rekonstruktion in 51 von 59 Fällen (86,4 %) eine Übereinstimmung – trotz einer Überlegenheit des 2D lässt sich keine Signifikanz feststellen ($p = 0,070$). Auch hinsichtlich des Vergleiches 2D und 3DL gibt es keine signifikante Überlegenheit ($p = 1,00$) bei einer Übereinstimmung von 94,4 % (67 von 71). Bei einer Übereinstimmung in 42 von 50 Fällen (84 %) lässt sich auch hier trotz einer Überlegenheit von 3DL gegenüber der 3D-Rekonstruktion keine Signifikanz feststellen ($p = 0,070$).

2.3.5 AV-Klappen

Hier zeigen die Verfahren von allen Strukturen die größte Übereinstimmung. Im Vergleich von 2D und 3D-Rekonstruktion herrscht eine Übereinstimmung in 56 von 59 Fällen (94,9 %), bei einem $p = 0,250$ besteht jedoch keine Signifikanz. Vergleicht man 2D und 3DL, so stimmen diese in allen Fällen überein (100 %). Auch hier ist keines der Verfahren signifikant besser als das andere. Im Vergleich der 3D-Verfahren besteht eine Übereinstimmung in 48 von 50 Fällen (96 %), bei einem $p = 0,500$ lässt sich auch hier keine Signifikanz bezüglich einer Überlegenheit feststellen.

2.3.6 Linksventrikulärer Ausflußtrakt (LVOT)

Bei dieser Struktur zeigt sich im Vergleich 2D/3D-Rekonstruktion in 47 von 59 Fällen (79,7 %) eine Übereinstimmung – trotz einer Überlegenheit des 2D lässt sich keine Signifikanz feststellen ($p = 0,146$). Auch hinsichtlich des Vergleiches 2D und 3DL gibt es keine signifikante Überlegenheit ($p = 1,00$) bei einer Übereinstimmung von 95,8 % (68 von 71). Bei einer Übereinstimmung in 41 von 50 Fällen (82 %) ist die 3D-Echtzeitechokardiographie gegenüber der 3D-Rekonstruktion signifikant besser ($p = 0,039$).

2.3.7 Aorta

In 51 von 59 Fällen stimmen die Verfahren 2D und 3D-Rekonstruktion überein (86,4 %), wobei 2D mit einem $p = 0,008$ signifikant besser ist. Im Vergleich 2D und 3DL besteht eine Übereinstimmung in 69 von 71 Fällen (97,2 %) ohne dass eines der beiden Verfahren besser ist. Unter den beiden 3D-Verfahren besteht eine Übereinstimmung von 82 % (41 von 50), auch hier besteht keine Signifikanz ($p = 0,180$).

2.3.8 Drei-Gefäß-Blick (V-Zeichen)

In 33 von 59 Fällen stimmen die Verfahren 2D und 3D-Rekonstruktion überein (55,9 %), wobei 2D mit einem $p = 1,00$ nicht signifikant besser ist. Im Vergleich 2D und 3DL besteht eine Übereinstimmung in 43 von 71 Fällen (60,6 %) ohne dass eines der beiden Verfahren signifikant besser ist ($p = 0,678$).

Unter den beiden 3D-Verfahren besteht eine Übereinstimmung von 54 % (27 von 50), auch hier besteht keine Signifikanz ($p = 0,832$).

2.3.9 Rechtsventrikulärer Ausflußtrakt (RVOT)

Wie oben bereits beschrieben war das 2D-Verfahren bei einer Übereinstimmung in 42 von 59 Fällen (71,2 %) signifikant besser ($p = 0,002$) als das Verfahren der 3D-Rekonstruktion, nicht aber als das Verfahren 3DL ($p = 1,000$) – bei einer Übereinstimmung von 93 % (66 von 71).

Das Verfahren der 3D-Echtzeitechokardiographie wiederum war – bei einer Übereinstimmung in 39 von 50 Fällen (78 %) signifikant besser als die 3D-Rekonstruktion ($p = 0,012$).

2.3.10 Truncus pulmonalis

In 40 von 59 Fällen (67,8 %) stimmen die Verfahren 2D und 3D-Rekonstruktion überein, wobei 2D auch statistisch deutlich überlegen ist ($p = 0,019$). Auch gegenüber der 3D-Echtzeitechokardiographie ist 2D bei einer Übereinstimmung von 87,3 % (62 von 71) besser, jedoch ohne Signifikanz ($p = 0,180$). Im Vergleich der 3D-Verfahren ist 3DL deutlich besser als die 3D-Rekonstruktion, jedoch bei einer Übereinstimmung in 37 von 50 Fällen (74 %) statistisch nicht signifikant ($p = 0,267$).

2.3.11 Aortenbogen

Bei dieser Struktur herrscht mit die geringste Übereinstimmung: Im Vergleich von 2D und 3D-Rekonstruktion besteht eine Übereinstimmung in 36 von 59 Fällen (61 %), wobei 2D signifikant besser ist als die 3D-Rekonstruktion ($p = 0,031$). Bezogen auf 2D und 3DL stellten wir eine Übereinstimmung in 32 von 71 Fällen fest (45,1 %) bei fehlender statistischer Überlegenheit eines der beiden Verfahren ($p = 0,136$). Bei Betrachtung der Kreuztabellen fällt auf, dass sich die Verfahren zu ergänzen scheinen. So konnte der Aortenbogen im 2D gesehen werden, gleichzeitig jedoch nicht mit der 3D-Echtzeitechokardiographie und umgekehrt. Beim Vergleich der 3D-Verfahren stimmen diese in 23 von 50 Fällen (46 %) überein.

Dabei ist die 3D-Echtzeitechokardiographie der 3D-Rekonstruktion deutlich überlegen, jedoch lässt sich keine statistische Signifikanz feststellen ($p = 0,332$).

2.3.12 Überkreuzen der großen Gefäße

Bei dieser Struktur zeigt sich im Vergleich 2D/3D-Rekonstruktion in 43 von 59 Fällen (72,9 %) eine Übereinstimmung bei einer signifikanten Überlegenheit des 2D gegenüber

der 3D-Rekonstruktion ($p = 0,035$). Hinsichtlich des Vergleiches 2D und 3D-Echtzeitechokardiographie gibt es keine signifikante Überlegenheit ($p = 1,00$) bei einer Übereinstimmung von 91,5 % (65 von 71). In 37 von 50 Fällen (74 %) stimmen die 3D-Verfahren überein. Dabei ist die 3D-Echtzeitechokardiographie gegenüber der 3D-Rekonstruktion signifikant besser ($p = 0,006$).

2.3.13 Parasternal kurze Achse (PSA)

Bei der PSA zeigt sich im Vergleich 2D/3D-Rekonstruktion in 36 von 59 Fällen (61 %) eine Übereinstimmung – trotz einer Überlegenheit des 2D lässt sich keine Signifikanz feststellen ($p = 0,664$). Auch hinsichtlich des Vergleiches 2D und 3D-Echtzeitechokardiographie gibt es keine signifikante Überlegenheit ($p = 0,263$) bei einer Übereinstimmung von 69 % (32 von 71), obwohl 3DL deutlich besser detektiert.

Bei einer Übereinstimmung in 37 von 50 Fällen (74 %) ist die 3D-Echtzeitechokardiographie gegenüber der 3D-Rekonstruktion signifikant besser ($p = 0,039$).

2.3.14 Ductus Botalli

Bei dieser Struktur ist das 2D-Verfahren der 3D-Rekonstruktion bei einer Übereinstimmung von 61 % (36 von 59) deutlich überlegen, jedoch mit einem $p = 0,052$ nicht mehr im Signifikanzbereich. Im Vergleich zur 3D-Echtzeitechokardiographie schneidet 2D besser ab – auch hier ist bei einer Übereinstimmung in 53 von 71 Fällen (74,6 %) der goldene Standard nicht signifikant überlegen ($p = 0,302$).

Beim Vergleich der 3D-Verfahren fällt erneut auf, dass 3DL besser ist als die 3D-Rekonstruktion ohne aber signifikant besser zu sein ($p = 0,383$). Die beiden Verfahren stimmen in 29 von 50 Fällen (58 %) überein.

2.3.15 Ductusbogen

Bei dieser Struktur zeigt sich im Vergleich 2D/3D-Rekonstruktion in 35 von 59 Fällen (59,3 %) eine Übereinstimmung – trotz einer Überlegenheit des 2D lässt sich keine Signifikanz feststellen ($p = 0,238$). Auch hinsichtlich des Vergleiches 2D und 3DL gibt es keine signifikante Überlegenheit ($p = 1,00$) bei einer Übereinstimmung von 56,3 % (40 von 71). Bei einer Übereinstimmung in 26 von 50 Fällen (52 %) ist 3D-Echtzeit gegenüber der 3D-Rekonstruktion signifikant besser ($p = 0,027$).

2.3.16 Vena cava superior (VCS)

Bei der VCS stimmen die Verfahren 2D und 3D-Rekonstruktion in 31 von 59 Fällen überein (52,5 %), ohne dass 2D signifikant besser ist als die 3D-Rekonstruktion ($p = 1,00$). Im Vergleich 2D/3DL zeigte sich eine Übereinstimmung in 37 von 71 Fällen (52,1 %) bei einer besseren, jedoch statistisch nicht signifikanten Detektionsrate des 2D ($p = 0,377$). Bei dem Vergleich 3DR/3DL zeigt sich keine signifikante Überlegenheit eines der beiden Verfahren ($p = 1,00$) bei einer Übereinstimmung von 44 % (22 von 50).

2.3.17 Vena cava inferior (VCI)

Diese Struktur ist vergleichbar mit der oberen Hohlvene (VCS), wobei das 2D-Verfahren hier deutlich besser ist als die beiden 3D-Verfahren, ohne dass jedoch eine statistische Signifikanz festzustellen ist. So beträgt $p = 0,454$ im Vergleich 2D/3D-Rekonstruktion bei einer Übereinstimmung in 40 von 59 Fällen (67,8 %). Auch im Vergleich 2D/3DL zeigt sich keine signifikante Überlegenheit des 2D ($p = 0,359$) – hier stimmen die Verfahren in 50 von 71 Fällen überein (70,4 %). Betrachtet man beide 3D-Verfahren, so stimmen diese in 64 % (32 von 50) überein bei fehlender statistischer Signifikanz ($p = 1,00$).

2.3.18 Pulmonalvenen

Bei den Pulmonalvenen zeigt sich im Vergleich 2D/3D-Rekonstruktion in 28 von 59 Fällen (47,5 %) eine Übereinstimmung – trotz einer Überlegenheit des 2D lässt sich keine Signifikanz feststellen ($p = 0,152$). Auch hinsichtlich des Vergleiches 2D und 3D-Echtzeitechokardiographie gibt es keine signifikante Überlegenheit ($p = 0,327$) bei einer Übereinstimmung von 53,5 % (38 von 71), obwohl 3DL deutlich besser detektiert. Bei einer Übereinstimmung in 17 von 50 Fällen (34 %) ist 3DL gegenüber der 3D-Rekonstruktion signifikant besser ($p = 0,008$).

3. Volumenmessungen als Parameter für quantitative Aussagen

Bei 50 Feten wurden Volumenmessungen der rechten und linken Herzkammer sowohl in der 2D- als auch in der 3D-Echokardiographie durchgeführt.

Zunächst wurde die intraobserver variability bestimmt, um eine Aussage bezüglich der Wiederholbarkeit der Messungen treffen zu können. Für die interobserver variability als Parameter für die Reproduzierbarkeit der Methode 3D-Echtzeitechokardiographie

wurden die rechts- und linksventrikulären Volumina bei 10 Probandinnen durch einen geblindeten Zweituntersucher gemessen und die Inter-Class-Correlation (ICC) nach Bartko berechnet. Um die beiden Verfahren 2D- und 3D-Echokardiographie zu vergleichen, wurden zum einen die Volumina von rechtem und linkem Ventrikel mit Hilfe von Bland-Altman-Diagrammen dargestellt, zum anderen wurden erneut die ICC-Werte berechnet und für den Methodenvergleich herangezogen. Aufgrund der divergenten Übereinstimmung der 2D- und 3D-Echokardiographie vor allem beim rechten Ventrikel berechneten wir die rechtsventrikulären und linksventrikulären Flächen und verglichen die beiden Verfahren erneut mittels Bland-Altman-Diagrammen.

3.1 Intraobserver variability in 2D und 3D-Echtzeitechokardiographie

Die so genannte intraobserver variability wird durch die Parameter zeta ω sowie repeatability dargestellt. Im Rahmen der Auswertung zeigte sich, dass die im 2D berechnete repeatability deutlich kleiner ausfiel als die in 3D-Echtzeit im Sinne einer besseren Reproduzierbarkeit (siehe Tabelle 9 und 10).

2D	zeta ω	repeatability (ml)
Rechter Ventrikel Systole	0,14	0,39
Rechter Ventrikel Diastole	0,25	0,69
Linker Ventrikel Systole	0,13	0,36
Linker Ventrikel Diastole	0,27	0,74
3D-Echtzeit	zeta ω	repeatability (ml)
Rechter Ventrikel Systole	0,23	0,63
Rechter Ventrikel Diastole	0,29	0,79
Linker Ventrikel Systole	0,27	0,75
Linker Ventrikel Diastole	0,31	0,85

Tabelle 9: Intraobserver Variability von 2D und 3D-Echtzeitechokardiographie

Die repeatability gibt den Wert in ml an, bis zu dem die Messung noch im Bereich von Messschwankungen liegt. Werte oberhalb der repeatability weichen signifikant von einem möglichen Messfehler ab, d. h. sind wirkliche Volumenänderungen. Es fiel auf, dass die im Rahmen der 2D-Messungen berechnete repeatability deutlich kleiner ausfällt als die der 3D-Echtzeit-Berechnungen im Sinne einer besseren Wiederholbarkeit der Messungen.

	Alle Patienten		Gesunde Patienten		Patienten mit Herzfehler	
2D	zeta ω	repeatability (ml)	zeta ω	repeatability (ml)	zeta ω	repeatability (ml)
RV Systole	0,14	0,39	0,13	0,37	0,15	0,41
RV Diastole	0,25	0,69	0,25	0,68	0,26	0,72
LV Systole	0,13	0,36	0,13	0,37	0,13	0,36
LV Diastole	0,27	0,74	0,18	0,49	0,39	1,09
3DL	zeta ω	repeatability (ml)	zeta ω	repeatability (ml)	zeta ω	repeatability (ml)
RV Systole	0,23	0,63	0,21	0,58	0,26	0,73
RV Diastole	0,29	0,79	0,27	0,76	0,32	0,89
LV Systole	0,27	0,75	0,21	0,59	0,37	1,03
LV Diastole	0,31	0,85	0,32	0,89	0,26	0,72

Tabelle 10: Intraobserver variability – Vergleich nach Patientenkollektiv

Die repeatability gibt den Wert in ml an, bis zu dem die Messung noch im Bereich von Messschwankungen liegt. Es zeigte sich eine höhere repeatability im Kollektiv der herzkranken Patienten bei insgesamt höherer repeatability der 3D-Echtzeitechokardiographie im Sinne einer weniger guten Reproduzierbarkeit.

3.2 Interobserver variability der Methode 3D-Echtzeitechokardiographie

Bei der Inter-Class-Correlation (ICC) nach Bartko zeigte sich bei beiden Ventrikeln ein hohes Maß an Übereinstimmung, indem die jeweiligen ICC-Werte nahezu 1 betragen (siehe Tabelle 11). Bei den Bland-Altman-Diagrammen zeigte sich eine gleichmäßige Verteilung um die Nulllinie im Sinne einer guten Reproduzierbarkeit der Methode 3D-Echtzeitechokardiographie (siehe Abbildung 10 bis 13).

	N	ICC	95 %-Konfidenzintervall
Rechter Ventrikel Systole	10	0,977	(0,911-0,994)
Rechter Ventrikel Diastole	10	0,961	(0,851-0,990)
Linker Ventrikel Systole	10	0,998	(0,993-1,000)
Linker Ventrikel Diastole	10	0,997	(0,988-0,999)

Tabelle 11: Interobserver Variability 3D-Echtzeit mittels Inter-Class-Correlation (ICC)

ICC-Werte von 1 zeugen von einem hohen Maß an Übereinstimmung, bei Werten von 0 stimmen die Verfahren nicht überein. Im Rahmen der 3D-Echtzeitechokardiographie konnte hinsichtlich der Volumenmessungen eine große Übereinstimmung zwischen den beiden Untersuchern gezeigt werden.

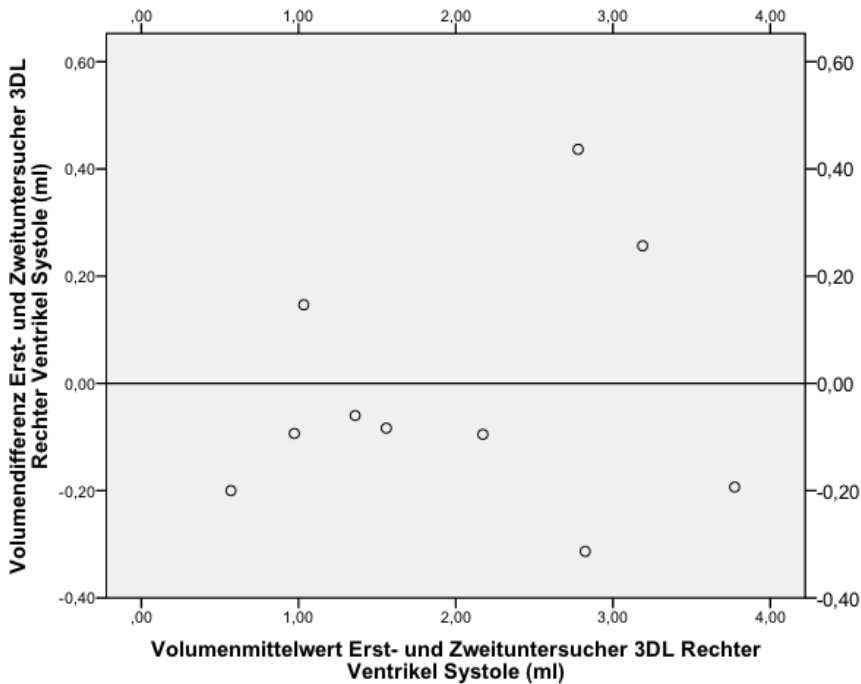


Abbildung 10: Volumen Rechter Ventrikel Systole – Untersuchervergleich 3D-Echtzeit

Die Volumenmittelwerte wurden gegen die Differenz der Volumenwerte aufgetragen, die Werte sind dabei nahezu gleichmäßig um die Nulllinie verteilt als Zeichen einer guten Übereinstimmung der Untersucher.

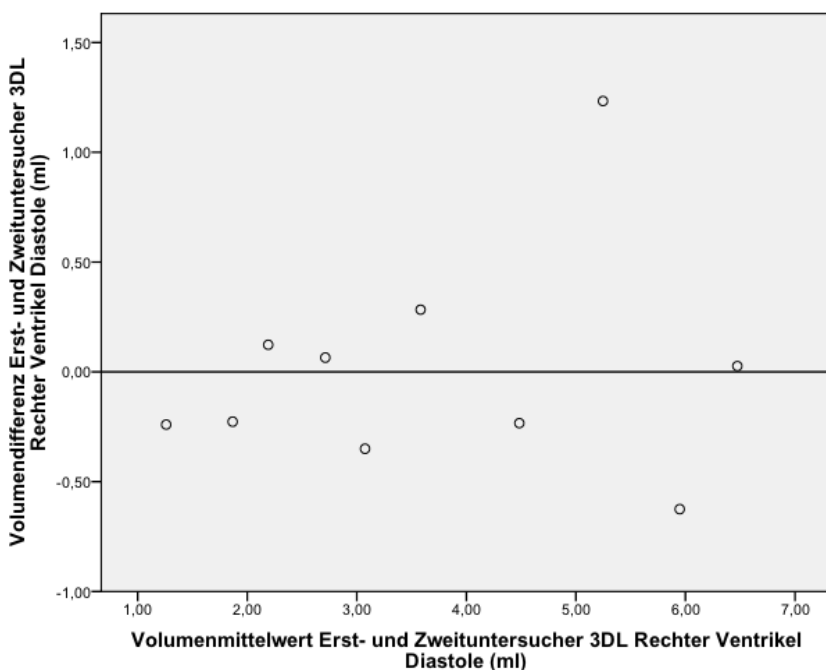


Abbildung 11: Volumen Rechter Ventrikel Diastole – Untersuchervergleich 3D-Echtzeit

Die Volumenmittelwerte wurden gegen die Differenz der Volumenwerte aufgetragen, die Werte sind dabei nahezu gleichmäßig um die Nulllinie verteilt als Zeichen einer guten Übereinstimmung der Untersucher.

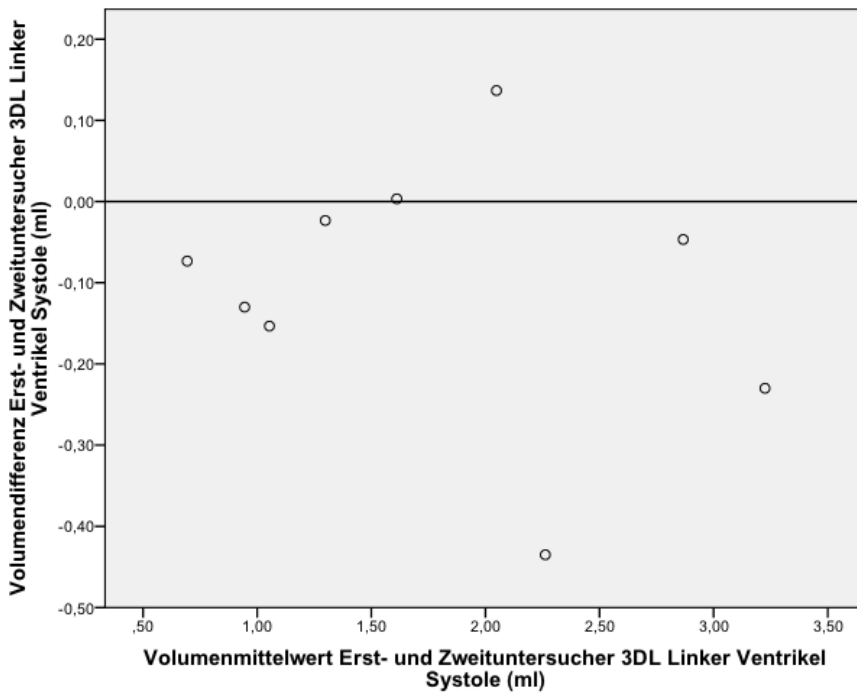


Abbildung 12: Volumen Linker Ventrikel Systole – Untersuchervergleich 3D-Echtzeit

Die Volumenmittelwerte wurden gegen die Differenz der Volumenwerte aufgetragen, die Werte sind relativ gleichmäßig um die Nulllinie verteilt – die Untersucher stimmen noch gut überein.

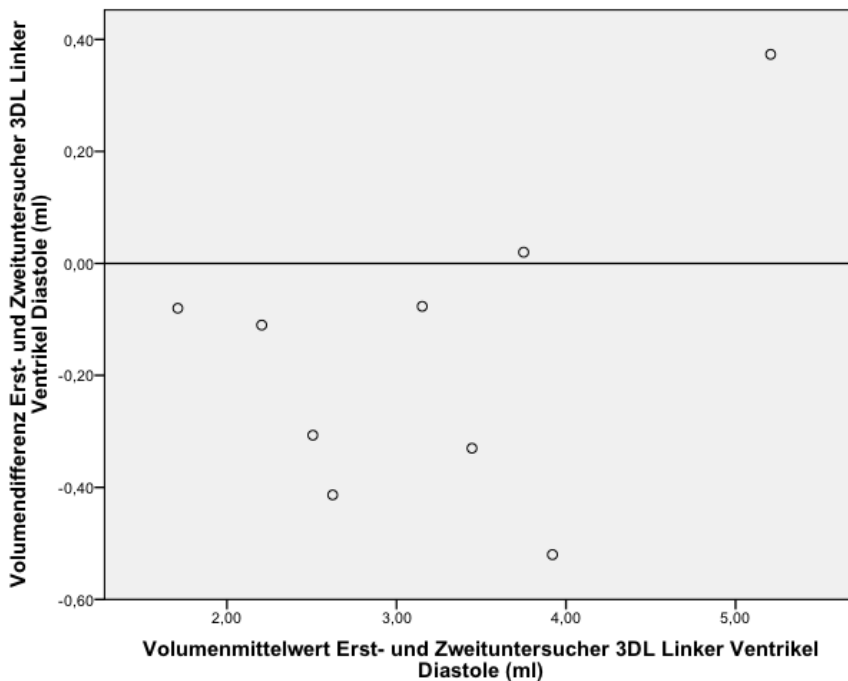


Abbildung 13: Volumen Linker Ventrikel Diastole – Untersuchervergleich 3D-Echtzeit

Die Volumenmittelwerte wurden gegen die Differenz der Volumenwerte aufgetragen, die Werte sind dabei weniger gleichmäßig um die Nulllinie verteilt – es besteht dennoch eine gute Übereinstimmung.

3.3 Methodenvergleich nach Bland-Altman zwischen 2D und 3D-Echtzeit

3.3.1 Volumetrie

Hierfür wurden die Volumenmittelwerte der 2D- und 3DL-Messungen in ml auf der x-Achse sowie die Differenz der 2D- und 3DL-Werte in ml auf der y-Achse aufgetragen. Es fiel auf, dass nahezu bei allen Patienten die Ventrikelvolumina im 2D kleiner gemessen wurden als im 3DL. Dies betrifft vor allem den rechten Ventrikel. Der Unterschied fiel umso deutlicher aus, je größer die Ventrikelvolumina waren. Unserer Ansicht nach wird bei der monoplanen Ausmessung der rechtsventrikuläre Ausflusstrakt nicht groß genug ausgemessen, da er im Vier-Kammer-Blick nicht ausreichend dargestellt wird. Somit werden die Volumina des rechten Ventrikels durchgehend zu klein gemessen. Mit 3D-Echtzeit wird der gesamte Ventrikel durch die Scheibchensummationsmethode genauer erfasst. Hinsichtlich des linken Ventrikels fand sich eine geringere Abweichung des Volumens, da beide Methoden das Rotationsellipsoid des linken Ventrikels abbilden. Hier fand sich kein wesentlicher Unterschied zwischen den Patientenkollektiven „herzkrank“ und „herzgesund“ (siehe Abbildung 14 bis 17).

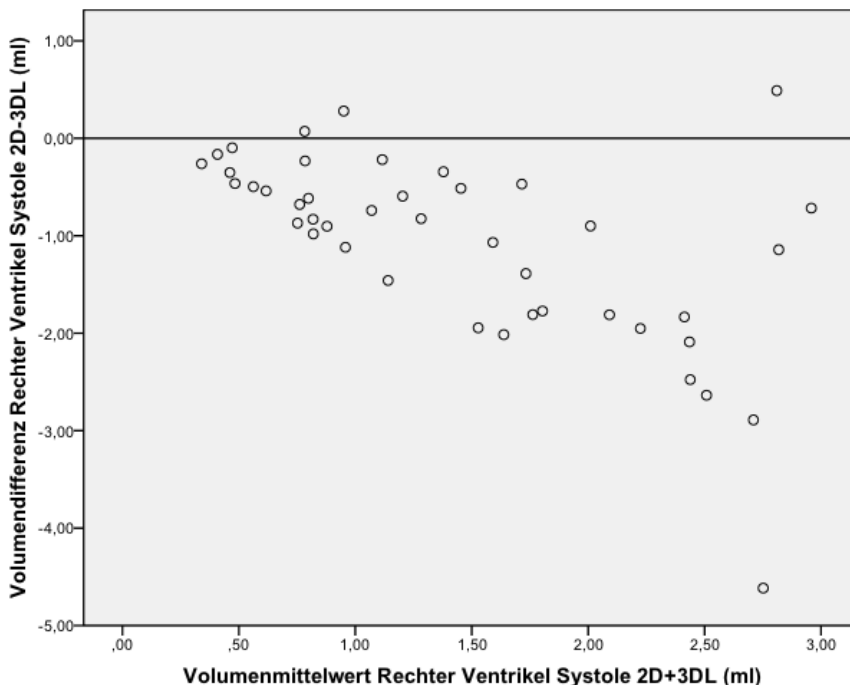


Abbildung 14: Volumen Rechter Ventrikel Systole – Bland-Altman-Diagramm

Die Mittelwerte der 2D- und 3DL-Volumina (ml) wurden auf der x-Achse sowie die Differenz der 2D- und 3DL-Werte (ml) auf der y-Achse aufgetragen. Die Volumina wurden im 2D kleiner gemessen als im 3DL.

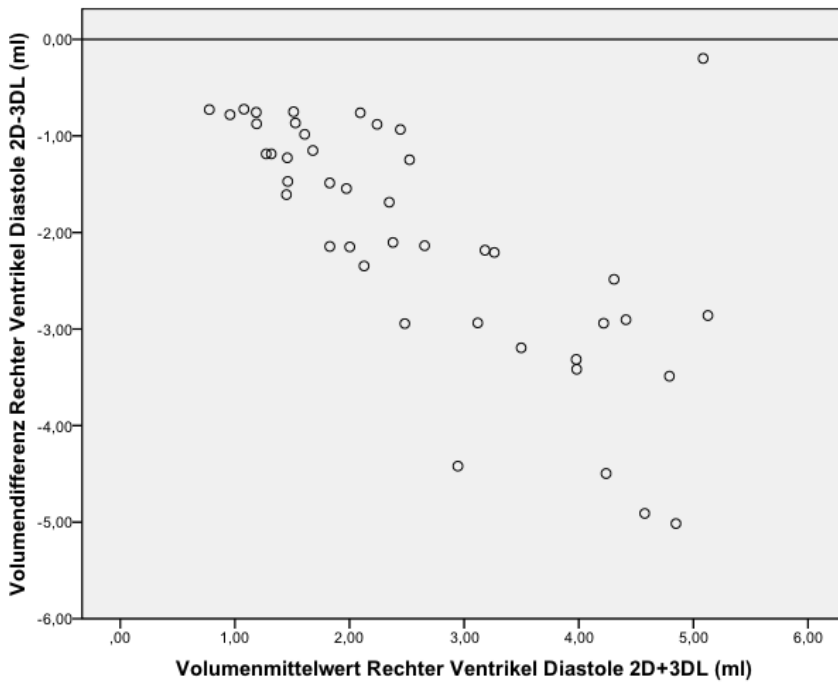


Abbildung 15: Volumen Rechter Ventrikel Diastole – Bland-Altman-Diagramm

Die Mittelwerte der 2D- und 3DL-Volumina (ml) wurden auf der x-Achse sowie die Differenz der 2D- und 3DL-Werte (ml) auf der y-Achse aufgetragen. Die Volumina wurden im 2D kleiner gemessen als im 3DL.

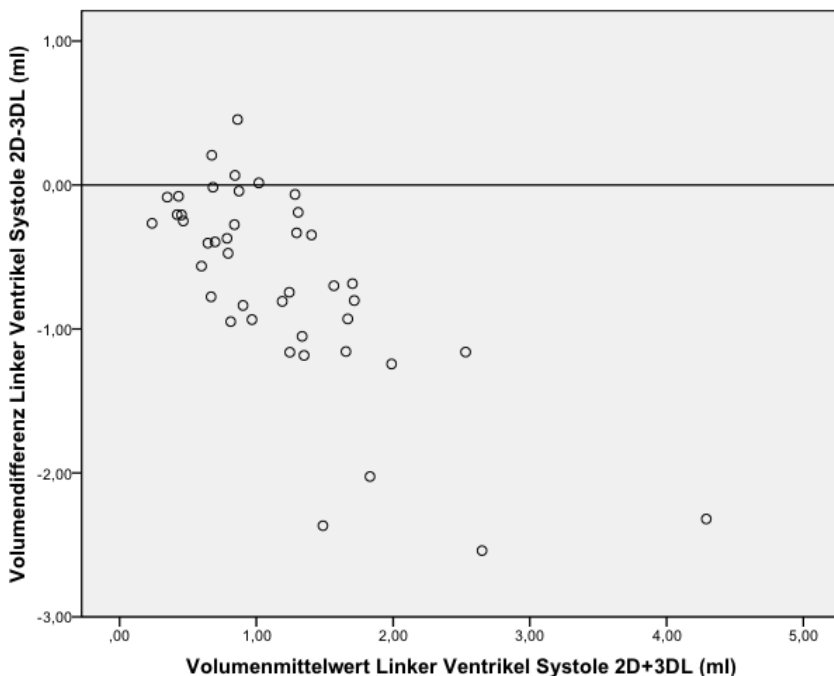


Abbildung 16: Volumen Linker Ventrikel Systole – Bland-Altman-Diagramm

Die Mittelwerte der 2D- und 3DL-Volumina (ml) wurden auf der x-Achse sowie die Differenz der 2D- und 3DL-Werte (ml) auf der y-Achse aufgetragen. Die Volumina wurden auch beim linken Ventrikel im 2D kleiner gemessen als im 3DL, allerdings weniger ausgeprägt als beim rechten Ventrikel.

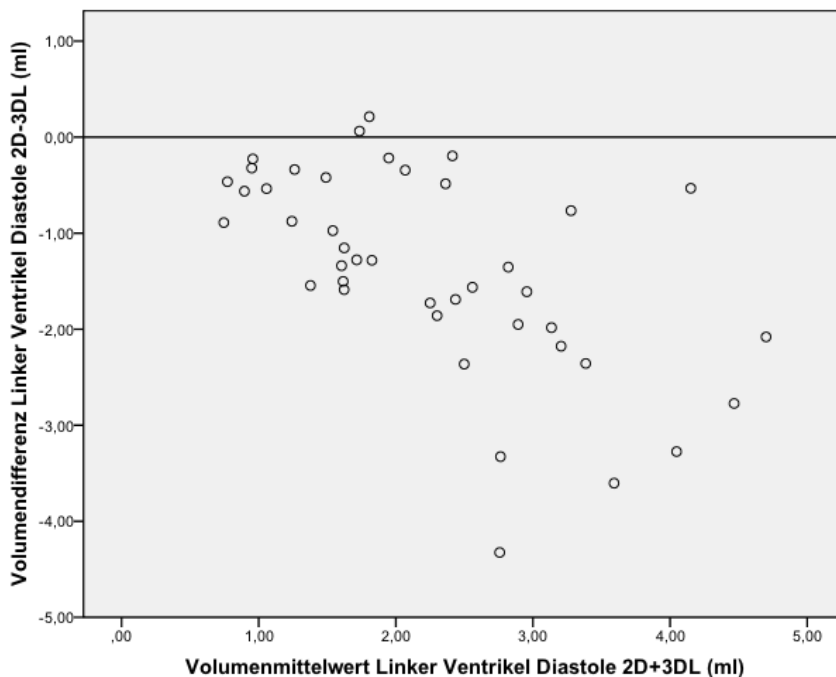


Abbildung 17: Volumen Linker Ventrikel Diastole – Bland-Altman-Diagramm

Die Mittelwerte der 2D- und 3DL-Volumina (ml) wurden auf der x-Achse sowie die Differenz der 2D- und 3DL-Werte (ml) auf der y-Achse aufgetragen. Die Volumina wurden auch beim linken Ventrikel im 2D kleiner gemessen als im 3DL, allerdings weniger ausgeprägt als beim rechten Ventrikel.

3.3.2 Flächen

Aufgrund der schlechten Übereinstimmung der 2D- und 3D-Volumina führten wir im Anschluss an die Volumetrie die Flächenmessungen der beiden Ventrikel durch und trugen den Mittelwert der Flächen von rechtem und linkem Ventrikel in Systole und Diastole (cm^2) in 2D und 3DL gegen die Differenz der Mittelwerte (cm^2) von 2D und 3DL auf (siehe Abbildung 18 bis 21). Die Flächenmessungen erfolgten sowohl im 2D- als auch im 3D zweidimensional aus dem Vier-Kammer-Blick mittels der gleichen Formel, jedoch mit den bereits beschriebenen unterschiedlichen Schallköpfen und Auswertestationen. Bei den Flächenmessungen von rechtem und linkem Ventrikel konnte eine gute Übereinstimmung von 2D und 3D-Echtzeit gezeigt werden. Das bedeutet, dass die in 2D- und 3DL gemessenen Werte in etwa gleich groß gemessen wurden. Dies wird anhand der gleichmäßigen Streuung der Werte um die Nulllinie deutlich. Somit spiegeln die von uns beobachteten Unterschiede zwischen den 2D- und 3D-Echtzeit-Volumenmessungen nicht wesentliche Fehler im 2D-Messverfahren wider, sondern sind durch v. a. die Anatomie des rechten Herzens bzw. kranker linker Ventrikel bedingt.

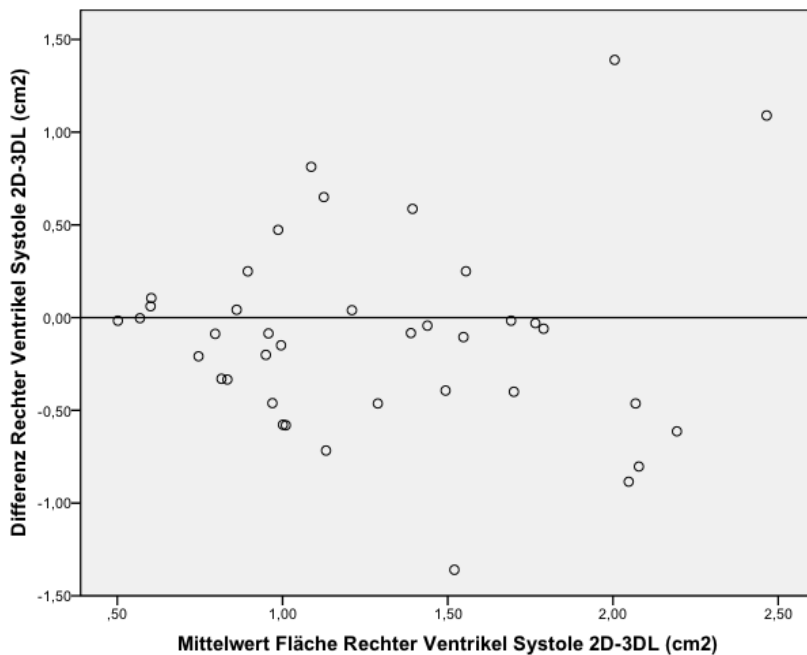


Abbildung 18: Fläche Rechter Ventrikel Systole – Bland-Altman-Diagramm

Die Mittelwerte der 2D- und 3DL-Flächen (cm²) wurden auf der x-Achse sowie die Differenz der 2D- und 3DL-Werte (cm²) auf der y-Achse aufgetragen. Hierbei zeigt sich eine gute Übereinstimmung der beiden Verfahren 2D und 3D-Echtzeit, erkennbar anhand der gleichmäßigen Streuung der Werte um die Nulllinie.

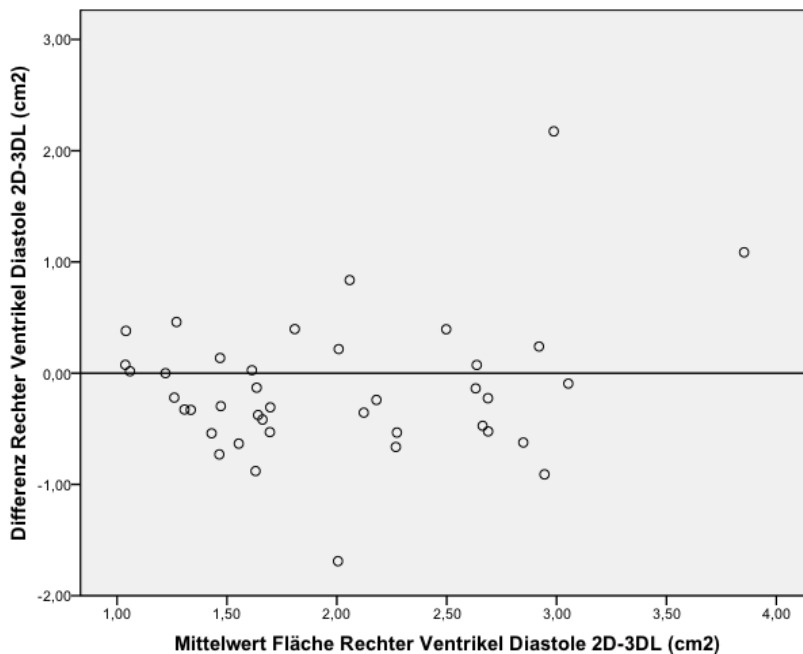


Abbildung 19: Fläche Rechter Ventrikel Diastole – Bland-Altman-Diagramm

Die Mittelwerte der 2D- und 3DL-Flächen (cm²) wurden auf der x-Achse sowie die Differenz der 2D- und 3DL-Werte (cm²) auf der y-Achse aufgetragen. Hierbei zeigt sich eine gute Übereinstimmung der beiden Verfahren 2D und 3D-Echtzeit, erkennbar anhand der gleichmäßigen Streuung der Werte um die Nulllinie.

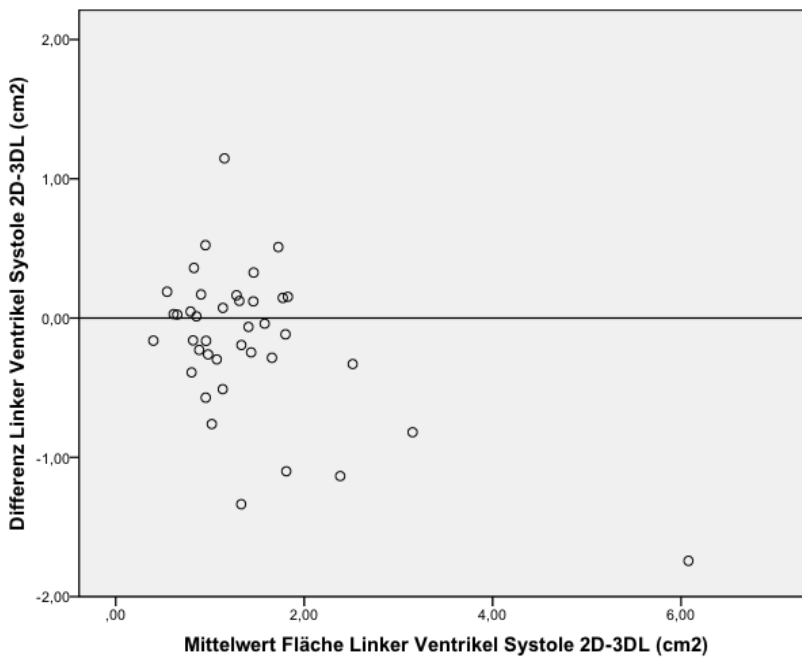


Abbildung 20: Fläche Linker Ventrikel Systole – Bland-Altman-Diagramm

Die Mittelwerte der 2D- und 3DL-Flächen (cm^2) wurden auf der x-Achse sowie die Differenz der 2D- und 3DL-Werte (cm^2) auf der y-Achse aufgetragen. Hierbei zeigt sich eine gute Übereinstimmung der beiden Verfahren 2D und 3D-Echtzeit, erkennbar anhand der gleichmäßigen Streuung der Werte um die Nulllinie.

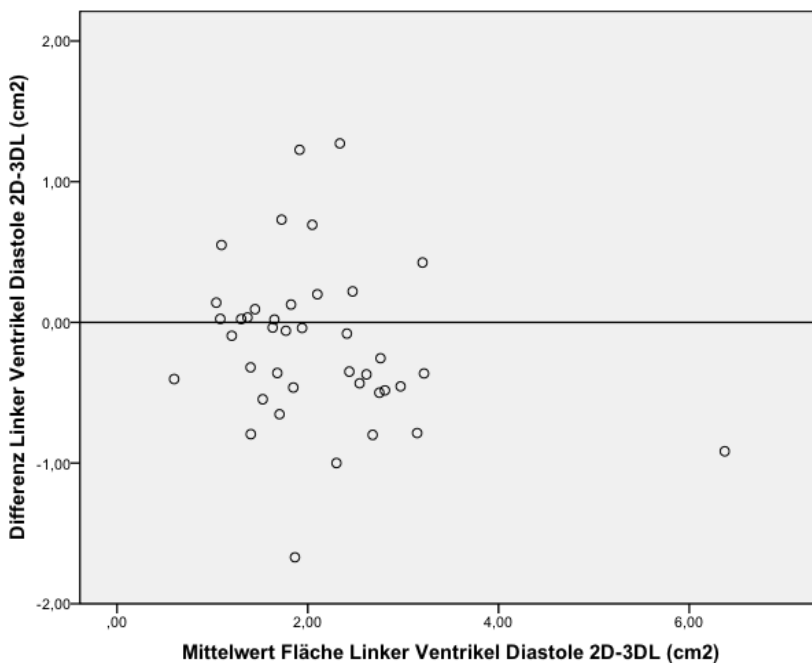


Abbildung 21: Fläche Linker Ventrikel Diastole – Bland-Altman-Diagramm

Die Mittelwerte der 2D- und 3DL-Flächen (cm^2) wurden auf der x-Achse sowie die Differenz der 2D- und 3DL-Werte (cm^2) auf der y-Achse aufgetragen. Hierbei zeigt sich eine gute Übereinstimmung der beiden Verfahren 2D und 3D-Echtzeit, erkennbar anhand der gleichmäßigen Streuung der Werte um die Nulllinie.

3.4 Methodenvergleich nach Bartko zwischen 2D und 3D-Echtzeit

Rechter Ventrikel Systole: Hier beträgt der ICC-Wert für alle Patienten 0,451 (95 %-Konfidenzintervall 0,178-0,660). Unterscheidet man zwischen herzgesunden Patienten und Patienten mit Herzfehlern, so stimmen die ICC-Werte annähernd miteinander überein, indem der Wert für herzgesunde 0,429 (95 %-KI 0,087-0,680), der für herzkranken Patienten 0,478 (95 %-KI -0,073-0,806) beträgt.

Rechter Ventrikel Diastole: Bei den diastolischen Werten zeigt sich eine größere Übereinstimmung der beiden Verfahren bei einem ICC-Wert von 0,626 (95 %-KI 0,404-0,778), allerdings ein wenig deutlicher bei den Patienten mit Herzfehler. Hier beträgt der ICC-Wert 0,635 (95 %-KI 0,155-0,873), der Wert bei den Herzgesunden liegt bei 0,601 (95 %-KI 0,313-0,788).

Linker Ventrikel Systole: Es zeigt sich insgesamt eine gute Übereinstimmung, der ICC-Wert beträgt hier 0,721 bei einem 95 %-Konfidenzintervall von 0,539-0,838. Die beiden Verfahren stimmen v. a. bei den Patienten mit Herzfehlern gut überein bei einem ICC-Wert von 0,767 (95 %-KI 0,397-0,923), doch auch bei den herzgesunden Patienten findet sich mit einem ICC-Wert von 0,709 eine gute Übereinstimmung (95 %-KI 0,473-0,850).

Linker Ventrikel Diastole: Hier zeigt sich wie auch bei der Systole eine bei einem ICC-Wert von 0,699 insgesamt gute Übereinstimmung (95 %-KI 0,508-0,825), jedoch weichen auch hier die Ergebnisse der Patienten mit Herzfehler von den Herzgesunden ab. So beträgt der ICC-Wert bei den herzkranken Patienten 0,783 (95 %-KI 0,429-0,928), bei den Herzgesunden 0,679 (95 %-KI 0,426-0,833), also weniger gut übereinstimmend.

Zusammenfassend zeigt die Berechnung der Inter-Class-Correlation (ICC) nach Bartko, dass eine ausreichend gute Übereinstimmung der beiden Verfahren 2D und 3D-Echtzeitechokardiographie hinsichtlich der Volumenmessungen des linken Ventrikels vorliegt. Bezogen auf die rechtsventrikulären Volumina zeigt sich eine schlechtere Übereinstimmung zwischen den beiden Verfahren, insbesondere im Rahmen der Volumenmessungen in der Systole (siehe Tabelle 12).

	Patientengruppe	N	ICC	95 %-Konfidenzintervall
Rechter Ventrikel Systole	Alle Patienten	43	0,451	(0,178-0,660)
	- Pat. ohne Herzfehler	30	0,429	(0,087-0,680)
	- Pat. mit Herzfehler	13	0,478	(-0,073-0,806)
Rechter Ventrikel Diastole	Alle Patienten	43	0,626	(0,404-0,778)
	- Pat. ohne Herzfehler	30	0,601	(0,313-0,788)
	- Pat. mit Herzfehler	13	0,635	(0,155-0,873)
Linker Ventrikel Systole	Alle Patienten	43	0,721	(0,539-0,838)
	- Pat. ohne Herzfehler	30	0,709	(0,473-0,850)
	- Pat. mit Herzfehler	13	0,767	(0,397-0,923)
Linker Ventrikel Diastole	Alle Patienten	43	0,699	(0,508-0,825)
	- Pat. ohne Herzfehler	30	0,679	(0,426-0,833)
	- Pat. mit Herzfehler	13	0,783	(0,429-0,928)

Tabelle 12: Methodenvergleich 2D-3DL mittels Inter-Class-Correlation (ICC)

ICC-Werte von 1 zeugen von einem hohen Maß an Übereinstimmung, bei Werten von 0 stimmen die Verfahren nicht miteinander überein. Es wird deutlich, dass hinsichtlich der Volumenmessungen des linken Ventrikels eine ausreichend gute Übereinstimmung vorliegt, bezogen auf den rechten Ventrikel zeigt sich eine geringe Übereinstimmung. Grundsätzlich ist die Übereinstimmung im Kollektiv der Herzkranken etwas höher.

3.5 Vergleich Diagnosen

Von den insgesamt 80 Probandinnen wurden 49 Kinder (61,25 %) von uns postnatal echokardiographisch untersucht. Bei 22 Kindern (27,5 %) bestand von Seiten der Eltern aus kein Interesse an einer postnatalen Untersuchung, auf telefonische Nachfrage fand sich jedoch außer bei einem Kind kein Hinweis auf ein Herzvitium.

Insgesamt 9 Kinder (11,25 %) konnten nicht nachverfolgt werden, da die Familien verzogen waren oder sich nicht mehr trotz mehrfacher Anfragen zurückmeldeten.

Zusammenfassend konnten 71 von 80 Kindern nachverfolgt und bei 47 von den nachuntersuchten 49 Probanden (95,92 %) die pränatale Diagnose bestätigt werden. Bei einem von uns nachuntersuchten Kind mit unbalanzierem AV-Kanal war mit allen Methoden pränatal eine Aortenbogenunterbrechung übersehen worden. Ein Kind mit der pränatalen Diagnose einer Aortenisthmusstenose und schmalem linkem Ventrikel sowie hypoplastischer Aorta wurde postnatal ein „kinking“ der deszendierenden Aorta mit

einem subaortalen VSD gesehen, das heißt, dass die Diagnose einer Aortenbogenanomalie pränatal nicht immer richtig gestellt wurde.

Bei einem der 22 Kinder (4,54 %), die wir aufgrund mangelnden familiären Interesses postnatal nicht untersuchen konnten, wurde laut Eltern nach der Geburt aufgrund eines Systolikums eine Echokardiographie durchgeführt. Hier konnte ein kleiner muskulärer Ventrikelseptumdefekt (VSD) dargestellt werden (siehe Tabelle 13).

Pränatale Diagnose	Postnatale Diagnose	Patienten
Kritische Aortenstenose	Kritische Aortenstenose	3
Aortenisthmusstenose	Aortenisthmusstenose	1
Aortenisthmusstenose	„kinking“ der deszendierenden Aorta mit einem subaortalen VSD	1
Fallot´sche Tetralogie	Fallot´sche Tetralogie	2
Pulmonalatresie ohne VSD	Pulmonalatresie ohne VSD	2
VSD	VSD	2
Transposition der gr. Arterien + VSD	Transposition der gr. Arterien + VSD	2
Aortenaneurysma	Aortenaneurysma	1
Pulmonalatresie + VSD	Pulmonalatresie + VSD	1
Totale Lungenvenenfehlöffnung	Totale Lungenvenenfehlöffnung	1
Hypoplastisches Linksherzsyndrom	Hypoplastisches Linksherzsyndrom	1
Unterbrochener Aortenbogen+VSD	Unterbrochener Aortenbogen + VSD	1
AV-Kanal komplett	AV-Kanal komplett	1
AV-Kanal komplett	AV-Kanal komplett mit unterbrochenem Aortenbogen	1
AV-Kanal inkomplett	AV-Kanal inkomplett	1
Kritische Aortenstenose	Kein Follow-up	1
Normalbefund bei supraventrikulären Extrasystolen	Normalbefund	1
Normalbefund	Normalbefund	48
Normalbefund	Kein Follow-up	8
Normalbefund	VSD	1
	Gesamt	80

Tabelle 13: Prä- und postnatale Diagnosen

In den meisten Fällen stimmen die pränatale und die postnatale Diagnose überein, in zwei Fällen wurde postnatal eine andere Diagnose gestellt. Insgesamt konnten 9 Kinder nach der Geburt nicht untersucht werden. VSD = Ventrikelseptumdefekt, AV-Kanal = Atrioventrikulärer Kanal.

D. Diskussion

Die fetale Echokardiographie stellt heutzutage die wichtigste Methode zur Erkennung angeborener Herzfehler im Rahmen der pränatalen Diagnostik dar (Nelson et al., 1996; Gembruch, 1997). Dafür stehen nach stetiger Verbesserung der technischen Möglichkeiten heutzutage verschiedene Verfahren zur Verfügung. So sind neben dem herkömmlichen zweidimensionalen Ultraschall vor allem die neueren Ultraschallverfahren wie die fetale dreidimensionale Echokardiographie mit den Methoden 3D-Rekonstruktion und 3D-Echtzeit viel versprechend und bringen theoretisch einige Vorteile gegenüber dem herkömmlichen zweidimensionalen Verfahren mit sich (Deng et al., 2002; Nelson et al., 1996). Diese Vorteile herauszufinden und einen Vergleich unter den einzelnen Methoden, genauer zwischen der 2D-Echokardiographie und den beschriebenen 3D-Methoden wie 3D-Rekonstruktion sowie 3D-Echtzeit bezüglich Durchführbarkeit und diagnostischer Aussage durchzuführen ist Ziel unserer Studie gewesen.

1. Methodendiskussion

Im Rahmen der pränatalen Diagnostik stellt die 2D-Echokardiographie den goldenen Standard dar. Besonders die Entwicklung hoch auflösender Schallköpfe erlaubt eine gute Detailauflösung und führt bei geübten Untersuchern zu einer hohen diagnostischen Aussage. Weiterhin ist die gute Verfügbarkeit und Durchführbarkeit ein Vorteil. Die Datensätze können schnell und unkompliziert aufgenommen werden, allerdings sind sowohl Datenaufnahme wie auch Datenauswertung stark untersucherabhängig (Zosmer et al., 1996). Der Untersucher bzw. die Untersucherin muss aus zweidimensionalen Schnittbildern ein dreidimensionales Modell des fetalen Herzens rekonstruieren – damit ist die diagnostische Aussage von der Vorstellungskraft und der Erfahrung der untersuchenden Person stark beeinflusst. Eine interdisziplinäre Datenevaluation durch Dritte ist nur eingeschränkt möglich, da nur auf die vorhandenen zweidimensionalen Schnittbilder zurückgegriffen werden kann.

Grundsätzlich können mit Hilfe der 2D-Echokardiographie nur bestimmte Schnittebenen dargestellt werden, bestimmte Darstellungen, wie beispielsweise die Aufsicht auf

Herzklappen, sind nicht möglich. Weiterhin sind vor allem auch Aussagen zu quantitativen Messungen wie zum Beispiel das endsystolische oder enddiastolische Ventrikelvolumen nur annähernd möglich, da diesen Messungen eine zweidimensionale, also nicht ideale Geometrie zugrunde liegt und für Volumenmessungen geometrische Formeln verwendet werden, die nicht auf die irreguläre Struktur fetaler rechter – aber auch kranker linker Ventrikel – angewendet werden dürfen (Bhat et al., 2004; Jacobs et al., 2006; Meyer-Wittkopf et al., 2001a; Schindera et al., 2002).

Mit Hilfe der 3D-Echokardiographie kann ein Datensatz ebenfalls schnell und unkompliziert aufgenommen werden, im Gegensatz zum zweidimensionalen Verfahren enthält dieser jedoch eine Fülle an Informationen, die nachher beliebig ausgewertet und auch durch weitere Untersucher zu einem beliebigen Zeitpunkt bearbeitet werden können (Chang et al., 1997; Dyson et al., 2000). Im Rahmen der dreidimensionalen Echokardiographie haben wir zwei Methoden untersucht, die 3D-Rekonstruktion und die 3D-Echtzeitechokardiographie.

Bei der 3D-Rekonstruktion werden wie bereits zuvor beschrieben mit einem herkömmlichen Ultraschallgerät multiple, sequentielle zweidimensionale Ultraschallbilder des Herzens aus verschiedenen Herzzyklen unmittelbar hintereinander aufgenommen und mit Hilfe eines so genannten Triggers zu einem dreidimensionalen Bilddatensatz rekonstruiert. Durch dieses Gating wird jedes Bild korrekt in seine entsprechende Phase des Herzzyklus eingeordnet. Als Triggersignalquellen dienen in unserer Versuchsanordnung der Ultraschall Doppler oder ein Cardiotokogramm (Herberg et al., 2003; Herberg et al., 2005) – ein verbreitetes alternatives Verfahren ist die Fourieranalyse von Myokardbewegungen (STIC), welche unter anderem in den Arbeiten von Vinals et al. (2003; 2005) beschrieben wird. Funktioniert jedoch der Trigger nicht richtig oder werden die Bildaufnahmen von Atem- oder anderen Kindsbewegungen begleitet, so können die rekonstruierten Datensätze fehlerhaft und für die diagnostische Auswertung nur eingeschränkt sein, da sie zu einer relevanten Verminderung der Bildauflösung vor allem in der Elevationsebene z und der axialen Ebene führen (Nelson et al., 2000). Sowohl Gating- als auch Bewegungsartefakte stellen deutliche Limitationen jeder 3D-Rekonstruktion dar (siehe Abbildung 22). Ein weiterer limitierender Faktor ist die Aufnahmezeit, da eine sequentielle Aufnahme 10-20 Sekunden dauert.

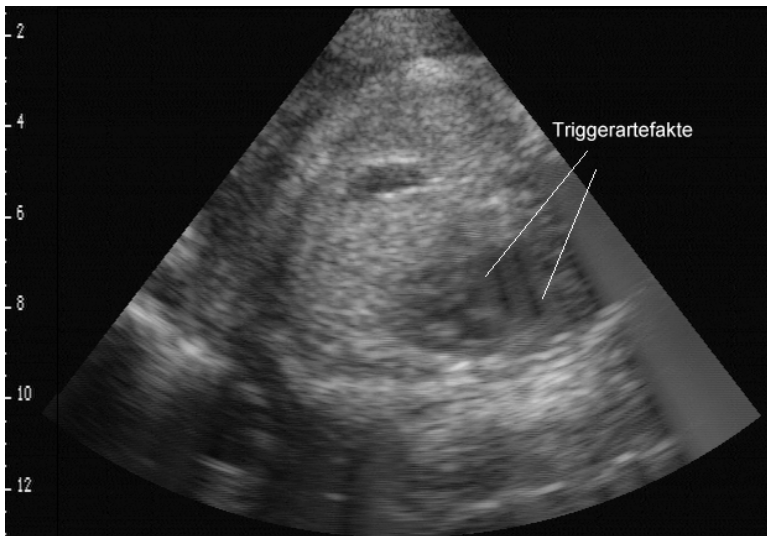


Abbildung 22: Triggerartefakte

Im Rahmen der 3D-Rekonstruktion kann es durch gestörte Triggersignale zu so genannten Triggerartefakten kommen; die Ultraschallbilder können zeitlich nicht korrekt zugeordnet werden.

Den beschriebenen Nachteilen gegenüber besteht ein Vorteil in den hoch auflösenden Schallköpfen, mit denen die Bilddaten aufgenommen werden (siehe Kapitel B.2.1 und B.2.2). Liegen allerdings Gating- oder Bewegungsartefakte vor, sind die Datensätze fehlerhaft zusammengesetzt und weisen „Sprünge“ auf. Hier können Filterverfahren angewendet werden, die jedoch bei guter zeitlicher Auflösung zu einer verminderten räumlichen Auflösung in solchen Ebenen des Datensatzes führen, die aus zusammengesetzten Bilddaten bestehen. In solchen Fällen ist die Qualität der Datensätze lediglich in der Aufnahmeebene und allen dazu parallelen Schnitten gut, in der Elevationsebene dagegen ist die räumliche Auflösung schlecht (Meyer-Wittkopf et al., 2001b; Nelson et al., 2000).

Bei der 3D-Echtzeitechokardiographie ist ein neu entwickelter Matrix-Schallkopf in der Lage während eines einzigen Herzzyklus einen dreidimensionalen Bildkegel aufzunehmen. Wie bereits in früheren Arbeiten (Deng et al., 2002; Hata et al., 2006) beschrieben, kommen bei diesem Verfahren die oben beschriebenen Limitationen wie Gating- und Bewegungsartefakte nicht zum Tragen, da nur ein einziger Herzzyklus für die Akquirierung eines Datensatzes benötigt wird, das heißt dass das gesamte fetale Herz innerhalb einer halben Sekunde (ca. 400 ms) aufgenommen wird bei einer Bildrate von 25 Hz (=

40 ms). Limitierend ist hier die noch reduzierte räumliche Auflösung des Matrix-Schallkopfes mit einer Schallfrequenz von maximal 4 MHz bei einer Auflösung von $0,7 \times 0,7 \times 0,5$ mm Voxel (Hata et al., 2006; Sklansky et al., 2004; Lu et al., 2008). Siehe Kapitel B.2.3.

Bei allen echokardiographischen Verfahren spielen das Schallfenster sowie die Bildauflösung eine große Rolle. Hinsichtlich des Schallfensters wurde bereits in mehreren Studien beschrieben, dass eine ungünstige Lage des Feten zur mütterlichen Bauchwand, die schlechte Schallbarkeit der Mutter oder Rippenschatten schon verkalkter Rippen bei fortgeschrittenem Gestationsalter qualitativ schlechte Bildaufnahmen zur Folge haben können (Deng et al., 2002; Dyson et al., 2000; Espinoza et al., 2008; Hata et al., 2006; Levental et al., 1998; Meyer-Wittkopf et al., 2001b; Nelson et al., 1996; Sklansky et al., 1998). Siehe Abbildung 23.

Die Bildauflösung stellt vor allem bei der 3D-Echtzeitechokardiographie eine Limitation dar, bei der 3D-Rekonstruktion im Rahmen von Gating- und Bewegungsartefakten.

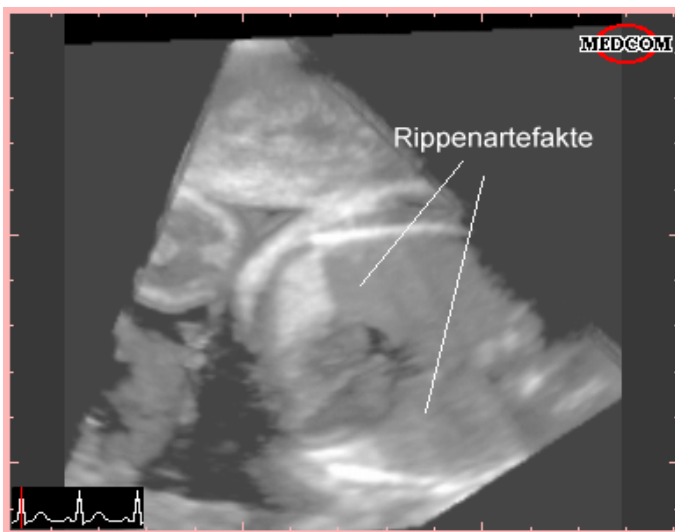


Abbildung 23: Rippenartefakte

Durch den Schallschatten der Rippen sind bestimmte Bereiche des fetalen Herzens nicht abgebildet – hier im Rahmen der 3D-Echtzeitechokardiographie.

Diese physikalischen Gegebenheiten beeinflussen entscheidend unsere erzielten Ergebnisse (siehe Tabelle 14).

	2D	3DR	3DL (X4-1)	STIC
räumliche Auflösung in Aufnahmeebene	↑	↑	↔	↑
räumliche Auflösung in Elevationsebene	keine	abhängig von Gating und Bewegung	↔	abhängig von Gating und Bewegung
zeitliche Auflösung	↑ (50 MHz)	↔ (20 MHz)	↑ (20-40 MHz)	↓
Trigger	%	+	%	+
real-time	+	-	+	-
Bewegungsartefakte	-	+	-	+
Schallfenster	+	+	+	+
3D-Volumen	-	++	+	+

Tabelle 14: Beeinflussende physikalische Faktoren

Die verschiedenen echokardiographischen Verfahren werden durch verschiedene physikalische Faktoren beeinflusst. So spielt vor allem bei der 2D-Echokardiographie und der 3D-Rekonstruktion die räumliche Auflösung in der Aufnahmeebene eine Rolle, bei der 3D-Echtzeitechokardiographie eher die zeitliche Auflösung. Hinsichtlich der Artefakte ist bei der 3D-Rekonstruktion die Kindsbewegung, bei der 3D-Echtzeitechokardiographie die zeitliche Auflösung von Bedeutung. Das Schallfenster spielt bei allen Verfahren eine Rolle.

2. Auswertesoftware

Die Auswertung von Strukturen sowie die Messung von Distanzen, Flächen und Ventrikelvolumina erfolgen nach der Datenaufnahme mittels einer spezifischen Software, deren potentieller Messfehler mit in die Auswertung einbezogen werden muss. Im Rahmen der 2D-Messungen an der externen Arbeitsstation verwendeten wir die jeweils gerätespezifische Software. Ausführliche Untersuchungen hinsichtlich der Messfehler der 2D- und 3D-Echokardiographie bei Volumenbestimmungen wurden in abteilungseigenen Arbeiten durchgeführt (Herberg et al., 2008). Siehe Kapitel D.4.

3D-Datensätze können online, das heißt direkt bei der Akquisition mit Hilfe einer gerätespezifischen Software überprüft werden, die Berechnung von Volumina erfolgt im Regelfall offline mit Hilfe einer Software. Wir verwendeten sowohl für die Auswertung der 3D-Rekonstruktion wie auch der 3D-Echtzeitechokardiographie dieselbe Software (MedCom). Die gerätespezifischen 3D-Datensätze (Philips) wurden in allgemein lesbare Datensätze umgewandelt. Die Verwendung unterschiedlicher Auswertesoftware kann aufgrund von Filterverfahren und Reduktion der Voxelschärfe grundsätzlich zu

Informationsverlust führen (Herberg et al., 2008) und muss insbesondere bei Volumenmessungen kritisch betrachtet werden.

Wir verwendeten sowohl für die 3D-Rekonstruktion wie auch für die 3D-Echtzeitechokardiographie eine gemeinsame Auswertesoftware. Volumenmessungen sind mit Hilfe der Scheibchensummation möglich, spezifische Algorithmen für den rechten oder linken Ventrikel wurden nicht angewendet. Johnson et al. (2006) wiesen in vergleichenden Untersuchungen an Phantomen und im in vivo-Vergleich mit MRT darauf hin, dass bei Verwendung unterschiedlicher semiautomatischer Algorithmen rechtsventrikuläre Volumina variieren. Eigene Untersuchungen an Phantomen mit der von uns verwandten Software weisen auf eine Unterbestimmung von Volumina von bis zu 8 % bei einer sehr guten intra- und interobserver-variability (1-2 %) hin (Herberg et al., 2008). Insbesondere bei manuellen Verfahren ist die Volumenmessung von Ventrikeln stark abhängig von der räumlichen Auflösung des 3D-Datensatzes. Die zeitliche Auflösung bestimmt die Auswahl des systolischen und diastolischen Volumens, bei einer geringen zeitlichen Auflösung mit niedriger Bildrate kann unter Umständen nicht das wirkliche systolische oder diastolische Volumen bestimmt werden.

Wir konnten anhand von Untersuchungen in der 2D-Echokardiographie an Phantomen aufzeigen, dass 2D-Volumina mit Hilfe der von uns verwandten Geräte und Auswertekonsole um bis zu 8 % zu klein gemessen werden – abhängig von Schallkopf und Geräteeinstellung (Herberg et al., 2008).

3. Strukturen

Im Rahmen unserer Studie wurden ausgewählte Strukturen in ihrer Häufigkeit, mit der sie mit Hilfe der einzelnen Verfahren gesehen wurden, untersucht. Weiterhin wollten wir wissen, inwieweit die Methoden der 2D- und 3D-Echokardiographie übereinstimmen oder nicht übereinstimmen bzw. sich ergänzen. Idealerweise sollten die Strukturen in 100 % der Fälle darstellbar sein.

Hinsichtlich der Beurteilbarkeit lassen sich die Strukturen in drei Gruppen einteilen: Große Strukturen wie Situs thoracalis, Situs abdominalis, Vier-Kammer-Blick, AV-Klappen, Foramen ovale, Truncus pulmonalis, RVOT, LVOT, das Überkreuzen der großen Gefäße oder Aorta konnten mit allen drei Verfahren in den Standardebenen oder

der aktuellen Aufnahmeebene gut dargestellt werden, da dort die optische Auflösung am besten ist (siehe Abbildung 24).

Die Strukturen lassen sich in der Regel in der Einstellungsebene des Vier-Kammer-Blicks oder in dazu parallelen Ebenen darstellen, hier können alle Verfahren eine gute Darstellbarkeit der kardialen Strukturen erzielen.

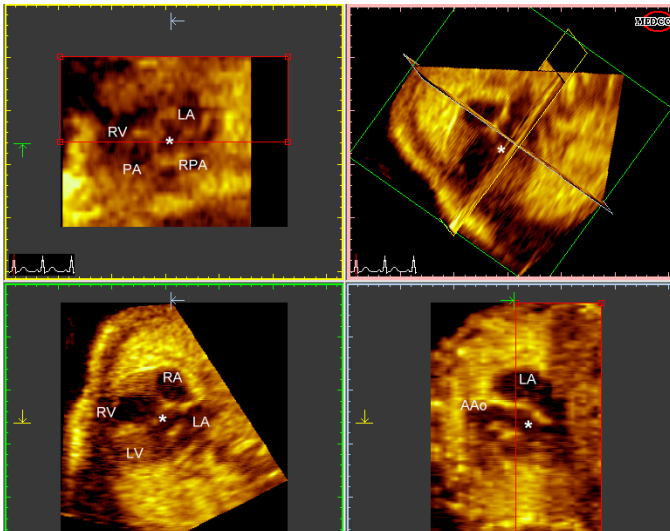


Abbildung 24: Strukturanalyse mit Hilfe der 3D-Rekonstruktion

Nach Bearbeitung des Volumendatensatzes lässt sich das fetale Herz in verschiedenen Ebenen darstellen. Erkennbar ist hier die Aufsicht auf den Fünf-Kammer-Blick mit der Aorta als zentrale Struktur (*). Weiterhin dargestellt sind rechter (RA) und linker (LA) Vorhof sowie rechter (RV) und linker (LV) Ventrikel.

Grundsätzlich haben sich diese Ebenen hinsichtlich der Entdeckung von größeren Herzfehlern bewährt, wie auch durch Yoo et al. (1999) beschrieben wird.

Nelson et al. (1996) konnten in ihrer Studie zeigen, dass die 3D-Rekonstruktion eine gute Methode darstellt, um kardiale Strukturen darzustellen. Allerdings wurden in dieser fetalen Studie ausschließlich größere Strukturen in den zum Vier-Kammer-Blick parallelen Ebenen untersucht, da dort eine optimale Bildauflösung besteht.

Auch in der fetalen Studie von Meyer-Wittkopf et al. (2001b) wurden hauptsächlich große Strukturen untersucht, hier konnte lediglich bei zwei von 22 Feten eine zusätzliche Bildinformation durch die 3D-Rekonstruktion gezeigt werden.

Interessanterweise wurden alle Fälle von der Studie ausgeschlossen, bei denen der Vier-Kammer-Blick aufgrund von fetaler Position, Schallschatten oder mütterlicher Adipositas nur unzureichend dargestellt werden konnte.

Das Patientenkollektiv der fetalen Studie von Levental et al. (1998) umfasste 31 Feten, allerdings wurden auch hier – abgesehen von dem Ductusbogen – größere Strukturen untersucht und mit Punkten wie bei uns bewertet; es gab allerdings einen zusätzlichen Punkt für exzellente Bilddarstellungen. Der Vier-Kammer-Blick konnte im 2D in 100 %, mit 3D-Rekonstruktion abhängig vom Untersucher in 10-71 %, der RVOT in 42 % (2D) bzw. 6-26 % (3DR) und der LVOT in 71 % (2D) bzw. 13-45 % (3DR) mit exzellent oder adäquat bewertet werden. Die Untersuchung von Aorta und Ductusbogen erfolgte ausschließlich mittels 3D-Rekonstruktion, daher konnten die beiden Verfahren diesbezüglich nicht miteinander verglichen werden. Insgesamt konnten wir in unserer Studie deutlich höhere Detektionsraten erzielen.

Auch die Darstellung größerer Strukturen durch 3D-Echtzeit konnte durch andere Autoren gezeigt werden. So beschreiben Deng et al. (2002) in ihrer fetalen Studie mit 15 Feten, dass bei 50 % der subkostal und bei 19 % der anderweitig nicht subkostal aufgenommenen Schallfenster große Strukturen wie der Vier-Kammer-Blick oder die großen Gefäße mittels 3DL adäquat dargestellt werden konnten. Das bedeutet, dass hinsichtlich der Detektionsrate von Strukturen die Auswahl des Schallfensters eine Rolle spielt. In der Studie von Deng et al. (2002) wurde das subkostale Schallfenster als gut bewertet, andere Schallfenster hingegen waren problematisch. In der fetalen Studie von Maulik et al. (2003) konnten Strukturen wie 4CV, große Gefäße, AV-Klappen durch 3DL gut dargestellt werden, hinsichtlich der Klappenuntersuchungen konnten durch die 3D-Echtzeitechokardiographie zusätzliche Informationen gewonnen werden.

Allerdings werden hier ebenso wie bei der zuvor beschriebenen Studie von Deng keine genauen Angaben zu den Detektionsraten einzelner Strukturen gemacht, lediglich bei Vinals et al. (2003) werden die Strukturen mithilfe einer „success-rate“ bewertet. So konnten der 4CV und das Moderatorband durch spatial-temporal-imaging-correlation (STIC) mit einer success-rate von 100 %, LVOT und RVOT mit 92 % bzw. 96 %, das Überkreuzen der großen Gefäße mit 96 % und der drei-Gefäß-Blick mit 88 % bewertet werden. Für Pulmonal- und Aortenklappe wurde eine success-rate von 90 % bzw. 92 % angegeben. Wurde als Methode STIC + 3D verwendet, lagen die Raten etwas höher.

Insgesamt lieferte die STIC-Methode gute Ergebnisse, allerdings wurden in dieser Studie keine kleinen Strukturen wie in unserer Arbeit untersucht, STIC demnach nur hinsichtlich größerer Strukturen validiert.

Auch Acar et al. (2001) konnten im Rahmen ihrer Studie an 60 Feten mithilfe der 3D-Echtzeitechokardiographie Strukturen wie Vorhöfe und Ventrikel, AV-Klappen, Foramen ovale und große Gefäße gut darstellen, nach Bearbeitung des Volumenkegels konnten auch kleinere Strukturen wie Aorten- und Ductusbogen detektiert werden.

Kleinere Strukturen bzw. Einstellungen wie Parasternal kurze Achse, Drei-Gefäß-Blick (V-Zeichen), Ductus botalli oder Vena cava superior konnten in unserer Studie aufgrund ihrer Morphologie und der Einstellung von anderen Schnittebenen akzeptabel dargestellt werden. Auffällig war hierbei, dass die Detektionsrate bei der 3D-Echtzeitechokardiographie höher war als bei der 2D-Echokardiographie, indem häufiger die Wertung 1 (= gesehen, jedoch keine diagnostische Aussage möglich) vergeben wurde. Wir erklären uns dies dadurch, dass bestimmte Schnittebenen mit der 3D-Echtzeitechokardiographie besser eingestellt werden können als im 2D, somit werden kleinere Strukturen zwar häufiger erkannt, aufgrund der schlechteren Bildauflösung jedoch nur mit eingeschränkter diagnostischer Aussagekraft.

In den Arbeiten von Slansky et al. (1997; 1998) konnten neben den großen Strukturen v. a. auch kleinere Strukturen mittels (gated-) 3D-Rekonstruktion detektiert werden, die im 2D nicht abgebildet werden konnten. Allerdings umfasste das Patientenkollektiv lediglich sechs bzw. neun Feten.

Zu der dritten Gruppe im Rahmen unserer Auswertung zählen Strukturen wie Ductus- und Aortenbogen sowie die Pulmonalvenen, die aufgrund ihrer Morphologie, des Schallfensters und der Lage in tieferen Schnittebenen von allen Verfahren schlecht erkannt wurden. Weiterhin liegen sie häufig außerhalb des maximal aufzunehmenden 3D-Echtzeit-Volumenkegels oder können im Rahmen der 3D-Rekonstruktion durch Bewegung, Datenverlust oder Verschattung nur unscharf abgebildet werden.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die Strukturen mit Hilfe der 2D- und Echtzeit-3D-Echokardiographie gut, mit Hilfe der 3D-Rekonstruktion weniger gut dargestellt werden konnten. Es konnte kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den

Verfahren 2D und 3D-Echtzeit festgestellt werden. Große Strukturen konnten mit allen drei Verfahren gut gesehen werden, kleinere Strukturen wurden mit allen Methoden schlecht erkannt. Mit Hilfe der 3D-Verfahren konnten kleinere Strukturen jedoch häufiger gesehen werden, ohne dass eine diagnostische Aussage möglich war, bedingt durch die schlechtere räumliche Auflösung. Somit ergänzen sich die Methoden, indem die 3D-Echtzeitechokardiographie Strukturen gut erkennt, die mit Hilfe der 2D-Echokardiographie schlecht dargestellt werden können.

Die 3D-Echokardiographie ermöglicht demnach neue Einblicke in das (fetale) Herz, wie auch Acar et al. (2005; 2007) in ihren Studien beschreiben. Das Problem besteht jedoch weiterhin in der räumlichen Auflösung der Bilddaten – diesbezüglich müssen in Zukunft höher auflösende Ultraschallköpfe entwickelt werden, wie bei nahezu allen der uns vorliegenden Arbeiten gefordert wird (Hata et al., 2006; Maulik et al., 2003; Sklansky et al., 2004). Auch im Hinblick auf die hohe fetale Herzfrequenz ist eine höhere zeitliche Auflösung wünschenswert, diese wird bereits bei der neuesten Generation von 3D-Echtzeitechokardiographie-Geräten weitestgehend realisiert. So besitzt beispielsweise der X7-4-Schallkopf des Philips-Gerätes IE33 eine Framerate von 40 pro Sekunde.

In Hinblick auf die gegenwärtige Literatur ist unsere Studie die einzige, in der mit einem umfangreichen Patientenkollektiv drei echokardiographische Verfahren (2D, 3D-Rekonstruktion und 3D-Echtzeit) hinsichtlich der Detektion verschiedener kardialer Strukturen bzw. Schnittebenen miteinander verglichen wurden. Wo in anderen Arbeiten vor allem größere Strukturen untersucht worden sind, haben wir auch kleinere Strukturen bewertet, die in anderen Ebenen als dem Vier-Kammer-Blick liegen.

4. Volumen

Mit Hilfe der 2D-Echokardiographie steht uns seit einigen Jahren ein Verfahren zur Verfügung, mit dessen Hilfe fetale Ventrikel in ihrer Funktion untersucht werden können (Jeanty et al., 1986; Mielke und Benda, 2001; Schmidt et al., 1990; Schmidt et al., 1995). Insbesondere die Bestimmung von Herzvolumina wird herangezogen, um eine prognostische Aussage bei Feten mit angeborenen Herzfehlern treffen zu können (Acar et al., 2001; Chang et al., 1997; Lutin et al., 1999). Die Volumina von rechtem und linkem Ventrikel werden mit Hilfe unterschiedlicher Algorithmen bestimmt – in den meisten Fällen erfolgt die Volumetrie mittels der so genannten biplanen „Method of

Discs“ (MOD) nach Simpson (Schiller et al., 1989). Diese Methode wurde in früheren Studien mit fetalen Lämmern validiert, die Ergebnisse sind vergleichbar mit Dopplermessungen, jedoch nicht mit wahren Volumina (Schmidt et al., 1990; Schmidt et al., 1995).

Im Rahmen unserer Studie führten wir die Berechnung aus Gründen der Praktikabilität unter Verwendung der monoplanen MOD durch. Auch andere Autoren berechneten in ihren Arbeiten die Volumina monoplan (Helbing et al., 1995; Lutin et al., 1999; Meyer-Wittkopf et al., 2001a), bisher liegen keine Berichte vor, dass durch andere Algorithmen in der Fetalzeit zuverlässigere oder genauere Ergebnisse erzielt werden.

Die Berechnung der Volumina mittels monoplaner MOD erfolgt unter der geometrischen Annahme, dass es sich bei den Ventrikeln um Rotationsellipsoide handelt. Dies gilt jedoch nicht für den rechten oder kranken linken Ventrikel (Cui et al., 2004; Lang et al., 2006a; Simpson, 2004). Grundsätzlich können jedoch eher monoplanen Messungen verwendet werden, wenn der rechte Ventrikel vor Geburt den Systemventrikel darstellt oder im Rahmen eines angeborenen Herzfehlers „volumenüberladen“ ist. Pränatal besteht dann eine andere Form als die typische postnatale Form.

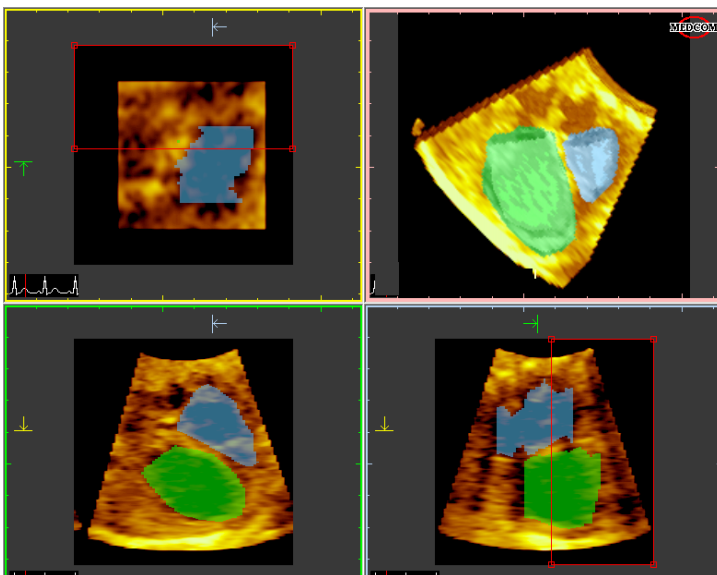


Abbildung 25: Volumenmessungen mit der 3D-Echtzeitechokardiographie

Mit Hilfe der Scheibchensummationsmethode wurde das rechtsventrikuläre (blau) sowie das linksventrikuläre Volumen (grün) berechnet und als Volumenkegel dargestellt. Bei dem Patienten wurde pränatal eine kritische Aortenstenose diagnostiziert – erkennbar an dem deutlich dilatierten linken Ventrikel.

Wie im Nachfolgenden beschrieben, ist die Studien- und somit Datenlage an Feten limitiert, da auch insbesondere die Validierung anderer Verfahren – wie beispielsweise MRT – an Feten nicht möglich ist. Vergleichbare Studien an Kindern und Erwachsenen, die 2D-echokardiographische Volumenmessungen bei asymmetrischen Herzkammern (rechter Ventrikel oder kranker linker Ventrikel) mittels MRT validierten, konnten aufzeigen, dass Volumenberechnungen mit Hilfe der monoplanen Simpson-Regel am ehesten mit den MRT-Volumenmessungen korrelierten (Jenkins et al., 2007; Schiller et al., 1989). Daher verwendeten wir sowohl für den fetalen linken wie auch rechten Ventrikel die MOD, die 3D-Volumetrie erfolgte mit Hilfe der Scheibchensummationsmethode (siehe Abbildung 25).

Bei der Volumetrie des linken Ventrikels konnte in unserer Studie eine gute Übereinstimmung der beiden Verfahren gezeigt werden, was sich auch in den Inter-Class-Correlation (ICC) widerspiegelt. Hier betrug die ICC in der Systole 0,721, in der Diastole 0,699. Allerdings wurden die 3D-Echtzeit-Volumina größer gemessen als die 2D-Volumina mit einer mittleren Differenz von 0,75 ml (Systole) bzw. 1,38 ml (Diastole) – dabei war der Unterschied umso ausgeprägter, je größer die Ventrikel waren.

Acar et al. (2001) vergleichen in ihrer postnatalen Studie linksventrikuläre Schlagvolumina, die mittels 2D-Echokardiographie und 3D-Rekonstruktion gemessen wurden. Es zeigte sich eine gute Korrelation der beiden Methoden, wobei die im 3D gemessenen Schlagvolumina kleiner waren als die im 2D gemessenen. Die Untersuchungen wurden nur postnatal an Kindern durchgeführt, ebenso wie die Vergleichsstudie von Pemberton et al. (2005). Bei dem Patientenkollektiv (Kinder und Erwachsene) wurden allerdings die mittels 2D gemessenen linksventrikulären Volumina mit den entsprechenden 3D-Echtzeit-Daten verglichen. Es zeigte sich eine statistisch signifikante Übereinstimmung zwischen den beiden Methoden bei einer mittleren Abweichung von 1,8 ml.

Meyer-Wittkopf et al. (2001a) führten ihre Studie zwar an 57 Feten mit und ohne Herzfehler durch und berechneten die endsystolischen sowie enddiastolischen Ventrikelvolumina von rechtem und linkem Ventrikel mit dopplergetriggelter 3D-Rekonstruktion, allerdings fand keine Vergleichsvolumetrie mit der 2D-Methode statt.

Eine vergleichende Studie zwischen mehreren Verfahren wurde von Jacobs et al. (2006) an Erwachsenen durchgeführt. Diese berechneten die Volumina von linkem Ventrikel sowohl mit den Verfahren 2D- und 3D-Echtzeit-Echokardiographie und verglichen sie

mit durch Magnetresonanztomographie (Cardio-MRT) berechneten Werten. Es zeigte sich eine hohe Übereinstimmung zwischen den 3D-Echtzeit- sowie den MRT-Werten bezüglich endsystolischem und enddiastolischem Volumen sowie der Ejektionsfraktion. Es fiel jedoch auf, dass die mit 3D-Echtzeit gemessenen Volumina kleiner waren als die mittels Cardio-MRT berechneten Werte. Im Vergleich 2D-MRT korrelierten die Volumendaten weniger gut, die 2D-Messungen fielen deutlich kleiner aus als die MRT-Messungen. Die Studie wurde allerdings mit Erwachsenen durchgeführt und nicht mit Feten oder Kindern.

Bu et al. (2005) verglichen in ihrer Studie die Methoden 3D-Echtzeit und MRT durch die Bestimmung linksventrikulärer Parameter wie endsystolisches, enddiastolisches Volumen, Schlagvolumen, Ejektionsfraktion und Ventrikelmasse. Es konnte auch hier – bei guter Korrelation – kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen beiden Verfahren festgestellt werden, wobei die Messungen durch 3D-Echtzeit etwas kleiner ausfielen als die mittels MRT bestimmten Parameter. Auch hier waren die Probanden keine Feten, sondern Kinder und Jugendliche zwischen 6 und 18 Jahren. In einer früheren Studie wurden bereits Volumenmessungen des linken Ventrikels mittels 2D, 3D-Rekonstruktion und MRT bei Kindern validiert mit guten Übereinstimmungen der 3D- und MRT-Messungen (Altmann et al., 1997).

Bezüglich des rechten Ventrikels geben die gemessenen Volumenwerte nicht das tatsächliche Ventrikelvolumen wieder, da es sich hierbei um eine komplexe Geometrie handelt (Grison et al., 2007; Jacobs et al., 2006; Lang et al., 2006b; Ota et al., 1999; Papavassiliou et al., 1998; Schindera et al., 2002). So besteht der komplette rechte Ventrikel aus einem Einflusstrakt, der Kammer sowie dem Ausflusstrakt (RVOT), welche in verschiedenen räumlichen Ebenen liegen und im Rahmen der 2D-Echokardiographie nicht in einer (zweidimensionalen) Ebene dargestellt werden können (Lang et al., 2006a). Der rechtsventrikuläre Ausflusstrakt hat unseres Erachtens vor allem in der Fetalzeit eine relevante Größe und bestimmt das Volumen des Ventrikels – er wird bei der Volumenmessung aus dem Vier-Kammer-Blick heraus nicht mit erfasst. Systematische Arbeiten über die echokardiographische Morphologie des fetalen RVOT und dessen Anteil am Volumen des fetalen rechten Ventrikels wurden bisher nicht durchgeführt.

Bei der Volumetrie des rechten Ventrikels konnte in unserer Studie eine weniger gute Übereinstimmung der beiden Verfahren 2D und 3D-Echtzeit gezeigt werden, was sich auch in den Inter-Class-Correlation (ICC) widerspiegelt. Hier betrug die ICC in der Systole 0,451, in der Diastole lag der ICC-Wert mit 0,626 etwas höher. Auch hier wurden die 3D-Echtzeit-Volumina größer gemessen als die 2D-Volumina mit einer mittleren Differenz von 1,01 ml (Systole) bzw. 1,93 ml (Diastole) – dabei war der Unterschied umso ausgeprägter, je größer die Ventrikel waren. Wir erklären uns diese Ergebnisse dadurch, dass bei der 3D-Echtzeitechokardiographie durch die dreidimensionale Bild Darstellung der rechtsventrikuläre Ausflusstrakt mit in die Berechnung eingeht, weiterhin durch die schlechtere Bildauflösung (Hata et al., 2006) die Blut-Endokardgrenzen nicht so gut erkannt werden (Acar et al., 2001).

In der Literatur gibt es keine Studien, in denen rechtsventrikuläre Volumina bei Feten mittels 3D-Echtzeit gemessen wurden, bzw. ein Methodenvergleich zwischen 2D und 3DL durchgeführt wurde. Lediglich mithilfe von Modellen oder postnatal wurden rechtsventrikuläre Volumina untersucht, wie z. B. in der Studie von Bhat et al. (2004). Hier wurden Ballon-Modelle unterschiedlicher Größe (2,5 bis 10 ml) mittels STIC ausgemessen. Es zeigte sich, dass die kleinen Volumina (2,5 ml) zu groß, die 4 ml-Modelle zu klein gemessen wurden. Bei den übrigen Größen zeigte sich eine hohe Messgenauigkeit. Die Autoren erklären die Ergebnisse durch die schlechte räumliche Auflösung gerade hinsichtlich kleinerer Volumina, dies stellte insbesondere in den nicht-orthogonalen Ebenen ein Problem dar. Auch in früheren Studien (Farrell et al., 2001; Riccabona et al., 1996) zeigte sich eine gute Übereinstimmung der Verfahren 2D / 3D (hier: 3D-Rekonstruktion) bei Volumenmessungen rechtsventrikulärer Modelle, allerdings wurden hier größere Volumina (20 ml) gemessen, ist also nicht bei fetalen Ventrikel anwendbar. In unserer Studie waren die Messunterschiede umso größer, je größer das (rechts-) ventrikuläre Volumen war, auch bei kleinen Volumina fielen die 3D-Echtzeit-Werte größer aus als die 2D-Werte.

Schindera et al. (2002) untersuchten in ihrer Studie Ausgusspräparate rechter Ventrikel von Menschen und Schweinen mit der 3D-Echtzeitechokardiographie, auch hier korrelierten die 3D-Werte gut mit den wahren Volumina. Leider erfolgte kein Methodenvergleich zwischen 2D und 3D.

Eine Vergleichsstudie zwischen 3D-Rekonstruktion und MRT hinsichtlich der Volumensmessung rechter Ventrikel wurde von Papavassiliou et al. (1998) bei 13 Kindern mit angeborenen Herzfehlern postoperativ durchgeführt. Auch hier konnte eine gute Korrelation beider Verfahren bestätigt werden.

Eine klinische Vergleichsstudie der Methoden 3D-Echtzeitechokardiographie und MRT wurde von Lu et al. (2008) ebenfalls bei Kindern durchgeführt und die rechtsventrikulären Volumina berechnet. Sowohl die endsystolischen als auch die enddiastolischen Volumina korrelierten gut mit den im MRT gemessenen Volumina ($p < 0,01$). Grison et al. (2007) untersuchten in ihrer Studie mit Hilfe der 3D-Echtzeitechokardiographie rechtsventrikuläre Volumina bei Kindern mit einem Atrium-Septum-Defekt (ASD II) und verglichen die bestimmten Ventrikelvolumina mit den im Rahmen der operativen Intervention direkt berechneten (wahren) Werten. Es zeigte sich eine statistisch signifikante Übereinstimmung der Verfahren ($p < 0,00001$).

Im Rahmen unserer Volumenmessungen bestimmten wir weiterhin die intraobserver variability, bei der sich eine - bezogen auf das 2D-Verfahren – deutlich kleinere repeatability zeigte als bei der 3D-Echtzeitechokardiographie. Somit ist die Wiederholbarkeit der Messungen im 2D besser als im 3D. Wir erklären uns die Ergebnisse durch die unterschiedlichen Verfahren, mit deren Hilfe die Berechnungen erfolgen. So werden die Ventrikelvolumina bei den 2D-Messungen aus einer Ebene heraus berechnet, bei der 3D-Volumetrie werden verschiedene Schnittebenen unterschiedlicher Dicke herangezogen, so dass es zu einer Addition von Messungenauigkeiten kommt.

Auch die unterschiedliche Auflösung der Ultraschallköpfe spielt eine Rolle. Insgesamt zeigten beide Verfahren eine vergleichbar gute Reproduzierbarkeit, was auch durch Bhat et al. (2004) anhand von in-vitro Ballonmodellen (2 % intraobserver variability) und Bu et al. (2005) anhand von linksventrikulären Volumina bei Kindern (endsystolisches Volumen $1,2 \% \pm 2,5 \%$ bzw. enddiastolisches Volumen $0,4 \% \pm 5,3 \%$ intraobserver variability) in Studien beschrieben wird. In der Studie von Jacobs et al. (2006) konnte sogar eine bessere intraobserver variability der 3D-Echokardiographie gezeigt werden (endsystolisches Volumen $11 \% \pm 5 \%$ bzw. enddiastolisches Volumen $10 \% \pm 6 \%$).

Um eine weitere Aussage zur Reproduzierbarkeit der 3D-Echtzeit-Echokardiographie treffen zu können, wurden in unserer Studie bei 10 Patienten die rechts- und linksventri-

kulären Ventrikelvolumina durch einen Zweituntersucher gemessen und die Inter-Class-Correlation (ICC) zur Überprüfung der Übereinstimmung der beiden Untersucher berechnet (interobserver variability). Es zeigte sich eine sehr gute Übereinstimmung zwischen den beiden Untersuchern, da bei beiden Ventrikeln die ICC-Werte nahezu 1 betragen. Somit ist die 3D-Echtzeit-Echokardiographie eine gut reproduzierbare Methode.

Dies wurde mithilfe anderer statistischer Berechnungen in verschiedenen Studien bestätigt, so beispielsweise in der Arbeit von Schindera et al. (2002) bezogen auf rechtsventrikuläre in-vitro-Modelle ($r=0,99$). Auch Jacobs et al. (2006) konnten in ihrer Studie eine gute Reproduzierbarkeit von 3D-Echtzeit zeigen, hier betrug die interobserver variability für das linksventrikuläre endsystolische Volumen $10 \% \pm 8 \%$, für das linksventrikuläre enddiastolische Volumen $11 \% \pm 6 \%$. Diese Studie wurde jedoch wie bereits beschrieben an Erwachsenen durchgeführt und nicht an Feten.

Bu et al. (2005) beschrieben in ihrer Studie mit Kindern eine akzeptable interobserver variability ($-0,2 \% \pm 2,7 \%$ bzw. $3,3 \% \pm 4,3 \%$) bezogen auf das mit 3D-Echtzeit gemessene linksventrikuläre endsystolische bzw. enddiastolische Volumen. In der klinischen Vergleichsstudie von Lu et al. (2008) konnte eine gute intra- und interobserver variability der mittels 3D-Echtzeit gemessenen Ventrikelvolumina gezeigt werden ($-1,1 \% - 5,8 \%$).

Zusammenfassend ist die 3D-Echokardiographie ein wichtiges und zuverlässiges Instrument im Rahmen fetaler Volumenmessungen und ist vergleichbar mit der „goldenen“ Standardmethode der 2D-Echokardiographie. Limitationen bestehen weiterhin in der Bildqualität durch schlechte Bildauflösung, hier werden in Zukunft räumlich und zeitlich noch höher auflösende Ultraschallköpfe entwickelt werden müssen, um Volumenmessungen am fetalen Herzen genauer durchführen zu können (Acar et al., 2001; Bhat et al., 2004; Bu et al., 2005; Deng et al., 2002; Dyson et al., 2000; Hata et al., 2006; Jacobs et al., 2006; Lang et al., 2006b; Levental et al., 1998; Meyer-Wittkopf et al., 2001a; Nelson et al., 1996; Schindera et al., 2002; Sklansky et al., 1998; Sklansky et al., 2004).

Zusätzlich muss im Rahmen von Studien weiter Grundlagenforschung mit Validierungsmessungen an Phantomen betrieben werden, um die Messgenauigkeit der Methode der 3D-Echokardiographie zu verbessern. Solche Arbeiten werden zum jetzigen Zeitpunkt bereits in unserer Abteilung durchgeführt.

Für die Messung der fetalen Herzfunktion sowie für die Erstellung von Normwerten benötigen wir weitere in vivo-Studien an herzgesunden Feten. Nur dies ermöglicht eine zuverlässige Beurteilung von Hergröße und -funktion auch bei herzkranken Feten.

E. Zusammenfassung

Die Diagnostik angeborener Herzfehler erfolgt pränatal durch Ultraschalluntersuchungen, ihre Genauigkeit bestimmt die pränatalen Therapieentscheidungen sowie das perinatale Management. Besonders in den letzten Jahrzehnten wurde die Ultraschalltechnik stetig verbessert, so dass nicht nur räumlich und zeitlich hoch auflösende Schallköpfe entwickelt wurden, sondern seit dem Ende der 90er Jahre auch dreidimensionale echokardiographische Verfahren – darunter die 3D-Rekonstruktion und die 3D-Echtzeit-Echokardiographie – zur Verfügung stehen.

Ziel unserer Studie war es, die beiden neuen 3D-Methoden mit dem in der klinischen Diagnostik etablierten goldenen Standard der 2D-Echokardiographie zu vergleichen. Dabei wollten wir zum einen wissen, ob durch den 3D-Ultraschall kardiale Strukturen ebenso gut oder genauer erkannt und in ihrer anatomischen, d. h. räumlichen Dimension erfasst werden können. Zum anderen führten wir Volumenmessungen der fetalen Ventrikel durch, um die Genauigkeit der 3D-Echtzeit-Echokardiographie im Vergleich zu Volumenbestimmungen durch 2D-Echokardiographien zu überprüfen und um eine Aussage bezüglich der fetalen Hämodynamik treffen zu können.

Wir untersuchten 80 Probandinnen zwischen 20 und 40 Jahren (Median 30 Jahre), das Gestationsalter der Feten betrug zwischen 19,1 und 38,4 Schwangerschaftswochen (Median 28,6 SSW). Von den Feten wiesen 58 keinen pathologischen Herzbefund auf, bei 22 Feten wurde eine kardiale Fehlbildung diagnostiziert.

Hinsichtlich der Darstellung von Strukturen zeigte sich, dass die Verfahren 2D- und 3D-Echtzeit-Echokardiographie ebenso häufig kardiale Strukturen detektieren, das Verfahren der 3D-Rekonstruktion diese hingegen weniger gut erkennt. Dabei fiel auf, dass große Strukturen – die sich in der Einstellungsebene des Vier-Kammer-Blicks oder dazu parallelen Ebenen abbilden lassen – mit allen drei Verfahren gut gesehen wurden. So wurden beispielsweise die AV-Klappen mittels 2D und 3DL in 100 % der Fälle gesehen, mit der 3D-Rekonstruktion in 94,9 %. Das Foramen ovale konnte in 96,3 % (2D) bzw. in 100 % (3D-Echtzeit) und 84,7 % (3D-Rekonstruktion) dargestellt werden. Kleinere Strukturen wie die Pulmonalvenen konnten vor allem mit der 3D-Echtzeit-

Echokardiographie häufiger dargestellt werden (62 %), die Verfahren 2D und 3D-Rekonstruktion schnitten hierbei schlechter ab (53,8 % bzw. 37,3 %).

Die 3D-Echokardiographie ermöglicht eine Darstellung von Strukturen unabhängig von der Aufnahmeebene. Es fand sich kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Verfahren 2D- und 3D-Echtzeit-Echokardiographie.

Im Rahmen unsere Studie bestimmten wir weiterhin die Volumina von rechtem und linkem Ventrikel. Dabei wurden 2D-Berechnungen mit Hilfe der monoplanen Method of Discs durchgeführt, 3D-Messungen mit der Scheibchensummationsmethode. Die Volumina des ellipsoid geformten linken Ventrikels stimmten im Vergleich 2D/3D gut überein, wobei die mittels 3D-Echtzeit gemessenen Volumina größer waren als die 2D-Werte (gute Übereinstimmung, ICC nach Bartko 0,721 (Systole) bzw. 0,699 (Diastole)). Bezogen auf den irregulär geformten rechten Ventrikel waren die 2D-Werte deutlich kleiner als die in 3D-Echtzeit gemessenen Volumina. Hier war die Übereinstimmung nach Bartko mit einem ICC-Wert von 0,451 in der Systole weniger gut, in der Diastole mit 0,626 gut. Aufgrund der divergenten Messungen führten wir Flächenberechnungen der beiden Ventrikel durch, bei denen die beiden Verfahren eine gute Übereinstimmung zeigten. Somit spiegeln die Unterschiede in der Volumetrie nicht wesentliche Fehler im 2D-Messverfahren dar, sondern sind bedingt durch die Anatomie des asymmetrisch geformten rechten oder kranken linken Ventrikels. Auch hinsichtlich der Reproduzierbarkeit der Messungen gab es keinen signifikanten Unterschied, allerdings waren die 2D-Messungen tendenziell besser reproduzierbar als die Messungen mittels 3D-Echtzeit-Echokardiographie (intraobserver variability 0,39-0,74 (2D) bzw. 0,63-0,85 (3D)). Im Vergleich zwischen zwei Untersuchern (interobserver variability) zeigte sich eine sehr hohe Reproduzierbarkeit (ICC nach Bartko 0,961-0,998).

Untersuchungen anderer Arbeitsgruppen mit Vergleichen von 2D- und 3D-Echtzeit-Echokardiographie wurden im Wesentlichen nur postnatal durchgeführt, pränatale Studien beschränkten sich bisher auf kleine Patientenkollektive und die Analyse größerer Strukturen. Hinsichtlich fetaler Volumenmessungen ist die Studien- und somit die Datenlage an Feten limitiert, in den an Kindern und Erwachsenen durchgeführten Studien wurde jedoch eine gute Korrelation zwischen den Verfahren 3D-Echtzeit- und 2D-Echokardiographie bzw. MRT beschrieben.

Zusammenfassend ist die 3D-Echokardiographie eine zuverlässige und reproduzierbare Methode, mit deren Hilfe im klinischen Alltag fetale Volumenmessungen sowie die Darstellung fetaler kardialer Strukturen möglich sind. Sie ist vergleichbar mit der „goldenen“ Standardmethode der 2D-Echokardiographie und stellt insbesondere im Rahmen der Diagnostik angeborener Herzfehler ein wichtiges Instrument dar. Limitationen bestehen weiterhin in der Bildqualität durch eingeschränkte Bildauflösung, hier müssen in Zukunft sowohl räumlich als auch zeitlich noch höher auflösende Ultraschallköpfe entwickelt werden, um Volumenmessungen am fetalen Herzen genauer durchführen zu können.

F. Anhang

1. Untersuchungsprotokoll

Datum: _____ .200__

Uhrzeit: _____ Uhr

1.1 Dauer der Untersuchung

- Gesamtdauer Start: _____ Uhr

Ende: _____ Uhr

Gesamt: _____ Minuten

- Dauer der 2D-Untersuchung: _____ Minuten

- Dauer der 3D-Untersuchung: _____ Minuten (3D-Echtzeit)

_____ Minuten (3D-Rekonstruktion)

1.2 Untersuchungsbefunde (2D)

1.2.1 Fetale Messungen

- Kopfumfang (KU): _____ cm

- Biparietaler Durchmesser (BPD): _____ cm

- Frontookzipitaler Durchmesser (FOD): _____ cm

- Femurlänge (FL): _____ cm

- Abdomenumfang (AU): _____ cm

- Abdomendurchmesser (AD): sagittal _____ cm

transversal _____ cm

- geschätztes Gewicht: _____ g

1.2.2 Strukturen

Bewertungsziffern:

0 = nicht gesehen

1 = gesehen, jedoch diagnostisch nicht auswertbar

2 = gesehen und auswertbar

	2D
Situs thorakalis	0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/>
Situs abdominalis	0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/>
Vier-Kammer-Blick	0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/>
AV-Klappen	0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/>
Foramen ovale	0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/>
RVOT	0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/>
Truncus pulmonalis	0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/>
LVOT	0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/>
Aorta	0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/>
Aortenbogen	0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/>
Überkreuzen der großen Gefäße	0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/>
Parasternal-kurze-Achse (PSA)	0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/>
Drei-Gefäß-Blick (V-Zeichen)	0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/>
Ductus botalli	0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/>
Ductusbogen	0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/>
Vena cava superior	0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/>
Vena cava inferior	0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/>
Pulmonalvenen	0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/>

1.2.3 Qualität des 2D-Verfahrens: schlecht (= 0) mittel (= 1) gut(= 2)

1.2.4 Schallkopfwechsel: ja , wenn ja: _____ nein

1.2.5 Flächenberechnung im 2D-Verfahren

- rechter Ventrikel im Vier-Kammer-Blick:

Systole: 1.) ____ cm² 2.) ____ cm²

Diastole: 1.) ____ cm² 2.) ____ cm²

- linker Ventrikel im Vier-Kammer-Blick:

Systole: 1.) ____ cm² 2.) ____ cm²

Diastole: 1.) ____ cm² 2.) ____ cm²

- Gesamtherz in der Diastole: ____ cm²

- Thorax in der Diastole: ____ cm²

- Herz/Thorax-Index: ____ cm²

1.2.6 Simpsons (monoplan) im 2D-Verfahren

- rechter Ventrikel:

Systole: 1.) ____ cm³ 2.) ____ cm³

Diastole: 1.) ____ cm³ 2.) ____ cm³

- linker Ventrikel:

Systole: 1.) ____ cm³ 2.) ____ cm³

Diastole: 1.) ____ cm³ 2.) ____ cm³

1.3 Untersuchungsbefunde (3D)

Bewertungsziffern:

0 = nicht gesehen

1 = gesehen, jedoch diagnostisch nicht auswertbar

2 = gesehen und auswertbar

1.3.1 Strukturen

	3D-Rekonstruktion	3D-Echtzeit
Situs thorakalis	0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/>	0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/>
Situs abdominalis	0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/>	0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/>
Vier-Kammer-Blick	0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/>	0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/>
AV-Klappen	0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/>	0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/>
Foramen ovale	0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/>	0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/>
RVOT	0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/>	0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/>
Truncus pulmonalis + Äste	0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/>	0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/>
LVOT	0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/>	0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/>
Aorta	0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/>	0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/>
Aortenbogen	0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/>	0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/>
Überkreuzen der Gefäße	0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/>	0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/>
Parasternal-kurze-Achse	0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/>	0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/>
Drei-Gefäß-Blick (V-Zeichen)	0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/>	0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/>
Ductus botalli	0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/>	0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/>
Ductusbogen	0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/>	0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/>
Vena cava superior	0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/>	0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/>
Vena cava inferior	0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/>	0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/>
Pulmonalvenen	0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/>	0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/>

1.3.2 Qualität des 3D-Verfahrens: schlecht (= 0) mittel (= 1) gut (= 2)

1.3.3 Flächenberechnung im 3D-Verfahren

- rechter Ventrikel im Vier-Kammer-Blick:

Systole: 1.) ____ cm² 2.) ____ cm²

Diastole: 1.) ____ cm² 2.) ____ cm²

- linker Ventrikel im Vier-Kammer-Blick:

Systole: 1.) ____ cm² 2.) ____ cm²

Diastole: 1.) ____ cm² 2.) ____ cm²

- Gesamtherz in der Diastole: _____ cm²
- Thorax in der Diastole: _____ cm²
- Herz/Thorax-Index: _____ cm²

1.3.4 Scheibchensummationsmethode in der 3D-Echtzeit

- rechter Ventrikel:

Systole: 1. _____ 2. _____

Diastole: 1. _____ 2. _____

- linker Ventrikel:

Systole: 1. _____ 2. _____

Diastole: 1. _____ 2. _____

1.4 Verwendeter Trigger

- kein Trigger 0
- Doppler 1
- CTG 2
- externer Trigger 3

1.5 Qualität des Triggers

- keine Interferenz 0
- Interferenz mit schwarz-weiß 1
- Interferenz mit Farbe 2
- Triggerfehler 3

2. Tabelle: Häufigkeiten der Strukturen

Struktur	Qualität	Zähler	Nenner	%-Wert	95 %-Konfidenzintervall	
		r	n	p	untere Gr.	obere Gr.
Situs thorakalis 2D	0	1	80	1,3	0,2	6,7
	1	0	80	0,0	0,0	4,6
	2	79	80	98,8	93,3	99,8
Situs thorakalis 3DR	0	2	59	3,4	0,9	11,5
	1	4	59	6,8	2,7	16,2
	2	53	59	89,8	79,5	95,3
Situs thorakalis 3DL	0	0	71	0,0	0,0	5,1
	1	1	71	1,4	0,2	7,6
	2	70	71	98,6	92,4	99,8
Situs abdominalis 2D	0	5	80	6,3	2,7	13,8
	1	0	80	0,0	0,0	4,6
	2	75	80	93,8	86,2	97,3
Situs abdominalis 3DR	0	5	59	8,5	3,7	18,4
	1	5	59	8,5	3,7	18,4
	2	49	59	83,1	71,5	90,5
Situs abdominalis 3DL	0	3	71	4,2	1,4	11,7
	1	7	71	9,9	4,9	19,0
	2	61	71	85,9	76,0	92,2
4-Kammer-Blick 2D	0	0	80	0,0	0,0	4,6
	1	1	80	1,3	0,2	6,7
	2	79	80	98,8	93,3	99,8
4-Kammer-Blick 3DR	0	0	59	0,0	0,0	6,1
	1	3	59	5,1	1,7	13,9
	2	56	59	94,9	86,1	98,3
4-Kammer-Blick 3DL	0	0	71	0,0	0,0	5,1
	1	0	71	0,0	0,0	5,1
	2	71	71	100,0	94,9	100,0
Foramen ovale 2D	0	3	80	3,8	1,3	10,5
	1	0	80	0,0	0,0	4,6
	2	77	80	96,3	89,5	98,7
Foramen ovale 3DR	0	4	59	6,8	2,7	16,2
	1	5	59	8,5	3,7	18,4
	2	50	59	84,7	73,5	91,8
Foramen ovale 3DL	0	1	71	1,4	0,2	7,6
	1	1	71	1,4	0,2	7,6
	2	69	71	97,2	90,3	99,2
AV-Klappen 2D	0	0	80	0,0	0,0	4,6
	1	0	80	0,0	0,0	4,6
	2	80	80	100,0	95,4	100,0
AV-Klappen 3DR	0	1	59	1,7	0,3	9,0
	1	2	59	3,4	0,9	11,5
	2	56	59	94,9	86,1	98,3
AV-Klappen 3DL	0	0	71	0,0	0,0	5,1
	1	0	71	0,0	0,0	5,1

Struktur	Qualität	Zähler	Nenner	%-Wert	95 %-Konfidenzintervall	
		r	n	p	untere Gr.	obere Gr.
	2	71	71	100,0	94,9	100,0
LVOT 2D	0	1	80	1,3	0,2	6,7
	1	3	80	3,8	1,3	10,5
	2	76	80	95,0	87,8	98,0
LVOT 3DR	0	5	59	8,5	3,7	18,4
	1	4	59	6,8	2,7	16,2
	2	50	59	84,7	73,5	91,8
LVOT 3DL	0	0	71	0,0	0,0	5,1
	1	2	71	2,8	0,8	9,7
	2	69	71	97,2	90,3	99,2
Aorta 2D	0	0	80	0,0	0,0	4,6
	1	0	80	0,0	0,0	4,6
	2	80	80	100,0	95,4	100,0
Aorta 3DR	0	4	59	6,8	2,7	16,2
	1	4	59	6,8	2,7	16,2
	2	51	59	86,4	75,5	93,0
Aorta 3DL	0	0	71	0,0	0,0	5,1
	1	2	71	2,8	0,8	9,7
	2	69	71	97,2	90,3	99,2
Drei-Gefäß-Blick 2D	0	24	80	30,0	21,7	40,8
	1	5	80	6,3	2,7	13,8
	2	51	80	63,8	52,8	73,4
Drei-Gefäß-Blick 3DR	0	18	59	30,5	20,3	43,1
	1	6	59	10,2	4,7	20,5
	2	35	59	59,3	46,6	70,9
Drei-Gefäß-Blick 3DL	0	15	71	21,1	13,2	32,0
	1	7	71	9,9	4,9	19,0
	2	49	71	69,0	57,5	78,6
RVOT 2D	0	2	80	2,5	0,7	8,7
	1	3	80	3,8	1,3	10,5
	2	75	80	93,8	86,2	97,3
RVOT 3DR	0	9	59	15,3	8,2	26,5
	1	7	59	11,9	5,9	22,5
	2	43	59	72,9	60,4	82,6
RVOT 3DL	0	1	71	1,4	0,2	7,6
	1	4	71	5,6	2,2	13,6
	2	66	71	93,0	84,6	97,0
Truncus pulmonalis 2D	0	3	80	3,8	1,3	10,5
	1	3	80	3,8	1,3	10,5
	2	74	80	92,5	84,6	96,5
Truncus pulmonalis 3DR	0	9	59	15,3	8,2	26,5
	1	7	59	11,9	5,9	22,5
	2	43	59	72,9	60,4	82,6
Truncus pulmonalis 3DL	0	2	71	2,8	0,8	9,7
	1	7	71	9,9	4,9	19,0
	2	62	71	87,3	77,6	93,2
Aortenbogen 2D	0	43	80	53,8	42,9	64,3
	1	4	80	5,0	2,0	12,2
	2	33	80	41,3	31,1	52,2

Struktur	Qualität	Zähler	Nenner	%-Wert	95 %-Konfidenzintervall	
		r	n	p	untere Gr.	obere Gr.
Aortenbogen 3DR	0	42	59	71,2	58,6	81,2
	1	7	59	11,9	5,9	22,5
	2	10	59	16,9	9,5	28,5
Aortenbogen 3DL	0	37	71	52,1	40,7	63,3
	1	14	71	19,7	12,1	30,4
	2	20	71	28,2	19,0	39,5
Überkreuzen Gefäße 2D	0	6	80	7,5	3,5	15,4
	1	2	80	2,5	0,7	8,7
	2	72	80	90,0	81,5	94,8
Überkreuzen Gefäße 3DR	0	8	59	13,6	7,0	24,5
	1	7	59	11,9	5,9	22,5
	2	44	59	74,6	62,2	83,9
Überkreuzen Gefäße 3DL	0	1	71	1,4	0,2	7,6
	1	2	71	2,8	0,8	9,7
	2	68	71	95,8	88,3	98,6
Parasternal k. Achse 2D	0	22	80	27,5	18,9	38,1
	1	3	80	3,8	1,3	10,5
	2	55	80	68,8	57,9	77,8
Parasternale Achse 3DR	0	14	59	23,7	14,7	36,0
	1	9	59	15,3	8,2	26,5
	2	36	59	61,0	48,3	72,4
Parasternal k. Achse 3DL	0	7	71	9,9	4,9	19,0
	1	7	71	9,9	4,9	19,0
	2	57	71	80,3	69,6	87,9
Ductus Botalli 2D	0	11	80	13,8	7,9	23,0
	1	4	80	5,0	2,0	12,2
	2	65	80	81,3	71,3	88,3
Ductus Botalli 3DR	0	14	59	23,7	14,7	36,0
	1	8	59	13,6	7,0	24,5
	2	37	59	62,7	50,0	73,9
Ductus Botalli 3DL	0	11	71	15,5	8,9	25,7
	1	7	71	9,9	4,9	19,0
	2	53	71	74,6	63,4	83,3
Ductusbogen 2D	0	52	80	65,0	54,1	74,5
	1	0	80	0,0	0,0	4,6
	2	28	80	35,0	25,5	45,9
Ductusbogen 3DR	0	41	59	69,5	56,9	79,7
	1	8	59	13,6	7,0	24,5
	2	10	59	16,9	9,5	28,5
Ductusbogen 3DL	0	35	71	49,3	38,0	60,7
	1	11	71	15,5	8,9	25,7
	2	25	71	35,2	25,1	46,8
Vena cava superior 2D	0	25	80	31,3	22,2	42,1
	1	2	80	2,5	0,7	8,7
	2	53	80	66,3	55,4	75,7
Vena cava superior 3DR	0	15	59	25,4	16,1	37,8
	1	8	59	13,6	7,0	24,5
	2	36	59	61,0	48,3	72,4
Vena cava superior 3DL	0	15	71	21,1	13,2	32,0

Struktur	Qualität	Zähler	Nenner	%-Wert	95 %-Konfidenzintervall	
		r	n	p	untere Gr.	obere Gr.
	1	11	71	15,5	8,9	25,7
	2	45	71	63,4	51,8	73,6
Vena cava inferior 2D	0	13	80	16,3	9,7	25,8
	1	5	80	6,3	2,7	13,8
	2	62	80	77,5	67,2	85,3
Vena cava inferior 3DR	0	13	59	22,0	13,4	34,1
	1	4	59	6,8	2,7	16,2
	2	42	59	71,2	58,6	81,2
Vena cava inferior 3DL	0	10	71	14,1	7,8	24,0
	1	7	71	9,9	4,0	19,0
	2	54	71	76,1	65,0	84,5
Pulmonalvenen 2D	0	27	80	33,8	24,3	44,6
	1	10	80	12,5	6,9	21,5
	2	43	80	53,8	42,9	64,3
Pulmonalvenen 3DR	0	26	59	44,1	32,2	56,7
	1	11	59	18,6	10,7	30,4
	2	22	59	37,3	26,1	50,0
Pulmonalvenen 3DL	0	17	71	23,9	15,5	35,0
	1	10	71	14,1	7,8	24,0
	2	44	71	62,0	50,3	72,4

3. Tabelle: Häufigkeiten der Strukturen – Vergleich Erst- und Zweituntersucher

Struktur	Qualität	U1		%-Wert p	95 %-Konfidenzintervall		U2		%-Wert p	95 %-Konfidenzintervall	
		r	n		untere Gr.	obere Gr.	r	n		untere Gr.	obere Gr.
Situs thorakalis 3DR	0	1	50	2,0	0,4	10,50	1	50	2,0	0,4	10,50
	1	4	50	8,0	3,2	18,84	2	50	4,0	1,1	13,46
	2	45	50	90,0	78,6	95,65	47	50	94,0	83,8	97,94
Situs thorakalis 3DL	0	0	50	0,0	0	7,14	0	49	0,0	0	7,27
	1	1	50	2,0	0,4	10,50	0	49	0,0	0	7,27
	2	49	50	98,0	89,5	99,65	49	49	100,0	92,7	100,00
Situs abdominalis 3DR	0	4	50	8,0	3,2	18,84	2	50	4,0	1,1	13,46
	1	4	50	8,0	3,2	18,84	4	50	8,0	3,2	18,84
	2	42	50	84,0	71,5	91,66	44	50	88,0	76,2	94,38
Situs abdominalis 3DL	0	3	50	6,0	2,1	16,22	3	49	6,1	2,1	16,52
	1	5	50	10,0	4,3	21,36	6	49	12,2	5,7	24,24
	2	42	50	84,0	71,5	91,66	40	49	81,6	68,6	90,02
4-Kammer-Blick 3DR	0	0	50	0,0	0	7,14	1	50	2,0	0,4	10,50
	1	3	50	6,0	2,1	16,22	0	50	0,0	0	7,14
	2	47	50	94,0	83,8	97,94	49	50	98,0	89,5	99,65
4-Kammer-Blick 3DL	0	0	50	0,0	0	7,14	0	49	0,0	0	7,27
	1	0	50	0,0	0	7,14	0	49	0,0	0	7,27
	2	50	50	100,0	92,9	100,00	49	49	100,0	92,7	100,00
AV-Klappen 3DR	0	0	50	0,0	0	7,14	1	50	2,0	0,4	10,50
	1	2	50	4,0	1,1	13,46	1	50	2,0	0,4	10,50
	2	48	50	96,0	86,5	98,90	48	50	96,0	86,5	98,90
AV-Klappen 3DL	0	0	50	0,0	0	7,14	0	49	0,0	0	7,27
	1	0	50	0,0	0	7,14	0	49	0,0	0	7,27
	2	50	50	100,0	92,9	100,00	49	49	100,0	92,7	100,00
Foramen ovale 3DR	0	2	50	4,0	1,1	13,46	4	50	8,0	3,2	18,84
	1	5	50	10,0	4,3	21,36	3	50	6,0	2,1	16,22
	2	43	50	86,0	73,8	93,05	43	50	86,0	73,8	93,05
Foramen ovale 3DL	0	0	50	0,0	0	7,14	0	49	0,0	0	7,27

Struktur	Qualität	U1		% -Wert p	95 %-Konfidenzintervall		U2		% -Wert p	95 %-Konfidenzintervall	
		r	n		untere Gr.	obere Gr.	r	n		untere Gr.	obere Gr.
	1	1	50	2,0	0,4	10,50	1	49	2,0	0,4	10,69
	1	6	50	12,0	5,6	23,81	2	50	4,0	1,1	13,46
	2	37	50	74,0	60,4	84,13	41	50	82,0	69,2	90,23
RVOT 3DL	0	1	50	2,0	0,4	10,50	1	49	2,0	0,4	10,69
	1	3	50	6,0	2,1	16,22	0	49	0,0	0	7,27
	2	46	50	92,0	81,2	96,85	48	49	98,0	89,3	99,64
Tr. pulmonalis 3DR	0	7	50	14,0	7	26,19	4	50	8,0	3,2	18,84
	1	6	50	12,0	5,6	23,81	2	50	4,0	1,1	13,46
	2	37	50	74,0	60,4	84,13	44	50	88,0	76,2	94,38
Tr. pulmonalis 3DL	0	2	50	4,0	1,1	13,46	1	49	2,0	0,4	10,69
	1	6	50	12,0	5,6	23,81	2	49	4,1	1,1	13,71
	2	42	50	84,0	71,5	91,66	46	49	93,9	83,5	97,90
LVOT 3DR	0	5	50	10,0	4,3	21,36	4	50	8,0	3,2	18,84
	1	3	50	6,0	2,1	16,22	2	50	4,0	1,1	13,46
	2	42	50	84,0	71,5	91,66	44	50	88,0	76,2	94,38
LVOT 3DL	0	0	50	0,0	0	7,14	0	49	0,0	0	7,27
	1	1	50	2,0	0,4	10,50	0	49	0,0	0	7,27
	2	49	50	98,0	89,5	99,65	49	49	100,0	92,7	100,00
Aorta 3DR	0	4	50	8,0	3,2	18,84	2	50	4,0	1,1	13,46
	1	3	50	6,0	2,1	16,22	3	50	6,0	2,1	16,22
	2	43	50	86,0	73,8	93,05	45	50	90,0	78,6	95,65
Aorta 3DL	0	0	50	0,0	0	7,14	0	49	0,0	0	7,27
	1	2	50	4,0	1,1	13,46	0	49	0,0	0	7,27
	2	48	50	96,0	86,5	98,90	49	49	100,0	92,7	100,00
Aortenbogen 3DR	0	36	50	72,0	58,3	82,53	38	50	76,0	62,6	85,70
	1	6	50	12,0	5,6	23,81	3	50	6,0	2,1	16,22
	2	8	50	16,0	8,3	28,51	9	50	18,0	9,8	30,80
Aortenbogen 3DL	0	27	50	54,0	40,4	67,03	20	50	40	28,2	54,75
	1	10	50	20,0	11,2	33,04	9	50	18	10	31,36
	2	13	50	26,0	15,9	39,55	21	50	42	28,2	54,75
Überkr. d. Gefäße 3DR	0	5	50	10,0	4,3	21,36	6	50	12,0	5,6	23,81
	1	7	50	14,0	7	26,19	3	50	6,0	2,1	16,22
	2	38	50	76,0	62,6	85,70	41	50	82,0	69,2	90,23

Struktur	Qualität	U1		% -Wert	95 %-Konfidenzintervall		U2		% -Wert	95 %-Konfidenzintervall	
		r	n		untere Gr.	obere Gr.	r	n		untere Gr.	obere Gr.
Überkr. d. Gefäße 3DL	0	1	50	2,0	0,4	10,50	3	49	6,1	2,1	16,52
	2	48	50	96,0	86,5	98,90	46	49	93,9	83,5	97,90
PSA 3DR	0	10	50	20,0	11,2	33,04	8	50	16,0	8,3	28,51
	1	7	50	14,0	7	26,19	11	50	22,0	12,8	35,24
	2	33	50	66,0	52,2	77,56	31	50	62,0	48,2	74,14
PSA 3DL	0	5	50	10,0	4,3	21,36	0	49	0,0	0	7,27
	1	4	50	8,0	3,2	18,84	3	49	6,1	2,1	16,52
	2	41	50	82,0	69,2	90,23	46	49	93,9	83,5	97,90
Drei-Gefäß-Blick 3DR	0	14	50	28,0	17,5	41,67	10	50	20,0	11,2	33,04
	1	6	50	12,0	5,6	23,81	6	50	12,0	5,6	23,81
	2	30	50	60,0	46,2	72,39	34	50	68,0	54,2	79,24
Drei-Gefäß-Blick 3DL	0	11	50	22,0	12,8	35,24	2	49	4,1	1,1	13,71
	1	7	50	14,0	7	26,19	5	49	10,2	4,4	21,76
	2	32	50	64,0	50,1	75,86	42	49	85,7	73,3	92,90
Ductus Botalli 3DR	0	11	50	22,0	12,8	35,24	7	50	14,0	7	26,19
	1	7	50	14,0	7	26,19	4	50	8,0	3,2	18,84
	2	32	50	64,0	50,1	75,86	39	50	78,0	64,8	87,25
Ductus Botalli 3DL	0	8	50	16,0	8,3	28,51	2	49	4,1	1,1	13,71
	1	5	50	10,0	4,3	21,36	3	49	6,1	2,1	16,52
	2	37	50	74,0	60,4	84,13	44	49	89,8	78,2	95,56
Ductusbogen 3DR	0	35	50	70,0	56,2	80,90	30	50	60,0	46,2	72,39
	1	7	50	14,0	7	26,19	8	50	16,0	8,3	28,51
	2	8	50	16,0	8,3	28,51	12	50	24,0	14,3	37,41
Ductusbogen 3DL	0	25	50	50,0	36,6	63,36	19	49	38,8	26,4	52,75
	1	6	50	12,0	5,6	23,81	12	49	24,5	14,6	38,09
	2	19	50	38,0	25,9	51,85	18	49	36,7	24,7	50,73
Vena cava sup. 3DR	0	13	50	26,0	15,9	39,55	10	50	20,0	11,2	33,04
	1	7	50	14,0	7	26,19	12	50	24,0	14,3	37,41
	2	30	50	60,0	46,2	72,39	28	50	56,0	42,3	68,84
Vena cava sup. 3DL	0	11	50	22,0	12,8	35,24	2	50	4	1,1	13,71
	1	8	50	16,0	8,3	28,51	2	50	4	1,1	13,71
	2	31	50	62,0	48,2	74,14	46	50	92	80,8	96,78
Vena cava inferior 3DR	0	9	50	18,0	9,8	30,80	6	50	12,0	5,6	23,81

Struktur	Qualität	U1			95 %-Konfidenzintervall		U2			95 %-Konfidenzintervall	
		r	n	p	untere Gr.	obere Gr.	r	n	p	untere Gr.	obere Gr.
	1	3	50	6,0	2,1	16,22	10	50	20,0	11,2	33,04
	2	38	50	76,0	62,6	85,70	34	50	68,0	54,2	79,24
Vena cava inferior 3DL	0	6	50	12,0	5,6	23,81	2	49	4,1	1,1	13,71
	1	6	50	12,0	5,6	23,81	5	49	10,2	4,4	21,76
	2	38	50	76,0	62,6	85,70	42	49	85,7	73,3	92,90
Pulmonalvenen 3DR	0	20	50	40,0	27,6	53,82	11	49	22,4	13	35,88
	1	11	50	22,0	12,8	35,24	14	49	28,6	17,8	42,41
	2	19	50	38,0	25,9	51,85	24	49	49,0	35,6	62,53
Pulmonalvenen 3DL	0	9	50	18,0	9,8	30,80	5	49	10,2	4,4	21,76
	1	7	50	14,0	7	26,19	4	49	8,2	3,2	19,19
	2	34	50	68,0	54,2	79,24	40	49	81,6	68,6	90,02

G. Literaturverzeichnis

Acar P, Abadir S, Paranon S, Latcu G, Grosjean J, Dulac Y. Live 3D echocardiography with the pediatric matrix probe. *Echocardiography* 2007; 24: 750-755

Acar P, Dulac Y, Taktak A, Abadir S. Real-time three-dimensional fetal echocardiography using matrix probe. *Prenat Diagn* 2005; 25: 370-375

Acar P, Marx GR, Saliba Z, Sidi D, Kachaner J. Three-dimensional echocardiographic measurement of left ventricular stroke volume in children: comparison with Doppler method. *Pediatr Cardiol* 2001; 22: 116-120

Allan L. Technique of fetal echocardiography. *Pediatr Cardiol* 2004; 25: 223-233

Allan L, Dangel J, Fesslova V, Marek J, Mellander M, Oberhansli I, Oberhoffer R, Sharland G, Simpson J, Sonesson SE. Recommendations for the practice of fetal cardiology in Europe. *Cardiol Young* 2004; 14: 109-114

Altmann K, Shen Z, Boxt LM, King DL, Gersony WM, Allan LD, Apfel HD. Comparison of three-dimensional echocardiographic assessment of volume, mass, and function in children with functionally single left ventricles with two-dimensional echocardiography and magnetic resonance imaging. *Am J Cardiol* 1997; 80: 1060-1065

Barnett SB, Maulik D. Guidelines and recommendations for safe use of Doppler ultrasound in perinatal applications. *J Matern Fetal Med* 2001; 10: 75-84

Bartko JJ. Measures of agreement: a single procedure. *Stat Med* 1994; 13: 737-745

Bates JR, Tantengco MV, Ryan T, Feigenbaum H, Ensing GJ. A systematic approach to echocardiographic image acquisition and three-dimensional reconstruction with a subxiphoid rotational scan. *J Am Soc Echocardiogr* 1996; 9: 257-265

Bhat AH, Corbett VN, Liu R, Carpenter ND, Liu NW, Wu AM, Hopkins GD, Li X, Sahn DJ. Validation of volume and mass assessments for human fetal heart imaging by 4-dimensional spatiotemporal image correlation echocardiography: in vitro balloon model experiments. *J Ultrasound Med* 2004; 23: 1151-1159

Bland JM, Altman DG. Measurement error. *BMJ* 1996; 313: 744

Bonnet D, Coltri A, Butera G, Fermont L, Le Bidois J, Kachaner J, Sidi D. Detection of transposition of the great arteries in fetuses reduces neonatal morbidity and mortality. *Circulation* 1999; 99: 916-918

Bu L, Munns S, Zhang H, Disterhoft M, Dixon M, Stolpen A, Sonka M, Scholz TD, Mahoney LT, Ge S. Rapid full volume data acquisition by real-time 3-dimensional echocardiography for assessment of left ventricular indexes in children: a validation study compared with magnetic resonance imaging. *J Am Soc Echocardiogr* 2005; 18: 299-305

Chang FM, Hsu KF, Ko HC, Yao BL, Chang CH, Yu CH, Liang RI, Chen HY. Fetal heart volume assessment by three-dimensional ultrasound. *Ultrasound Obstet Gynecol* 1997; 9: 42-48

Cui W, Anno H, Kondo T, Guo Y, Sato T, Sarai M, Shinozaki H, Kakizawa S, Sugiura K, Oshima K, Katada K, Hishida H. Right ventricular volume measurement with single-plane Simpson's method based on a new half-circle model. *Int J Cardiol* 2004; 94: 289-292

Deng J, Sullivan ID, Yates R, Vogel M, McDonald D, Linney AD, Rodeck CH, Anderson RH. Real-time three-dimensional fetal echocardiography – optimal imaging windows. *Ultrasound Med Biol* 2002; 28: 1099-1105

Dyson RL, Pretorius DH, Budorick NE, Johnson DD, Sklansky MS, Cantrell CJ, Lai S, Nelson TR. Three-dimensional ultrasound in the evaluation of fetal anomalies. *Ultrasound Obstet Gynecol* 2000; 16: 321-328

Espinoza J, Romero R, Kusanovic JP, Gotsch F, Lee W, Goncalves LF, Hassan SS. Standardized views of the fetal heart using four-dimensional sonographic and tomographic imaging. *Ultrasound Obstet Gynecol* 2008; 31: 233-242

Farrell T, Leslie JR, Chien PF, Agustsson P. The reliability and validity of three dimensional ultrasound volumetric measurements using an in vitro balloon and in vivo uterine model. *BJOG* 2001; 108: 573-582

Ferencz C, Rubin JD, McCarter RJ, Brenner JI, Neill CA, Perry LW, Hepner SI, Downing JW. Congenital heart disease: prevalence at livebirth. The Baltimore-Washington Infant Study. *Am J Epidemiol* 1985; 121: 31-36

Gembruch U. Prenatal diagnosis of congenital heart disease. *Prenat Diagn* 1997; 17: 1283-1298

Grison A, Maschietto N, Reffo E, Stellin G, Padalino M, Vida V, Milanesi O. Three-dimensional echocardiographic evaluation of right ventricular volume and function in pediatric patients: validation of the technique. *J Am Soc Echocardiogr* 2007; 20: 921-929

Hata T, Kanenishi K, Tanaka H, Kimura K. Real-time 3-D echocardiographic evaluation of the fetal heart using instantaneous volume-rendered display. *J Obstet Gynaecol Res* 2006; 32 :42-46

Helbing WA, Bosch HG, Maliepaard C, Rebergen SA, van der Geest RJ, Hansen B, Ottenkamp J, Reiber JH, de Roos A. Comparison of echocardiographic methods with magnetic resonance imaging for assessment of right ventricular function in children. *Am J Cardiol* 1995; 76: 589-594

Herberg U, Brand M, Trier HG, von Hahn R, Bernhardt C, Breuer J. Accuracy of 3D-real-time echocardiography for the assessment of small volumes and distances. *Cardiol Young* 2008; 18: 6-7

Herberg U, Goldberg H, Breuer J. Dynamic free-hand three-dimensional fetal echocardiography gated by cardiocography. *Ultrasound Obstet Gynecol* 2003; 22: 493-502

Herberg U, Goldberg H, Breuer J. Three- and fourdimensional freehand fetal echocardiography: a feasibility study using a hand-held doppler probe for cardiac gating. *Ultrasound Obstet Gynecol* 2005; 25: 362-371

Jacobs LD, Salgo IS, Goonewardena S, Weinert L, Coon P, Bardo D, Gerard O, Allain P, Zamorano JL, de Isla LP, Mor-Avi V, Lang RM. Rapid online quantification of left ventricular volume from real-time three-dimensional echocardiographic data. *Eur Heart J* 2006; 27: 460-468

Jeanty P, Romero R, Hobbins JC. Nomogram for the biventricular dimension of the fetal heart. *J Ultrasound Med* 1986; 5: 351-353

Jenkins C, Chan J, Bricknell K, Strudwick M, Marwick TH. Reproducibility of right ventricular volumes and ejection fraction using real-time three-dimensional echocardiography: comparison with cardiac MRI. *Chest* 2007; 131: 1844-1851

Johnson TR, Hoch M, Huber A, Romer U, Reiser MF, Schonberg SO, Netz H. Quantification of right ventricular function in congenital heart disease: correlation of 3D echocardiography and MRI as complementary methods. *Rofo* 2006; 178: 1014-1021

Kwon J, Shandas R. Abdominal fetal EKG noise removal. *Biomed Sci Instrum* 1996; 32: 87-92

Lang RM, Bierig M, Devereux RB, Flachskampf FA, Foster E, Pellikka PA, Picard MH, Roman MJ, Seward J, Shanewise J, Solomon S, Spencer KT, St John SM, Stewart W. Recommendations for chamber quantification. *Eur J Echocardiogr* 2006; 7: 79-108

Lang RM, Mor-Avi V, Sugeng L, Nieman PS, Sahn DJ. Three-dimensional echocardiography: the benefits of the additional dimension. *J Am Coll Cardiol* 2006; 48: 2053-2069

Levental M, Pretorius DH, Sklansky MS, Budorick NE, Nelson TR, Lou K. Three-dimensional ultrasonography of normal fetal heart: comparison with two-dimensional imaging. *J Ultrasound Med* 1998; 17: 341-348

Lu X, Nadvoretzkiy V, Bu L, Stolpen A, Ayres N, Pignatelli RH, Kovalchin JP, Grenier M, Klas B, Ge S. Accuracy and reproducibility of real-time three-dimensional echocardiography for assessment of right ventricular volumes and ejection fraction in children. *J Am Soc Echocardiogr* 2008; 21: 84-89

Lutin WA, Brumund MR, Jones C, Tharpe CE, Montgomery M, McCaffrey FM. Hemodynamic abnormalities in fetuses with congenital heart disease. *Pediatr Cardiol* 1999; 20: 390-395

Marx GR, Fulton DR, Pandian NG, Vogel M, Cao QL, Ludomirsky A, Delabays A, Sugeng L, Klas B. Delineation of site, relative size and dynamic geometry of atrial septal

defects by real-time three-dimensional echocardiography. *J Am Coll Cardiol* 1995; 25: 482-490

Maulik D, Nanda NC, Singh V, Dod H, Vengala S, Sinha A, Sidhu MS, Khanna D, Lysikiewicz A, Sicuranza G, Modh N. Live three-dimensional echocardiography of the human fetus. *Echocardiography* 2003; 20: 715-721

Meyer-Wittkopf M, Abele H, Wallwiener D. Sicherheitsaspekte und biologische Wirkung von zwei- und dreidimensionaler Fetalechokardiographie. *Ultraschall* 2003

Meyer-Wittkopf M, Cole A, Cooper SG, Schmidt S, Sholler GF. Three-dimensional quantitative echocardiographic assessment of ventricular volume in healthy human fetuses and in fetuses with congenital heart disease. *J Ultrasound Med* 2001; 20: 317-327

Meyer-Wittkopf M, Cooper S, Vaughan J, Sholler G. Three-dimensional (3D) echocardiographic analysis of congenital heart disease in the fetus: comparison with cross-sectional (2D) fetal echocardiography. *Ultrasound Obstet Gynecol* 2001; 17: 485-492

Mielke G, Benda N. Cardiac output and central distribution of blood flow in the human fetus. *Circulation* 2001; 103: 1662-1668

Nelson TR. Three-dimensional fetal echocardiography. *Prog Biophys Mol Biol* 1998; 69: 257-272

Nelson TR, Pretorius DH, Hull A, Riccabona M, Sklansky MS, James G. Sources and impact of artifacts on clinical three-dimensional ultrasound imaging. *Ultrasound Obstet Gynecol* 2000; 16: 374-383

Nelson TR, Pretorius DH, Sklansky M, Hagen-Ansert S. Three-dimensional echocardiographic evaluation of fetal heart anatomy and function: acquisition, analysis, and display. *J Ultrasound Med* 1996; 15: 1-9

Ota T, Fleishman CE, Strub M, Stetten G, Ohazama CJ, von Ramm OT, Kisslo J. Real-time, three-dimensional echocardiography: feasibility of dynamic right ventricular volume measurement with saline contrast. *Am Heart J* 1999; 137: 958-966

Papavassiliou DP, Parks WJ, Hopkins KL, Fyfe DA. Three-dimensional echocardiographic measurement of right ventricular volume in children with congenital heart disease validated by magnetic resonance imaging. *J Am Soc Echocardiogr* 1998; 11: 770-777

Pemberton J, Li X, Kenny A, Davies CH, Minette MS, Sahn DJ. Real-time 3-dimensional Doppler echocardiography for the assessment of stroke volume: an in vivo human study compared with standard 2-dimensional echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 2005; 18: 1030-1036

Riccabona M, Nelson TR, Pretorius DH. Three-dimensional ultrasound: accuracy of distance and volume measurements. *Ultrasound Obstet Gynecol* 1996; 7: 429-434

Rychik J, Ayres N, Cuneo B, Gotteiner N, Hornberger L, Spevak PJ, Van D. American Society of Echocardiography guidelines and standards for performance of the fetal echocardiogram. *J Am Soc Echocardiogr* 2004; 17: 803-810

Sakas G, Walter S, Grimm M, Richtscheid M. Free hand acquisition, reconstruction and visualization of 3D and 4D ultrasound. *Radiologe* 2000; 40: 295-303

Schiller NB, Shah PM, Crawford M, Demaria A, Devereux R, Feigenbaum H, Gutgesell H, Reichek N, Sahn D, Schnittger I. Recommendations for quantitation of the left ventricle by two-dimensional echocardiography. American Society of Echocardiography Committee on Standards, Subcommittee on Quantitation of Two-Dimensional Echocardiograms. *J Am Soc Echocardiogr* 1989; 2: 358-367

Schindera ST, Mehwald PS, Sahn DJ, Kececioglu D. Accuracy of real-time three-dimensional echocardiography for quantifying right ventricular volume: static and pulsatile flow studies in an anatomic in vitro model. *J Ultrasound Med* 2002; 21: 1069-1075

Schmidt KG, Silverman NH, Hoffman JI. Determination of ventricular volumes in human fetal hearts by two-dimensional echocardiography. *Am J Cardiol* 1995; 76: 1313-1316

Schmidt KG, Silverman NH, Van Hare GF, Hawkins JA, Cloez JL, Rudolph AM. Two-dimensional echocardiographic determination of ventricular volumes in the fetal heart. Validation studies in fetal lambs. *Circulation* 1990; 81: 325-333

Simpson J. Echocardiographic evaluation of cardiac function in the fetus. *Prenat Diagn* 2004; 24: 1081-1091

Sklansky MS, DeVore GR, Wong PC. Real-time 3-dimensional fetal echocardiography with an instantaneous volume-rendered display: early description and pictorial essay. *J Ultrasound Med* 2004; 23: 283-289

Sklansky MS, Nelson TR, Pretorius DH. Usefulness of gated three-dimensional fetal echocardiography to reconstruct and display structures not visualized with two-dimensional imaging. *Am J Cardiol* 1997; 80: 665-668

Sklansky MS, Nelson TR, Pretorius DH. Three-dimensional fetal echocardiography: gated versus nongated techniques. *J Ultrasound Med* 1998; 17: 451-457

Viera AJ, Garrett JM. Understanding interobserver agreement: the kappa statistic. *Fam Med* 2005; 37: 360-363

Vinals F, Mandujano L, Vargas G, Giuliano A. Prenatal diagnosis of congenital heart disease using four-dimensional spatio-temporal image correlation (STIC) telemedicine via an internet link: a pilot study. *Ultrasound Obstet Gynecol* 2005; 25: 25-31

Vinals F, Poblete P, Giuliano A. Spatio-temporal image correlation (STIC): a new tool for the prenatal screening of congenital heart defects. *Ultrasound Obstet Gynecol* 2003; 22: 388-394

Vogel M, Losch S. Dynamic three-dimensional echocardiography with a computed tomography imaging probe: initial clinical experience with transthoracic application in infants and children with congenital heart defects. *Br Heart J* 1994; 71: 462-467

Wren C, Richmond S, Donaldson L. Temporal variability in birth prevalence of cardiovascular malformations. *Heart* 2000; 83: 414-419

Yoo SJ, Lee YH, Cho KS, Kim DY. Sequential segmental approach to fetal congenital heart disease. *Cardiol Young* 1999; 9: 430-444

Zosmer N, Jurkovic D, Jauniaux E, Gruboeck K, Lees C, Campbell S. Selection and identification of standard cardiac views from three-dimensional volume scans of the fetal thorax. *J Ultrasound Med* 1996; 15: 25-32

Danksagung

Mein großer Dank gilt Frau Dr. med. U. Herberg für die exzellente Betreuung und großartige Unterstützung in den ganzen Jahren. Ihrem unermüdlichen Engagement, mit dem sie mir zur Seite gestanden hat sowie den allzeit guten Ratschlägen, ist diese Arbeit zu verdanken. Die freundschaftliche Atmosphäre gerade auch im Rahmen protrahierter (nächtlicher) Auswertephasen werde ich nicht vergessen.

Herrn Prof. Dr. med. J. Breuer danke ich für die Möglichkeit eine Dissertation in der Abteilung für Kinderkardiologie der Universitätskinderklinik Bonn anzufertigen und für die freundliche Unterstützung und Zusammenarbeit im Rahmen der klinischen Tätigkeit.

Meinen Eltern sowie meiner Familie möchte ich für die Unterstützung und für das Ermöglichen des Medizinstudiums danken.

Herrn Dr. med. Jan Dieken danke ich für seine Geduld und die Unterstützung in allen Lebensfragen.

Herrn Dr. med. Folkert Steinhagen möchte ich für seine Freundschaft und die guten Ratschläge im Rahmen dieser Arbeit sowie für die Durchsicht des Manuskripts danken.

Frau Sandra Jordans danke ich für ihre Freundschaft sowie für die Durchsicht des Manuskripts.

Frau A. Bettge aus dem Hochschulrechenzentrum danke ich für das Retten dieses Dokuments in letzter Minute und für die praktischen Tipps im Umgang mit Word.

Herrn Dejan Vlajnic danke ich für seine Kollegialität sowie für das Retten dieses Dokuments in allerletzter Minute.

Zu guter Letzt sei allen Mitarbeitern der Abteilung für Kinderkardiologie gedankt, insbesondere Gudrun und Helga aus der Kinderkardiologischen Ambulanz für die organisatorische und seelische Betreuung unserer Studie, Frau Dr. C. Bernhardt, Frau Dr. U. Doll, Herrn Dr. J. Schirrmeister, Herrn Dr. J. Schmitt, Herrn Dr. R. Knies sowie Frau Ehring und Herrn Siah für die gute Zusammenarbeit.