

Validierung 3D-echokardiographischer Volumenmessdaten

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

Manuel Brand
aus Engelskirchen
2016

Angefertigt mit der Genehmigung
der Medizinischen Fakultät der Universität

1. Gutachter: Prof. Dr. med. Johannes Breuer
2. Gutachter: PD Dr. med. Christoph Hammerstingl

Tag der Mündlichen Prüfung: 14.10.2016

Aus der Abteilung für Kinderkardiologie des Zentrums für Kinderheilkunde
Direktor: Prof. Dr. med. Johannes Breuer

Meiner Familie und meinen Freunden

Inhaltsverzeichnis

	Abkürzungsverzeichnis.....	8
1.	Einleitung.....	9
1.1	Fragestellungen.....	13
2.	Materialien und Methoden.....	14
2.1	Materialien.....	14
2.1.1	Ultraschallgerät und Schallköpfe.....	14
2.1.2	3D-Auswertungssoftware.....	14
2.1.3	Phantommodelle.....	15
2.2	Methoden.....	19
2.2.1	Verwendete statistische Methoden.....	19
2.2.2	Anfertigung einer Aufnahme.....	20
2.2.3	Vergleich verschiedener Aufnahmeparameter.....	21
2.2.3.1	Aufnahmeparameter am Fadenphantom.....	21
2.2.3.2	Bedeutung der Distanzlage und -länge.....	27
2.2.3.3	Vergleichsmessungen an einem anderen Fadenphantom gleichen Modells.....	29
2.2.3.4	Aufnahmeparameter am Eiphanom.....	30
2.2.4	Auswertung der Aufnahmen.....	33
2.2.4.1	Auswertung von 2D-Datensätzen.....	33
2.2.4.2	Auswertung von 3D-Datensätzen.....	35
2.2.5	Vergleich ausgewählter Messparameter.....	38
2.2.5.1	Vergleich von Auswertungsmethoden der 2D-Volumetrie	38
2.2.5.2	Vergleich von Messparametern der 3D-Volumetrie.....	39
2.2.6	Untersucherabhängigkeit.....	43
2.2.6.1	Intraobservervariabilität der Aufnahme.....	43
2.2.6.2	Interobservervariabilität der Aufnahme.....	45
2.3.6.3	Intraobservervariabilität der Messung.....	47
2.3.6.4	Interobservervariabilität der Messung.....	49
3.	Ergebnisse.....	51
3.1	Distanzmessungen am Fadenphantom.....	51
3.1.1	Untersuchung verschiedener Einflussgrößen.....	51

3.1.1.1	Einfluss von verschiedenen Einstellungen am Gerät.....	51
3.1.1.2	Bedeutung der Eigenschaften der zu messenden Distanzen.....	58
3.1.1.3	Unterschiede zwischen 2D- und 3D-Datensätzen.....	62
3.1.1.4	3D-Datensatz: Einfluss der verwendeten Software.....	64
3.1.2	Untersucherabhängigkeit.....	65
3.1.2.1	Intra- und Interobservervariabilität der Aufnahme.....	65
3.1.2.2	Intra- und Interobservervariabilität der Messung.....	68
3.1.2.3	Bedeutung der Distanzlage/-länge für die Untersucherabhängigkeit.....	70
3.1.3	Zusammenfassung der Ergebnisse am Fadenphantom.....	73
3.1.4	Vergleichsmessungen am zweiten Fadenphantom.....	75
3.2	Volumen-/Flächen und Distanzmessung am Eiphanom	77
3.2.1	Einfluss von Aufnahmeparametern auf die Messung.....	77
3.2.1.1	Einfluss von Aufnahmeparametern in 2D.....	77
3.2.1.2	Einfluss von Aufnahmeparametern in 3D.....	82
3.2.2	Volumetrie am Eiphanom.....	86
3.2.2.1	2D-Volumetrie: Abhängigkeit von Messmethoden.....	86
3.2.2.2	3D-Volumetrie: Vergleich von Auswertungsmethoden.....	88
3.2.2.2.1	Vergleich Volumetrie durch Medcom und durch QLAB.....	88
3.2.2.2.2.1	In Abhängigkeit von der gewählten Schnittebene (ScanNT).....	90
3.2.2.2.2.2	In Abhängigkeit der Darstellungseinstellungen (ScanNT).....	92
3.2.2.3	Untersucherabhängigkeit.....	93
3.2.2.3.1	Intra-/Interobservervariabilität der Aufnahme 2D.....	93
3.2.2.3.2	Intra-/Interobservervariabilität der Messung 2D.....	95
3.2.2.3.3	Intra-/Interobservervariabilität der Aufnahme 3D.....	98
3.2.2.3.4	Intra-/Interobservervariabilität der Messung 3D.....	100
3.2.2.4	Genauigkeit und Variabilität der 2D und 3D-Volumetrie.....	103
3.2.3.	Ergebnisübersicht zu Versuchen am Eiphanom.....	103
4.	Diskussion.....	105
4.1.	Klinische Relevanz.....	106
4.2	2D- und 3D- Distanzmessung.....	109
4.2.1	Diskussion der Fehler in der Distanzmessung	109
4.2.2	Besonderheiten der Distanzmessungen am curved array Schallkopf.....	113
4.2.3	Untersucherabhängigkeit.....	114

4.2.4	Überlegungen zur Wertung der Ergebnisse für die klinische Praxis.....	114
4.2.5	Schlussfolgerungen für die Distanzmessungen.....	115
4.3	Volumetrie.....	116
4.3.1	2D-Volumetrie.....	116
4.3.2	3D-Volumetrie.....	118
4.3.3	Untersucherabhängigkeit.....	124
4.3.4	Wertigkeit für die klinische Praxis und Schlussfolgerungen.....	125
5.	Zusammenfassung.....	128
6.	Anhang.....	130
7.	Literaturverzeichnis.....	132
8.	Danksagung.....	137
9.	Lebenslauf.....	138

Abkürzungsverzeichnis

CMR	cardiac magnetic resonance
Dmax	maximale Differenz zwischen einzelnen Werten innerhalb einer Gruppe (Spannweite)
h1	längste sichtbare mittig gelegene horizontale Distanz am Fadenphantom
h2	längste sichtbare unten gelegene horizontale Distanz am Fadenphantom
LV	linker Ventrikel
pF	relativer prozentualer Fehler
prFh1	prozentualer relativer Fehler von h1
prFh2	prozentualer relativer Fehler von h2
prFv	prozentualer relativer Fehler von v
RV	rechter Ventrikel
SD	mittlere Standardabweichung
S	Signifikanzniveau p
F	F-Wert
TGC	Time Gain Compensation: Manuell einstellbare tiefenselektive Verstärkung
v	längste sichtbare, mittige vertikale Distanz am Fadenphantom
vsoll	erwartete tatsächliche Länge einer gemessenen vertikalen Distanz
UA	Untersucher A
UB	Untersucher B
UC	Untersucher C

1. Einleitung

Grundvoraussetzung für eine rationale Therapie von Erkrankungen ist die akkurate Diagnostik, die sowohl eine korrekte Stellung der Diagnose als auch eine Verlaufskontrolle während der Krankheit beinhaltet. In der modernen Medizin ist die nicht invasive Bildgebung eine der wichtigsten Bausteine für die Diagnosestellung geworden. Hierbei ist die Ultraschalldiagnostik die Form der Bildgebung, die dem Arzt am schnellsten und kostengünstigsten zur Verfügung steht und dabei nicht invasiv ist und somit schonend für den Patienten eingesetzt werden kann. Für die kardiologische Diagnostik nimmt die Echokardiographie heute einen entscheidend hohen Stellenwert ein. 1954 beschrieben Edler und Hertz erste Untersuchungen des Herzens durch Ultraschall. Hierbei handelte es sich noch um eindimensionale Bilder im A-Modus, wo anhand der Zeitverzögerung und Stärke des reflektierten Echosignales lediglich Aussagen zu den kardialen Strukturen entlang einer Achse gemacht werden konnten. Anfang der Siebziger Jahre wurde die zweidimensionale Ultraschalldiagnostik (B-Mode) in die Klinik eingeführt (Siemens AG, Medical Solutions 50 Jahre Echokardiographie – ein Rückblick, Broschüre, Henkestr. 127, D-91052 Erlangen).

Erste Ansätze zur dreidimensionalen Darstellung (3D) des Herzens wurden gegen Anfang der Neunziger Jahre (1990) veröffentlicht. Hierbei wurde zunächst der Weg der 3D-Rekonstruktion eingeschlagen, bei der der dreidimensionale Datensatz aus einer Vielzahl von 2D generierten Schnittbildern rekonstruiert wird (Fenster et al., 2001). Diese Rekonstruktion erfordert einen hohen Zeitaufwand. Für die dreidimensionale Echokardiographie am bewegten Herzen bedeutet dies, dass sich der dreidimensionale Datensatz aus Schnittbildern zusammenstellt, die aus vielen verschiedenen Herzzyklen stammen. Bei der 3D-Rekonstruktion ist eine so genannte EKG-Triggerung unabdingbar, die es erlaubt, einzelne Schnittbilder dem richtigen Herzzyklus zuzuordnen. Diese EKG-Triggerung war mit vielen Problemen behaftet, da diese abhängig von Schwankungen des Herzzyklus ist, und leicht Artefakte beispielsweise durch Patientenbewegungen entstehen können (Flachskampf, 2000).

Ein zweiter, technisch jedoch weitaus aufwendigerer Ansatz ist die Echtzeiterstellung eines dreidimensionalen Datensatzes, die sogenannte Echtzeit-3D-Echokardiographie. Durch die technische Entwicklung eines so genannten Matrix-Schallkopfes, in dem die einzelnen Schallerzeugungselemente (piezoelektrische Elemente) in mehreren

parallelen Reihen angeordnet sind, ist es durch simultane Ansteuerung der Schallerzeugungselemente möglich, einen dreidimensionalen Datensatz zu erstellen (Franke et al., 2000). Vorteil dieser Methode ist, dass im Gegensatz zum 3D-Rekonstruktionsverfahren ein 3D-Datensatz sekundenschnell aufgenommen werden kann. Dadurch weist die Methode eine geringere Artefaktanfälligkeit auf und die Ungenauigkeiten bei der Zusammenstellung der 2D-Schnittbilder zu einem dreidimensionalen Datensatz erfolgen nicht mehr (Mor-Avi und Lang, 2009). Die Aussagekraft der 3D-Echtzeitkardiographie war anfangs jedoch aufgrund einer deutlich eingeschränkten räumlichen und zeitlichen Auflösung limitiert und der 3D-Rekonstruktion, die höherfrequente Schallköpfe mit einer höheren räumlichen und zeitlichen Auflösung verwenden, unterlegen (Flachskampf, 2000). Mit Weiterentwicklung der 3D-Matrix-Schallköpfe ist es heute mittlerweile möglich, 3D-Echtzeit-Echokardiographien mit einer akzeptablen hohen räumlichen und zeitlichen Auflösung zu erzielen (von Bardeleben et al., 2004; Niemann et al., 2007). Allerdings ist die punktuelle Bildauflösung geringer als die der 2D-Echokardiographie, da dort sehr hoch auflösende 2D-Schallköpfe verwendet werden (Sklansky et al., 2004).

Eine besondere Möglichkeit stellt die 3D-Echokardiographie für die Volumetrie von komplexen Ventrikeln dar. Bei der konventionellen 2D-Volumetrie muss das Herzvolumen anhand von wenigen Schnittbildern rechnerisch approximiert werden, für die Berechnung des linken Ventrikels wird ein angenähertes Rotationsellipsoid angenommen (Schiller, 1989), dies ist eine Idealform, die jedoch nicht ohne weiteres auf die oft irreguläre Form kranker linker Ventrikel bei angeborenen Herzfehlern angewandt werden kann. Ein besonderes Problem ist die 2D-echokardiographische Erfassung des Volumens des rechten Ventrikels, da dieser in seiner Form weitaus komplexer ist (Cui et al., 2004). Hierbei weist die 3D-Echokardiographie große Vorteile auf, weil sie unabhängig von geometrischen Annahmen das komplette Volumen eines rechten oder linken Herzens in allen drei Dimensionen direkt ausmessen kann (Müller et al., 2002; Niemann et al., 2007; Schindera et al., 2002; Jacobs et al., 2006). Die Probleme der 2D-Volumetrie des rechten Ventrikels zeigen sich insbesondere bei Erkrankungen des Herzens wie beispielsweise die pulmonale Hypertonie, wo in einer Studie durch die 2D-Volumetrie die Volumina um bis zu 50 % unterschätzt wurden, wohingegen in der 3D-Volumetrie eine weitaus genauere Volumenbestimmung möglich war (von Bardeleben, 2003). Für die Bestimmung der Ejektionsfraktion aus Flächen konnten in dieser Studie

jedoch auch in der 2D-Echokardiographie gute Ergebnisse erzielt werden (von Bardeleben, 2003).

Eine besondere Herausforderung stellt der Einsatz der 3D-Echokardiographie bei Feten dar. Aufgrund der geringen Größe der fetalen Strukturen, der hohen fetalen Herzfrequenz und der Häufigkeit fetaler Spontanbewegungen war der Einsatz von 3D-Echokardiographien bei Feten bisher methodisch eingeschränkt. Bei 3D-rekonstruktiven Verfahren ist aufgrund einer hohen Datenakquisitionszeit von 2,5 Minuten pro 3D-Datensatz mit einer hohen Artefaktanfälligkeit zu rechnen (Franke et al., 2000; Heusch et al., 1999; Meyer-Wittkopf et al., 2001). Auch hier eröffnet die 3D-Echtzeitechokardiographie eine neue Möglichkeit, da sie 3D-Volumina in kurzer Akquisitionszeit und unabhängig von einem Triggermechanismus aufnehmen kann (Riehle et al. 2008; Sklansky et al., 1999).

Verfahren zur Volumetrie eines Ventrikels in der 3D-Echokardiographie ist unter anderem die manuelle Scheibchen-Volumetrie. Hierbei kann das Volumen einer komplexen Struktur in zahlreiche Scheibchen aufgeteilt werden, die durch Hand konturiert werden. Diese Methode ist zeitaufwändig. Unter anderem wurden semiquantitative Verfahren entwickelt, in denen das Volumen komplexer Strukturen aus einem 3D-Datensatz teilweise automatisch ausgemessen wird (Lu et al., 2008).

Bei angeborenen Herzfehlern bestimmen Größe und Funktion der Herzkammern und Herzstrukturen, welche Therapie durchzuführen ist und mit welchem klinischen Outcome zu rechnen ist (Corno, 2004; Mäkikallio et al., 2006). Insbesondere bei der prä- und postnatalen Planung einer Therapie ist es daher von besonderer Wichtigkeit, die Größe der Herzstrukturen, die Volumina von Herzkammern und Herzfunktion möglichst genau zu bestimmen. Bisher wurde der Einsatz der 3D-Echtzeitvolumetrie hauptsächlich nur an großen Volumina, die den Ventrikelvolumina von älteren Kindern und Erwachsenen entsprechen, validiert. Hierbei erfolgte eine Überprüfung an Phantomen und klinische Vergleichsmessungen mit Hilfe von Angiographie, Kernspintomographie und Computertomographie (Bu et al., 2005; Niemann et al., 2007; Riehle et al., 2008).

Ziel dieser Arbeit ist es, Messungen, welche in unserem Zentrum bereits im Rahmen einer Studie zur fetalen Echokardiographie vorgenommenen wurden, zu validieren und zusätzlich Aussagen über die Genauigkeit der 3D-Echtzeitechokardiographie für den Einsatz bei kleinen Volumina in der Größe des fetalen und neugeborenen Herzens machen zu können und diese mit dem derzeitigen goldenen Standard der 2D-

Echtzeitechokardiographie zu vergleichen (Herberg et al., 2011).

Da in der fetalen Echokardiographie und bei Neugeborenen eine vergleichende Untersuchung mit einer Referenzmethode, wie z.B. der Kernspintomographie, nur in Sedierung des Feten bzw. Neugeborenen durchzuführen ist und diese Referenzmethoden ebenfalls mit Ungenauigkeiten behaftet sind, erfolgt die Überprüfung der 2D- und 3D-echokardiographischen Verfahren anhand von gewebeähnlichen Phantomen, die eine genaue Überprüfung einer Vielzahl von Variablen ermöglicht. Diese Arbeit ist Teil einer Serie von Untersuchungen, welche die Messgenauigkeit der fetalen und neonatalen 3D-Echokardiographie an Phantomen validieren soll. Im Rahmen dieser Arbeit soll die Messgenauigkeit an unbewegten, regulären Phantomen bestimmt werden. Gerade bei kleinen Volumina ist eine Reihe von komplexen Faktoren zu bedenken, die bei der Bildgenerierung und Auswertung auftreten und die die Messgenauigkeit entscheidend beeinflussen können. Bevor mit den Messungen begonnen wurde, erfolgten zunächst ausführliche Überlegungen zu den einzelnen Einflussfaktoren sowie die genaue Planung der einzelnen Untersuchungsschritte, die eine Überprüfung möglicher Einflussgrößen ermöglicht. Diese Einflussgrößen sollen bei der 2D- und der 3D-Echokardiographie getrennt überprüft werden, sowohl für den Prozess der Bildentstehung als auch für den Prozess der Bildauswertung.

In der Bildentstehung wird anhand von der gemessenen Laufzeitunterschieden des Echosignales, das von dem Schallkopf ausgeht, in einem komplexen Vorgang durch die Gerätesoftware ein Datensatz generiert, welcher am Gerät oder in der Auswertung der Software optisch dargestellt wird. Bereits im Prozess der Bildentstehung kann der Benutzer durch verschiedene Einstellungen, den sogenannten Aufnahmeparametern, das generierte Bild und somit möglicherweise die Ergebnisse von vorgenommenen Messungen beeinflussen, hierzu gehören die Einstellung des Schallkopfes, die Schallkopffrequenz, Fokus und andere mehr. Auch die Positionierung des Objektes relativ zum Schallkopf kann einen möglichen Einfluss auf die Messgenauigkeit haben.

Bei der Bildauswertung werden von dem Untersucher Distanzen, Flächen oder Volumina gemessen. Vor allem bei der Volumetrie gibt es eine Vielzahl von Variablen, z.B. die Verwendung von mathematischen Approximationen und unterschiedliche Software mit unterschiedlichen mathematischen Algorithmen, die eine Einflussgröße auf die gewonnenen Messwerte haben.

1.1 Fragestellungen

Ziel dieser Arbeit ist es, vorhandene Daten zu validieren, indem die 3D- und 2D-Volumetrie an definierten Phantomen hinsichtlich ihrer Messgenauigkeit überprüft wird, um ausreichend valide Daten für die Durchführung von 3D- und 2D-Volumetrien bei Neugeborenen und Feten mit angeborenen Herzfehlern zu ermöglichen und ggf. und Empfehlungen zur Optimierung der Messgenauigkeit für zukünftige Messungen geben zu können.

Zur Messgenauigkeit gehört auch die Kenntnis der Untersucherabhängigkeit, welche sich in die Inter- und in die Intraobservervariabilität aufgliedern lässt. Die Untersucherabhängigkeit gibt wichtige Hinweise, wie verlässlich bzw. valide die Messungen einer Methode sind. Auch lassen sich nur unter Einbeziehung der Untersucherabhängigkeit korrekte Aussagen für den individuellen Patienten treffen, Querschnitts- und Langzeitstudien durchführen und Daten zwischen verschiedenen Zentren vergleichen.

Des Weiteren soll diese Arbeit eine Methode vorstellen, um verschiedene 3D-Echokardiographiesysteme zu überprüfen und die Messergebnisse miteinander vergleichen zu können. Dies ist insbesondere bei der Anwendung von Multizenterstudien und Verwendung unterschiedlicher Messsysteme sehr wichtig.

2. Materialien und Methoden

2.1 Materialien

2.1.1 Ultraschallgerät und Schallköpfe

Als Ultraschallgerät verwendeten wir das Ultraschallgerät Sonos 7500, Philips, Andover, USA, mit einem Sektorschallkopf S8 (Ultraband-Sektor-Schallkopf mit einem Frequenzspektrum von 3 - 8 MHz), einem Curved-Array-Schallkopf c3540 (Ultraband-Convex-Schallkopf mit einem Frequenzspektrum von 2 - 5 Mhz) und einem Matrix-Schallkopf X4-1 (Matrix-Ultraband Schallkopf mit einem Frequenzspektrum von 2 - 4 Mhz).

Bei dem X4-Schallkopf von Philips handelt es sich um einen der ersten Schallköpfe, mit dem die sog. Realtime-Echokardiographie möglich ist. Das bedeutet, dass das 3D-Bild nicht mit Hilfe von mehreren 2D-Bildern rekonstruiert wird, sondern in Echtzeit aufgenommen wird. Das wird möglich durch einen Matrix-Schallkopf, in dem mehrere Reihen von Piezokristallen übereinander angebracht sind und die mehreren übereinander liegenden Bildebenen gleichzeitig aufgenommen werden. Der Schallkopf hat 2800 Elemente und kann einen konischen Volumendatensatz erzeugen bei einer Auflösung von 0,7 x 0,7 x 0,5 mm Voxel. Im Full-Volume-Modus wird hierdurch ein Bildkegel von 93 x 84 Grad erstellt , welches aus 4 Untervolumina von 30 x 60 Grad zusammengesetzt wird (Lu et al., 2008).

2.1.2 3D-Auswertungssoftware

Um die 3D-Datensätze des X4-Schallkopfes auswerten zu können, ist eine spezielle Software notwendig. Hierzu wurden im wesentlichen zwei verschiedene Programme verwendet: Die meisten der Auswertungen wurden mit der InViVo ScanNT Workstation der Firma Medcom, Version 3.4, durchgeführt. Die Weiterentwicklung dieser Software wurde jedoch eingestellt, so dass langfristig der Umstieg auf eine andere Software erforderlich war. Diese Arbeit soll zur Validierung von Messungen dienen, welche mit der oben genannten Software erfolgten. Die zukünftigen Messungen an neuen Ultraschallsystemen können nur noch mit der Software Q-Lab, Version 5.1 von Philips durchgeführt werden. Daher wurde alternativ in dieser Arbeit auch Messungen mit der Software von Philips durchgeführt und ausgewertet.

2.1.3 Phantommodelle

Das Fadenphantom CIRS055A: Das Fadenphantom CIRS055A ist ein in sich geschlossener Behälter (147 x 50 x 185 mm) mit einem Schallfenster (140 mm x 90 mm). Der Behälter ist mit einem speziellen Gel (Zerdine[®], Schallgeschwindigkeit 1540 m/s +/- 6 m/s, Kontrast 0 dB +/- 2 dB) gefüllt, welches die Eigenschaften von gesundem Leberparenchym gut simuliert. In diesem Gel sind Nylonmonofilamente (Dicke: 0,1 mm) eingelassen und fixiert. Diese Fäden sind in 7 Gruppen angeordnet. Drei Gruppen von zueinander horizontal stehenden Fäden, eine Gruppe, die sich besonders nah am Schallfenster befindet, eine Gruppen von zueinander vertikal stehenden Fäden und zwei Gruppen von schräg zueinander stehenden Fäden.

Um möglichst auszuschließen, dass gefundene Ungenauigkeiten in einem Materialfehler am Phantom selbst begründet liegen, wurden sicherheitshalber Vergleichsmessungen an einem zweiten Phantom des gleichen Modells zusätzlich durchgeführt.

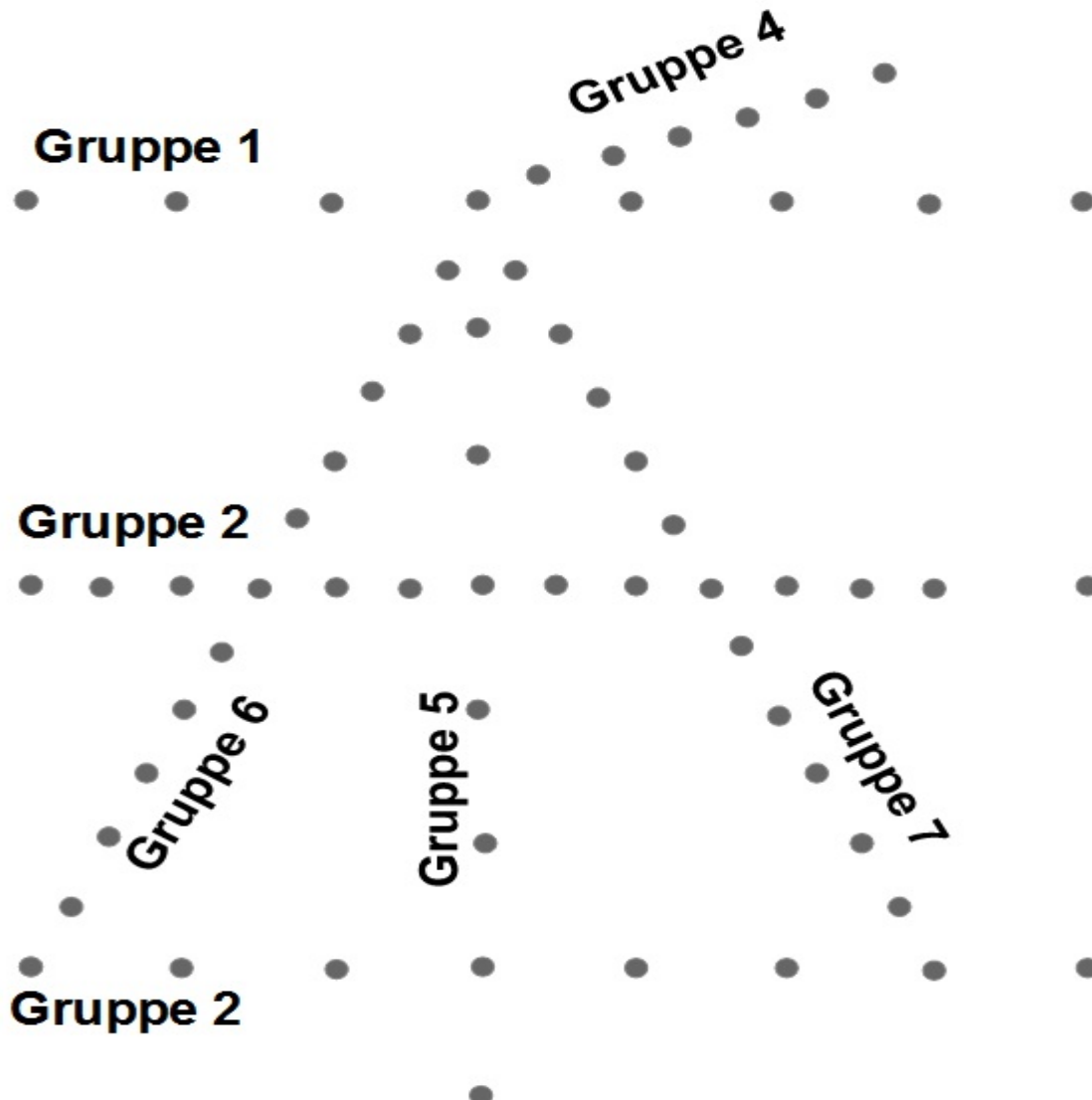


Abbildung 1: Anordnung der Fadenreihen im Fadenphantom

Das Fadenphantom enthält mehrere Anordnungen von Fadengruppen:

Drei horizontale Fadengruppen 1-3:

Gruppen 1,3: Abstand je 1 cm , Gruppe 2: Abstand je 0,5 cm

eine vertikale Gruppe 5: Abstand je 1 cm

drei schräge Gruppen: (Abstand horizontal: je 0,25 cm vertikal: je 0,5 cm) und eine Gruppe 4, die besonders nah am Schallfenster (oben) liegt.

erstellt in Anlehnung an Manual CIRS 055A

Das Eiphanom CIRS055: Das Eiphanom ist folgendermaßen aufgebaut: Das Phantommodell CIRS055 (Maße: 150 mm x 150 mm x 150 mm) ist ein in sich geschlossener Behälter mit zwei Schallfenstern (Größe: 110 x 108 mm), welcher wie das CIRS055A mit einem speziellen Gel (Zerdine[®], Schallgeschwindigkeit 1540 m/s +/- 6 m/s, Kontrast 0 dB +/- 2 dB) gefüllt ist, das die Eigenschaften von gesundem Leberparenchym gut simuliert. Nur sind hier anstatt der Nylonfäden zwei fixierte Objekte eingefügt. Diese Objekte sind eiförmig (Volumen 6,9 ml und 69 ml) und bestehen aus dem Gel der gleichen Art jedoch mit einem anderen Kontrast (Zerdine[®], Schallgeschwindigkeit 1540 m/s +/- 6 m/s, Kontrast 9 dB +/- 3 dB), so dass sie in der sonographischen Darstellung gut sichtbar werden, ohne aber an der Grenzfläche starke Artefakte durch Reflexionen hervorzurufen (**Abbildung 2**).

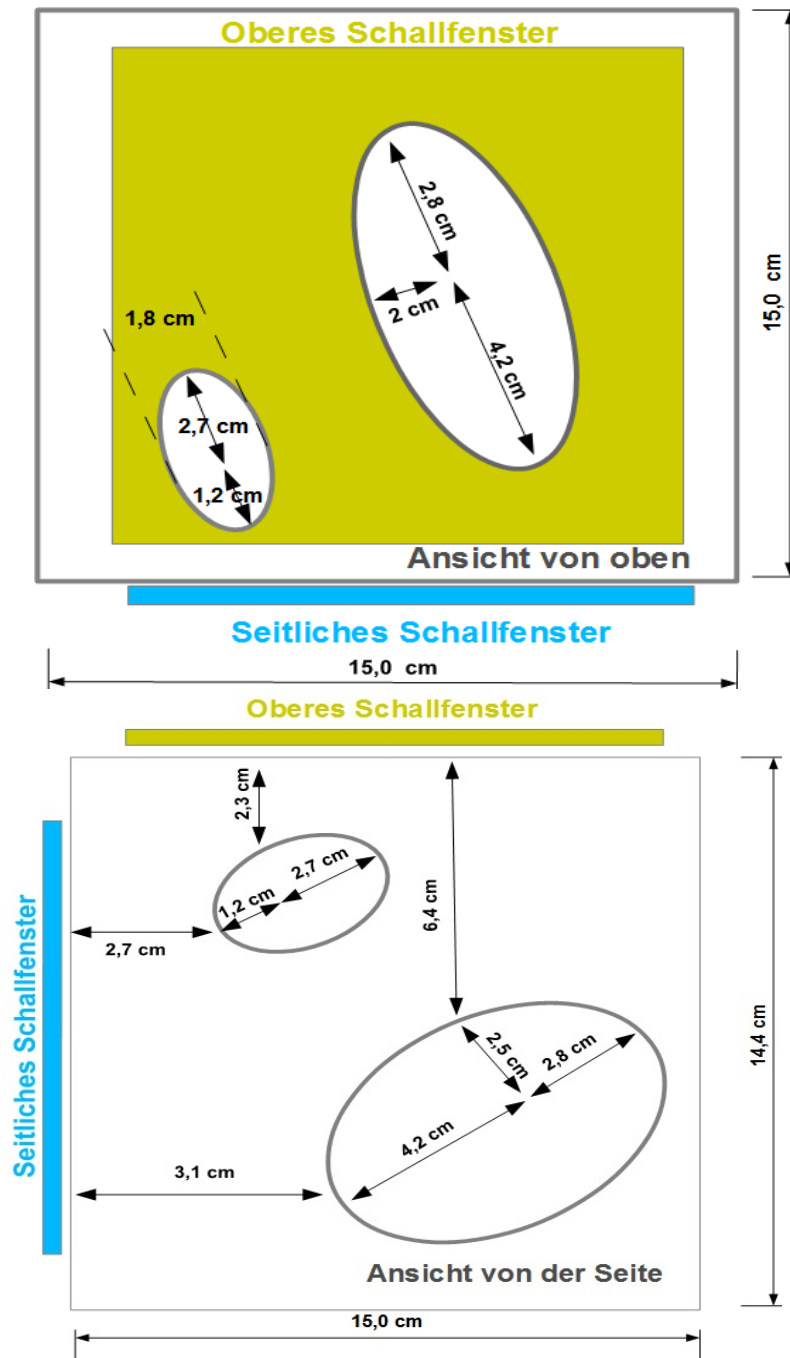


Abbildung 2: Das Eiphantom in verschiedenen Aufsichten

Hier ist ein Schema der Schallobjekte des Eiphantomes zu sehen:

Grün: oberes Schallfenster, **Blau:** seitliches Schallfenster. Oben: die Aufsicht von oberem Schallfenster aus, unten die Aufsicht von der Seite. Die Maße der beiden eiförmigen Volumina sind angegeben.

erstellt in Anlehnung an Manual CIRS 055

2.2 Methoden

2.2.1 Verwendete statistische Methoden

Die Auswertung wurde mit dem Programm SPSS 12.0G durchgeführt. Dazu wurden SPSS-Tabellen mit den gemessenen Werten erstellt. Auf diese Werte wurden dann ausgewählte Darstellungs- und Analysefunktionen der SPSS-Software angewendet. Hier wurden im Wesentlichen zwei Funktionen verwendet: Eine Darstellungsmethode und eine Analysefunktion.

Als Darstellungsmethode wählten wir das Boxplotdiagramm. Im Box-and-Whiskers-Plot (Boxplotdiagramm) markiert der mittlere Strich innerhalb der Box den Median, das untere Ende der Box das 25 prozentige-Perzentil und das obere Ende das 75 prozentige-Perzentil, sodass innerhalb der Box 50 % der Werte liegen. Die ober- und unterhalb der Box stehenden Querstriche geben den größten und kleinsten Wert an, der nicht als Ausreißer oder Extremwert bezeichnet werden kann. Ausreißer, mittels Kreissymbol gekennzeichnet, liegen mehr als das 1,5 - fache der Länge der Box von dieser entfernt. Extremwerte, mittels Sternchen gekennzeichnet, liegen mehr als das dreifache der Boxlänge von der Box entfernt (RRZN SPSS-Fortgeschrittenen Handbuch S.6-56).

Als Auswertungsmethode wurde eine Funktion der einfaktoriellen ANOVA (Analysis of Variance) gewählt. Hierbei wird die Nullhypothese überprüft, dass ein bestimmter Faktor keinen Einfluss auf die Messgröße habe. Dazu wird eine Liste von Messwerten anhand des Faktors in verschiedene Gruppen unterteilt und jeweils die Varianz berechnet. Beim T-Test darf der Faktor nur zwei Werte beinhalten (z.B. A oder B), es können also nur zwei Gruppen miteinander verglichen werden. Bei der ANOVA darf der Faktor mehrere unterschiedliche Werte beinhalten (z.B. A,B,C,D). Da die einzelnen Faktoren dieser Arbeit mehr als nur zwei verschiedene Werte enthalten können, reicht die statistische Auswertung mittels t-Test hier nicht aus.

Bei der ANOVA wird mit Hilfe von bestimmten Prüfgrößen getestet, ob die Größenunterschiede in der Varianz signifikant sind. Signifikant ist ein Ergebnis dann, wenn die Irrtumswahrscheinlichkeit p kleiner als das gewählte Signifikanzniveau ist. Die Irrtumswahrscheinlichkeit wird hier über den F-Wert bestimmt, einen Quotienten zweier speziell aus den gruppierten Messwerten errechneten Varianzen. Je größer der F-Wert ist, desto eher kann ein zufälliger Effekt ausgeschlossen und der Einfluss des Faktors vermutet werden. Einem F-Wert wird durch die F-Verteilung die bestimmte

Irrtumswahrscheinlichkeit p zugeordnet. Bei den Messreihen dieser Arbeit bedeuten F-Werte, die größer als 4,4 sind eine Irrtumswahrscheinlichkeit $p < 0,05$. Als Signifikanzniveau wählten wir hier 5 %. Eine Irrtumswahrscheinlichkeit von $p < 0,05$ ist signifikant und sagt aus, dass die Wahrscheinlichkeit, dass es sich bei der gefundenen Abhängigkeit nur um einen zufälligen Effekt handelt, kleiner als 5 % ist.

Zur Beurteilung der Intraobservervariabilität wurde die Standardabweichung hinzugezogen. Bei der Standardabweichung SD handelt es sich um die positive Quadratwurzel aus der Varianz. Sind die Daten normalverteilt bedeutet es, dass 68,3 % der Messwerte im Bereich von $Mittelwert - SD$ bis $Mittelwert + SD$ liegen, bzw. 94,4 % der Messwerte im Bereich von $Mittelwert - 2 * SD$ bis $Mittelwert + 2 * SD$ liegen. Somit wird erkennbar, wie sehr die einzelnen Messungen des Untersuchers streuen und wie verlässlich diese sind.

2.2.3 Anfertigung einer Aufnahme

Die Aufnahmen wurden auf zwei Arten vorgenommen. Standardmäßig wurde der Schallkopf mit Ultraschallgel benetzt und von Hand an das Schallfenster des Phantoms geführt. Dort wurde das gewünschte Bild eingestellt und anschließend gespeichert. Für Untersuchungen des Einflusses der Geräteeinstellungen während der Aufnahme ist es wichtig, dass sich die Aufnahmebedingungen von Aufnahme zu Aufnahme nur in den variierten Geräteeinstellungen unterscheiden. Um die Stellung des Schallkopfes relativ zum Phantom möglichst identisch zu halten, wurde für diese Aufnahmen der Schallkopf an einem Stativ befestigt.

2.2.3 Vergleich verschiedener Aufnahmeparameter

2.2.3.1 Aufnahmeparameter am Fadenphantom

Bei dem Vergleich verschiedener Aufnahmeparameter wird die gleiche Aufnahme mehrmals mit unterschiedlichen Einstellungen am Gerät wiederholt und auf gleiche Weise gemessen. Um die Unterschiede zwischen den einzelnen Aufnahme möglichst gering zu halten, werden die Aufnahmen am Stativ durchgeführt, so dass Stellung und Winkel des Schallkopfes relativ zum Phantom von Aufnahme zu Aufnahme gleich bleiben (s.o.). Man erhält dann eine Reihe von Messungen, die sich nur in der jeweils verwendeten Geräteeinstellung während der Aufnahme des Ultraschallbildes unterscheiden. Bei bekannten Sollwerten wird anschließend aus jeder Messung der

prozentuale relative Fehler mit $\frac{\text{Messwert} - \text{Sollwert}}{\text{Sollwert}} * 100$ berechnet. Diese

einzelnen Messwerte werden dann gruppiert in Abhängigkeit von der verwendeten Geräteeinstellung. Die gebildeten Gruppen werden miteinander durch ANOVA (Analysis of variance) verglichen und auf signifikante Unterschiede hin untersucht. Im Anschluss an den Messungen wurden zur weiteren Validierung Vergleichsmessungen an einem zweiten Fadenphantom gleichen Modells durchgeführt (siehe Punkt 2.2.2.3).

Tabelle 1 und **Abbildung 3** zeigen die Distanzen, die jeweils gemessen wurden. Für die Distanzmessungen am Fadenphantom wurde generell unterschieden zwischen horizontale Distanzen, die senkrecht zur zentralen Abtastlinie liegen und vertikale Distanzen, die in Richtung der Abtastlinie bzw. in Richtung der zentralen Abtastlinie liegen.

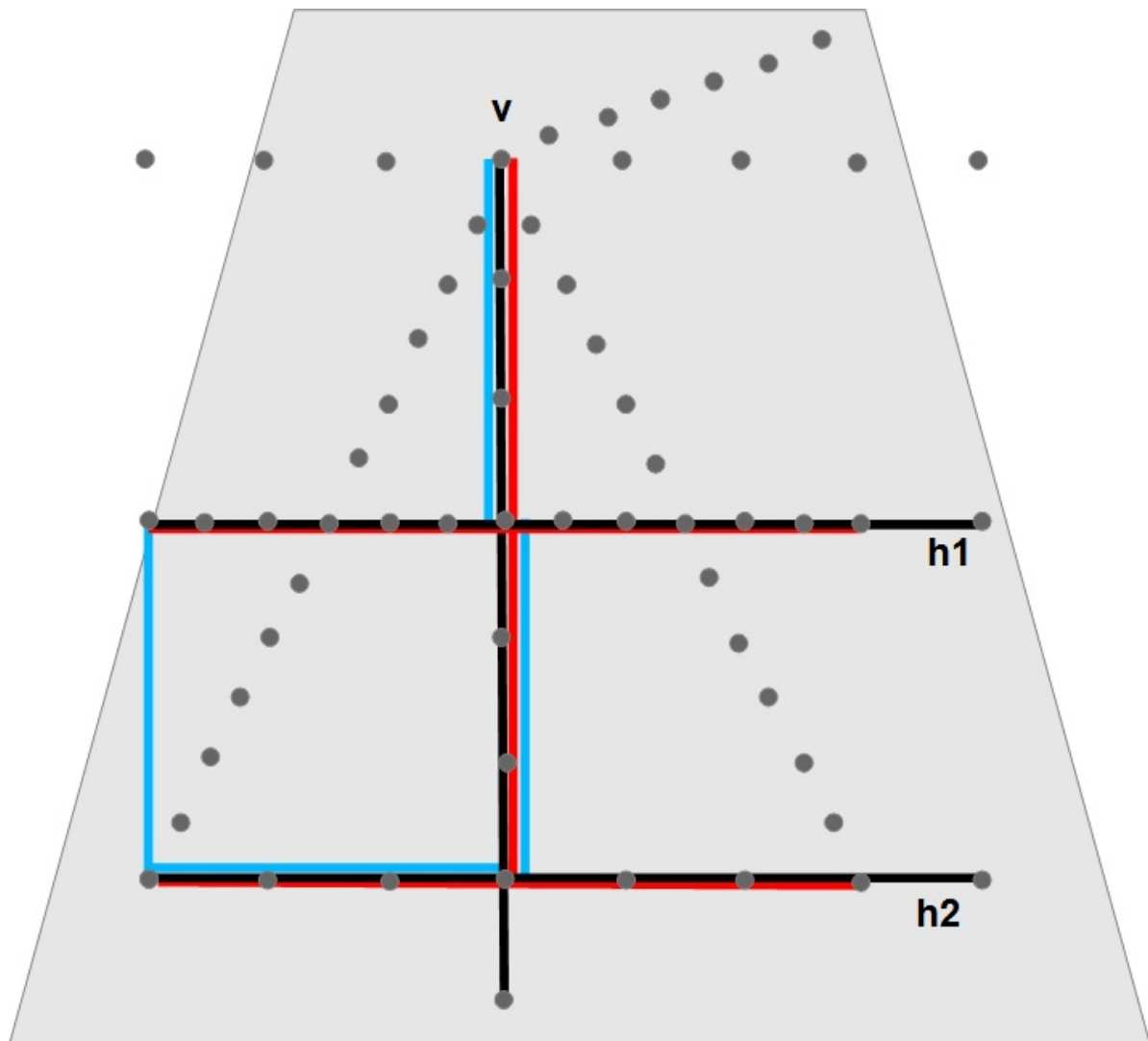


Abbildung 3: Distanzmessungen am Fadenphantom

Hier sind die jeweils am Fadenphantom gemessenen Distanzen aufgezeichnet. Grau hinterlegt ist das Schallfenster

schwarz: Standardmessungen am Fadenphantom v , $h1$ und $h2$

rot und blau: Vergleichsmessungen am zweiten Fadenphantom gleichen Modells

rot: lange Distanzen (6,0 cm) **blau:** kurze Distanzen (3,0 cm)

erstellt in Anlehnung an Manual CIRS 055A

Tabelle 1: Am Fadenphantom gemessene Distanzen

Hier sind die Bezeichnungen der gemessenen Distanzen am Fadenphantom aufgeführt.

v	Die größte sichtbare vertikale Distanz	prFv	prozentualer relativer Fehler von v
h1	Die obere größte horizontale Distanz	prFh1	prozentualer relativer Fehler von h1
h2	Die untere größte horizontale Distanz	prFh2	prozentualer relativer Fehler von h2

Folgende Aufnahmeparameter wurden variiert:

Eindringtiefe: Die Eindringtiefe gibt an, bis zu welcher Tiefe Echosignale empfangen und aufgezeichnet werden.

Fokus: Der Fokus ist die Tiefe, in der das Bild die maximale laterale Auflösung hat (Lorenz und Delorme, 1999). Die Lage des Fokus kann variiert werden.

Frequenz: Die Frequenzen des Schallkopfes können variiert werden, um das Bild für möglichst weites Eindringvermögen (niedrige Frequenzen) oder möglichst hohe Auflösung (hohe Frequenzen) zu optimieren. Je höher die Frequenz, desto besser ist die axiale Auflösung (Lorenz und Delorme, 1999). Bei voreingestellten Frequenzen im hohen Bereich, handelte es sich bei der variierten Frequenz um ein möglichst geringe Frequenz (Referenzhandbuch Sonos 7500/ 5500, Inbetriebnahme und Routinebedienung 7-1 bis 7-3).

Quickset: Der Quickset ist eine spezifische Kombination von Einstellungen, die das System für die geplante Untersuchung optimiert. Mit dem Quickset können die anfängliche Einstellung von Komprimierung und Verstärkung, Farbpalette und Farbprogramm, Bildformat und Schallausgangsleistung bestimmt werden (Referenzhandbuch Sonos 7500 / 5500, Rev. D. 0, Inbetriebnahme und Routinebedienung S. 3-1). Folgende Quicksets wurden verwendet:

pädiatrisch S8: Dieser Quickset ist für die Aufnahme des Herzen beim Kind optimiert, welches nah an der Oberfläche liegt.

fetal 3D Gyn: Dieser Quickset ist für die Aufnahme des fetalen Herzen optimiert. Das fetale Herz liegt tiefer im Bild, weil zusätzlich ein Teil der Bauchwand der Schwangeren zwischen Schallkopf und dem fetalen Herzen liegt. Hier ist eine höhere Frequenz wie im pädiatrisch S8 Quickset voreingestellt.

TGC: Time Gain Compensation. Das Empfangssignal kann selektiv für einen bestimmten Tiefenbereich verstärkt werden, um dadurch die Schallabschwächung im Gewebe zu kompensieren. Standardmäßig wurden die TGC-Einstellungen so gewählt, dass man ein einheitliches Bild erhielt. Um den Einfluss der TGC abschätzen zu können, wurde jeweils Aufnahmen einmal ausgeglichener TGC-Einstellung und zwei Aufnahmen mit Einstellungen, wo die TGC einmal für den oberen Bildbereich und einmal für den unteren Bildbereich sehr hoch eingestellt wurde.

Betriebsart: Im 2D-Modus kann man die Bilder in zwei Modi aufnehmen:

normal: Das Bild wird in normaler Größe aufgenommen.

zoom: Ein Ausschnitt des Bildes wird vergrößert aufgenommen.

Im 3D-Modus können die Bilder in mehreren Modi aufgenommen werden:

Folgende Modi wurden hier hauptsächlich verwendet:

live 3D: hier wird ein Schallkegel in Echtzeit aufgenommen. Im *live 3D zoom* wird ein Bereich daraus gewählt und in Echtzeit vergrößert aufgenommen.

full volume: Hier werden sequentiell (EKG getriggert) 4 zueinander gekippte Schallkegel jeweils der Größe eines live 3D Schallkegels aufgenommen und so ein großer Schallkegel erstellt, um größere Herzen komplett erfassen zu können.

verwendeter Schallkopf: Es wurde der Einfluss der Einstellungsparameter getrennt für jeden Schallkopf untersucht (S8, curved array und X4). Der X4-Schallkopf wurde hauptsächlich im 3D-Modus verwendet. Es wurden jedoch auch Messreihen im 2D-Modus durchgeführt, um

1. die 2D-Eigenschaften des X4-Schallkopfes mit den anderen Schallköpfen zu vergleichen und um
2. den Unterschied zwischen Distanzmessungen an 2D und 3D-Datensätzen vergleichen zu können.

Lage des Schallkopfes: Der Einfluss der Schallkopf-Lage wurde am Fadenphantom nur für die 3D-Datensätze des X4-Schallkopfes untersucht. Hierbei wurde der Schallkopf jeweils in einer bestimmten Lage relativ zu den Fäden gehalten. In der Auswertungssoftware wurde die Ebene der Fäden wieder aufgesucht und die Distanzen gemessen (**Abbildung 4**).

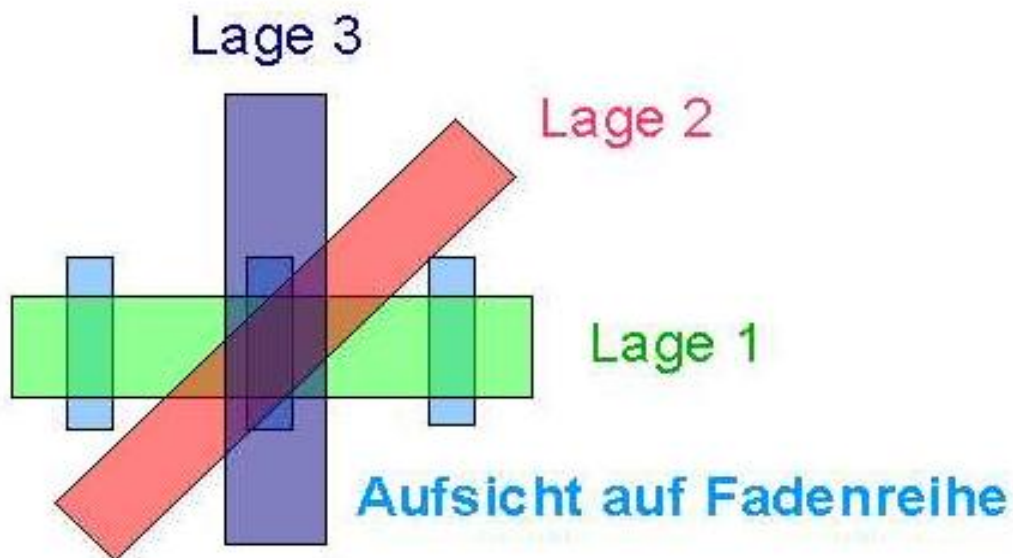


Abbildung 4: Die verwendeten Lagen des Schallkopfes am Fadenphantom

Hier sind die unterschiedlichen Lagen des Schallkopfes relativ zur Fadenreihe (blau) aufgeführt.

Lage 1 = Standardlage, parallel zur Fadenreihe

Lage 2 = Schallkopf im 45°-Winkel zur Fadenreihe

Lage 3 = Schallkopf senkrecht zur Fadenreihe. Hier sind nur kleine horizontale Distanzen messbar.

Tabelle 2: Untersuchung des Einflusses der Geräteeinstellung für Distanzmessungen

Hier ist das systematische Vorgehen zusammengefasst, um den Einfluss der Geräteeinstellung für Distanzmessungen zu untersuchen.

Untersuchung des Einflusses der Geräteeinstellung für Distanzmessungen				
Phantom	Fadenphantom			
Messungen pro Aufnahme	In jeder Aufnahme wurde jeweils die längste vertikale Distanz und die längste obere bzw. untere horizontale Distanz gemessen (vgl. Tabelle 1 und Abbildung 3).			
Art der Aufnahme	Jede Aufnahme wurde am Stativ durchgeführt			
Untersucher	Die Aufnahmen wurden durch einen Untersucher angefertigt und gemessen			
Anzahl	Pro Geräteeinstellung wurden mindestens 3 Aufnahmen angefertigt, welche jeweils einmal gemessen wurden			
Variierter Faktor (mit jeweils verwendeten Einstellungen)	Verwendeter Schallkopf			
	S8	Curved array	X4	
			2D	3D
Eindringtiefe 9, 12, 13	•	•	•	•
Schallkopf 1.S8 2.curved array 3.X4	•	•	•	
Quickset 1.pädiatrisch S8 2.fetal 3D Gyn				• •
Betriebsart 2D 1.Normal 2.Zoom 3D 1.live 3D 2.live 3D zoom 3.full volume		• •		• • •
Fokus 1.Standard 2.variiert	• •	• •		• •
Frequenz 1.Standard 2.variiert	• •	• •		• •
Lage 1, 2, 3				•
TGC 1.ausgeglichen 2.oben hoch 3.unten hoch	• • •			
Datensatz 1. 2D 2. 3D			•	•

2.2.3.2 Bedeutung der Distanzlage und -länge

In einer weiteren Messreihe wurde überprüft, inwiefern die Messgenauigkeit der Distanzen von der *Distanzlage* im Ultraschallbild (z.B. am Rand oder mittig) und von der *Distanzlänge* abhängig ist. Die Distanzlage ist von Bedeutung, weil zu erwarten ist, dass Strukturen, die sich nicht in der optimalen axialen Strahlungsrichtung befinden, fehlerhaft dargestellt werden. Die laterale Auflösung ist immer schlechter als die axiale, wobei die beste laterale Auflösung im Bereich des gewählten Fokus zu erwarten ist (vgl. Lorenz und Delorme, 1999). Es wurden die Messungen getrennt nach Untersucher betrachtet. Zur Darstellung wurden hier Liniendiagramme verwendet, in denen die Mittelwerte der einzelnen nach Lage bzw. Länge gebildeten Gruppen durch Linien miteinander verbunden sind. Dadurch lassen sich die Tendenzen besser sichtbar zu machen. In diesen Liniendiagrammen wurde die Mittelwerte der Messung des Untersuchers gegen Distanzlänge bzw. Distanzlage aufgetragen. Damit kann man erkennen, ob eine Abhängigkeit der Interobservervariabilität von Lage bzw. Länge der Distanzen besteht. Um die Intraobservervariabilität zu beurteilen wurde anstatt des Mittelwertes die Standardabweichung aufgetragen, als Maß für die Streuung der Messungen der einzelnen Untersucher.

Tabelle 3: Untersuchung der Bedeutung von Distanzlage und -länge

Hier ist das Vorgehen zusammengefasst, um den Einfluss der Lage und Länge der Distanz für die Messung zu untersuchen.

Untersuchung der Bedeutung von Distanzlage und -länge		
Phantom	Fadenphantom	
Messungen pro Aufnahme	1. Definierte vertikale Distanzen unterschiedlicher Lage und Länge (vergleiche Abbildung 5) 2. Definierte horizontale Distanzen unterschiedlicher Lage und Länge	
Art der Aufnahme	Für die Aufnahmen wurde der Schallkopf am Stativ befestigt	
Untersucher	Ein Untersucher für Aufnahme, drei Untersucher für die Messung	
Anzahl	3 Aufnahmen durch 3 Untersucher jeweils 5x gemessen: 45 insgesamt	
Variierter Faktor	verwendeter Schallkopf	
	S8	Curved array
Eindringtiefe 9	•	•
Eindringtiefe 12		•

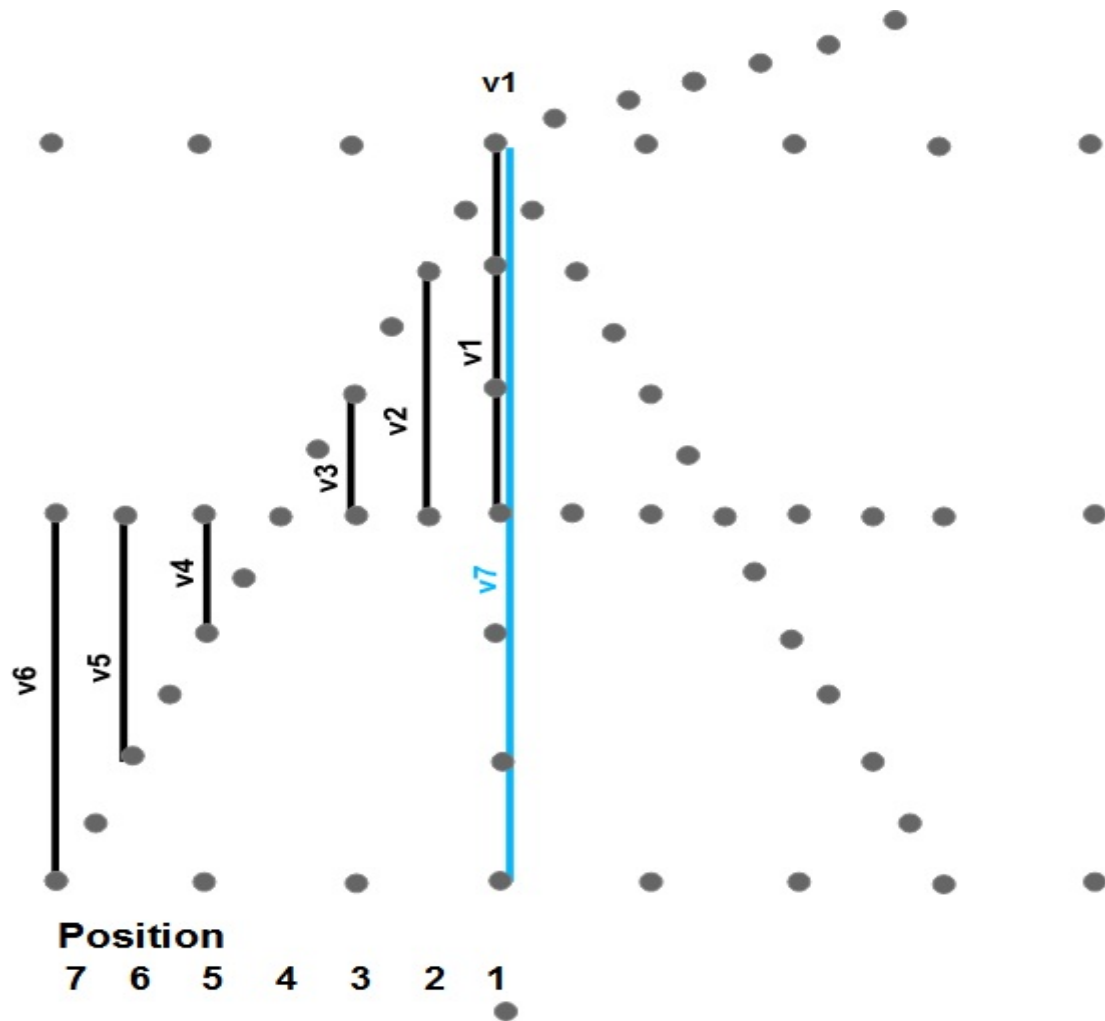


Abbildung 5: Definierte in Lage und Länge variierte vertikale Distanzen

Hier in der Skizze sind die in weiteren Messungen verwendeten vertikalen Distanzen aufgeführt. Die unterschiedlichen Lagen der Distanzen relativ zur Bildmitte werden hier durch die Zahlen unter Position angegeben

(1 = in der Mitte des Bildes, 7 = ganz am Rand des Bildes).

erstellt in Anlehnung an Manual CIRS 055A

2.2.3.3 Vergleichsmessungen an einem anderen Fadenphantom gleichen Modells

Um die Ergebnisse der Distanzmessungen am Fadenphantom zu validieren, wurden zusätzliche Messungen an einem zweiten Fadenphantom CIRS 55A gleichen Modells durchgeführt. Hierbei wurde zusätzlich die Bedeutung der Lage der Distanz im Bild, der Einfluss des Quicksets für die 2D-Schallköpfe und die Bedeutung des Auflagedrucks, mit dem der Schallkopf auf dem Schallfenster aufliegt, genauer untersucht (**Tabelle 4**, Seite 29 und **Abbildung 3**, Seite 22).

Tabelle 4: Vergleichsmessungen am zweiten Fadenphantom gleichen Modell

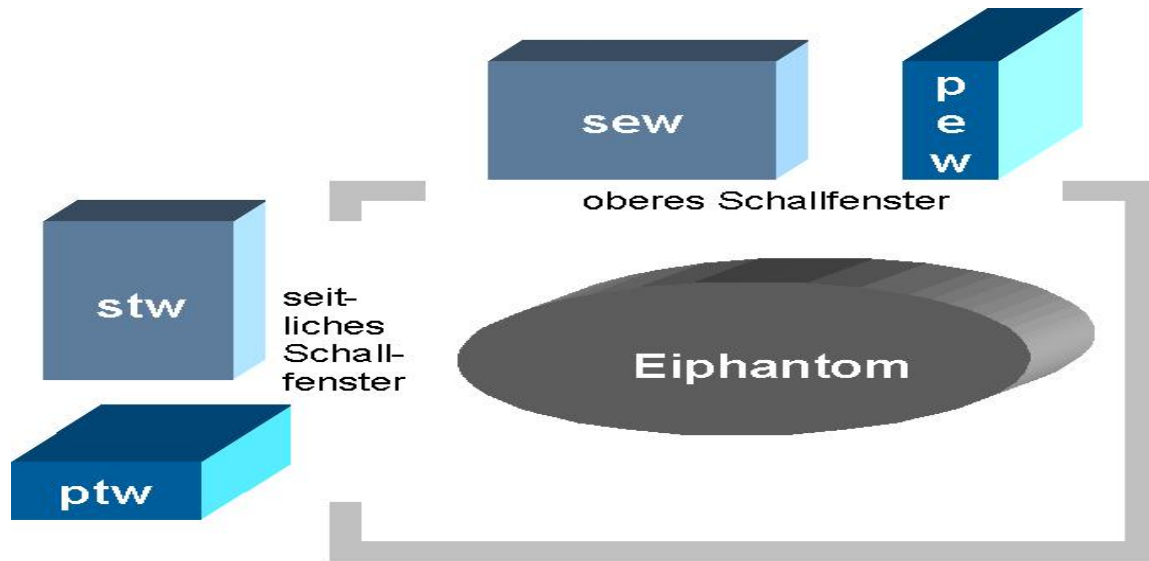
Hier sind die vorgenommenen Vergleichsmessungen am zweiten Fadenphantom aufgeführt.

Vergleichsmessungen am anderen Phantom gleichen Modells			
Phantom	Zweites Fadenphantom gleichen Modells		
Messungen pro Aufnahme	Es wurden jeweils 3 vertikale Distanzen in der Mitte gemessen (eine lange Distanz der Solllänge 6,0 cm, zwei kurze Distanzen der Solllänge 3,0 cm , davon eine oben im Bild gelegen, eine unten im Bild gelegen) (vgl. Abbildung 3 , Seite 22) Zusätzlich wurde eine kurze vertikale Distanz gemessen (Länge 3 cm, Lage unten außen im Bild) Schließlich wurden 4 horizontale Distanzen gemessen (zwei lange Distanzen der Länge 6,0 cm oben und unten im Bild und zwei außen gelegene kurze Distanzen oben und unten		
Art der Aufnahme	Jede Aufnahme wurde manuell angefertigt		
Untersucher	Die Aufnahmen wurden durch einen Untersucher angefertigt und gemessen		
Anzahl	Pro Geräteeinstellung wurden 2 Aufnahmen angefertigt, welche jeweils zweimal gemessen wurden		
Variierter Faktor (mit jeweils verwendeten Einstellungen)	Verwendeter Schallkopf		
	S8	Curved array	X4 im 2D-Modus
Eindringtiefe 9, 13	•	•	•
Quickset 1.pädiatrisch S8 2.fetal 3D Gyn	• •	• •	• •
Auflagedruck des Schallkopfs 1. möglichst gering 2. etwas erhöht	• •	• •	• •

2.2.3.4 Aufnahmeparameter am Eipantom

Komprimierung: Die Empfangssignale des Ultraschallkopfes müssen durch das Gerät in Bildsignale übersetzt werden. Einem bestimmten Bereich von Amplituden wird ein ganz bestimmter Grauton zugeordnet. Mit der Komprimierung kann dieser Bereich verändert werden, so dass das gleiche Signal entweder dunkler oder heller im Bild dargestellt wird.

Einfluss des verwendeten Schallfensters: Bei dem Eipantom kann neben den anderen Aufnahmebedingungen zusätzlich die Position des Schallkopfes relativ zum Bild variiert werden, weil es hier zwei verschiedene Schallfenster gibt. Der Einfluss des verwendeten Schallfensters konnte nur am Eipantom gemessen werden. Das Ei im Eipantom wurde jeweils von verschiedenen Fenstern aus in verschiedenen Stellungen des Schallkopfes aufgenommen und miteinander verglichen (**Abbildung 6**).



Projektion des Eis im Schallbild bei den verschiedenen Lagen:

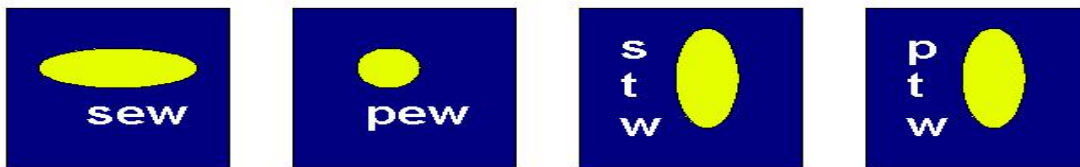


Abbildung 6: Die Lagen sew, pew, stw und ptw des Schallkopfes relativ zum Eiphanom

Hier sind die Lagen des Schallkopfes relativ zum Eiphanom skizziert und unten in der Tabelle sind die hierzu Bezeichnungen aufgeführt.

Lage	Schallfenster	Schallkopfstellung
sew	oberes Fenster (tw)	senkrecht zum Seitenfenster
pew	oberes Fenster (tw)	parallel zum Seitenfenster
ptw	seitliches Fenster (ew)	parallel zum Oberfenster
stw	seitliches Fenster (ew)	senkrecht zum Oberfenster

Tabelle 5: Untersuchung ausgesuchter Aufnahmebedingungen für Messungen am Eiphanom

Hier sind die variierten Aufnahmebedingungen für die Aufnahmen am Eiphanom aufgeführt.

Untersuchung ausgesuchter Aufnahmebedingungen für Messungen am Eiphanom			
Phantom	Eiphanom		
Messungen pro Aufnahme	Distanz a: maximale Längsdistanz in der größten Schnittfläche Fläche: Größte Längsschnittfläche des Eis Volumen: Volumen des Ei (bestimmt durch 2D bzw. 3D-Volumetrie)		
Art der Aufnahme	Die Aufnahmen wurden am Stativ angefertigt mit Ausnahme der Aufnahmen, wo die Lage variiert wurde		
Untersucher	Die Aufnahmen für Betriebsart und Lage wurden durch zwei Untersucher angefertigt und durch einen Untersucher gemessen. Die Aufnahmen für Frequenz, Fokus und Gain wurden durch einen Untersucher angefertigt und teilweise durch 2 Untersucher ausgewertet		
Anzahl	Für jede Einstellung wurden pro Untersucher 3 Aufnahmen angefertigt. Jede angefertigte Aufnahme wurde durch einen Untersucher dreimal gemessen.		
Variierter Faktor (mit jeweils verwendeten Einstellungen)	Verwendeter Schallkopf		
	S8	Curved array	X4 im 3D-Modus
Betriebsart 2D 1.Normal 2.Zoom 3D 1.live 3D 2.live 3D zoom 3.full volume	•	• •	• • •
Lage 1. sew 2. stw 3. ptw	• • •	• • •	• • •
Frequenz			•
Fokus			•
Komprimierung			•

2.2.4 Auswertung der Aufnahmen

2.2.4.1 Auswertung von 2D-Datensätzen

2D-Datensätze wurden direkt am Ultraschallgerät SONOS 7500 gemessen.

Distanzmessung: Für die Distanzmessung steht eine Funktion zur Verfügung, mit welcher man mittels Cursor zwei Punkte setzen kann und die Distanz angegeben wird. Beim Ultraschallbild des Fadenphantoms werden die einzelnen Schnittpunkte als Punktwolke sichtbar. Hier wurde jeweils die Mitte der Punktwolke ausgewählt, um den Abstand zwischen zwei Fäden messen zu können.

Um die maximale Distanz eines Schnittbildes des Eiphantoms messen zu können, wurden jeweils die Punkte genau an der Grenzschicht von der jeweils am weitesten außerhalb und der gegenüberliegenden Position ausgewählt.

Flächenmessung: Die maximale Längsquerschnittfläche des Eis wurde mit dem Schallkopf gesucht, dann wurde die Kontur manuell umfahren und durch die Software die Flächengröße angegeben.

Volumetrie: Das Volumen des Eis wurde standardmäßig mittels der monoplanen Volumetrie nach Simpson berechnet (**Abbildung 7**).

Alternativ wurde das Volumen aus der maximalen Länge a und der maximalen Breite b des Schnittbildes, aus der Annahme heraus, dass das Volumen des Eis einem Ellipsoid entspricht, mittels folgender Formel bestimmt:

$$V = \frac{4}{3} * \pi * \left(\frac{a}{2}\right) * \left(\frac{b}{2}\right)^2 = \frac{1}{6} * \pi * a * b^2$$

Da auch hier monoplan gemessen wurde, wurde die kurze Achse c des Ellipsoids, die normalerweise in einer anderen Ebene liegt mit b als gleich angenommen.

In einer weiteren Messreihe wurde biplan gemessen und das Volumen mit folgender

Formel berechnet $V = \frac{1}{6} * \pi * a * b * c$, wobei b und c die kurzen Achsen des Ellipsoids

darstellen und im Gegensatz zur Distanz a in der Querschnittsebene des Ellipsoids gemessen wurde.

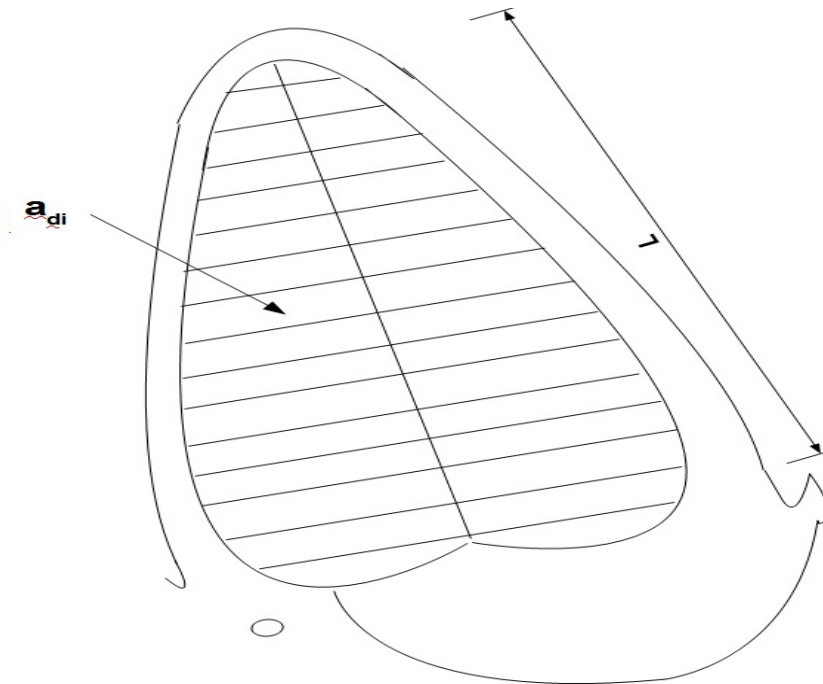


Abbildung 7: Monoplane 2D-Volumetrie nach Simpson

Der Untersucher umfährt die Kontur des angenommenen größten Querschnitts und markiert den maximalen Längsdurchmesser. Die Software unterteilt das Objekt in eine bestimmte Anzahl n von Zylinderscheiben mit dem jeweils variablen Radius a_{di} aber jeweils gleicher Höhe $\frac{L}{n}$ und summiert die Volumina der einzelnen Zylinderscheiben,

um das Volumen des angenommenen Ellipsoids nach folgender Formel zu approximieren:

$$V = \frac{\pi L}{4n} \sum_{i=1}^n a_{di}^2$$

erstellt in Anlehnung an Manual SONOS 7500

2.2.4.2 Auswertung von 3D-Datensätzen

3D-Datensätze wurden im DICOM-Format gespeichert und ausschließlich mit einer speziellen Software ausgemessen. Hier wurden dazu als Software einmal ScanNT von Medcom und zum anderen QLAB von Philips verwendet.

Distanzmessung: Im 3D-Datensatz wird zunächst die gewünschte Schnittebene dargestellt. Sowohl mit ScanNT als auch mit QLAB können dann Punkte manuell im Bild angegeben werden und die Distanz wird angegeben.

Flächenmessung: Sowohl bei ScanNT und bei QLAB wurden nach Einstellen der gewünschten Schnittebene die Konturen der Fläche manuell umfahren, und die Software gibt die Fläche an.

Volumetrie: Bei der Software ScanNT von Medcom handelt es sich um System, mit welchem man einerseits 3D-Datensätze mit einem 2D-Schallkopf erstellen kann und andererseits vorhandene 3D-Datensätze ansehen und ausmessen kann. Bei QLAB handelt es sich ebenfalls um eine spezielle Software zur Auswertung von 3D-Datensätzen. Hier wurde eine spezielle kardiologische Funktion verwendet.

Mit dem Programm ScanNT werden Volumina im 3D-Datensatz durch in verschiedene Schnittbildern manuell eingezeichneten Konturen bestimmt. Hierbei wird zunächst eine Ebene bzw. ein Fenster ausgewählt, in welchem alle Konturen liegen sollen. Entlang dieser Ebene wird das zu messende Volumen in mehreren Scheiben geschnitten. In jedem Schnittbild wird anschließend die Kontur der sichtbaren Fläche manuell umfahren. Das Programm approximiert die dazwischenliegenden Schnittbilder linear, das bedeutet, dass in jedem vorhandenen Schnittbild eine Kontur generiert wird, so dass ein möglichst gleichmäßiger Übergang entsteht zwischen zwei benachbarten manuell angegebenen Konturen. Je mehr Konturen manuell angegeben werden, desto genauer ist die Messung. Hier wurden immer mehrere Konturebenen manuell eingezeichnet, so dass sich die gemessene Kontur möglichst nah der tatsächlichen Kontur des Volumens in allen Ebenen angleicht. Jeder ausgewertete Datensatz wurde dreimal gemessen (**Abbildung 32** und **Abbildung 9**).

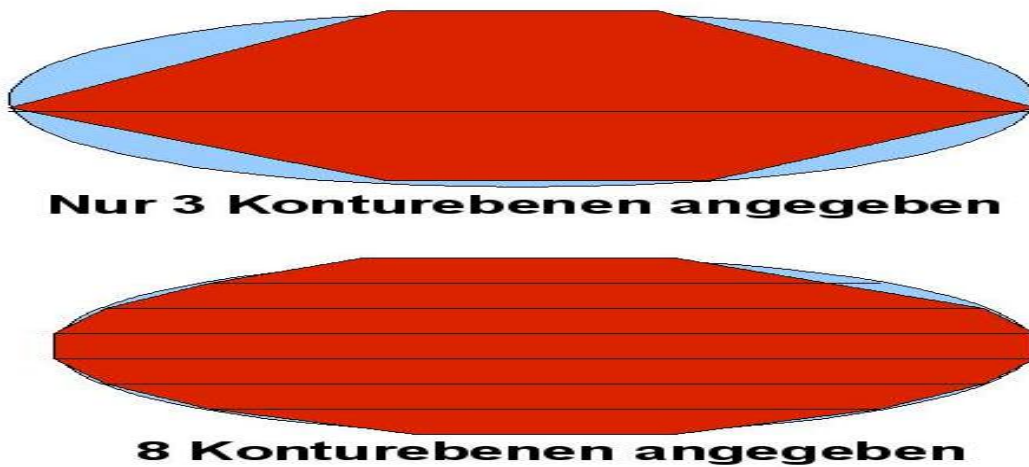


Abbildung 8: Konturapproximierung der ScanNT-Volumetrie

Konturapproximierung bei ScanNT: Die rote Fläche stellt das erfasste Volumen dar, die blaue Fläche das tatsächliche Volumen. Die einzelnen schwarzen Linien sind die Schichten, in denen die Kontur manuell eingezeichnet wurde. Werden nur drei Konturebenen manuell eingezeichnet, wird ein Teil des Volumens herausgeschnitten.

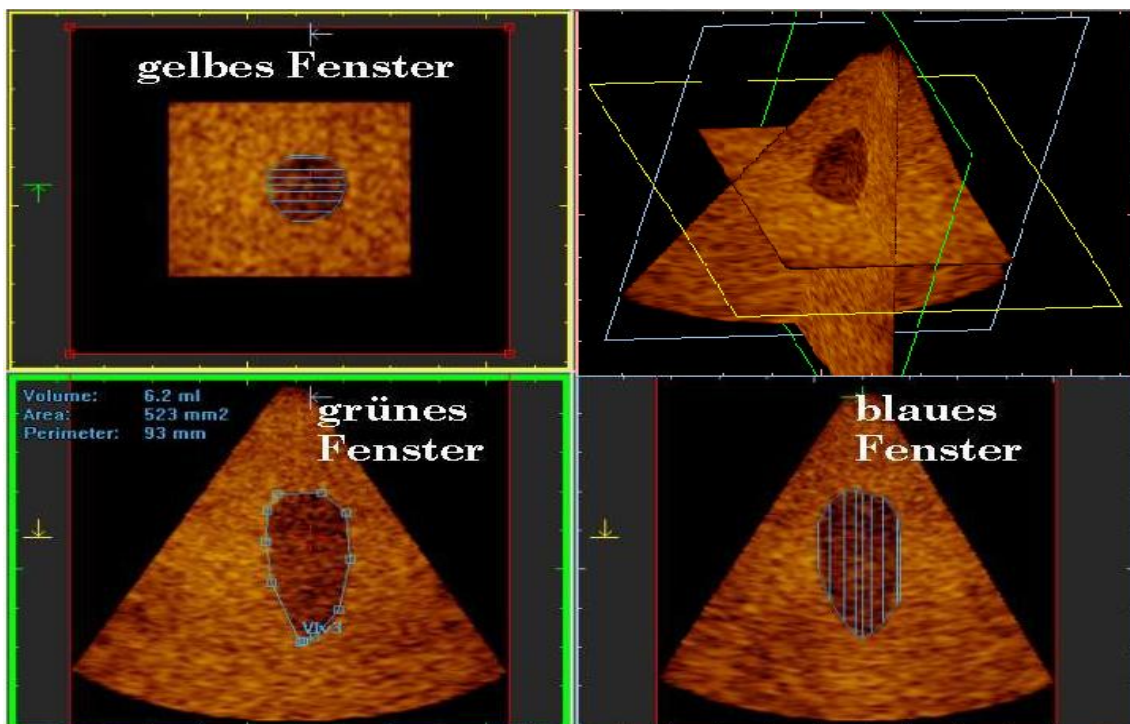


Abbildung 9: 3D-Volumetrie mit ScanNT

3D-Volumetrie mit ScanNT: Die drei orthogonalen Ebenen des Datensatzes werden in 3 Fenstern dargestellt (gelbes, grünes und blaues Fenster). Die Konturen wurden im grünen Fenster eingezeichnet, in den beiden anderen Fenstern sind jeweils die Projektionslinien der Konturen sichtbar. Das berechnete Volumen ist oben links im grünen Fenster angegeben.

Im Unterschied zur Volumetrie im Medcom-System (Scheibchensummmation) wird im QLAB-System die Kontur semiautomatisch erkannt. Der Untersucher muss lediglich die größten Schnitte zweier orthogonalen Ebenen auswählen und in jeder Ebene die Ansatzpunkte der Mitralsegel und in einer Ebene den Apex anwählen. Die Software erkennt dann automatisch die Grenze zwischen Lumen und Ventrikelwand. Dies gelingt nicht immer optimal; der Untersucher hat daher anschließend die Möglichkeit, die Kontur anzupassen. Dies ist allerdings oft schwierig, weil die ganze Kontur an der korrigierten Stelle angepasst wird und anschließend an anderen Stellen nicht mehr die Ventrikelwand markiert. Grundsätzlich ist das System auf die Volumetrie des linken Ventrikel ausgelegt. Jede ausgewählte Aufnahme wurde jeweils dreimal gemessen (**Abbildung 10**).

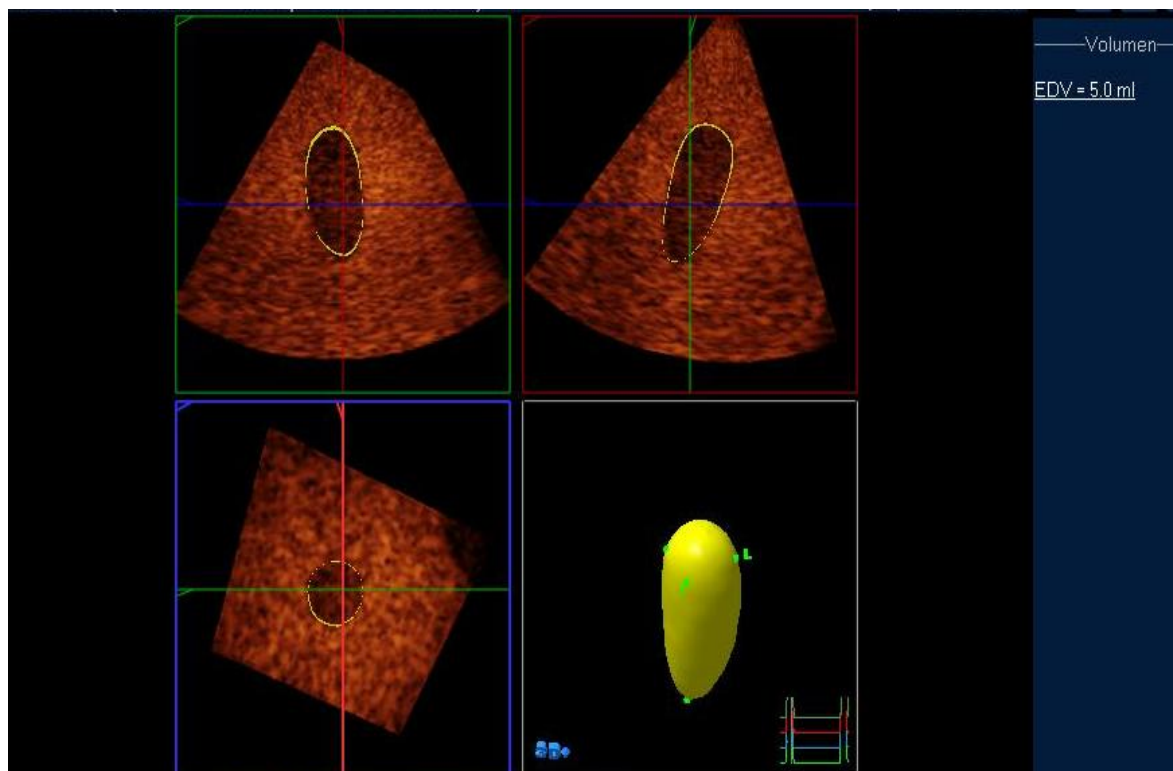


Abbildung 10: 3D-Volumetrie mit QLAB

3D-Volumetrie mit QLAB: Auch in QLAB sind die drei orthogonalen Ebenen des Datensatzes in 3 Fenstern dargestellt (Grün, Rot und Blau). Hier wurde manuell lediglich die (gedachten) Ansatzpunkte der Mitralsegel an der breitesten Stelle des Ellipsoids manuell ausgewählt. Die Konturen sind automatisch an dem Rand des durch QLAB vermuteten linken Ventrikels angefügt und in den drei Fenstern jeweils als gelbe Linie erkennbar.

2.2.5 Vergleich ausgewählter Messparameter

2.2.5.1 Vergleich von Auswertungsmethoden der 2D-Volumetrie

In der 2D-Volumetrie wurden die mehreren Bestimmungsmethoden für Volumina miteinander verglichen (**Tabelle 6**).

Tabelle 6: Untersuchung des Einflusses der Auswertungsmethode für 2D-Volumetrie

Hier sind die verwendeten Einstellungen bei der Untersuchungen der verschiedenen Auswertungsmethoden aufgeführt.

Untersuchung des Einflusses der Auswertungsmethode für 2D-Volumetrie		
Phantom	Eiphantom	
Messungen pro Aufnahme	Monoplane Volumetrie nach Simpson Messung max. Längs- und Querdurchmesser und berechnete Volumetrie	
Art der Aufnahme	Die Aufnahmen wurden manuell angefertigt	
Untersucher	Ein Untersucher hat die Aufnahmen angefertigt, 3 Untersucher haben gemessen	
Anzahl	3 Aufnahmen wurden jeweils 5 mal durch jeden Untersucher gemessen	
Variierter Faktor (mit jeweils verwendeten Einstellungen)	Verwendeter Schallkopf	
	S8	Curved array
Modus 1. normal 2. zoom	•	• •
Lage 1. sew 2. stw 3. ptw	• • •	• • •
Anm.: Die Lageabhängigkeit wurde für mehrere Methoden der 2D-Volumetrie überprüft		

2.2.5.2 Vergleich von Messparametern der 3D-Volumetrie

Bei der Auswertung der 3D-Datensätze können mehrere Parameter variiert werden.

3D-Volumetrie mit Medcom:

- 1 Wahl der Auswertungssoftware (ScanNT oder QLAB, s.Seite 35)
- 2 Wahl der Schnittebene
- 3 Darstellungseinstellungen bei ScanNT
 - 3.1 Farbe
 - 3.2 Zoom
 - 3.3 Kontrastbereich

Wahl der Schnittebenen: Ausgewählte Aufnahmen mit ScanNT können jeweils in verschiedenen Fenstern ausgemessen werden. Das bedeutet, dass jeweils die einzelnen Konturen der Scheiben einmal im gelben Fenster, einmal im grünen Fenster und einmal im blauen Fenster eingezeichnet werden und das Volumen anschließend durch Scheibchensummutation berechnet wird. Je nachdem, welche Lage der Schallkopf relativ zum Ei hat, projizieren sich andere Schnittflächen des Eis in den einzelnen Fenstern. Ausgewählte Aufnahmen verschiedener Lagen wurden in den einzelnen Fenstern ausgemessen (siehe **Abbildung 6**, Seite 31).

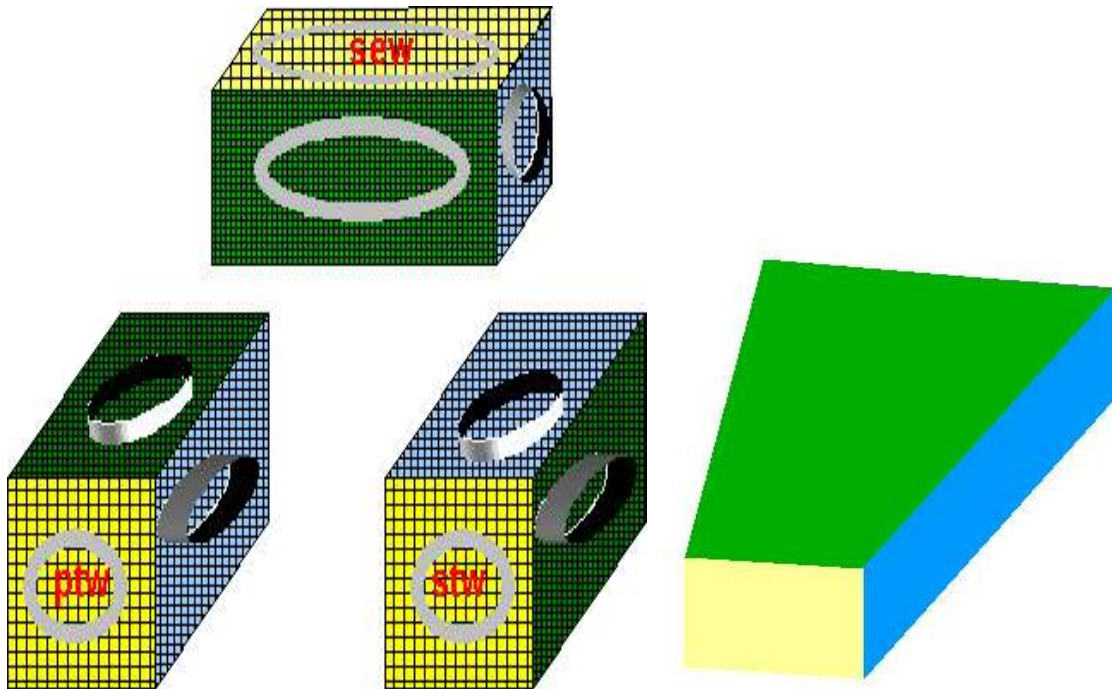


Abbildung 11: Projektion des Eis auf die Fenster in verschiedenen Schallkopf-Lagen

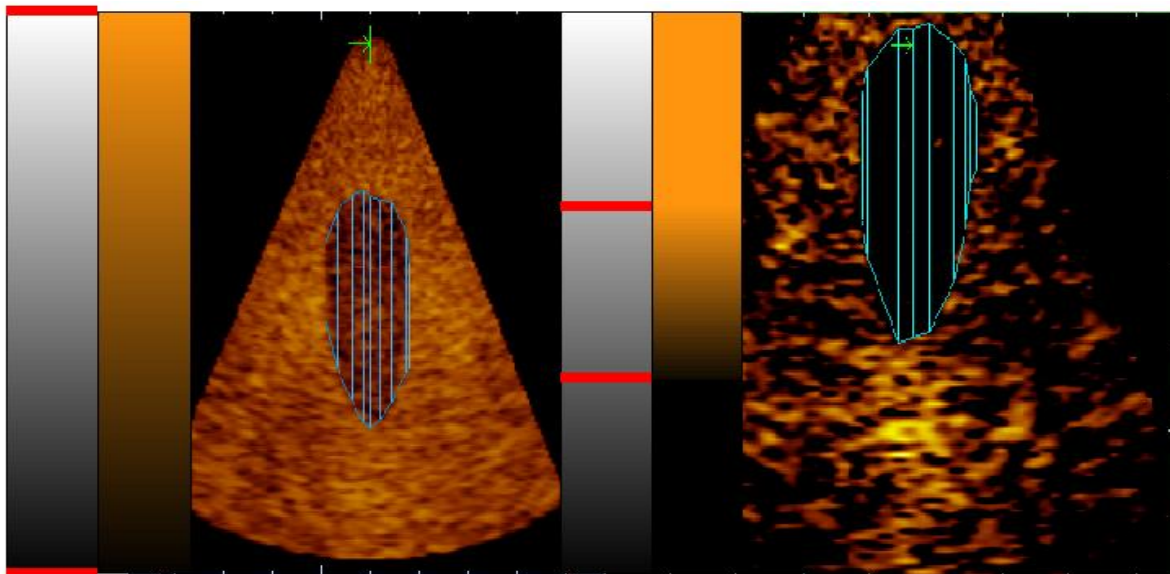
Die Projektion des Eis auf die Fenster in verschiedenen Schallkopf-Lagen: Je nach Lage des Schallkopfes relativ zum Ei projizieren sich die Schnittflächen des Eis in verschiedene Fenster der Auswertungssoftware. Das grüne Fenster hat immer die höchste Auflösung, da es immer in der Ebene liegt, die die Verlängerung der Längsfläche des Schallkopfes bildet. Die Auflösung im gelben (Ebenen parallel zur Schallkopf-Matrix) und im blauen Fenstern (Verlängerung der Schallkopfquerachse) ist schlechter.

Wahl verschiedener Darstellungseinstellungen bei ScanNT :

Farbe: Die Farbe, mit welcher der Datensatz dargestellt wird kann variiert werden. Standardmäßig wurde orange verwendet.

Zoom: Die Darstellung des 3D-Datensatzes kann mit ScanNT vergrößert werden.

Kontrastfenster: Jedem Voxel des 3D-Datensatzes ist eine bestimmte Helligkeit zugeordnet. Diese Helligkeitswerte im Datensatz bestimmen, wie hell die einzelnen Punkte im Bild dargestellt werden. In ScanNT kann den Bereich der Helligkeitswerte des Datensatzes verkleinern, der optisch in unterschiedlich hellen Pixeln dargestellt wird. Die Pixel, deren Helligkeit außerhalb des gewählten Bereiches liegen, werden dann entweder maximal hell oder maximal dunkel dargestellt. Verkleinert man diesen Bereich wird ein deutlicherer Kontrast in der Darstellung erzeugt und z.B. Hintergrundrauschen wird unsichtbar, weil es dann in dem Bereich liegt, der maximal dunkel dargestellt wird (**Abbildung 12**).



weites Kontrastfenster

enges Kontrastfenster

Abbildung 12: Unterschiedliche Einstellungen des Kontrastfensters mit ScanNT

Auswirkungen der Einstellungen des Kontrastfensters bei ScanNT: Grau sind hier die Helligkeitswerte des 3D-Datensatzes dargestellt, die roten Balken markieren den Bereich, der im sichtbaren Bild mit unterschiedlichen Helligkeitswerten dargestellt wird. Die Helligkeitswerte des Datensatzes, die außerhalb dieses Bereiches liegen, werden entweder maximal hell oder maximal dunkel dargestellt.

Tabelle 7: Untersuchung des Einflusses der Auswertungsmethoden der 3D-Volumetrie

Hier sind die einzelnen variierten Parameter zur Untersuchung des Einflusses der Auswertemethode aufgeführt.

Untersuchung des Einflusses der Auswertungsmethoden der 3D-Volumetrie		
Phantom	Eiphanom	
Messungen pro Aufnahme	3D-Volumetrie des Eis	
Art der Aufnahme	Jede Aufnahme wurde am Stativ durchgeführt	
Untersucher	Die Aufnahmen wurden durch einen Untersucher angefertigt und durch 2 Untersucher gemessen	
Anzahl	Jede Einstellung wurde 3 mal gemessen, teilweise jeweils durch 2 Untersucher	
Variierter Faktor (mit jeweils verwendeten Einstellungen)	Verwendeter Schallkopf: X4 im 3D Modus	
	Auswertung mit ScanNT	Auswertung mit QLAB
Unterschiedliche verwendete Software für die 3D-Volumetrie	•	•
Wahl der Schnittebenen 1.Grünes Fenster 2.Blaues Fenster 3.Gelbes Fenster jeweils an Aufnahmen in den Lagen ptw,stw,sew durchgeführt	• • •	
Farbe der Darstellung 1.orange 2.grau	• •	
Zoom der Darstellung 1.normal 2.mit Zoom	• •	
Kontrastbereich der Darstellung 1.Standard (weit) 2.Variiert (eng)	• •	

2.2.6 Untersucherabhängigkeit

2.2.6.1 Intraobservervariabilität der Aufnahme

Bei allen Messungen dieser Arbeit musste im Gegensatz zu vielen anderen Arbeiten keine Bland-Altman Statistik verwendet werden. Die Bland-Altman Statistik kann verwendet werden, wenn der Sollwert variabel ist und unbekannt ist, so wie es in der Klinik meistens der Fall ist (Bland und Altman, 2003). In dieser Arbeit sind alle Sollwerte bekannt und konstant, so dass die Messdaten direkt auf den Sollwert bezogen werden konnten. Um die Intraobservervariabilität der Aufnahme zu bestimmen, wurden durch verschiedene Untersucher jeweils manuell mindestens drei Aufnahmen unter gleichen Bedingungen angefertigt und alle Aufnahmen durch einen Untersucher dreimal ausgewertet. Dies wurde so mehrmals durchgeführt mit verschiedenen, definierten Einstellungen.

In der statistischen Auswertung wurde aus den erhaltenen drei Messwerten für eine Aufnahme jeweils der Mittelwert pro Aufnahme gebildet. So erhielt man mindestens 3 Mittelwerte pro Durchführung und Untersucher. Aus diesen drei Mittelwerten wurde die Standardabweichung und die maximale Differenz (Dmax) berechnet, so dass man für jede Gruppe von drei Aufnahmen eine einzelne Standardabweichung erhält. Damit kann man abschätzen, wie sehr das Messergebnis von Aufnahme zu Aufnahme schwankt. Aus den einzelnen bestimmten Standardabweichungen und Dmax-Werten wurde der Mittelwert zum einen untersucherabhängig und anderen insgesamt bestimmt (**Tabelle 8, Abbildung 13**).

Tabelle 8: Versuche zur Intraobservervariabilität der Aufnahme

Die Anzahl der einzelnen Messungen für die Intraobservervariabilität der Aufnahme: Die Anzahl der Durchführungen hat das Format:

Anzahl Durchführungen x Anzahl Aufnahmen pro Durchführung x Anzahl Untersucher

Fragestellung	Anzahl Untersucher	Durchführungen	
		Varierte Einstellungen	Anzahl
Intraobservervariabilität der Aufnahme für 2D-Messungen am Fadenphantom	3	Schallkopf, Quickset, Eindringtiefe	10x5x3
Intraobservervariabilität der Aufnahme für 2D-Messungen am Eiphanom	2	Schallkopf, Schallkopflage, Modus,	UA: 8x3 UB: 5x3
Intraobservervariabilität der Aufnahme der 3D-Volumetrie	2	Schallkopflage, Aufnahmemodus	5x3x2

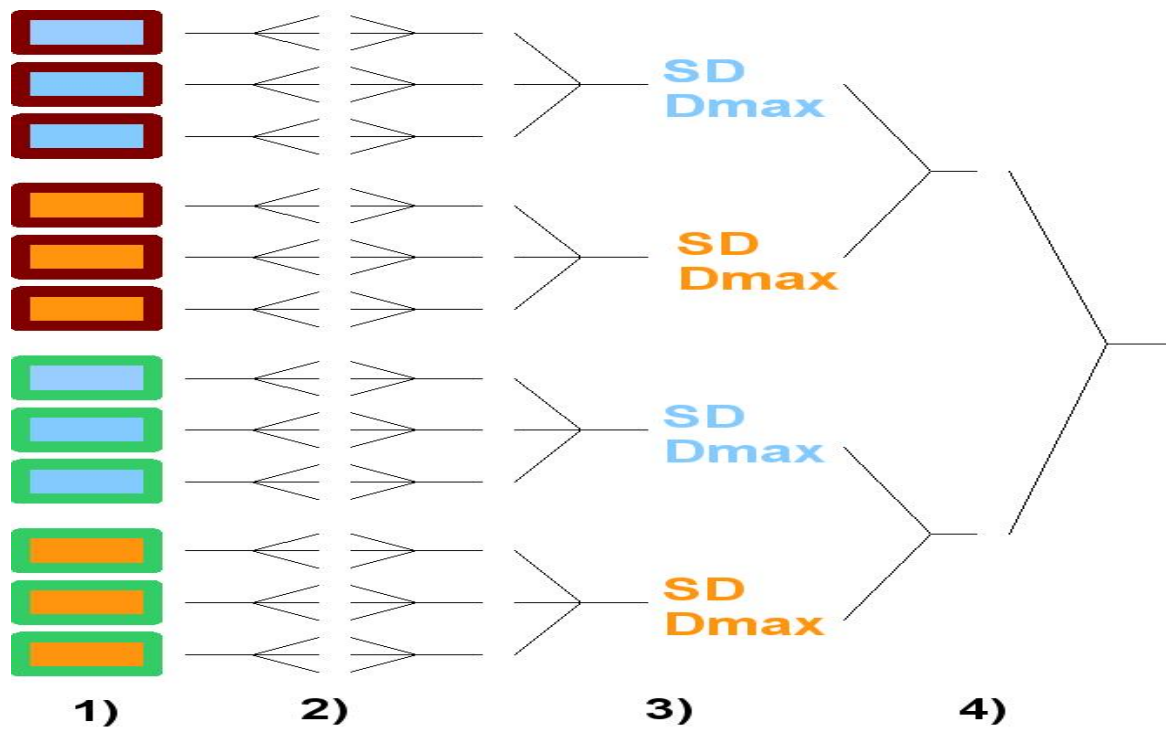


Abbildung 13: Intraobservervariabilität der Aufnahme

Diagramm zur Durchführung der Messung der Intraobservervariabilität der Aufnahme:

1) Untersucher A (dunkelrote Umrandung) und Untersucher B (grüne Umrandung) fertigen mindestens 3 Aufnahmen in Durchführung A (hellblau) und Durchführung B (orange)

2) Jede Aufnahme wird durch einen Untersucher jeweils dreimal gemessen, aus den drei Messwerten wird der Mittelwert gebildet.

3) Aus den drei Mittelwerten der drei Aufnahmen pro Untersucher wird für jede Durchführung einzeln die Standardabweichung SD und die maximale Differenz Spannweite bestimmt.

4) Aus den einzelnen SD und Spannweite Werten der einzelnen Durchführungen wird der Durchschnitt gebildet und ein untersucherabhängiger SD und Spannweite und ein gesamter SD und Spannweite-Wert bestimmt

2.2.6.2 Interobservervariabilität der Aufnahme

Um die Interobservervariabilität der Aufnahme zu bestimmen, wurden durch verschiedene Untersucher Aufnahmen manuell unter gleichen Bedingungen angefertigt und alle Aufnahmen durch einen Untersucher mehrfach ausgewertet. Dies wurde so mehrmals durchgeführt mit definierten variierten Einstellungen. Die Interobservervariabilität wurde getrennt für Messungen am Fadenphantom und Messungen am Eiphanom untersucht.

In der statischen Auswertung wurde aus den erhaltenen mehrfachen Messwerten für eine Aufnahme jeweils der Mittelwert pro Aufnahme gebildet. Da pro Durchführung durch den Untersucher mehrfache Aufnahmen erstellt wurden, erhielt man mindestens 3 Mittelwerte pro Durchführung und Untersucher. Aus diesen Mittelwerten wurde dann ein neuer Mittelwert pro Durchführung und Untersucher gebildet, der untersucherabhängige Mittelwert. Innerhalb einer Durchführung wurden dann diese untersucherabhängigen Mittelwerte verglichen und die Standardabweichung bestimmt. Die Spannweite(Dmax) gibt die maximale Differenz zwischen den untersucherabhängigen Mittelwerten an. Bei verschiedenen Einstellungen erhielt man so pro Durchführung eine Standardabweichung und eine Spannweite. Es wurde aus den verschiedenen Standardabweichungen und Werte der Spannweiten der Mittelwert gebildet (**Tabelle 9, Abbildung 14**).

Tabelle 9: Versuche zur Interobservervariabilität der Aufnahme

Die Anzahl der einzelnen Messungen für die Interobservervariabilität der Aufnahme: Die Anzahl der Durchführungen hat das Format:

Anzahl Durchführungen x Anzahl Aufnahmen pro Durchführung x Anzahl Untersucher

Fragestellung	Anzahl Untersucher	Durchführungen	
		Varierte Einstellungen	Anzahl
Interobservervariabilität der Aufnahme für 2D-Messungen am Fadenphantom	3	Schallkopf, Quickset, Eindringtiefe	10x5x3
Interobservervariabilität der Aufnahme für 2D-Messungen am Eiphanom	2	Schallkopf, Schallkopflage, Modus,	5x3x2
Interobservervariabilität der Aufnahme der 3D-Volumetrie	2	Schallkopflage, Aufnahmemodus	5x3x2

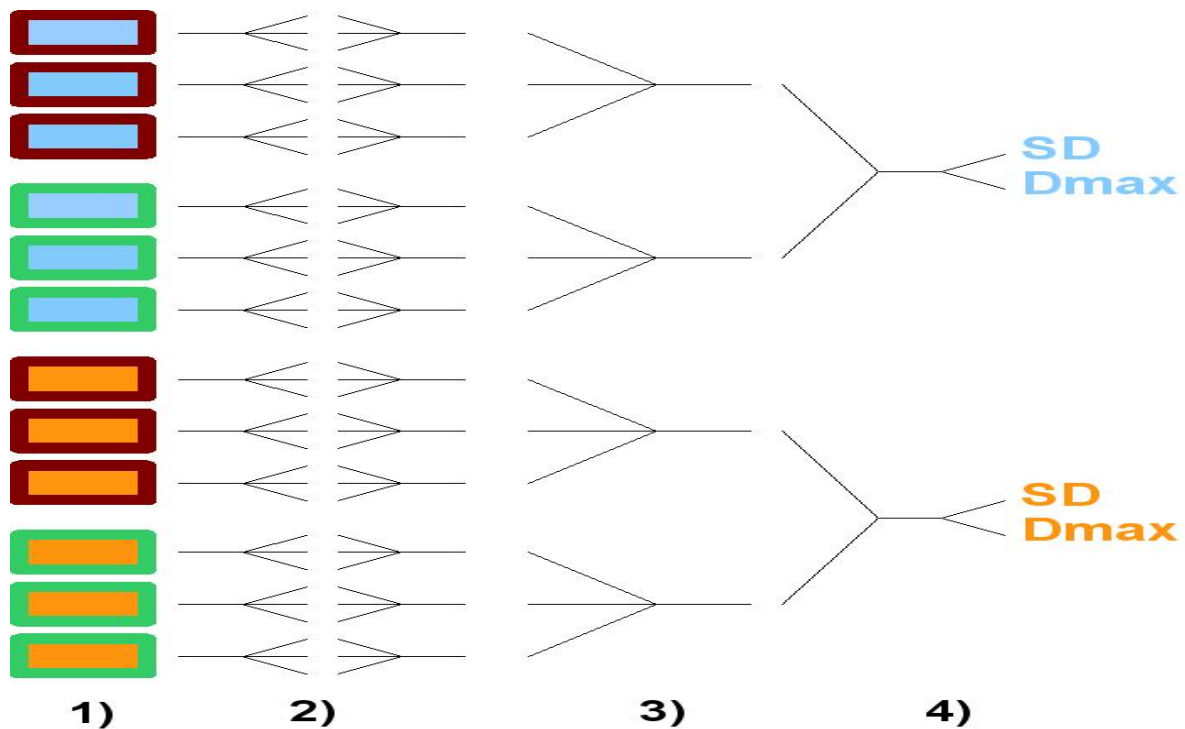


Abbildung 14: Interobservervariabilität der Aufnahme

Diagramm zur Durchführung der Messung der Interobservervariabilität der Aufnahme:

1) Untersucher A (dunkelrote Umrandung) und Untersucher B (grüne Umrandung) fertigen mindestens 3 Aufnahmen in Einstellung A (hellblau) und Einstellung B (orange).

2) Jede Aufnahme wird durch einen Untersucher jeweils dreimal gemessen, aus den drei Messwerten wird der Mittelwert gebildet.

3) Aus den drei Mittelwerten der drei Aufnahmen pro Untersucher wird wiederum der untersucherabhängige Mittelwert gebildet.

4) Aus dem Vergleich der untersucherabhängigen Mittelwerte wird die Standardabweichung und die Spannweite pro Einstellung ermittelt.

2.3.6.3 Intraobservervariabilität der Messung

Um die Intraobservervariabilität der Messung zu bestimmen, wurden ausgewählte Aufnahmen durch mehrere Untersucher jeweils dreimal gemessen. In der statischen Auswertung wurde aus den erhaltenen drei Messwerten für eine Aufnahme die Standardabweichung und die Spannweite berechnet, so dass man für jede Aufnahme eine einzelne Standardabweichung der Messung erhält. Damit kann man abschätzen, wie sehr das Ergebnis von mehrfachen Messungen an einer Aufnahme innerhalb eines Untersuchers schwankt. Aus den einzelnen bestimmten Standardabweichungen und Werte der Spannweiten der einzelnen ausgewerteten Aufnahmen wurde der Mittelwert zum einen untersucherabhängig und anderen insgesamt bestimmt (**Tabelle 8, Abbildung 15**).

Tabelle 10: Versuche zur Intraobservervariabilität der Messung

Die Anzahl der einzelnen Messungen für die Intraobservervariabilität der Messung: Die Anzahl der Durchführungen hat das Format:

Anzahl Durchführungen x Anzahl Messungen pro Durchführung x Anzahl Untersucher

Fragestellung	Anzahl Untersucher	Durchführungen	
		Varierte Einstellungen	Anzahl
Intraobservervariabilität der Messung für 2D-Messungen am Fadenphantom	3	Schallkopf, Quickset, Eindringtiefe	3x5x3
Auswirkungen der Distanzlänge und -lage auf die Intraobservervariabilität	3	Schallkopf, Quickset, Eindringtiefe	3x5x3
Intraobservervariabilität der Messung für 2D-Messungen am Eiphanom und Bestimmung der Tagesabhängigkeit	3	Schallkopf, Schallkopflage	3x5x3
Intraobservervariabilität der Messung der 3D-Volumetrie	2	Schallkopflage, Aufnahmemodus	13x3x2

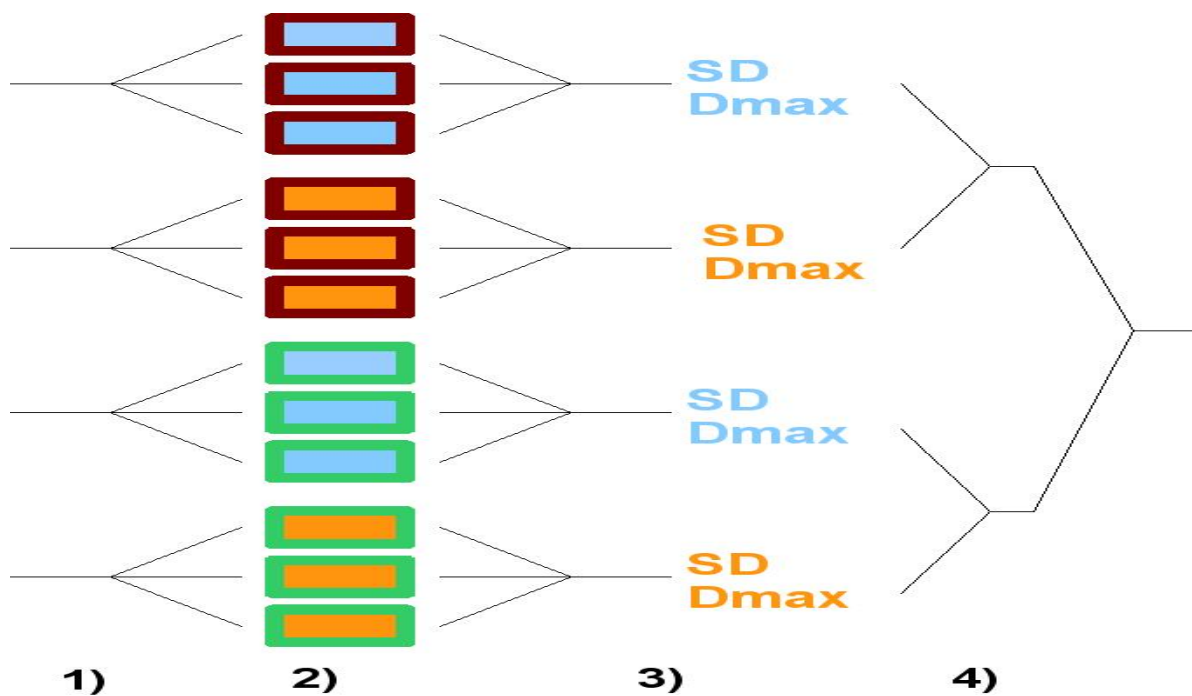


Abbildung 15: Intraobservervariabilität der Messung

Diagramm zur Durchführung der Messung der Intraobservervariabilität der Messung:

1) Es wurden Aufnahmen ausgewählt, die durch mehrere Untersucher ausgewertet werden sollen. Flächen gleicher Farbe kennzeichnen hier jeweils eine Aufnahme.

2) Jede Aufnahme wird durch mehrere Untersucher, symbolisiert durch die unterschiedlichen Farben der Umrandungen, mehrfach, mindestens dreimal gemessen. Aus den einzelnen Messwerten wurde der Mittelwert gebildet.

3) Aus den einzelnen Mittelwerten der Mehrfachmessungen pro Untersucher wird für jede Durchführung einzeln die Standardabweichung SD und die maximale Differenz Spannweite bestimmt.

4) Aus den einzelnen SD und Spannweite Werten der einzelnen Durchführungen wird der Durchschnitt gebildet und eine untersucherabhängiger Wert für SD und Spannweite und ein gesamter Wert für SD und Spannweite bestimmt.

2.3.6.4 Interobservervariabilität der Messung

Um die Interobservervariabilität der Messung zu bestimmen wurde nun ausgewählte Aufnahmen durch 2 Untersucher jeweils dreimal gemessen.

In der statischen Auswertung wurde aus den erhaltenen drei Messwerten für eine Aufnahme untersucherabhängig der Mittelwert gebildet, so dass man pro Aufnahme jeweils den Mittelwert des ersten und den Mittelwert des zweiten Untersuchers erhielt. Aus diesen untersucherabhängigen Mittelwerten wurde nun die Standardabweichung und die maximale Differenz (Dmax) berechnet. Dies wurde so für jede ausgewertete Aufnahme wiederholt. Aus den so berechneten einzelnen Standardabweichungen und Dmax-Werten wurde anschließend der Mittelwert gebildet, welcher als Maß dient, wie sehr sich die Messwerte untersucherabhängig voneinander unterscheiden (**Tabelle 11, Abbildung 16**).

Tabelle 11: Versuche zur Interobservervariabilität der Messung

Die Anzahl der einzelnen Messungen für die Interobservervariabilität der Messung: Die Anzahl der Durchführungen hat das Format:

Anzahl Durchführungen x Anzahl Messungen pro Durchführung x Anzahl Untersucher

Fragestellung	Anzahl Untersucher	Durchführungen	
		Varierte Einstellungen	Anzahl
Interobservervariabilität der Messung für 2D-Messungen am Fadenphantom	3	Schallkopf, Quickset, Eindringtiefe	3x5x3
Auswirkungen der Distanzlänge und -lage auf die Interobservervariabilität	3	Schallkopf, Quickset, Eindringtiefe	3x5x3
Interobservervariabilität der Messung für 2D-Messungen am Eiphanom	3	Schallkopf, Schallkopflage	3x5x3
Interobservervariabilität der Messung der 3D-Volumetrie	2	Schallkopflage, Aufnahmemodus	13x3x2

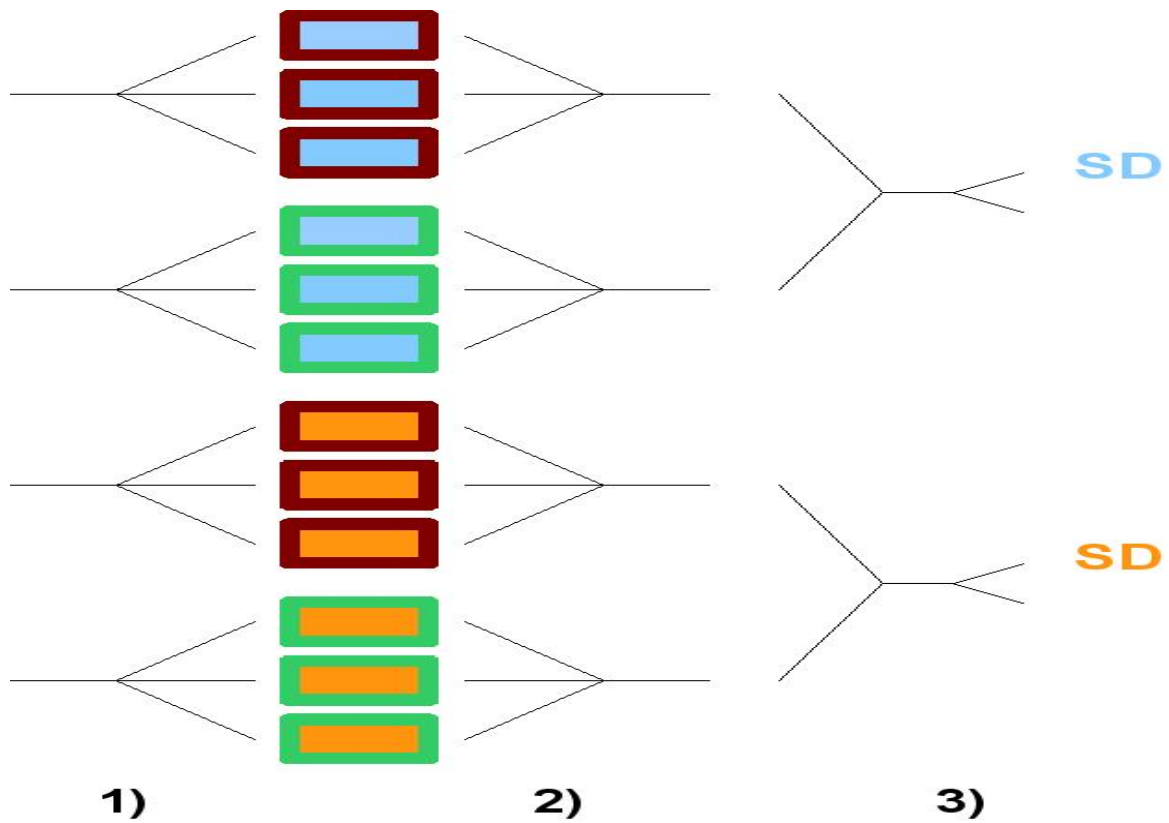


Abbildung 16: Interobservervariabilität der Messung

Diagramm zur Durchführung der Messung der Interobservervariabilität der Messung:
 1) Es wurden Aufnahmen ausgewählt, die durch mehrere Untersucher ausgewertet werden sollen. Flächen gleicher Farbe kennzeichnen hier jeweils eine Aufnahme.
 2) Jede Aufnahme wird durch mehrere Untersucher, symbolisiert durch die unterschiedlichen Umrandungen, mehrfach, mindestens dreimal, gemessen. Aus den einzelnen Messwerten wurde jeweils der untersucherabhängige Mittelwert gebildet.
 3) Aus dem Vergleich der untersucherabhängigen Mittelwerte wird die Standardabweichung und die Spannweite pro Einstellung ermittelt.

3. Ergebnisse

3.1 Distanzmessungen am Fadenphantom

3.1.1 Untersuchung verschiedener Einflussgrößen

3.1.1.1 Einfluss von verschiedenen Einstellungen am Gerät

Zunächst sind hier die Untersuchungsergebnisse zum Einfluss verschiedener Einstellungsparameter am Gerät für die Messung von Distanzen am Fadenphantom beschrieben (vgl. **Tabelle 2**, Seite 26).

Untersucht wurde, inwiefern das Ergebnis einer Distanzmessung davon abhängt,

- a) welche Eindringtiefe gewählt wurde,
- b) welcher Schallkopf verwendet wurde,
- c) welche Quickseteinstellung verwendet wurde,
- d) welche Betriebsart des Schallkopfes eingestellt wurde,
- e) welcher Fokus und welche Frequenz gewählt wurde,
- f) welche Lage der Schallkopf relativ zum Fadenphantom hat und
- g) welche TGC-Einstellung vorgenommen wurde.

Einfluss der Eindringtiefe: Es ergaben sich in keiner der Gruppen signifikante Unterschiede, d.h. die prozentualen relativen Fehler der vertikalen Distanz v sowie der beiden horizontalen Distanzen h_1 und h_2 zeigen keine Abhängigkeit von der gewählten Eindringtiefe. Es zeigte sich aber ein deutlicher Unterschied des prozentualen Messfehlers für die vertikale Distanz v im Vergleich zu den horizontalen Distanzen h_1 und h_2 . Vertikale Distanzen werden ca. 5 % zu klein gemessen (**Abbildung 17**).

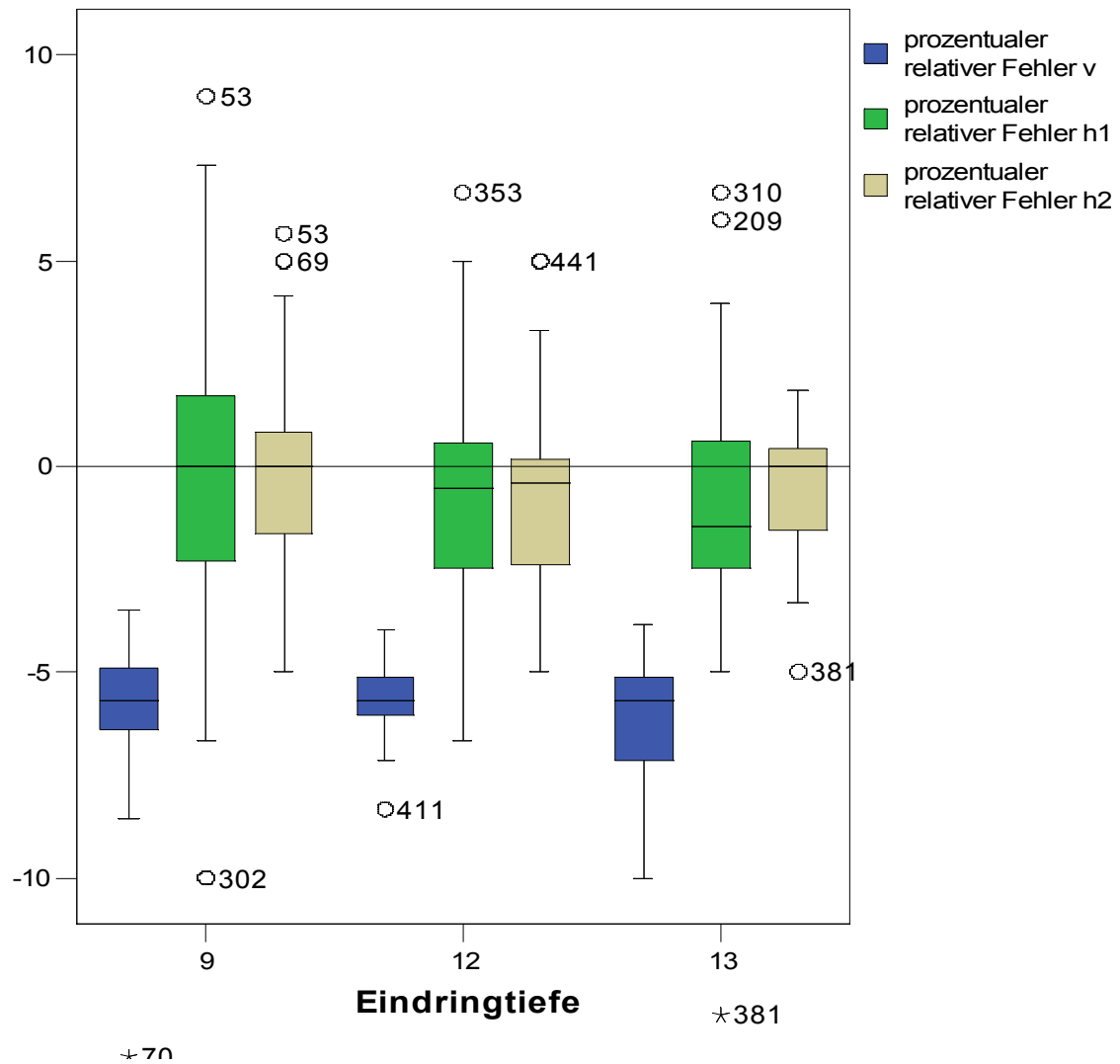


Abbildung 17: Einfluss der gewählten Eindringtiefe auf Distanzmessungen

Boxplotdiagramm der relativen Fehler von Distanzmessungen in 2D in Abhängigkeit von der Eindringtiefe: Es bestehen keine signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Eindringtiefen. Vertikale Distanzen werden unabhängig von der Eindringtiefe systematisch um mindestens 5 % zu klein gemessen.

Einfluss des verwendeten Schallkopfes: Es lässt sich feststellen, dass besonders für die horizontalen Distanzen eine deutliche Abhängigkeit vom verwendeten Schallkopf besteht. Für vertikale Distanzen wurde ein leichter Unterschied nur zwischen Schallkopf S8 und X4 festgestellt (**Abbildung 18**).

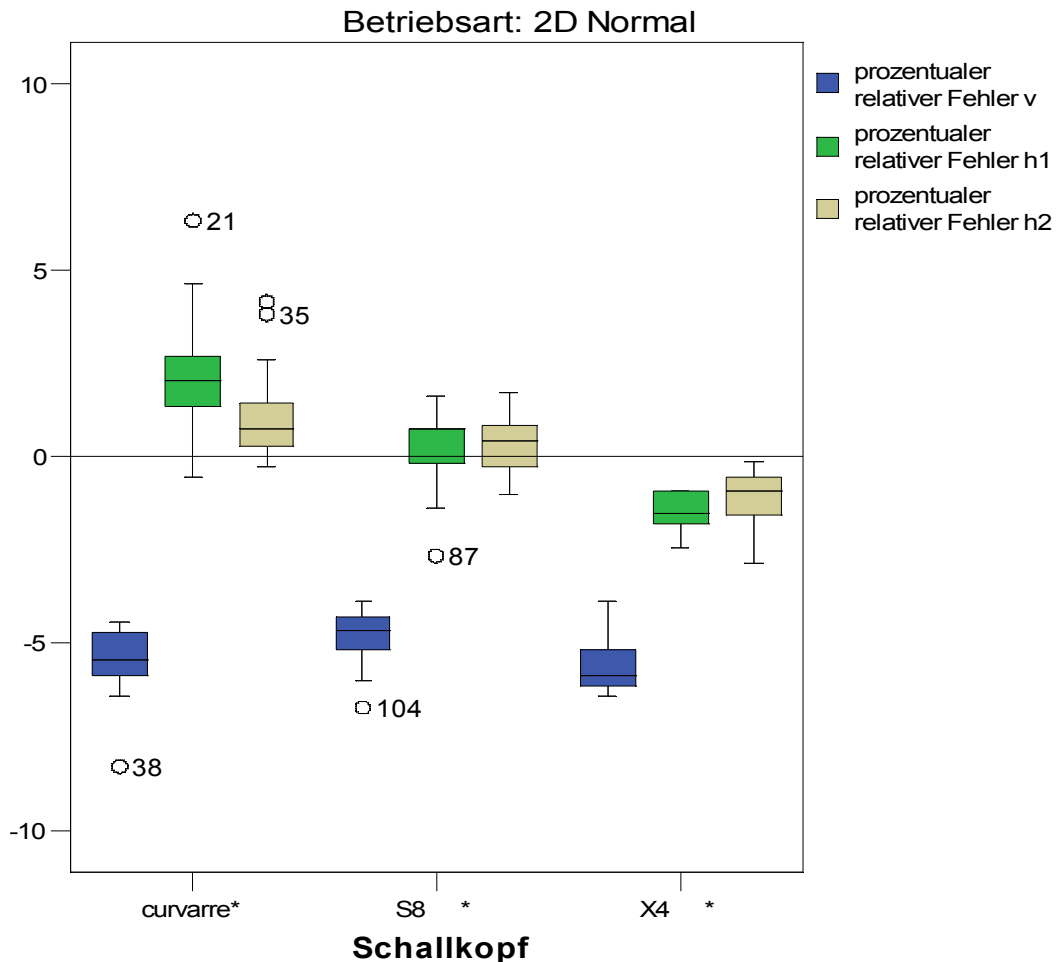


Abbildung 18: Einfluss des verwendeten Schallkopfes auf Distanzmessungen

Boxplotdiagramm der relativen Fehler von Distanzmessungen in 2D in Abhängigkeit vom verwendeten Schallkopf:

Horizontale Distanzen: deutliche Abhängigkeit vom verwendeten Schallkopf ($p < 0.001$). Schallkopf curved array misst zu groß, X4 zu klein, S8 am genauesten

Vertikalen Distanzen: signifikanter leichter Unterschied zwischen Schallkopf S8 und X4 ($S = 0,01$)

Einfluss des verwendeten Quicksets: Es ließen sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Quickset-Einstellungen feststellen (**Abbildung 19**).

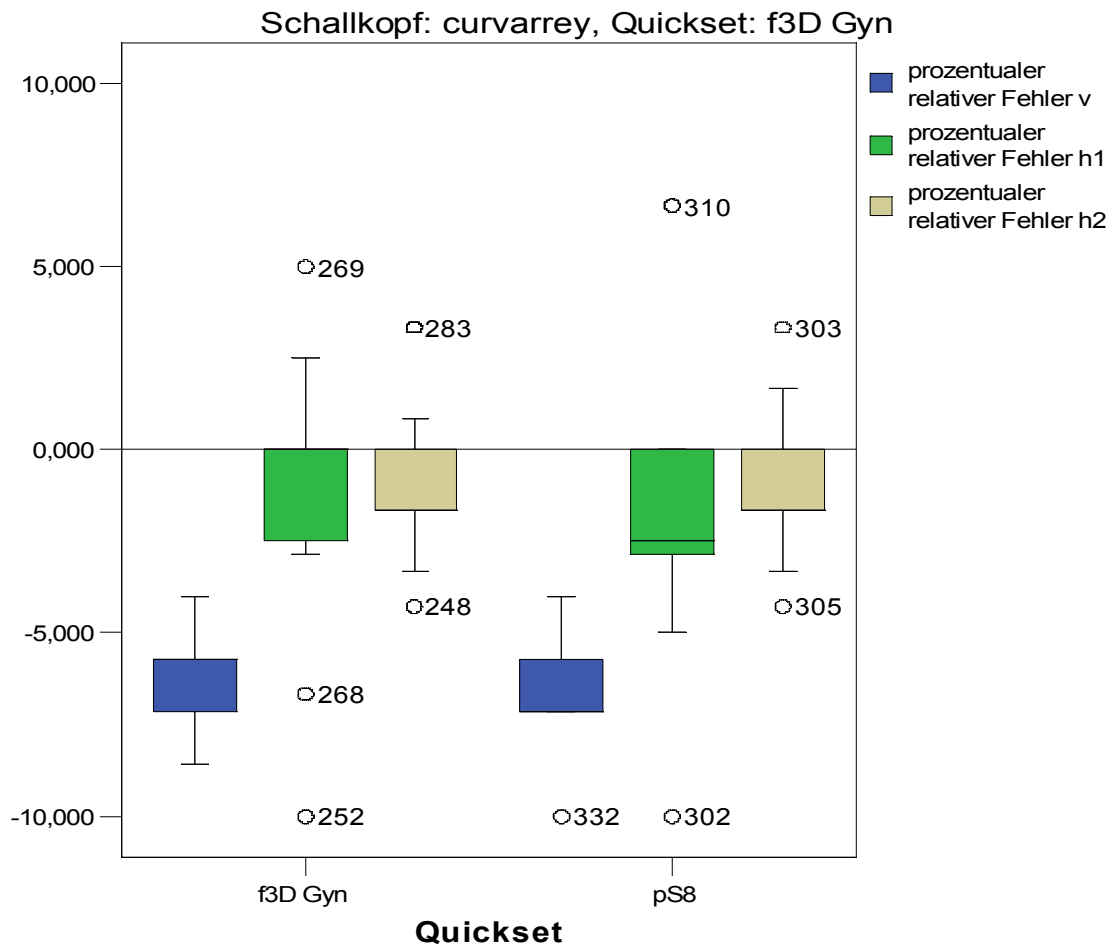


Abbildung 19: Einfluss des verwendeten Quicksets

Boxplotdiagramm der relativen Fehler für Distanzmessungen in 2D in Abhängigkeit vom verwendeten Quickset: Es zeigen sich keine signifikanten Unterschiede ($S > 0,05$).

Einfluss der verwendeten Betriebsart: Es ließen sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Betriebsarten feststellen (**Tabelle 12**).

Tabelle 12: Einfluss der verwendeten Betriebsart

Hier ist der F-Wert und die aus diesem berechnete Signifikanz für Distanzmessungen in 2D in Abhängigkeit von der verwendeten Betriebsart jeweils für die einzelnen Distanzen v, h1 und h2 aufgeführt. Es zeigen sich keine signifikanten Unterschiede (Signifikanz $p > 0,05$).

Schallkopf	Quickset		F	Signifikanz
curved array	f3D Gyn	prozentualer relativer Fehler v * Betriebsart	0,00	1,00
		prozentualer relativer Fehler h1 * Betriebsart	0,41	0,52
		prozentualer relativer Fehler h2 * Betriebsart	0,79	0,38
X4	f3D Gyn	prozentualer relativer Fehler v * Betriebsart	0,37	0,83
		prozentualer relativer Fehler h1 * Betriebsart	0,50	0,74
		prozentualer relativer Fehler h2 * Betriebsart	0,78	0,54
	pS8	prozentualer relativer Fehler v * Betriebsart	2,20	0,08
		prozentualer relativer Fehler h1 * Betriebsart	0,14	0,97
		prozentualer relativer Fehler h2 * Betriebsart	0,44	0,78

Einfluss des Fokus: Für Schallkopf X4 wurde eine leichte Abhängigkeit vom gewählten Fokus gefunden. Für die Schallköpfe S8 und curved array ergaben sich keine signifikanten Unterschiede. Hier wurden allerdings auch nur wenige Messungen vorgenommen, weswegen die Aussage für die 2D-Schallköpfe nur eingeschränkt beurteilbar sind (**Abbildung 20**, **Tabelle 13**).

Tabelle 13: Distanzmessung in Abhängigkeit vom Fokus am X4-Schallkopf

Hier ist die Abhängigkeit des prozentualen Fehlers der Distanzmessungen in 2D vom Fokus aufgeführt. Die Differenzen gehen bis zu 0,9 %. Unterschiede von ca. 1 % würden bei Distanzen von bis zu 10 cm weniger als 1 mm ausmachen.

Fokus	Mittelwert des relativen Fehlers der Distanz v	Mittelwert des relativen Fehlers der Distanz h1	Mittelwert des relativen Fehlers der Distanz h2
normal	-6,0 %	-1,4 %	-0,6 %
variiert	-6,9 %	-2,1 %	-1,7 %
Differenz	0,9 %	0,7 %	0,8 %

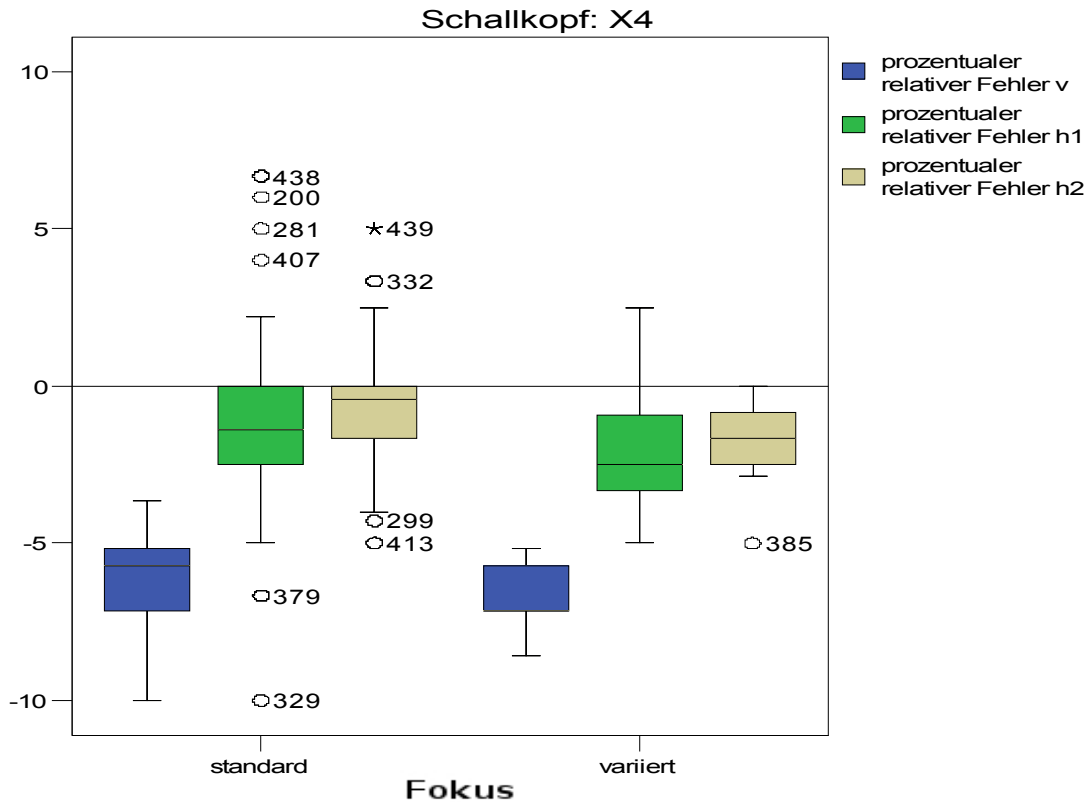


Abbildung 20: Einfluss des verwendeten Fokus am X4-Schallkopf

Boxplotdiagramm der relativen Fehler für Distanzmessungen in 2D in Abhängigkeit vom verwendeten Fokus für Schallkopf X4: Für die Distanzen v ($p = 0,003$) und h_2 ($S = 0,032$) ergeben sich nach ANOVA-Berechnung signifikante Unterschiede. Die Kreise bezeichnen Ausreißer, die mehr als das 1,5 fache der Boxlänge von dieser entfernt liegen.

Einfluss der Frequenz: Für keinen der Schallköpfe ließen sich signifikante Unterschiede feststellen.

Einfluss von der Lage: Es ließen sich sehr signifikante Unterschiede (v , h_1 , h_2 : $S < 0,001$) feststellen in Abhängigkeit von der Lage des Schallkopfes zur Fadenreihe feststellen. Der Unterschied beträgt für vertikale Distanzen ca. 1% und für die horizontalen Distanzen ca. 5 % und ca. 2 % (**Tabelle 14**).

Tabelle 14: Distanzmessung in Abhängigkeit von der Lage des Schallkopfes

Hier ist die Abhängigkeit des prozentualen Fehlers der Distanzmessungen in 2D von der Lage des Schallkopfes aufgeführt, hierbei ergeben sich folgende Unterschiede:

Lageabhängige Abweichungen für vertikale Distanzen: 0,9 % - 1,2 %
 Lageabhängige Abweichungen für obige horizontale Distanzen: 1,0 % - 2,5 %
 Lageabhängige Abweichungen für untere horizontale Distanzen: 3,7 % - 5,7 %

Lage des Schallkopfes zur Fadenreihe	Mittelwert des relativen Fehlers der Distanz v	Mittelwert des relativen Fehlers der Distanz h_1	Mittelwert des relativen Fehlers der Distanz h_2
1: Standard	-6,2 %	-1,6 %	-1,4 %
2: Winkel 45°	-5,0 %	-3,6 %	0,4 %
3: senkrecht	-5,9 %	2,1 %	1,1 %
max. Differenz	1,2 %	5,7 %	2,5 %

Einfluss der TGC-Einstellung: Es ließen sich für die Distanzen v ($p < 0,001$) und h_2 ($p = 0,004$) sehr geringe aber signifikante Unterschiede (max. 0,6 %) feststellen (**Tabelle 15**).

Tabelle 15: Distanzmessung in Abhängigkeit von der TGC-Einstellung

Hier ist die Abhängigkeit des prozentualen Fehlers der Distanzmessungen in 2D von der gewählten TGC-Einstellung aufgeführt. Die Unterschiede betragen maximal 0,6 %.

TGC-Einstellung	Mittelwert des relativen Fehlers der Distanz v	Mittelwert des relativen Fehlers der Distanz h_1	Mittelwert des relativen Fehlers der Distanz h_2
ausgeglichen	-3,8 %	0,8 %	0,8 %
oben hoch	-3,6 %	0,8 %	1,5 %
unten hoch	-4,0 %	1,1 %	1,4 %
max. Differenz	0,4 %	0,3 %	0,6 %

3.1.1.2 Bedeutung der Eigenschaften der zu messenden Distanzen

Nach der Untersuchung des Einflusses von Einstellungen am Gerät selbst erfolgt die Untersuchung des Einflusses der Eigenschaften der zu messenden Distanzen. Zu den untersuchten Eigenschaften der zu messenden Distanz gehören (vgl. **Tabelle 3**, Seite 27):

- die Lage der Distanz im Ultraschallbild (z.B. nah am Schallkopf, fern vom Schallkopf, außen im Bild oder eher mittig)
- die Länge der Distanz
- die Richtung der Distanz relativ zum Ultraschall (vertikal oder horizontal). Die beiden ersteren Punkte wurden getrennt untersucht jeweils für vertikale und für horizontale Distanzen.

Vertikale Distanzen (Bedeutung der Lage und Länge): Der prozentuale relative Fehler der Distanz v ist im Schallkopf S8 und im curved array Schallkopf von der Lage abhängig (**Abbildung 21, Tabelle 16**). Im Schallkopf curved array ist der relative Fehler der Distanz v auch sehr stark von der Länge der gemessenen Distanz abhängig (**Abbildung 22, Tabelle 17**).

Tabelle 16: Abhängigkeit der vertikalen Distanzmessungen von der Distanzlage

Hier sind die Ergebnisse der Untersuchung der Abhängigkeit der Distanzmessungen in 2D von der Lage der zu messenden Distanz (vgl. **Abbildung 5**, Seite 28) zu sehen. Es sind die Lage-abhängigen Mittelwerte des prozentualen Fehlers und die Standardabweichung SD hierfür aufgeführt. Hierbei ergab sich für den Schallkopf curved array ein Lage-abhängiger Unterschied von bis zu 3 % und für den Schallkopf S8 keine Feststellung einer Lage-Abhängigkeit.

	Schallkopf curved array		Schallkopf curved array		Schallkopf S8	
	Eindringtiefe 9		Eindringtiefe 12		Eindringtiefe 9	
	prozentualer relativer Fehler der Distanz v					
Lage der Distanz	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD
1	-5,8 %	1,2	-6,1 %	1,4	-3,7 %	0,6
3	-4,8 %	1,5	-4,8 %	1,6	-3,1 %	1,5
7	-2,6 %	1,0	-2,1 %	1,3	-3,7 %	0,7

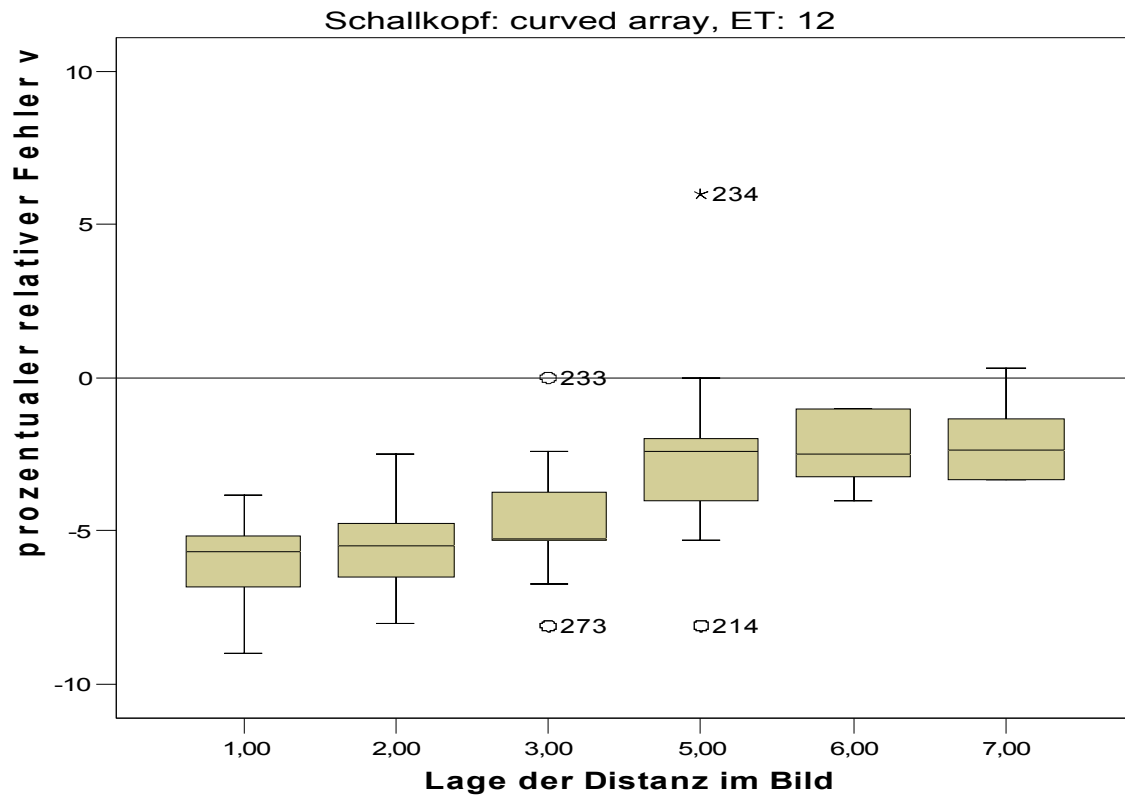


Abbildung 21: Lage-Abhängigkeit des relativen Fehlers von vertikalen Distanzen

Boxplotdiagramm der relativen Fehler für Distanzmessungen in 2D in Abhängigkeit von der Lage bei verwendetem curved array-Schallkopf: Die Zahl 1 bezeichnet eine oben-mittig im Schallkegel gelegene Distanz. Je größer die Zahl, desto weiter lateral und tiefer liegt die Distanz im Bild (vgl. **Abbildung 5**, Seite 28). Die weiter lateral gelegenen vertikalen Distanzen werden genauer gemessen mit kleinerem Fehler.

Tabelle 17: Abhängigkeit der vertikalen Distanzmessungen von der Distanzlänge

Hier sind die Ergebnisse der Untersuchung der Abhängigkeit der Distanzmessungen in 2D von der Distanzlänge zu sehen. Es sind die Länge-abhängigen Mittelwerte des prozentualen Fehlers und die Standardabweichung SD hierfür aufgeführt. Der prozentuale relative Fehler nimmt mit zunehmender Distanzlänge zu um maximal 2 %, die Standardabweichung nimmt ab um bis zu 2 %.

Länge der Distanz	Schallkopf curved array		Schallkopf curved array		Schallkopf S8	
	Eindringtiefe 9		Eindringtiefe 12		Eindringtiefe 9	
	prozentualer relativer Fehler der Distanz v					
	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD
1 cm	-3,7 %	2,6	-3,8 %	3,1	-3,1 %	2,1
3 cm	-4,8 %	2,9	-4,7 %	2,0	-3,8 %	0,8
7 cm	-5,7 %	0,5	-4,6 %	1,0	-3,8 %	0,5

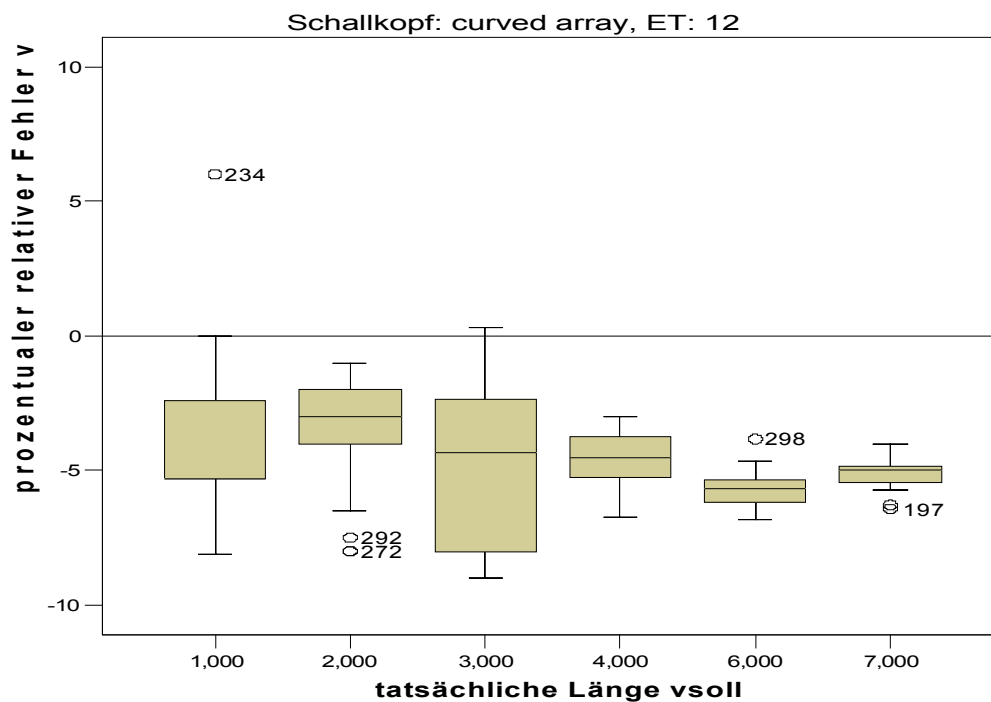


Abbildung 22: Längen-Abhängigkeit des relativen Fehlers von vertikalen Distanzen

Boxplotdiagramm des prozentualen relativen Messfehlers vertikaler Distanzen in Abhängigkeit von der Distanzlänge für Messungen am Schallkopf curved array: Die Streuung nimmt mit zunehmender Distanzlänge ab, der prozentuale Fehler nimmt mit zunehmender Distanzlänge zu.

Horizontale Distanzen: Die lage- bzw. längenabhängigen Unterschiede sind sehr gering und kleiner als 0,05 %. Horizontale Distanzen werden besonders bei mehrfacher Messung genau gemessen (**Abbildung 23**).

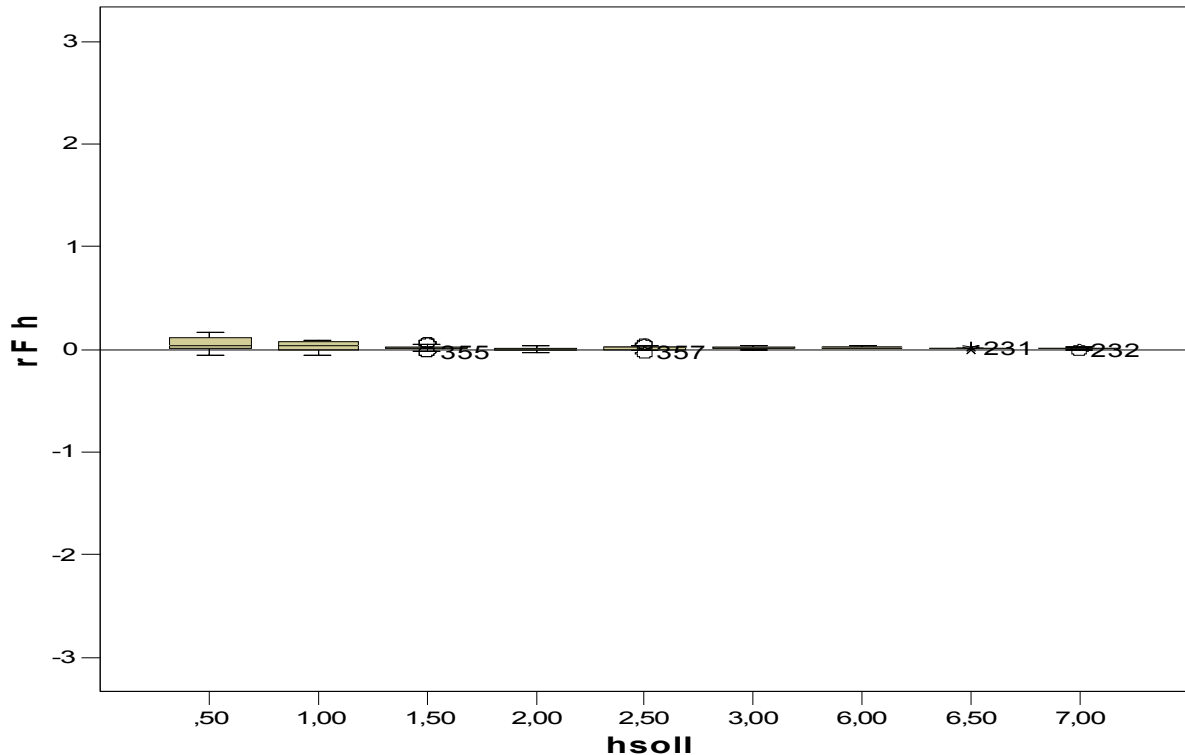


Abbildung 23: Längen-Abhängigkeit des relativen Fehlers von horizontalen Distanzen

Boxplotdiagramm des prozentualen relativen Messfehlers horizontaler Distanzen in Abhängigkeit von der Distanzlänge für Messungen am Schallkopf curved array: Die Messungen sind sehr genau und werden mit zunehmender Distanzlänge sogar noch genauer. Zur besseren Vergleichbarkeit wurde für die Ordinate eine ähnliche Skalierung wie bei den vertikalen Distanzen gewählt.

3.1.1.3 Unterschiede zwischen 2D- und 3D-Datensätzen

Als nächster Schritt wurde speziell am Schallkopf X4 untersucht, inwiefern es einen Einfluss auf das Messergebnis der Distanzlänge hat, ob ein 2D-Datensatz aufgenommen und ausgewertet wird oder ein 3D-Datensatz. Der 3D-Datensatz kann im Gegensatz zum 2D-Datensatz nicht direkt über das Gerät ausgewertet werden, sondern wurde über die Software QLAB ausgewertet (vgl. **Tabelle 2**, Seite 26).

Einfluss des verwendeten Datensatzes (2D oder 3D): Es ließen sich nur für die Distanz v geringe, aber signifikante Unterschiede feststellen. Die Varianz war bei Messungen an 3D-Datensätzen höher (**Abbildung 24**, **Tabelle 18**).

Tabelle 18: Distanzmessung in Abhängigkeit vom verwendeten Datensatz

Hier sind die Ergebnisse der Untersuchung der Abhängigkeit der Distanzmessungen am Schallkopf X4 vom verwendeten 2D- oder 3D-Datensatz zu sehen. Die Unterschiede der Mittelwerte sind kleiner als 1 %. Die Standardabweichung ist bei den 3D-Datensätzen jedoch höher (ca. 1 % - 3 %) im Vergleich zu den 2D-Messungen (< 1 %).

Messung		Mittelwert des relativen Fehlers der Distanz v	Mittelwert des relativen Fehlers der Distanz h_1	Mittelwert des relativen Fehlers der Distanz h_2
2D	Mittelwert	-5,63	-1,54	-1,15
	Standardabweichung	0,67	0,55	0,78
	Zahl der Messungen	19	18	18
3D	Mittelwert	-6,20	-1,64	-0,85
	Standardabweichung	1,21	2,98	2,13
	Zahl der Messungen	146	146	140

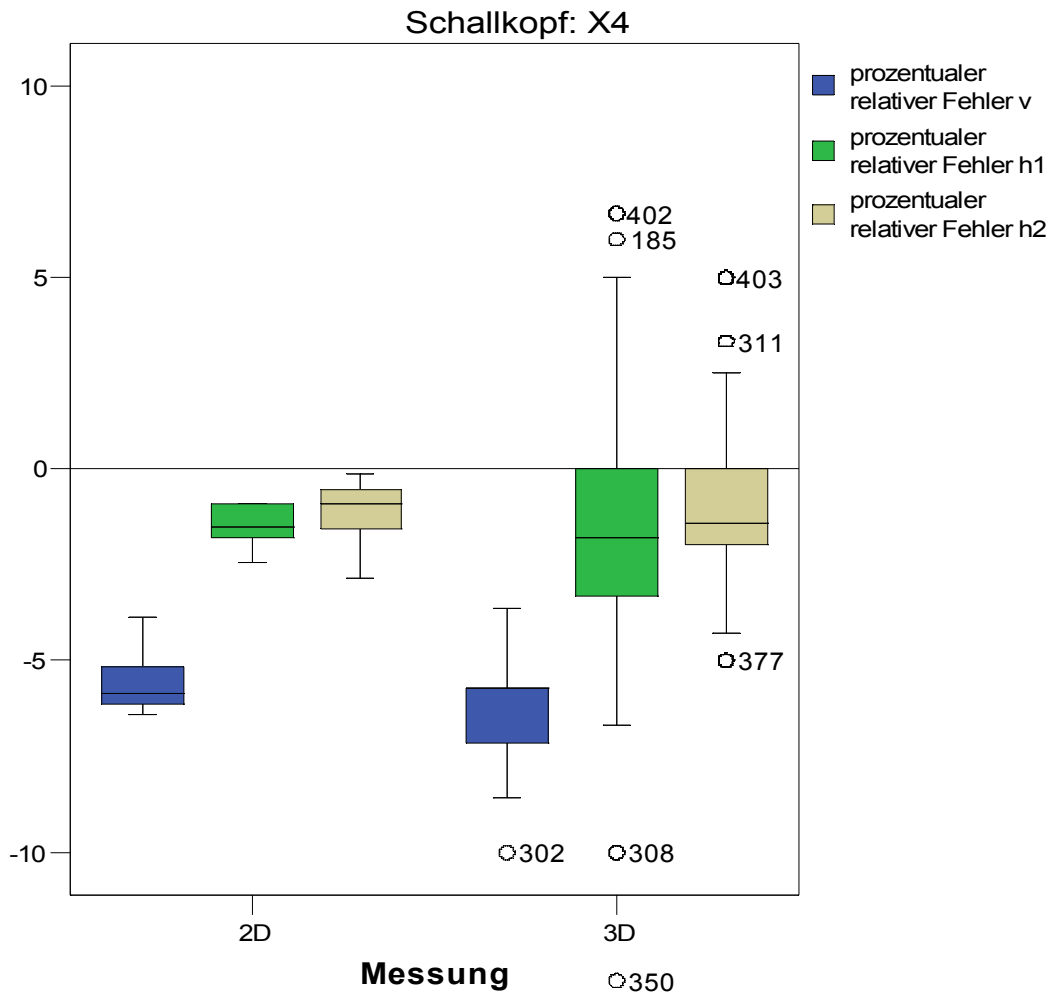


Abbildung 24: Einfluss des verwendeten Datensatzes (2D oder 3D)

Boxplotdiagramm des prozentualen relativen Fehlers von Distanzmessungen am Schallkopf X4 in Abhängigkeit vom verwendeten 2D- oder 3D-Datensatz: Vergleich der 2D und 3D Distanzmessungen am X4-Schallkopf. Signifikante Unterschiede nur für Distanz v ($v: p = 0,05$, $h1: p = 0,88$, $h2: p = 0,55$). Es ist zu sehen, dass die Standardabweichung für 3D-Messungen größer ist.

3.1.1.4 3D-Datensatz: Einfluss der verwendeten Software

Die Auswertung des 3D-Satzes wurde auch über eine zweite Software durchgeführt (ScanNT). In einem nächsten Schritt wurde nun untersucht, ob die Auswertung mit ScanNT von Medcom anstatt mit QLAB einen Einfluss auf das Messergebnis der Distanzen bei 3D-Datensätzen hat.

3D-Distanzmessung mittels QLAB und ScanNT im Vergleich: Es ergeben sich signifikante Unterschiede ($v: p < 0,001$, $h1: p = 0,057$, $h2: p = 0,007$) diese liegen aber maximal in einem Bereich von ca. 1 %. Tendenziell werden die horizontalen Distanzen im Medcom-System etwas größer gemessen (**Abbildung 25**).

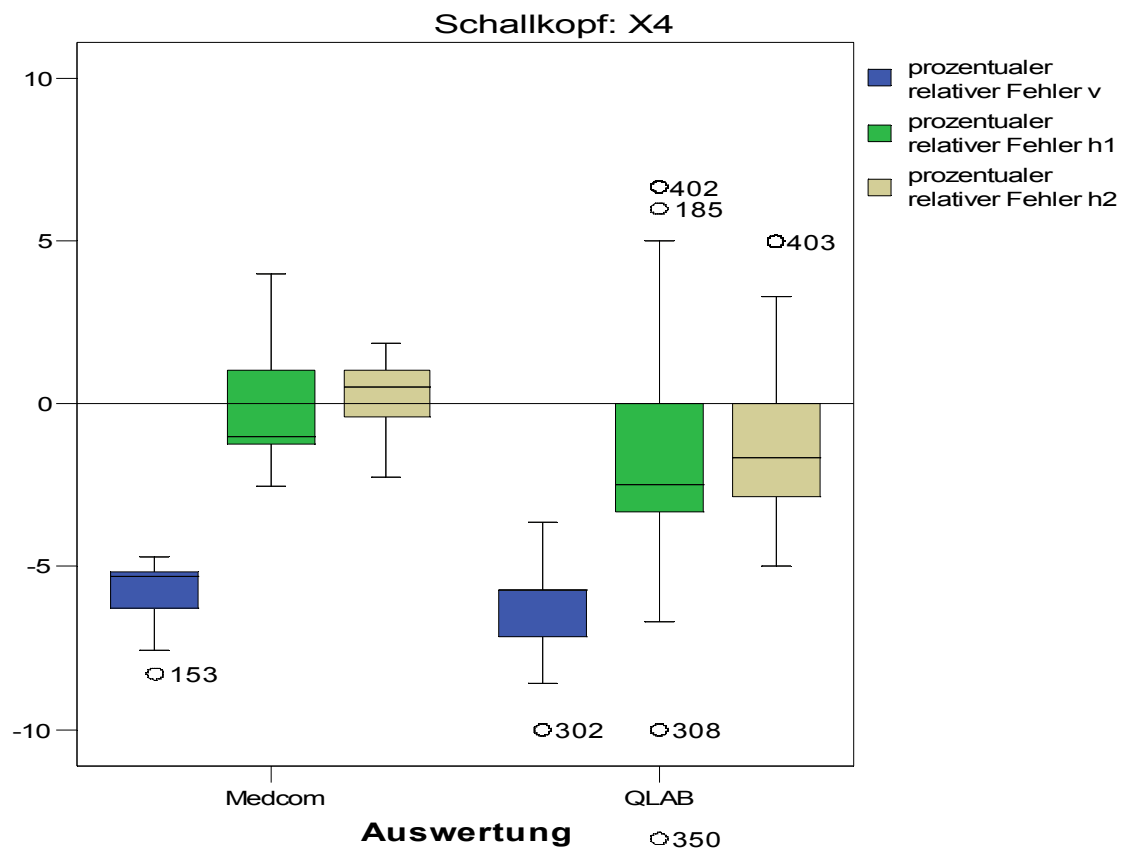


Abbildung 25: Vergleich Distanzmessungen mit QLAB und ScanNT an 3D-Datensätzen

Boxplotdiagramm der prozentualen relativen Fehler von Distanzmessungen von 3D-Datensätzen des X4-Schallkopfes in Abhängigkeit von der Auswertung mit QLAB oder Medcom: Die horizontalen Distanzen werden mit Medcom tendenziell etwas größer gemessen.

3.1.2 Untersucherabhängigkeit

Hier sind die Untersuchungsergebnisse zur Abhängigkeit der Messergebnisse vom Untersucher dargestellt. Es wurde unterschieden zwischen dem Prozess der Aufnahme eines Datensatzes und dem Prozess der Messung an einem Datensatz. Hierzu wurde jeweils zunächst die Intraobservierbarkeit und anschließend die Interobservierbarkeit bestimmt (vgl. **2.2.6 Untersucherabhängigkeit**, Seite 43).

Im Anschluss wurden die Auswirkungen der Lage und Länge der vertikalen Distanzen auf die Untersucherabhängigkeit untersucht. Hierzu wurde jeweils für die Messung die Interobservierbarkeit in Abhängigkeit von der Distanzlage und der Distanzlänge, sowie die Intraobservierbarkeit in Abhängigkeit der Distanzlänge untersucht.

3.1.2.1 Intra- und Interobservierbarkeit der Aufnahme

Intraobservierbarkeit: Die Standardabweichung als Maß für die Intraobservierbarkeit zwischen einzelnen Aufnahmen liegt abhängig vom verwendeten Schallkopf überwiegend im Bereich von 1 % - 2 %. Am geringsten (Standardabweichung < 1 %) ist diese für den S8-Schallkopf (**Tabelle 19**).

Tabelle 19: Intraobservierbarkeit der Aufnahme für Distanzmessungen am Fadenphantom

Ergebnisse der Intraobservierbarkeit der Aufnahme für Distanzmessungen: Die Standardabweichung als Maß für die Intraobservierbarkeit der Aufnahme schwankt um 1 % - 2 % zwischen den Untersuchern und ist für den curved array Schallkopf am höchsten.

Schallkopf	Horizontale Distanzen (h1)			Vertikale Distanzen (v)		
	S8	Curved array	X4 (3D)	S8	Curved array	X4 (3D)
proz. Standardabweichung Untersucher A	1,3	2,6	1,5	0,1	0,9	1,1
proz. Standardabweichung Untersucher B	0,4	1,5	2,0	0,4	0,9	0,6
proz. Standardabweichung Untersucher C	0,4	2,4	1,1	1,1	2,8	1,1
proz. Standardabweichung gesamt	0,7	2,15	1,53	0,52	1,52	0,93
proz. Spannweite gesamt	1,5	5,6	3,5	1,2	3,6	2,0

Interobservervariabilität: Für die Distanzmessungen am Fadenphantom ließ sich keine große signifikante Interobservervariabilität der Aufnahme finden. Die Standardabweichung zwischen den einzelnen Untersuchern liegt bis auf eine Ausnahme (1,1 %) unter 1 % (**Tabelle 20, Abbildung 26**).

Tabelle 20: Interobservervariabilität der Aufnahme für Distanzmessungen am Fadenphantom

Ergebnisse der Interobservervariabilität der Aufnahme für Distanzmessungen: Die Interobservervariabilität der Aufnahme für alle Schallköpfe ist bis auf eine Ausnahme kleiner als 1 %. Die schallkopfabhängigen Unterschiede decken sich mit den bereits gefundenen (vgl. Abbildung 18, Seite 53).

Schallkopf	Horizontale Distanzen (h1)			Vertikale Distanzen (v)		
	S8	Curved array	X4 (3D)	S8	Curved array	X4 (3D)
Mittelwert des relativen Fehlers Unt. A	-0,9	3,8	-1,9	-4,3	-5,0	-6,1
Mittelwert des relativen Fehlers Unt. B	1,0	2,7	-1,0	-5,5	-5,3	-6,7
Mittelwert des relativen Fehlers Unt. C	1,0	1,8	-1,3	-5,4	-6,6	-6,8
Standardabweichung gesamt	1,1	0,96	0,82	0,63	0,97	0,54
Spannweite gesamt	1,9	1,9	1,5	1,1	1,8	1,1

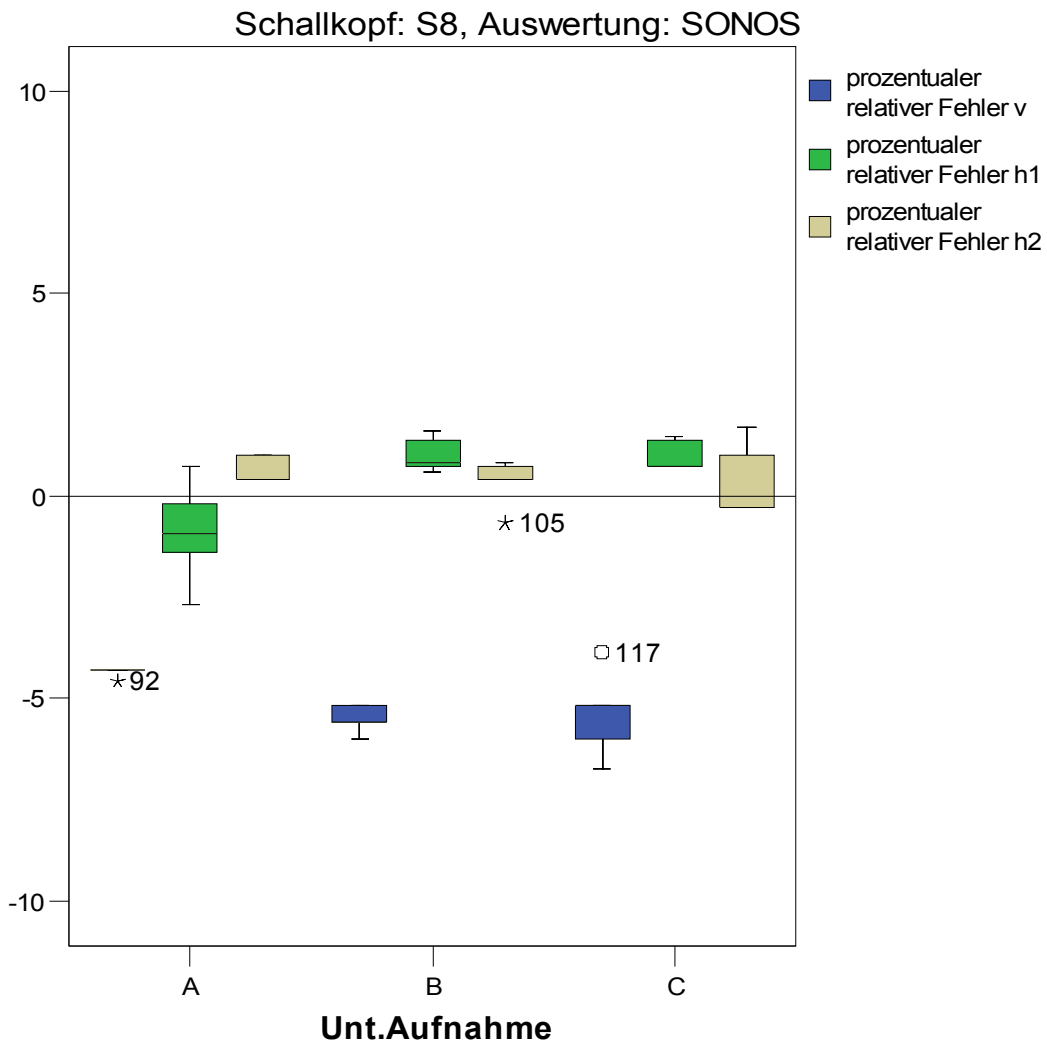


Abbildung 26: Interobservervariabilität der Aufnahme am Fadenphantom, S8-Schallkopf

Boxplotdiagramm der Messungen der Interobservervariabilität der Aufnahme am Fadenphantom: Aufgetragen sind die unterschiedlichen Boxplots des prozentualen relativen Fehlers der einzelnen Distanzmessungen gruppiert nach dem jeweiligen aufnehmenden Untersucher. Für Schallkopf S8 wird bei Aufnahmen von Untersucher A v etwas größer und h1 etwas kleiner gemessen als bei den Aufnahmen der beiden anderen Untersucher.

3.1.2.2 Intra- und Interobservervariabilität der Messung

Intraobservervariabilität: Die Standardabweichung des prozentualen Messfehlers zwischen den einzelnen Aufnahmen ist für vertikale und horizontale Distanzen ähnlich und liegt im Bereich von etwa 0,5 % - 1 %. Sie unterscheidet sich innerhalb der Untersucher kaum (**Tabelle 21**).

Tabelle 21: Intraobservervariabilität für Distanzmessungen am Fadenphantom

Ergebnisse der Messung der Intraobservervariabilität von Distanzmessungen am Fadenphantom: Die Mittelwerte und die Standardabweichungen unterscheiden sich zwischen den einzelnen Untersuchern kaum. Die Messungen von Aufnahme 3 (durch Schallkopf S8) sind genauer.

Schallkopf	Quickset	Eindringtiefe	Aufnahme	Untersucher	relativer Fehler der Distanzmessung				
						v	h1		
curved array	fetal 3DGyn	9	1	1	Mittelwert	-5,97	1,60		
					Standardabweichung	0,42	0,37		
				2	Mittelwert	-5,34	2,07		
					Standardabweichung	0,50	0,69		
				3	Mittelwert	-5,37	2,17		
					Standardabweichung	0,33	1,32		
		12	2	1	Mittelwert	-5,74	2,03		
					Standardabweichung	0,62	0,64		
				2	Mittelwert	-4,83	1,23		
					Standardabweichung	0,51	0,74		
				3	Mittelwert	-4,86	2,50		
					Standardabweichung	0,51	0,80		
S8	pädiatrisch S8	9	3	1	Mittelwert	-3,94	0,18		
					Standardabweichung	0,13	0,39		
				2	Mittelwert	-3,66	0,65		
					Standardabweichung	0,79	0,79		
				3	Mittelwert	-3,71	0,29		
					Standardabweichung	0,27	0,46		
		Alle 3 Aufnahmen insgesamt				1	Mittelwert	-5,01	1,67
							Standardabweichung	0,55	0,7
						2	Mittelwert	-4,99	1,58
							Standardabweichung	0,51	0,66
						3	Mittelwert	-4,66	1,17
							Standardabweichung	0,23	0,85
Alle Untersucher insgesamt				Mittelwert	-4,83	1,43			
				Standardabweichung	0,47	0,7			
				Spannweite	1,43	2,06			

Interobservervariabilität: Es ließen sich keine signifikanten Unterschiede in Abhängigkeit vom auswertenden Untersucher feststellen. Die Mittelwerte des prozentualen Fehlers der einzelnen Untersucher unterscheiden sich um weniger als 1 % (Tabelle 22 , Abbildung 27).

Tabelle 22: Interobservervariabilität für Distanzmessungen am Fadenphantom

Ergebnisse der Messungen der Interobservervariabilität für Distanzmessungen am Fadenphantom: Die Standardabweichung zwischen der Mittelwerte der Mittelwerte der Messungen durch die Untersucher ist kleiner als 0,5 %.

	Horizontale Distanzen (h1)	Vertikale Distanzen (v)
Standardabweichung des relativen Fehlers	0,34	0,27
Spannweite des relativen Fehlers	1,01	0,4

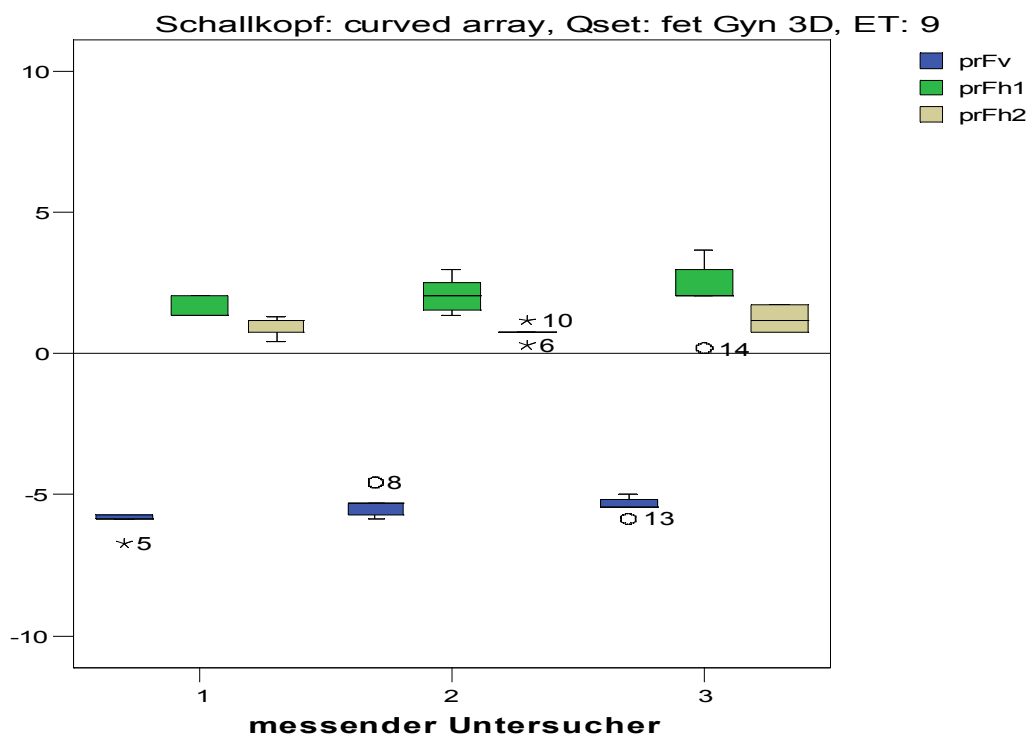


Abbildung 27: Interobservervariabilität für Distanzmessungen am Fadenphantom

Boxplotdiagramm zur Interobservervariabilität der Messung am Fadenphantom: Hier an sind die prozentualen relativen Fehler der Messungen gruppiert nach der verschiedenen messenden Untersucher an einer durch den curved array Schallkopf vorgenommenen Aufnahme. Es sind nur sehr geringe Unterschiede zu sehen.

3.1.2.3 Bedeutung der Distanzlage/-länge für die Untersucherabhängigkeit:

Es lässt sich eine leichte Abhängigkeit der Interobservervariabilität von der Länge der Distanz feststellen. Am deutlichsten wird dies für den Schallkopf S8 (**Abbildung 28**). Die Intraobservervariabilität nimmt für jeden Untersucher tendenziell mit zunehmender Distanzlänge ab. Die Unterschiede belaufen sich allerdings nur um 1 % - 2 %, sind also nicht besonders relevant (**Abbildung 29**). Hinweise für die Abhängigkeit der Inter-/Intraobservervariabilität von der Distanzlage ergaben sich nicht (**Abbildung 30**).

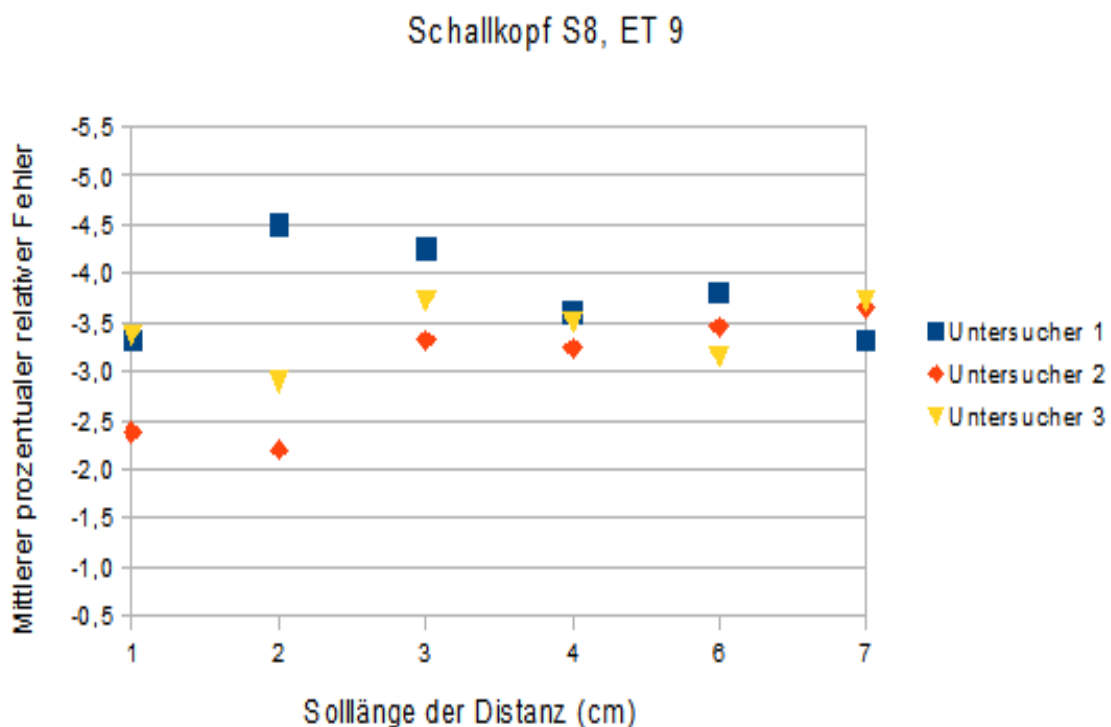


Abbildung 28: Abhängigkeit der Interobservervariabilität der Messung von der Distanzlänge (vertikale Distanzen)

Diagramm der Ergebnisse der Messungen zur Interobservervariabilität der Messung in Abhängigkeit von der Distanzlänge (hier vertikale Distanzen):

Getrennt nach dem messendem Untersucher (Symbole blau, rot, gelb) ist der Mittelwert des prozentualen relativen Fehlers dargestellt. Die Interobservervariabilität nimmt tendenziell mit zunehmender Distanzlänge ab (Die Punkte rücken immer näher zusammen).

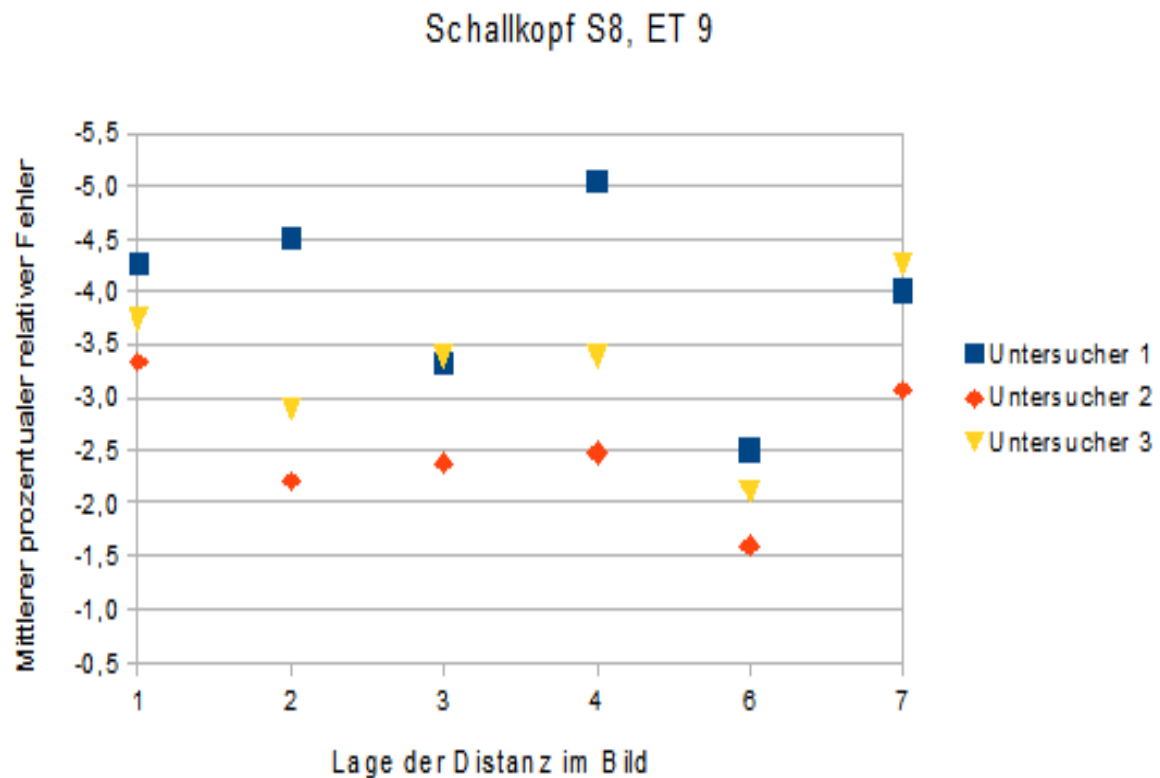


Abbildung 29: Abhängigkeit der Interobservervariabilität der Messung von der Distanzlage (vertikale Distanzen)

Diagramm der Ergebnisse der Messungen zur Abhängigkeit der Interobservervariabilität der Messung von der Lage der Distanz im Bild:

Getrennt nach dem messendem Untersucher (Symbole blau, rot, gelb) ist der Mittelwert des prozentualen relativen Fehlers für die einzelnen Lagen der gemessenen Distanzen dargestellt. Es ist keine Abhängigkeit der Interobservervariabilität von der Distanzlage zu erkennen (Bis auf Lage 2 und 4 insgesamt vergleichbare Streuung der Punkte).

Schallkopf S8, ET 9

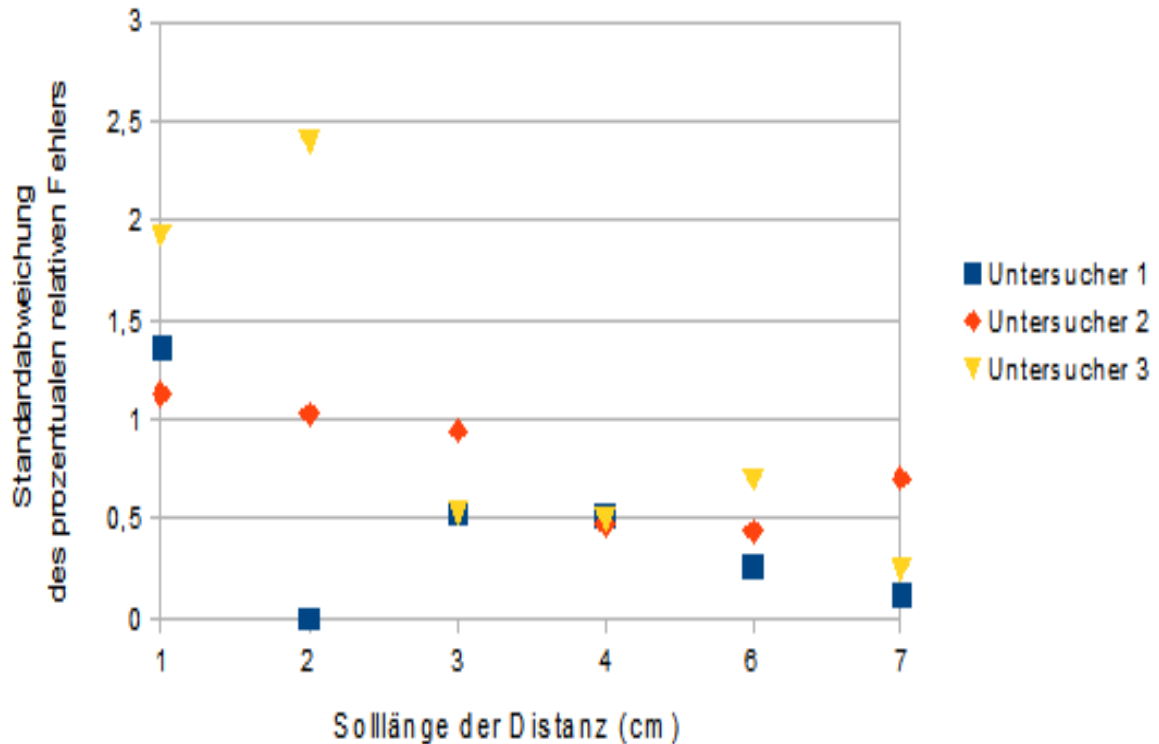


Abbildung 30: Abhängigkeit der Intraobservervariabilität der Messung von der Distanzlänge (vertikale Distanzen)

Diagramm der Ergebnisse zur Abhängigkeit der Intraobservervariabilität der Messung von der Länge der vertikalen Distanz im Bild: Aufgetragen ist hier die Standardabweichung des relativen Fehlers gegen die Distanzlänge. Darstellung getrennt nach messendem Untersucher (Symbole blau, rot, gelb). Die Intraobservervariabilität nimmt für die Untersucher mit zunehmender Distanzlänge tendenziell ab. Für große Distanzen (größer 3 cm) liegt die Streuung dann deutlich unter 1 %.

3.1.3 Zusammenfassung der Ergebnisse am Fadenphantom

Es ergab sich im Wesentlichen eine Abhängigkeit vom verwendeten Schallkopf, so dass bei der statistischen Zusammenstellung der Distanzmessungen am Fadenphantom die Genauigkeit getrennt nach verwendeten Schallkopf bestimmt wurde, andere Aufnahmeparameter, die kaum Relevanz zu haben scheinen wurden zusammengefasst, um eine möglichst große Zahl von Messungen zu erhalten. Aus den ausgewählten Messungen wurde der Mittelwert des prozentualen relativen Messfehlers und die Standardabweichung als Maß der Genauigkeit bestimmt.

Die Messgenauigkeit für Distanzen ist abhängig ist von dem verwendeten Schallkopf. Die genauesten Messungen bezüglich vertikaler und horizontaler Messungen konnten für den Schallkopf S8 gefunden werden (**Tabelle 23**).

In **Tabelle 24** sind die einzelnen untersuchten Parameter jeweils mit den Ergebnissen zusammengefasst.

Tabelle 23: Messgenauigkeit der Distanzmessungen

Hier sind die Ergebnisse der Distanzmessungen zusammengefasst in Abhängigkeit vom verwendeten Schallkopf dargestellt

vertikale Distanzen: Die vertikalen Distanzen werden konstant, Schallkopf abhängig ca. 5 % - 6 % zu klein gemessen: Schallkopf S8 misst ca. 5 % zu klein, Schallkopf curved array misst ca. 5,5 % zu klein und Schallkopf X4 misst ca. 6 % zu klein.

horizontale Distanzen: Die horizontalen Distanzen werden um bis zu 5 % genauer gemessen wie die vertikalen Distanzen: Schallkopf S8 misst am genauesten, um ca. 0,5 % zu groß, Schallkopf curved array misst um ca. 1 % - 2 % zu groß Schallkopf X4 misst um ca. 1 % - 1,5 % zu klein.

Schallkopf		prozentualer relativer Fehler v	prozentualer relativer Fehler h1	prozentualer relativer Fehler h2
curved array	Anzahl	50	50	50
	Mittelwert	-5,5 %	2,4 %	1,0 %
	Standardabweichung	1,6	2,0	1,6
S8	Anzahl	24	24	24
	Mittelwert	-4,8 %	0,3 %	0,3 %
	Standardabweichung	0,8	1,0	0,7
X4	Anzahl	189	188	179
	Mittelwert	-6,1 %	-1,5 %	-0,8 %
	Standardabweichung	1,2	2,7	2

Tabelle 24: Übersicht zu den Ergebnissen der Messungen am Fadenphantom

Hier sind die Ergebnisse der Messungen am Fadenphantom zusammengefasst.

Distanzlage:	Horizontal			Vertikal		
Schallkopf:	S8	curved array	X4 2D+3D	S8	curved array	X4 2D+3D
Signifikante Messunterschiede bei unterschiedlichen Einstellungen der Aufnahme						
Eindringtiefe	kein signifikanter Einfluss			kein signifikanter Einfluss		
Schallkopf	misst genau	misst 1 % - 2 % zu groß	misst 1 % zu klein	kein signifikanter Unterschied		misst kleiner
Quickset	kein signifikanter Einfluss			kein signifikanter Einfluss		
Betriebsart	kein signifikanter Einfluss			kein signifikanter Einfluss		
Fokus	nicht signifikant		< 1 %	nicht signifikant		< 1 %
Frequenz	kein signifikanter Einfluss			kein signifikanter Einfluss		
Lage-Abhängigkeit 3D	nicht untersucht (n.u.)		2 % bis 5 %	nicht untersucht		1,00%
TGC-Einstellung	< 1 %	nicht untersucht		< 1 %	nicht untersucht	
Vergleich 2D/ 3D	nicht untersuchbar		3D:größere Varianz	nicht untersuchbar		3D:größere Varianz
Interobservervariabilität Spannweite	SD 1,1 % Dmax 1,9 %	SD 0,96 % Dmax 1,9 %	SD 0,82 % Dmax 1,5 %	SD 0,63 % Dmax 1,1 %	SD 0,97 % Dmax 1,8 %	SD 0,54 % Dmax 1,1 %
Intraobservervariabilität Spannweite	SD 0,7 % Dmax 1,5 %	SD 2,15 % Dmax 5,6 %	SD 1,53 % Dmax 3,5 %	SD 0,52 % Dmax 1,2 %	SD 1,52 % Dmax 3,6 %	SD 0,93 % Dmax 2,0 %
Signifikante Messunterschiede bei unterschiedlichen Einstellungen der Messung						
Interobservervariabilität	kein signif. Einfluss		nicht untersucht	kein signif. Einfluss		nicht untersucht
Intraobservervariabilität	SD < 1 %	SD < 1 %	n.u.	SD < 1 %	SD < 1 %	n.u.
Lage der gemessenen Distanz im Bild	kein signif. Einfluss		n.u.	kein signif. Einfluss	je weiter außen, desto genauer	n.u.
Inter-/Intraobsvar.	kein signif. Einfluss		n.u.	kein signif. Einfluss		n.u.
Länge der Distanz	kein signif. Einfluss		n.u.	je länger desto größer der prozentuale Fehler		n.u.
Intraobservervariabilität	SD 0,7 % Dmax 2,1 % länger -> kleinere SD		n.u.	SD 0,47 % Dmax 1,4 %		n.u.
Interobservervariabilität	SD 0,34 % Dmax 1,0 % länger -> kleinere Int.var.		n.u.	SD 0,27 % Dmax 0,4 %		n.u.
Auswertung 3D	nicht untersuchbar		< 1 %	nicht untersuchbar		< 1 %
Zusammenfassung: prozentualer relativer Fehler der Distanzmessung						
Mittelwert (Gesamt) horiz.: 1.Wert h1, 2.: h2	h1: 0,3 % h2: 0,3 %	h1: 1,4 % h2: 2,0 %	h1: -1,5 % h2: -0,8 %	-4,8 %	-5,5 %	-6,1 %
SD (Gesamt)	1,0	2,0	2,7	0,8	1,6	

3.1.4 Vergleichsmessungen am zweiten Fadenphantom

Die Ergebnisse der Vergleichsmessungen am zweiten Fadenphantom sind in folgender Tabelle zusammengefasst (**Tabelle 25**).

Tabelle 25: Ergebnisse der Vergleichsmessungen am zweiten Fadenphantom

Hier sind die Ergebnisse der Vergleichsmessungen am zweiten Fadenphantom zusammengefasst.

Ergebnisse der Vergleichsmessungen am zweiten Fadenphantom gleichen Modells				
Abhängigkeit vom Schallkopf (Hier zur besseren Vergleichbarkeit nur lange Distanzen berücksichtigt)	Bei Aufnahmen mit Schallkopf S8 ist der relative Fehler für vertikale Distanzen am geringsten, bei Schallkopf X4 am höchsten. Für horizontale Distanzen ist der relative Fehler beim Schallkopf curved array deutlich größer als für die beiden anderen Schallköpfe.			
	Schallkopf	Curved array	S8	X4 in 2D
	Mittlerer relativer Fehler vertikaler Distanzen	-3,7	-2,6	-3,7
	Mittlerer relativer Fehler horizontaler Distanzen	3,0	0,5	0,7
Abhängigkeit von der Distanzlage im Bild	Kurze vertikale Distanzen werden oben im Bild ungenauer gemessen, wobei die Unterschiede zwischen oben- und unten gelegenen Distanzen am curved array Schallkopf am größten sind. Am Schallkopf curved array fällt zudem ein Unterschied zwischen außen und mittig gemessenen vertikalen Distanzen auf (Abbildung 31). Für die horizontalen Distanzen ließ sich keine Lageabhängigkeit finden.			
Abhängigkeit vom Auflagedruck des Schallkopfes	Für vertikale Distanzen sind deutliche Unterschiede zu erkennen, welche für vertikale Distanzen im Bereich von circa 1 % liegen.			
	Mittlerer relativer Fehler	vertikale Distanzen	horizontale Distanzen	
	Auflagedruck normal	-2,7	1,1	
	Auflagedruck erhöht	-3,8	1,6	
Abhängigkeit vom Quickset	Keine deutlichen Unterschiede außer für Messungen horizontaler Distanzen am curved array Schallkopf, welche im Quickset pädiatrisch S8 um 1,4% größer ausfallen.			
	Quickset	Fetal 3D Gyn	Pädiatrisch S8	
	Mittlerer relativer Fehler horizontaler Distanzen am curved array	2,6	4,0	
Genauigkeit der Distanzmessungen	Im Vergleich zu den Messungen am ersten Phantom fällt der relative Fehler vertikaler Distanzen geringer aus. Vertikale Distanzen werden aber dennoch deutlich zu klein gemessen, vor allem im oberen Bildabschnitt.			

Messgenauigkeit von vertikalen Distanzen der Länge 3,0 cm
in Abhängigkeit von Schallkopf und Lage

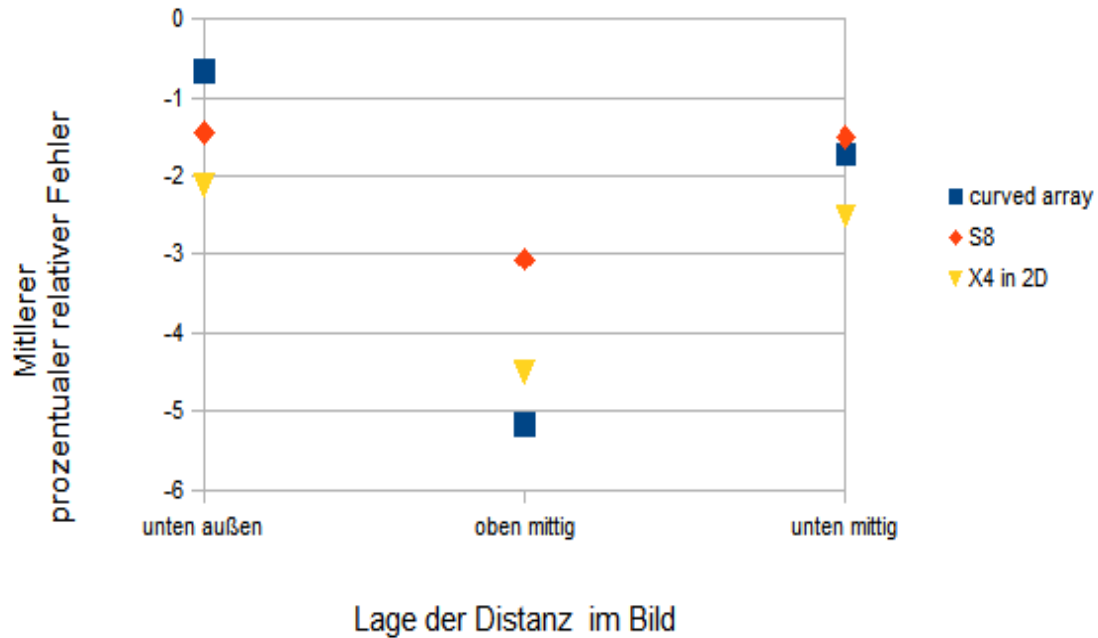


Abbildung 31: Lage- und Schallkopfabhängigkeit kurzer vertikaler Distanzen

Hier ist der mittlere prozentuale relative Fehler der Messung von kurzen vertikalen Distanzen in Abhängigkeit von der Lage der Distanz im Bild aufgetragen. Distanzen, die oben mittig liegen, werden deutlich kleiner gemessen.

3.2 Volumen-/Flächen und Distanzmessung am Eiphanthom

3.2.1 Einfluss von Aufnahmeparametern auf die Messung

Im zweiten Teil der Darstellung der Ergebnisse geht es um die Ergebnisse der Messungen von Distanzen, Flächen und Volumina am Eiphanthom. Analog zu den Distanzmessungen am Fadenphantom sind zunächst die Untersuchungsergebnisse zur Abhängigkeit von den Aufnahmebedingungen dargestellt (vgl. **Tabelle 5**, Seite 32).

Für die 2D-Messungen wurde untersucht, inwiefern Messungen davon abhängen,

- welcher Schallkopf verwendet wurde,
- welcher Aufnahmemodus (Betriebsart) verwendet wurde und
- welche Lage der Schallkopf relativ zum Eiphanthom hat.

Die Lageabhängigkeit der 2D-Volumetrie wurde zusätzlich für eine alternative Methode der 2D-Volumetrie bestimmt (2D-Volumetrie aus Distanzen).

Für die 3D-Datensätze wurde untersucht, inwiefern die 3D-Volumetrie davon abhängt,

- welche Frequenz, welcher Fokus und welche Kompression gewählt wurde,
- welche Quickseteinstellung verwendet wurde,
- welcher Aufnahmemodus (Betriebsart) verwendet wurde und
- welche Lage der Schallkopf relativ zum Eiphanthom hat.

3.2.1.1 Einfluss von Aufnahmeparametern in 2D

Abhängigkeit vom Schallkopf: Die Abhängigkeit vom Schallkopf wurde für die verschiedenen Lagen des Schallkopfes getrennt bestimmt (Zu den einzelnen Bezeichnungen vgl. **Abbildung 6**, Seite 31). Eine signifikante Abhängigkeit vom Schallkopf für Fläche, Volumen und Distanz lässt sich nur bei Schallkopflage ptw feststellen (**Tabelle 26**).

Tabelle 26: Schallkopf-Abhängigkeit bei 2D-Messungen am Eiphanthom

Hier sind die Ergebnisse zur Untersuchung der Abhängigkeit von 2D-Messungen am Eiphanthom vom verwendeten Schallkopf, gruppiert nach Modus, Schallkopflage und aufnehmenden Untersucher, aufgeführt. Nur in Schallkopflage ptw lassen sich signifikante Unterschiede feststellen.

Modus	Schallkopf-Lage	Signifikante Abhängigkeit vom verwendeten Schallkopf (S8,curved array)		
		für Volumen	für Fläche	für maximale Längsdistanz
normal	ptw	ja (F 7,4 , S 0,013)	ja (F 9,6 , S 0,005)	ja (F 12,4 , S 0,002)
normal	sew	nein	nein	nein
normal	stw	nein	nein	nein

Abhängigkeit vom Modus (Normal bzw. Zoom): Es ließ sich keine deutliche Abhängigkeit vom Modus feststellen. Es ergaben sich zwar teilweise Unterschiede in den Mittelwerten (vgl. **Tabelle 29**, Seite 79) aber nur in Lage sew war dieser Unterschied signifikant.

Tabelle 27: Modus-Abhängigkeit von Messungen am Eiphanom

Hier sind die Ergebnisse zur Untersuchung der Abhängigkeit der 2D-Messungen am Eiphanom vom verwendeten Modus aufgeteilt nach Schallkopflage für Aufnahmen am curved array Schallkopf aufgeführt. Nur in Schallkopflage stw wurde ein signifikanter Unterschied gefunden. Die Messungen im Zoom-Modus fallen um 4,7 % kleiner aus.

Schallkopf-Lage (hier verwendeter Schallkopf: curved array)	Abhängigkeit vom verwendeten Modus (Normal,Zoom)		
	für Volumen	für Fläche	für Distanz a
ptw	nein	nein	nein
sew	ja (F 11,9, S 0,003)	ja (F 13,2, S 0,002)	nein
stw	nein	nein	nein

Abhängigkeit von der Schallkopflage: Insbesondere Distanzmessungen sind signifikant abhängig von der Schallkopflage, aber auch Flächen- und Volumenmessungen (vgl. **Tabelle 28**). Der maximale Lage- abhängige Unterschied beläuft sich für die gemessenen Volumina auf 1 - 4 %. Bei Volumina von 6,9 ml entspricht dies einer Differenz von maximal ca. 0,4 ml. Für Distanzen liegt der Unterschied bei max. ca. 0,3 mm.

Die Abhängigkeit von der Lage des Schallkopfes wird sehr deutlich, wenn man die Lagen sew und beiden Lagen stw und ptw miteinander vergleicht. Die Lagen stw und ptw unterscheiden sich kaum voneinander, so dass weniger die Stellung des Schallkopfes eine Auswirkung auf die Messung hat als vielmehr das Schallfenster, von dem aus geschallt wird (vgl. **Abbildung 6**, Seite 31). Die Distanzen in sew werden um ca. 0,2 - 0,3 mm größer gemessen (**Abbildung 32**, **Tabelle 29**). In sew liegt die maximale Längsdistanz a horizontal im Bild und in ptw und stw liegt diese vertikal im Bild. Diese Ergebnisse decken sich mit die Ergebnissen zur der Messgenauigkeit von Distanzmessungen (vgl. Kapitel 3.1.3. Genauigkeit der Distanzmessungen) wo gefunden wurde, dass horizontale Distanzen größer und genauer gemessen werden. Bei der Volumetrie nach Simpson ergibt sich kaum eine Lageabhängigkeit, wohl aber bei der berechneten Volumetrie aus Distanzen (**Abbildung 33**).

Tabelle 28: 2D-Volumetrie: Abhängigkeit von der Schallkopflage

Ergebnisse der Untersuchung der Abhängigkeit von 2D-Messungen am Ei-Phantom in Abhängigkeit von der Schallkopflage. Signifikante Unterschiede zeigen sich für Volumen, Fläche und Distanzmessungen mit besonderer Signifikanz für die Distanzmessungen (Der F-Wert liegt über 30).

Schallkopf	Modus	Abhängigkeit von der Schallkopflage (sew, stw,ptw)		
		für Volumen	für Fläche	für Distanz a
curved array	normal	ja (F 5,4, S 0,012)	ja (F 15,4, S 0,000)	ja (F 34,1, S 0,000)
	zoom	ja (F 7,1, S 0,004)	ja (F 7,5, S 0,003)	ja (F 42,2, S 0,000)
S8	normal	nein	ja (F 3,9, S 0,026)	ja (F 45,4, S 0,000)

Tabelle 29: 2D-Messungen am Eiphantom in Abhängigkeit von Aufnahmeparametern

Hier sind die Mittelwerte der Volumen-, Flächen- und Distanzmessungen sowie der prozentuale relative Fehler des Volumens in Abhängigkeit von Schallkopflage und Modus aufgeführt. Die maximale Differenz beträgt bei Volumina ca. 0,5 ml, bei Flächen ca. 0,35 cm² und bei Distanzen maximal ca. 0,25 cm.

Schallkopf	Schallkopf -Lage	Modus	Prozentualer relativer Fehler des Volumens	Volumen	Fläche	Maximale Längsdistanz
curved array	sew	normal	-7,12	6,41	5,49	3,97
		zoom	-12,66	6,03	5,29	3,89
	stw	normal	-6,60	6,44	5,36	3,75
		zoom	-14,14	5,92	5,10	3,72
	ptw	normal	-11,59	6,10	5,19	3,71
		zoom	-8,87	6,29	5,24	3,70
S8	sew	normal	-7,34	6,39	5,47	3,97
	stw	normal	-7,61	6,37	5,33	3,77
	ptw	normal	-6,50	6,45	5,36	3,78

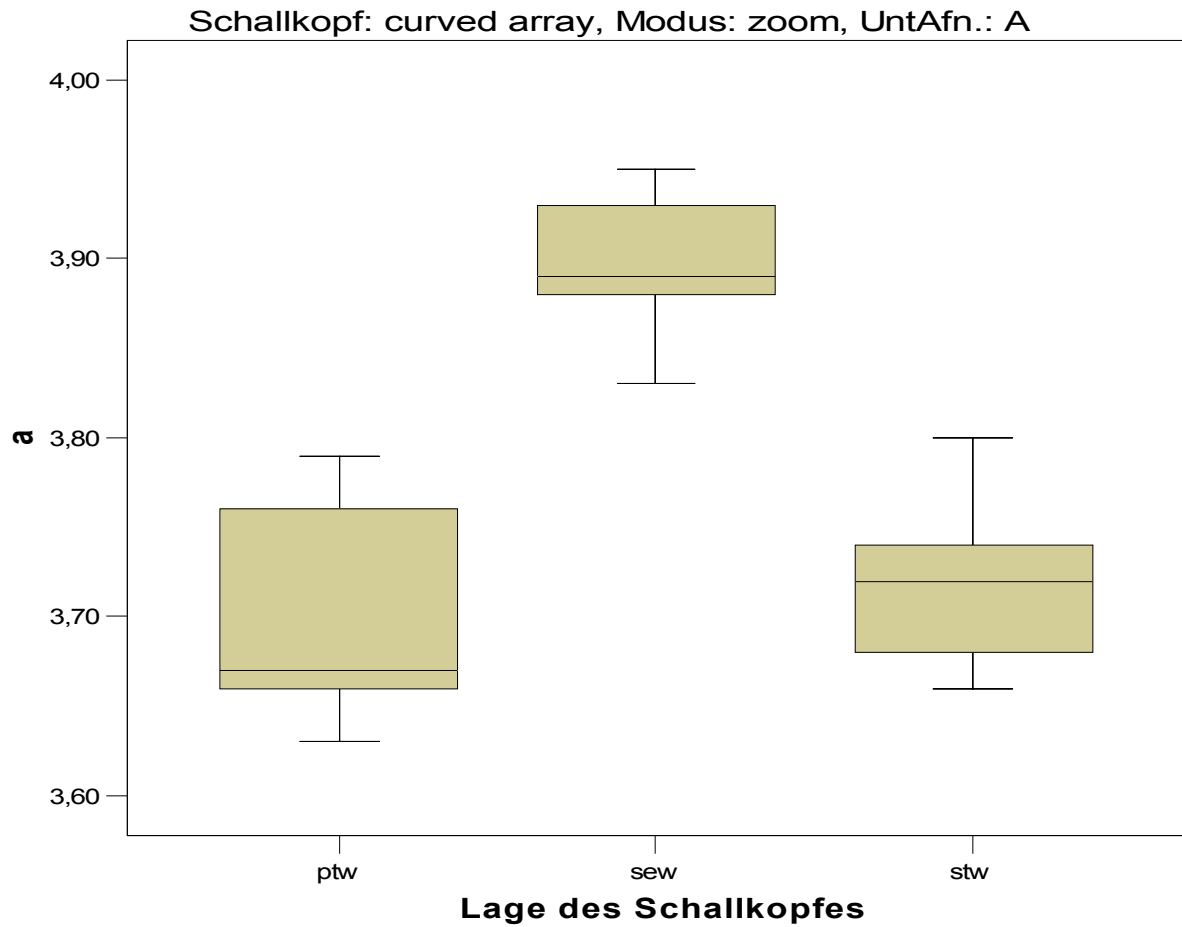


Abbildung 32: 2D-Messungen: Abhängigkeit von Distanzmessungen von der Schallkopflage

Boxplotdiagramm der gemessenen maximalen Längsdistanz a der größten Schnittflächen am Eipantom in Abhängigkeit von der Schallkopflage. Die maximale Längsdistanz a ist bei Aufnahmen vom Oberfenster (sew, Mitte) deutlich größer gemessen wie bei Aufnahmen von dem Seitfenster (stw, ptw, rechts und links). Die Distanz a liegt in ptw und stw vertikal und in sew horizontal.

Vergleich Lageabhängigkeit verschiedener Methoden der 2D-Volumetrie

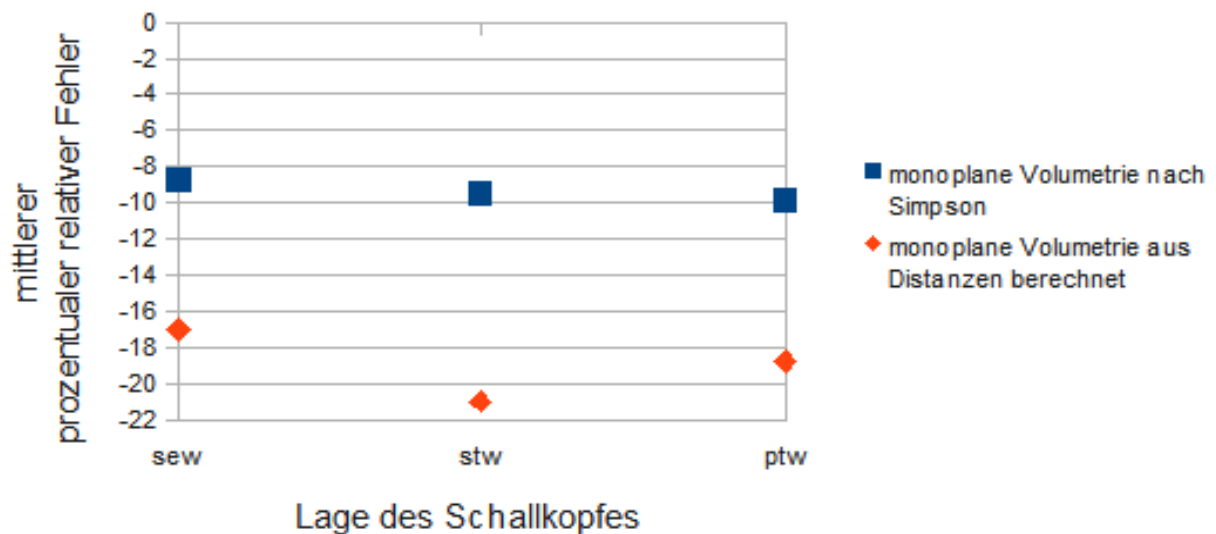


Abbildung 33: 2D-Volumetrie: Abhängigkeit von der Schallkopflage

In diesem Diagramm ist der mittlere prozentuale Fehler in Abhängigkeit von der Lage des Schallkopfes für verschiedene Methoden der 2D-Volumetrie aufgetragen. Für die mono plane Volumetrie nach Simpson sind leichte Unterschiede zu sehen, welche nicht signifikant sind. Für die mono plane aus Distanzen berechnete Volumetrie sind deutlichere Unterschiede in Abhängigkeit der Lage zu sehen von bis zu 4 %. In Lage sew liegt die vertikale Längsdistanz horizontal, hier ist der Fehler der Volumetrie aus Distanzen vom geringstem Ausmaß.

3.2.1.2 Einfluss von Aufnahmeparametern in 3D

Abhängigkeit von Frequenz, Fokus und Kompression der Aufnahme:

Für die Medcom 3D-Volumetrie besteht eine signifikante Abhängigkeit von der gewählten Frequenz. Bei variiertes, möglichst gering gewählter Frequenz wird das Volumen um 3,8 % kleiner gemessen (**Tabelle 30, Abbildung 34**).

Tabelle 30: 3D-Volumetrie mit ScanNT: Einflussgrößen bei der Aufnahme

Hier ist das Ergebnis der Untersuchung der Abhängigkeit der 3D-Volumetrie am Medcom-System von den gewählten Aufnahmeparametern Frequenz, Fokus und Komprimierung aufgeführt. Bei variiertes, möglichst gering gewählter, Frequenz wird das Volumen um 3,8 % kleiner gemessen.

Faktor:	Aufnahmeparameter		
	Frequenz	Fokus	Komprimierung
Einfluss:	ja (F 36,0, S < 0,001)	nein	nein
Frequenz	Mittlerer prozent. relativer Fehler bei Standardfrequenz: -7,9 % SD: 2,1 % Mittlerer prozent. relativer Fehler bei variiertes Frequenz: -11,7 % SD: 1,0 %		

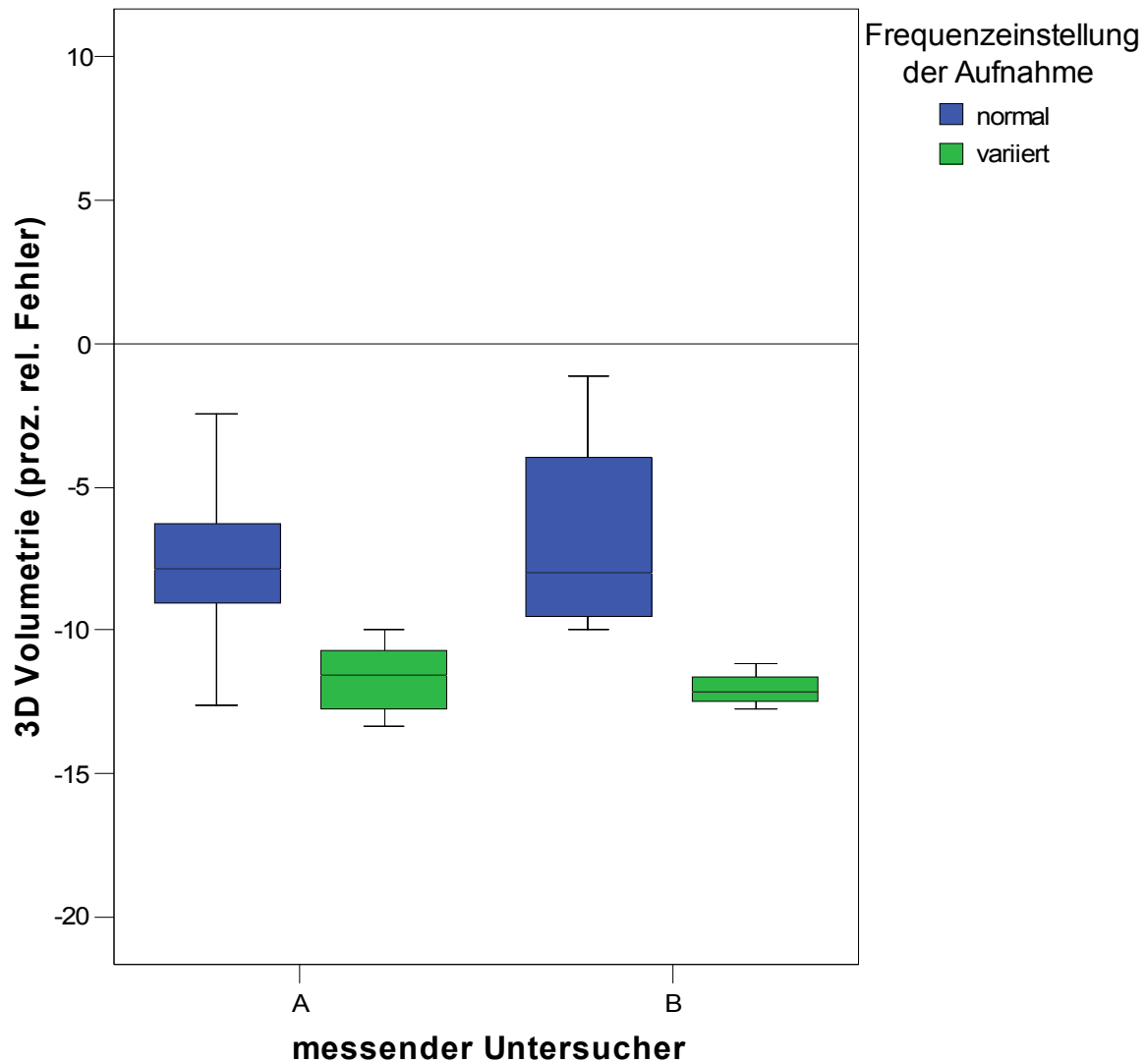


Abbildung 34: 3D-Volumetrie: Abhängigkeit von der Frequenz der Aufnahme

Boxplotdiagramm des prozentualen relativen Fehlers der 3D-Volumetrie mit ScanNT in Abhängigkeit von der Aufnahmefrequenz und vom messenden Untersucher: Der relative Volumenmessfehler beider Untersucher wird bei variiertes Frequenz größer, bei geringerer Streuung. Der Unterschied macht bei jedem Untersucher ca. 4 % aus.

Abhängigkeit vom Quickset: Es wurden signifikante Unterschiede gefunden ($F 16,3$, $S < 0,001$). Insgesamt fielen die Messungen im Quickset fetal3DGyn um 1,6 % größer aus (**Abbildung 35**).

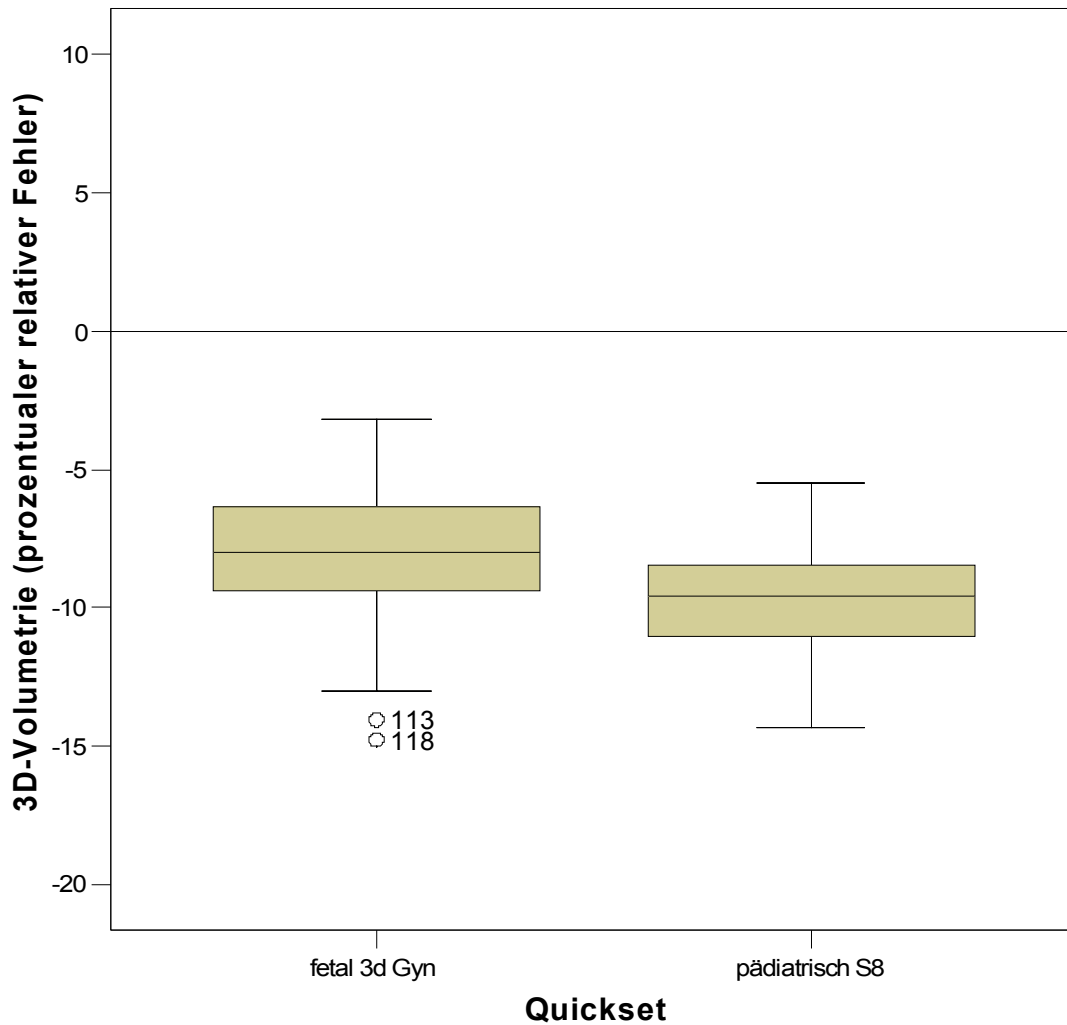


Abbildung 35: 3D-Volumetrie: Abhängigkeit vom verwendeten Quickset

Boxplotdiagramm des prozentualen relativen Fehlers der 3D-Volumetrie durch ScanNT in Abhängigkeit von dem bei Aufnahme verwendeten Quickset: Man sieht, dass unter dem Quickset fetal3DGyn die Messungen insgesamt etwas größer ausfallen.

Abhängigkeit vom Aufnahmemodus: Es wurden signifikante Unterschiede festgestellt (F 5,1, S = 0,025). Unter live 3D zoom fallen die Messungen tendenziell um ca. 1 - 2 % größer und damit genauer aus (**Abbildung 36**).

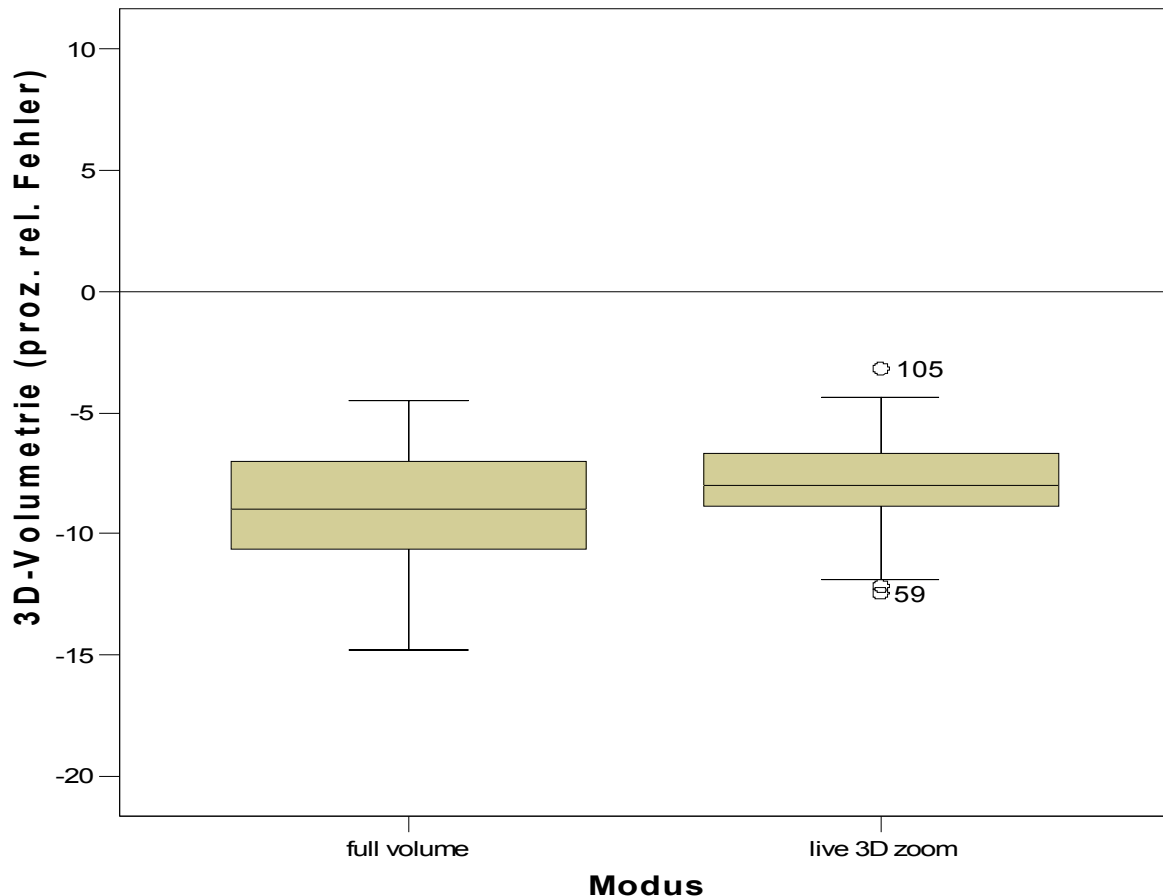


Abbildung 36: 3D-Volumetrie: Abhängigkeit vom Aufnahmemodus

Boxplotdiagramm des prozentualen relativen Fehlers der 3D-Volumetrie durch ScanNT in Abhängigkeit vom Aufnahmemodus: Es zeigt sich ein signifikanter Unterschied im Bereich von 1 % - 2 %. Geringere Streuung ist für Aufnahmen im live 3D zoom zu beobachten.

Abhängigkeit von der Schallkopflage: Werden alle Messungen insgesamt betrachtet, findet sich keine signifikanter Unterschied (F 2,7 , S = 0,070) in Abhängigkeit von der Schallkopflage.

3.2.2 Volumetrie am Eiphantom

Im Folgenden sind die Ergebnisse dargestellt, welche die verschiedenen Methoden der Volumetrie am Eiphantom vergleichen, es werden jetzt also unterschiedliche Messbedingungen betrachtet.

Zunächst werden hier unterschiedliche Methoden der 2D-Volumetrie miteinander verglichen (vgl. **Tabelle 6**, Seite 38).

Im Anschluss wird für die 3D-Volumetrie die Abhängigkeit der Messergebnisse von der zur Volumetrie verwendeten Software dargestellt (ScanNT und QLAB). Hierbei wird auch auf Unterschiede in der Untersucherabhängigkeit in Bezug auf der verwendeten Software eingegangen.

Für die 3D-Volumetrie wird sich im Folgenden auf die Auswertung durch ScanNT beschränkt. Hierzu erfolgt im speziellen die Auswertung zur Fragestellung, ob sich die Messergebnisse in Abhängigkeit von der zur Auswertung gewählten Schnittebene oder Darstellungseinstellungen (Farbe, Kontrast, Zoom) unterscheiden (vgl. **Tabelle 7**, Seite 42).

3.2.2.1 2D-Volumetrie: Abhängigkeit von Messmethoden

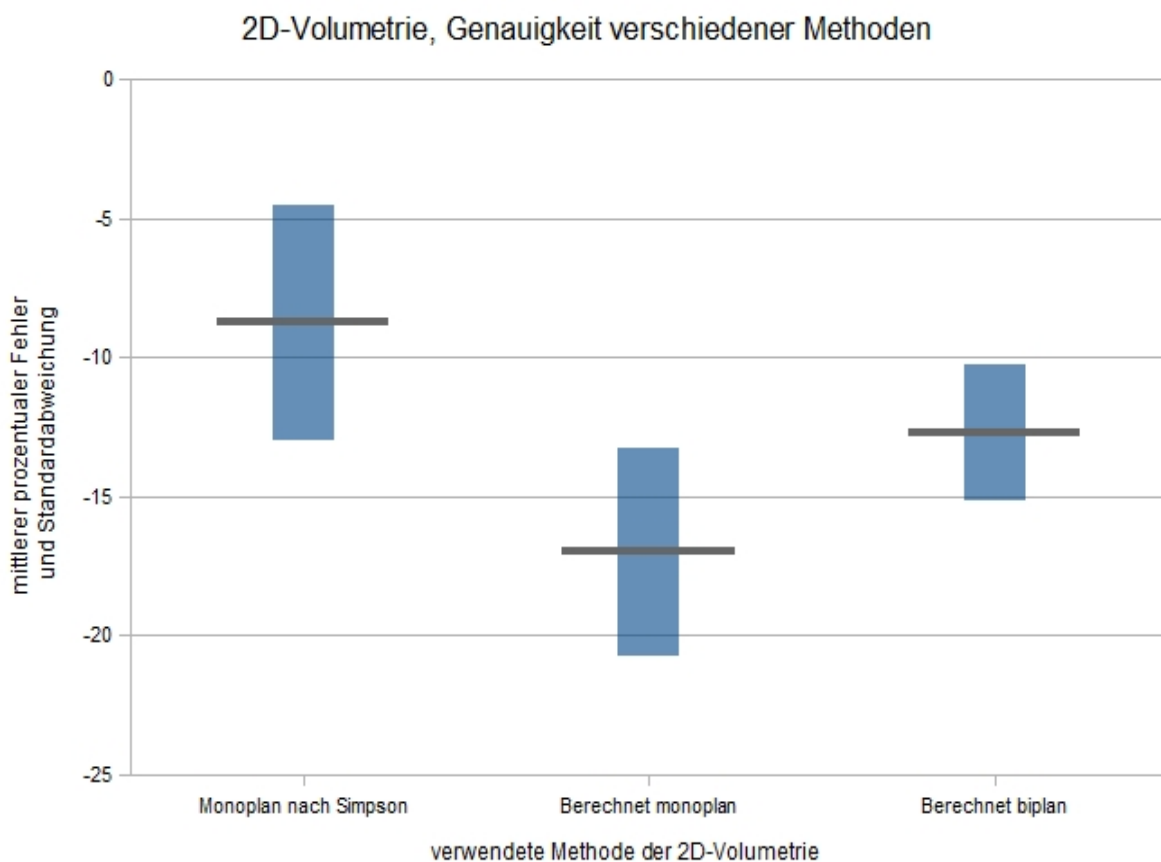
Alternative 2D-Volumetrie: Berechnung des Volumens aus Distanzen:

Das monoplan aus Distanzen berechnete Volumen ist durchweg kleiner als das durch die 2D-Volumetrie nach Simpson berechnete Volumen. Berechnet man das Volumen biplan werden die Messungen genauer, bleiben aber deutlich ungenauer als die Messungen durch die monoebene Volumetrie nach Simpson, hier wird aber die geringste Streuung erzielt (**Tabelle 31**, **Abbildung 37**).

Tabelle 31: 2D-Volumetrie: Vergleich unterschiedlicher Methoden der Volumetrie

Hier sind die einzelnen prozentualen relativen Fehler der 2D-Volumetrie in Abhängigkeit von der verwendeten Methode der Volumetrie aufgeführt. Für die Volumetrie nach Simpson ist der prozentuale relative Fehler am geringsten, wobei konstant das eigentliche Volumen unterschätzt wird.

Methode der 2D-Volumetrie	Monoplan nach Simpson	Berechnet monoplan	Berechnet biplan
Mittelwert des proz. relativen Fehlers	-8,7	-17,0	-12,7
Standardabweichung	4,2	3,8	2,5

**Abbildung 37: 2D-Volumetrie nach Simpson im Vergleich zur Volumetrie aus Distanzen**

Darstellung des mittleren prozentualen Fehlers und des Standardabweichung der 2D-Volumetrie in Abhängigkeit von der verwendeten Methode der Volumetrie: Der blaue Balken gibt das Intervall der Standardabweichung an. Die monoplan aus Distanzen berechneten Volumina sind deutlich kleiner als die Werte der monoplanen Volumetrie nach Simpson, die Werte der biplanen Volumetrie liegen dazwischen, weisen aber die geringste Streuung auf.

3.2.2.2 3D-Volumetrie: Vergleich von Auswertungsmethoden

3.2.2.2.1 Vergleich Volumetrie durch Medcom und durch QLAB

Es ergaben sich sehr deutliche Unterschiede. Mit dem QLAB-System werden die Volumina nochmals deutlich kleiner gemessen (Fehler: 26 %), als beim Medcom-System (Fehler: 8 %). Wie beim Medcom-System lässt sich auch bei der Auswertung mit QLAB eine Abhängigkeit vom bei der Aufnahme verwendeten Quickset feststellen (**Abbildung 38**). Werden nur Messungen innerhalb einer Aufnahme betrachtet, also die Intraobservervariabilität der Messung, weisen sowohl die Messungen unter Medcom als auch die Messungen unter QLAB eine Standardabweichung von 1,1 % auf. Werden Messungen verschiedener Aufnahmen miteinander verglichen, so zeigt sich die Intraobservervariabilität der Aufnahme in QLAB mit 0,9 % deutlich geringer als bei den Messungen mit dem Medcom-System (2,3 %). Die Messungen mit QLAB fallen um 18 % kleiner aus. Bei einem Volumen von 6,9 ml macht das 1,2 ml aus (**Tabelle 32**).

Tabelle 32: Vergleich der 3D-Volumetrie mit unterschiedlicher Auswertungssoftware

Hier sind Mittelwert und Streuung der 3D-Volumetrie unter ScanNT und QLAB im Vergleich aufgeführt.

- Im fetal 3D Gyn Quickset aufgenommene Messungen werden kleiner gemessen im Vergleich zu Aufnahmen unter pädiatrisch S8 (Medcom um 3 % und im QLAB-System um 1 %).
- Gleiche Intraobservervariabilität der Messung bei deutlichen Unterschieden der Intraobservervariabilität der Aufnahme.

3D-Volumetrie (relativer prozentualer Fehler)					
Methode der Auswertung	bei Aufnahme verwendeter Quickset	Anzahl der Messungen	Mittelwert	Intraobservervariabilität der Messung	Intraobservervariabilität der Aufnahme
ScanNT	gesamt	54	-8,3	1,1 %	2,3 %
	pädiatrisch S8	27	-9,8	1,1 %	1,3 %
	fetal 3D Gyn	27	-6,9	1,1 %	2,2 %
QLAB	gesamt	54	-26,5	1,1 %	0,9 %
	pädiatrisch S8	27	-27,1	0,9 %	0,7 %
	fetal 3D Gyn	27	-26,0	1,2 %	0,8 %

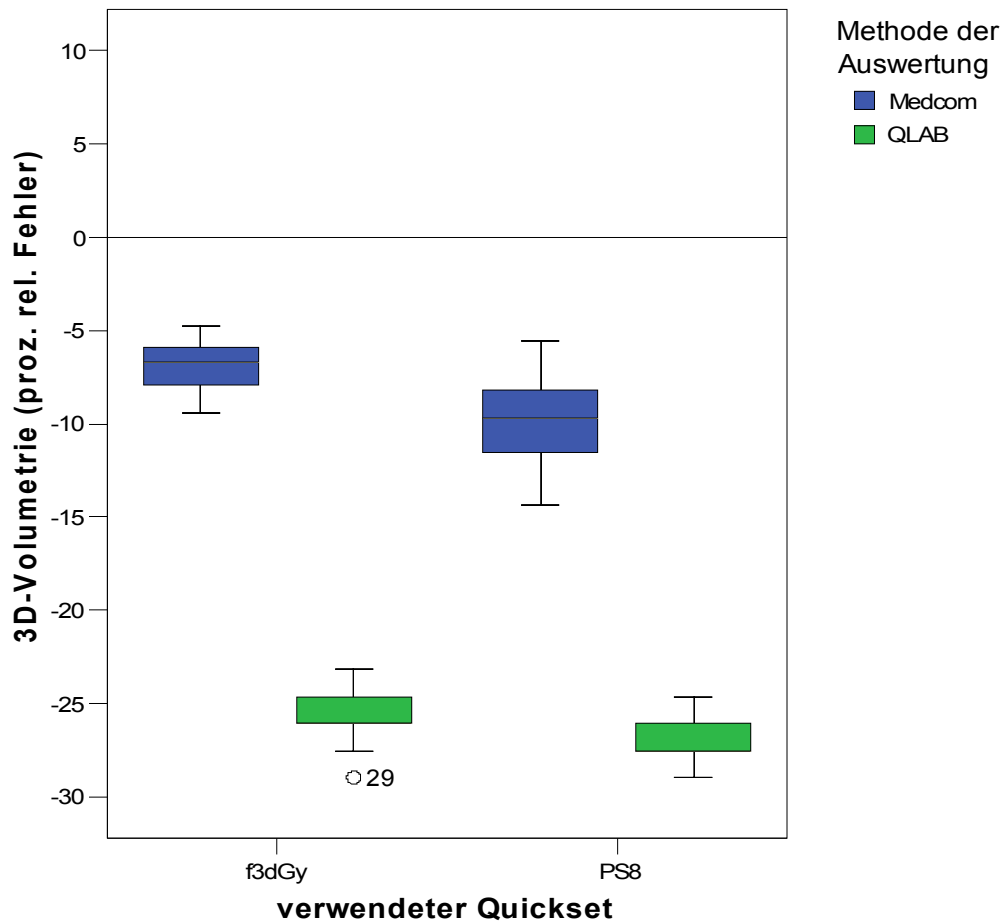


Abbildung 38: Vergleich der 3D-Volumetrie mit unterschiedlicher Auswertungssoftware

Boxplotdiagramm des prozentualen relativen Fehlers der 3D-Volumetrie, gruppiert nach dem verwendeten Quickset bei Aufnahme und aufgeteilt in Abhängigkeit von der verwendeten Auswertungsmethode: Die Ergebnisse der Auswertung durch das Medcom-System (ScanNT) sind blau, die Auswertung durch das QLAB-System sind grün dargestellt. Es zeigen sich sehr deutliche Unterschiede der Mittelwerte zwischen der 3D-Volumetrie nach ScanNT und QLAB.

3.2.2.2.1 In Abhängigkeit von der gewählten Schnittebene (ScanNT)

Insgesamt betrachtet ergaben sich keine signifikanten Abhängigkeiten von der gewählten Auswertungsebene. In der Lage stw des Schallkopfes wird von beiden Untersuchern tendenziell im gelben Fenster größer gemessen. Auffallend ist auch, dass die Streuung der Messwerte im gelben Fenster deutlich größer sind als jene in den anderen Fenstern (**Tabelle 33, Abbildung 39**).

Tabelle 33: 3D-Volumetrie mit ScanNT in Abhängigkeit vom Auswertungsfenster

Aufgeführt sind hier die einzelnen mittleren prozentualen relativen Fehler der 3D-Volumetrie durch ScanNT in Abhängigkeit von Schallkopflage, messendem Untersucher und Auswertungsfenster:

- Bis auf eine Ausnahme belaufen sich die Unterschiede zwischen den einzelnen Fenstern auf maximal ca. 5 %. In dem einen Fall sind die Unterschiede 20 %, weil im blauen Fenster besonders klein gemessen wurde.
- Meistens ist die Standardabweichung im gelben Fenster höher als in den anderen Fenstern, außer bei Messungen in Lage sew.

3D-Volumetrie (relativer prozentualer Fehler)					
Lage des Schallkopfs	messender Untersucher	Fenster, in dem gemessen wurde	Anzahl der Messungen	Mittelwert	Standardabweichung
ptw	A	blau	9	-7,7	2,3
		gelb	9	-11,2	2,5
		grün	9	-11,1	2,1
	B	blau	3	-22,1	0,7
		gelb	3	-2,2	2,6
		grün	3	-8,3	1,7
sew	A	blau	9	-6,6	1,4
		gelb	9	-9,4	1,1
		grün	9	-8,9	2,5
stw	A	blau	18	-8,4	1,8
		gelb	18	-6,1	2,9
		grün	18	-8,2	2,0
	B	blau	3	-8,6	1,7
		gelb	3	-2,2	3,7
		grün	3	-5,1	1,1

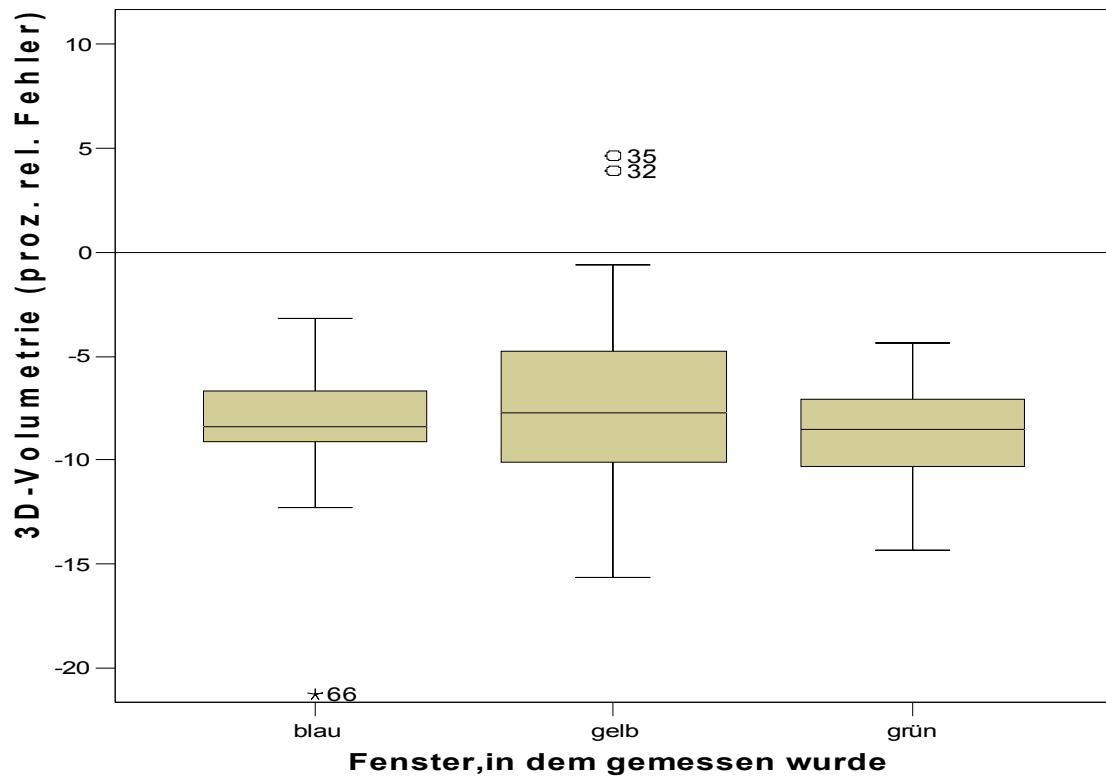


Abbildung 39: 3D-Volumetrie mit ScanNT in Abhängigkeit vom Auswertungsfenster

Boxplotdiagramm der prozentualen relativen Fehler der 3D-Volumetrie durch ScanNT in Abhängigkeit des während der Auswertung ausgewählten Fensters, in welchem die einzelnen Konturen für jede Schicht manuell eingegeben werden. Hier sind alle Messungen aus den Schallkopflagen ptw, stw und sew berücksichtigt. Die Messungen im gelben Fenster streuen weiter im Vergleich zu den anderen Fenstern.

3.2.2.2.2 In Abhängigkeit der Darstellungseinstellungen (ScanNT)

Für die 3D-Volumetrie mit dem Medcom-Software lässt sich hier nur eine signifikante Abhängigkeit für die Kontrasteinstellung der Darstellung finden (**Tabelle 34, Abbildung 40**).

Tabelle 34: 3D-Volumetrie mit ScanNT: Einflussgrößen bei der Messung

Ergebnisse der Messung der Abhängigkeit von den während der Messung variierbaren Einstellungen der Farbe, des Kontrastes und der Vergrößerung (zoom). Eine signifikante Abhängigkeit zeigt sich nur für die Kontrasteinstellung.

Faktor:	Messparameter		
	Farbe	Kontrast	Zoom
Einfluss:	nein	ja (F 21,7, S < 0,001)	nein

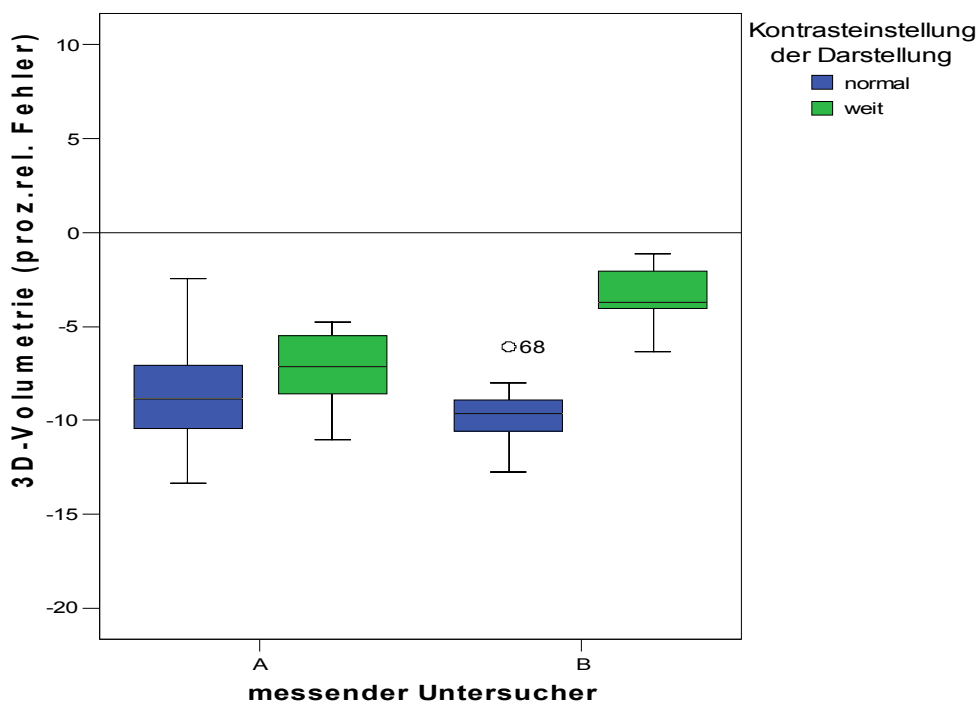


Abbildung 40: 3D-Volumetrie mit ScanNT: Abhängigkeit von der Kontrasteinstellung

Boxplotdiagramm des prozentualen relativen Fehlers der 3D-Volumetrie durch ScanNT in Abhängigkeit von der Kontrasteinstellung der Darstellung und vom messenden Untersucher: Der Messfehlerfehler beider Untersucher wird bei weitem Kontrast kleiner, es wird größer gemessen. Der Unterschied macht bei Untersucher A ca. 2 % , bei Untersucher B ca. 6 % aus.

3.2.2.3 Untersucherabhängigkeit

Im Folgenden werden die Untersuchungsergebnisse zur Abhängigkeit der Volumetrie vom Untersucher beschrieben. Wie bei den Distanzmessungen wird hierbei zwischen dem Prozess der Aufnahme eines Datensatzes und dem Prozess der Messung an einem Datensatz unterschieden und jeweils zunächst die Intraobservervariabilität und anschließend die Interobservervariabilität bestimmt. In dieser Weise werden die Ergebnisse getrennt zunächst für die 2D-Volumetrie und anschließend für die 3D-Volumetrie aufgeführt, um abschließend die Genauigkeit und Variabilität der 2D und 3D-Volumetrie miteinander vergleichen zu können. Für die 3D-Volumetrie ist hier ausschließlich die Auswertung durch ScanNT dargestellt.

3.2.2.3.1 Intra-/Interobservervariabilität der Aufnahme 2D

Intraobservervariabilität der Aufnahme: Die Intraobservervariabilität der Aufnahme kann für den Schallkopf curved array mit einer Standardabweichung von 2,4 % und für den Schallkopf S8 mit einer Standardabweichung von 1,7 % beschrieben werden (**Tabelle 35**).

Tabelle 35: 2D-Volumetrie: Intraobservervariabilität der Aufnahme

Hier sind die jeweiligen Standardabweichungen und Spannweiten des prozentualen relativen Fehlers der 2D-Volumetrie untersucherabhängig aufgeführt für die Intraobservervariabilität der Aufnahme.

Untersucherabhängige Streuung des prozentualen relativen Fehlers der 2D-Volumetrie					
Schallkopf	Curved array				S8
Modus	Normal		Zoom		normal
Schallkopflage	ptw	stw	ptw	stw	stw
Standardabweichung Untersucher A	1,6	2,1	2,2	3,0	2,0
Standardabweichung Untersucher B	3,5	3,0	2,1	1,9	1,4
Spannweite Unt. A	3,1	3,8	4,3	5,6	4,0
Spannweite Unt. B	6,9	5,9	4,1	3,8	0,8
SD gesamt	2,4				1,7
Spannweite gesamt	4,7				2,4

Interobservervariabilität der Aufnahme: Die Standardabweichung der untersucherabhängigen Mittelwerte des prozentualen relativen Fehlers der 2D-Volumetrie als Maß für die Interobservervariabilität liegt im Durchschnitt bei 3,0 %, die Spannweite (Dmax) bei 4,1 % (**Tabelle 36**).

Tabelle 36: 2D-Volumetrie: Interobservervariabilität der Aufnahme

Hier sind die jeweiligen Mittelwerte, Standardabweichungen und Spannweiten des prozentualen relativen Fehlers der 2D-Volumetrie untersucherabhängig aufgeführt für die Interobservervariabilität der Aufnahme.

Prozentualer relativer Fehler der 2D-Volumetrie					
Schallkopf	Curved array				S8
Modus	Normal		Zoom		normal
Schallkopflage	ptw	stw	ptw	stw	stw
Mittelwert Untersucher A	-11,6	-6,6	-8,9	-14,1	-7,6
Mittelwert Untersucher B	-11,1	-12,3	-13,5	-8,4	-9,2
Standardabweichung	0,4	4,0	3,3	4,0	1,2
Spannweite Dmax	0,5	5,7	4,6	5,7	1,6
SD gesamt	3,0				1,2
Spannweite gesamt	4,1				1,6

3.2.2.3.2 Intra-/Interobservervariabilität der Messung 2D

Intraobservervariabilität der Messung:

Die Standardabweichung als Maß für die Intraobservervariabilität ist auch untersucherabhängig und beträgt 2,4 % - 4,2 %. Diese ist am geringsten bei Aufnahmen des curved array Schallkopfes im zoom Modus und am höchsten bei Aufnahmen des S8-Schallkopfes im Normalmodus (**Tabelle 37**).

Tabelle 37: 2D-Volumetrie: Intraobservervariabilität der Messung

Hier sind die jeweiligen Standardabweichungen und Spannweiten des prozentualen relativen Fehlers der 2D-Volumetrie untersucherabhängig aufgeführt für die Intraobservervariabilität der Messung. Für Aufnahmen im Zoom Modus ist die Intraobservervariabilität am geringsten. Die Aufnahme mit dem S8 Schallkopf im Vergleich zur Aufnahme mit dem curved array Schallkopf im Normalmodus ist mit einer höheren Interobservervariabilität behaftet.

Untersucherabhängige Streuung des prozentualen relativen Fehlers der 2D-Volumetrie			
Schallkopf	Curved Array		S8
Aufnahme-Modus	Zoom	Normal	Normal
Mittlere Standardabweichung	2,4	3,2	4,2
Mittlere Spannweite	4,4	5,9	10,4

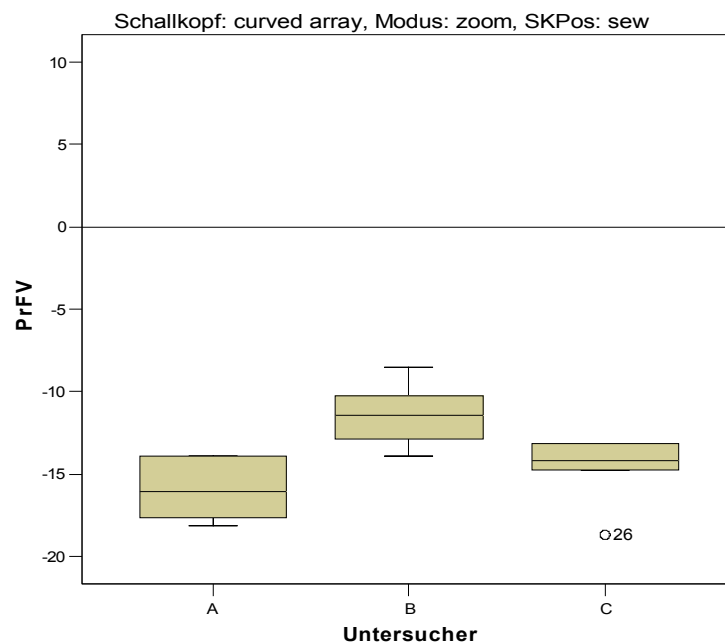
Interobservervariabilität der Messung:

Es besteht eine deutliche Abhängigkeit der Messungen vom messenden Untersucher. In jeder Aufnahme konnte ein signifikanter Unterschied in Abhängigkeit vom messenden Untersucher festgestellt werden. In der Aufnahme durch den Schallkopf S8 (ohne zoom) fiel der Unterschied zwischen den Untersuchern besonders stark auf (**Tabelle 38, Abbildung 41**).

Tabelle 38: 2D-Volumetrie: Interobservervariabilität der Messung

Hier sind die jeweiligen Mittelwerte, Standardabweichungen und Spannweiten des prozentualen relativen Fehlers der 2D-Volumetrie untersucherabhängig aufgeführt für die Interobservervariabilität der Messung. Auffallend ist, dass bei der Aufnahme mit dem S8-Schallkopf die Interobservervariabilität vergleichsweise hoch ist aufgrund der Abweichungen von Untersucher C.

Prozentualer relativer Fehler der 2D-Volumetrie			
Schallkopf	Curved array		S8
Modus	Zoom		Normal
Schallkopflege	sew	stw	stw
Mittelwert Untersucher A	-15,9	-15,4	-11,8
Mittelwert Untersucher B	-11,4	-11,3	-12,0
Mittelwert Untersucher C	-14,8	-16,7	-21,1
Standardabweichung	2,4	2,8	5,3
Spannweite	4,5	5,4	9,3
SD gesamt	2,6		5,3
Spannweite gesamt	5,0		9,3

**Abbildung 41: 2D-Volumetrie: Interobservervariabilität der Messung**

Boxplotdiagramm des prozentualen relativen Fehlers der 2D-Volumetrie gruppiert nach dem messenden Untersucher: Signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen messenden Untersuchern ($S = 0,015$).

Tagesabhängigkeit: Es fanden sich in einigen Messreihen deutliche Unterschiede in Abhängigkeit vom Untersuchungstag. Die einzelnen tagesabhängigen Mittelwerte unterscheiden sich ca. um 3 %, was innerhalb der bereits bestimmten Intraobservervariabilität liegt. Für Untersucher A und B ist damit keine deutliche Tagesabhängigkeit erkennbar. Bei Untersucher C zeichnet sich eine Tagesabhängigkeit der Messung ab bei Unterschieden bis zu maximal 8 % (**Tabelle 39**).

Tabelle 39: 2D-Volumetrie: Tagesabhängigkeit der Messung

Hier sind die jeweiligen Mittelwerte und maximalen Differenzen des prozentualen relativen Fehlers der 2D-Volumetrie untersucherabhängig aufgeführt, gruppiert nach dem Untersuchungstag. Bei Untersucher A und B liegen diese mit 2 % - 3 % im Bereich der Intraobservervariabilität. Bei Untersucher C wird diese Intraobservervariabilität aber mit 3 % - 8 % teilweise deutlich überschritten.

Schallkopf	Modus	Lage des Schallkopfes	Tag der Messung	Prozentualer relativer Fehler der 2D-Volumetrie		
				Untersucher A	Untersucher B	Untersucher C
curved array	zoom	sew	1	-15,8	-11,59	-18,7
			2	-16,04	-12,68	-13,19
			3		-8,55	-14,49
			max. Differenz	0,24	3,04	5,5
		stw	1	-17,46	-9,93	-22,17
			2	-13,96	-12,61	-13,62
			3		-11,3	-17,03
			max. Differenz	3,5	2,68	8,55
S8	normal	stw	1	-10,43	-13,19	-20,29
			2	-12,66	-11,96	-19,49
			3		-9,71	-23,12
			max. Differenz	2,22	3,48	3,62
Durchschnittlicher tagesabhängiger Unterschied				3,65 %		

3.2.2.3.3 Intra-/Interobservervariabilität der Aufnahme 3D

Intraobservervariabilität der Aufnahme: Der Mittelwert der Standardabweichungen der einzelnen Messreihen des prozentualen relativen Fehlers der 3D-Volumetrie als Maß für die Intraobservervariabilität liegt im Durchschnitt bei 1,2 %, die Spannweite (Dmax) bei 2,2 % (**Tabelle 40**).

Tabelle 40: 3D-Volumetrie: Intraobservervariabilität der Aufnahme

Hier sind die jeweiligen Standardabweichungen und Spannweiten des prozentualen relativen Fehlers der 3D-Volumetrie untersucherabhängig aufgeführt für die Intraobservervariabilität der Aufnahme. Hierbei sind nur Messungen von Aufnahmen im Quickset fet3DGyn berücksichtigt.

Prozentualer relativer Fehler der 3D-Volumetrie				
Schallkopf	X4			
Modus	full volume		Live 3D zoom	
Schallkopflage	stw	ptw	stw	ptw
Standardabweichung Untersucher A	1,5	0,1	1,0	1,8
Standardabweichung Untersucher B	1,3	1,3	1,2	2,3
Spannweite Untersucher A	2,7	0,2	1,7	3,2
Spannweite Untersucher B	2,4	2,4	1,1	2,2
SD gesamt	1,2			
Spannweite gesamt	2,2			

Interobservervariabilität der Aufnahme: Die Standardabweichung der untersucherabhängigen Mittelwerte des prozentualen relativen Fehlers der 3D-Volumetrie als Maß für die Interobservervariabilität liegt im Durchschnitt bei 1,7 %, die Spannweite (Dmax) bei 2,4 % (**Abbildung 42**).

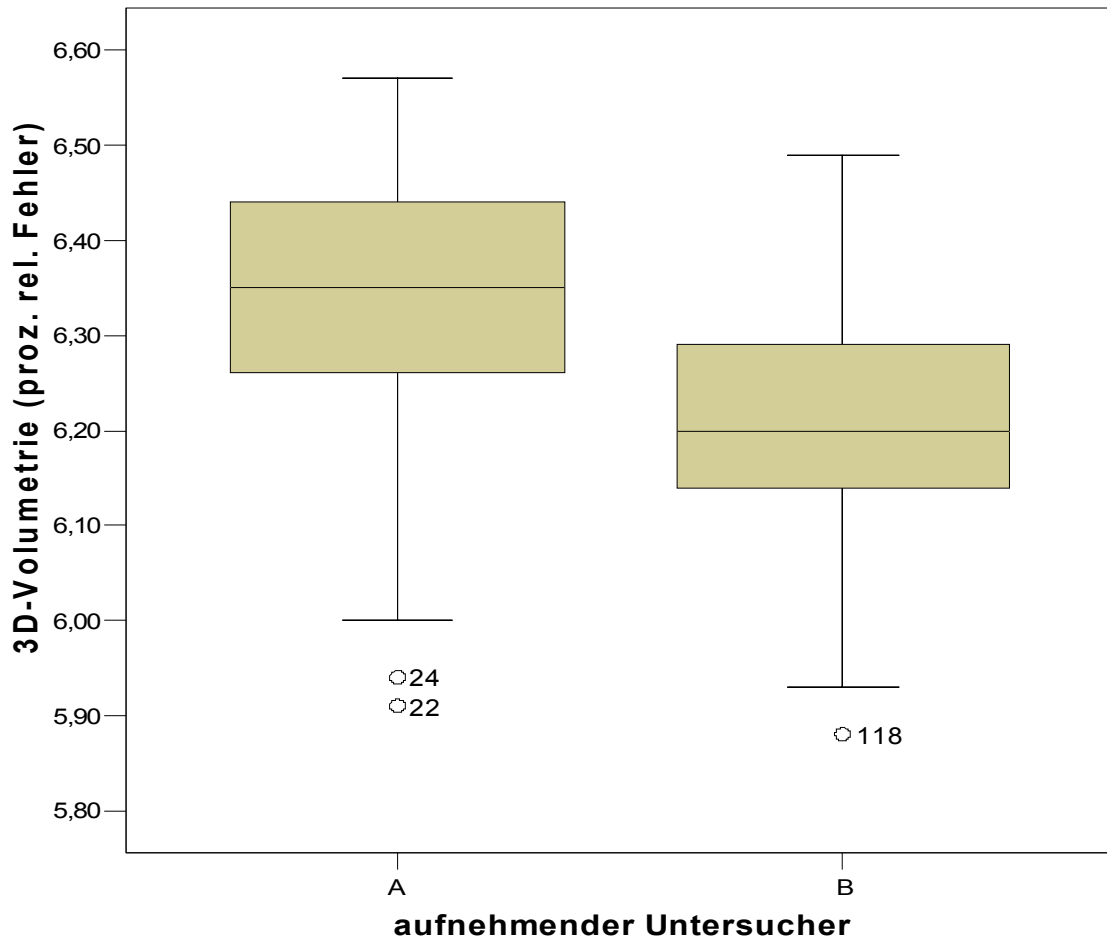


Abbildung 42: 3D-Volumetrie: Interobservervariabilität der Aufnahme

Boxplotdiagramm des prozentualen relativen Fehlers der 3D-Volumetrie gruppiert nach dem aufnehmenden Untersucher: Die Aufnahmen von Untersucher A wurden tendenziell größer gemessen.

Tabelle 41: 3D-Volumetrie: Interobservervariabilität der Aufnahme

Hier sind die jeweiligen Mittelwerte, Standardabweichungen und Spannweiten des prozentualen relativen Fehlers der 3D-Volumetrie untersucherabhängig aufgeführt für die Interobservervariabilität der Aufnahme. Tendenziell haben die Aufnahmen unter live 3D zoom eine etwas geringere Interobservervariabilität.

Prozentualer relativer Fehler der 3D-Volumetrie (verwendeter Schallkopf: X4)				
Modus	full volume		Live 3D zoom	
Schallkopflage	stw	ptw	stw	ptw
Mittelwert Untersucher A	-6,8	-7,4	-8,2	-8,7
Mittelwert Untersucher B	-10,2	-11,8	-10,1	-8,1
Standardabweichung	2,5	3,1	1,8	0,4
Spannweite	3,5	4,3	1,9	0,5
SD gesamt	1,7			
Spannweite gesamt	2,4			

3.2.2.3.4 Intra-/Interobservervariabilität der Messung 3D

Intraobservervariabilität: Der Mittelwert der Standardabweichungen der einzelnen Messreihen des prozentualen relativer Fehlers der 3D-Volumetrie als Maß für die Intraobservervariabilität liegt im Durchschnitt bei 1,3 % bei einer Spannweite von 2,5 %. Die Intraobservervariabilität der Messung ist bei Untersucher B etwas höher als bei Untersucher A (**Tabelle 44, Abbildung 43**).

Tabelle 42: 3D-Volumetrie: Intraobservervariabilität der Messung

Hier sind die jeweiligen Standardabweichungen und Spannweiten des prozentualen relativen Fehlers der 3D-Volumetrie untersucherabhängig aufgeführt für Intraobservervariabilität der Messung. Die Intraobservervariabilität der Messung ist für Untersucher B mit einer Standardabweichung von 1,8 % etwas höher wie die von Untersucher A (Standardabweichung 0,7 %). Hierbei sind nur Messungen von Aufnahmen im Quickset fetal3DGyn berücksichtigt.

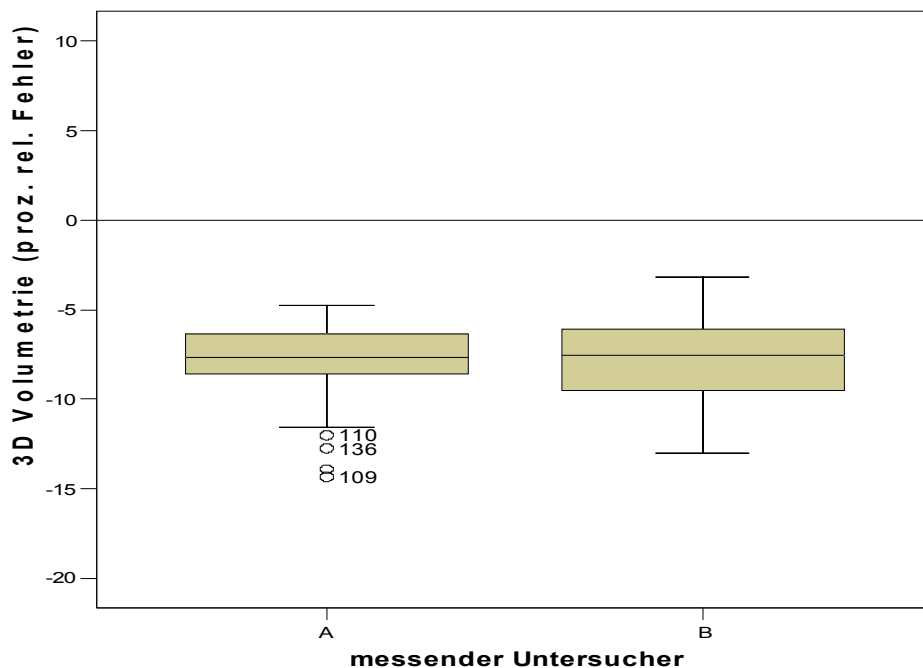
Prozentualer relativer Fehler der 3D-Volumetrie				
Schallkopf	X4			
Modus	full volume			Live 3D zoom
Schallkopflage	stw	sew	ptw	ptw
Standardabweichung Untersucher A	1,1	0,2	0,7	0,6
Standardabweichung Untersucher B	2,4	2,0	1,3	1,5
Spannweite Untersucher A	2,5	0,3	1,5	1,2
Spannweite Untersucher B	4,7	3,6	2,5	2,7
SD gesamt Untersucher A	0,7			
SD gesamt Untersucher B	1,8			
SD gesamt alle Untersucher	1,3			
Spannweite gesamt Untersucher A	1,3			
Spannweite gesamt Untersucher B	3,4			
Spannweite gesamt (alle Untersucher)	2,5			

Interobservervariabilität: Die Standardabweichung der untersucherabhängigen Mittelwerte des prozentualen relativen Fehlers der 3D-Volumetrie als Maß für die Interobservervariabilität liegt im Durchschnitt bei 1,1 % , die Spannweite (Dmax) bei 1,6 % (**Tabelle 43**).

Tabelle 43: 3D-Volumetrie: Interobservervariabilität der Messung

Hier sind die jeweiligen Mittelwerte, Standardabweichungen und Spannweiten des prozentualen relativen Fehlers der 3D-Volumetrie untersucherabhängig aufgeführt für die Interobservervariabilität der Messung. Messungen der Aufnahmen im live 3D zoom Modus weisen hier eher eine höhere Intraobservervariabilität auf als die Messungen der Aufnahmen im full volume Modus.

Prozentualer relativer Fehler der 3D-Volumetrie				
Schallkopf	X4			
Modus	full volume			Live 3D zoom
Schallkopflage	stw	sew	ptw	ptw
Mittelwert Untersucher A	-6,8	-5,0	-7,5	-7,2
Mittelwert Untersucher B	-8,2	-6,7	-6,2	-5,4
Standardabweichung	1,0	1,2	0,9	1,3
Spannweite	1,4	1,7	1,3	1,8
SD gesamt	1,1			
Spannweite gesamt	1,6			

**Abbildung 43: 3D-Volumetrie: Inter-/Intraobservervariabilität der Messung**

Boxplotdiagramm des prozentualen relativen Fehlers der 3D-Volumetrie gruppiert nach dem messenden Untersucher: Bezüglich des Mittelwertes gibt es keine deutlichen Unterschiede, es ist jedoch sichtbar, dass die Intraobservervariabilität von Untersucher B etwas größer ist (breitere Box).

3.2.2.4 Genauigkeit und Variabilität der 2D und 3D-Volumetrie

Die Standardabweichung der 2D-Volumetrie ist mit 4,3 % fast doppelt so hoch wie bei der 3D-Volumetrie (2,4 %). Die Genauigkeit liegen beim Schallkopf S8 im ähnlichen Bereich wie die 3D-Volumetrie. Volumina werden in etwa um 8 % zu klein gemessen. Mit dem Curved array Schallkopf werden Volumina jedoch stärker zu klein gemessen, um etwa 10,5 % (**Tabelle 44**).

Tabelle 44: 2D- und 3D-Volumetrie im Vergleich

Hier sind Mittelwerte, Standardabweichungen und Spannweiten der 2D- und 3D-Volumetrie im Vergleich aufgeführt. Die Standardabweichung ist nicht mit der Intraobservervariabilität der Messung gleichzusetzen, da hier sämtliche Messwerte verschiedener Aufnahmen berücksichtigt sind. Die Standardabweichung, also Streuung der Messungen der 2D-Volumetrie sind deutlich höher als jene der 3D-Volumetrie.

2D-Volumetrie nach Simpson					
Schallkopf		Anzahl der Messungen	Spannweite	Mittelwert	Standardabweichung
curved array	Prozentualer relativer Fehler des Volumens	90	22,2	-10,6	4,2
S8	Prozentualer relativer Fehler des Volumens	60	21,9	-7,7	4,4
3D-Volumetrie durch das Medcom-System					
Schallkopf		Anzahl der Messungen	Spannweite	Mittelwert	Standardabweichung
X4	Prozentualer relativer Fehler des Volumens	78	11,2	-7,9	2,4

3.2.3 Ergebnisübersicht zu Versuchen am Eiphanom

Tabelle 45: Distanzmessung am Eiphanom

Hier ist der mittlere prozentuale relative Fehler für Distanzmessungen am Eiphanom in Abhängigkeit von dem verwendeten Schallfenster aufgeführt, in welchen die Längsdistanz des Eis einmal vertikal und einmal horizontal im Schallbild liegt.

Distanzlage	Horizontal			Vertikal		
	Prozentualer relativer Fehler des Ei-Längsdurchmessers					
Schallkopf	S8	curved array	X4	S8	curved array	X4
tw (oberes Fenster)				-3,2 %	-4,2 %	
ew (Seitfenster)	1,8 %	0,8 %				

Tabelle 46: Zusammenfassung der Volumetrie am Eiphantom

Hier sind die Ergebnisse der Untersuchungen für die Volumetrie am Eiphantom gruppiert nach der Methode der Volumetrie (2D und 3D) und verwendeten Schallkopf zusammenfassend aufgeführt. Es werden getrennt die Ergebnisse des Einflusses der für die Aufnahme variierbaren Parameter und die Ergebnisse des Einflusses für die Auswertung(Messung) variierbaren Parameter aufgeführt. Die Ergebnisse der Messung der Untersucherabhängigkeit sind ebenfalls aufgeführt.

Form der Messung	2D-Messungen		3D-Messungen
Schallkopf	S8	curved array	X4
signifikante Messunterschiede bei unterschiedlichen Einstellungen der Aufnahme			
Schallkopf	signifikanter Unterschied nur in Lage ptw		
Modus	nein		I3D zoom: 1 % größer
Schallkopflage	nein	Dmax 1 % - 4 % ohne klare Tendenz bzgl. Fenster	nein
Quickset			Fetal3dGyn: 1 %- 2 % größer
Frequenz			varierte, niedrigere Frequenz: 4 % kleiner
Intraobservervariabilität	SD 1,7 %, Dmax 2,4 %	SD 2,4 % Dmax 4,7 %	SD 1,2 % Dmax 2,2 %
Interobservervariabilität	SD 1,2 %, Dmax 1,6 %	SD 3,0 % Dmax 4,1 %	SD 1,7% Dmax 2,0 %
signifikante Messunterschiede bei unterschiedlichen Einstellungen der Messung			
Intraobservervariabilität	SD 4,2 % Dmax 10,40 %	SD 3,2 % Dmax 5,9 % zoom: SD 2,4 % Dmax 4,4 %	SD 1,3 % Dmax 2,5 % (bei ScanNT, fet3DGyn)
Interobservervariabilität	SD 5,3 % Dmax 9,3 %	SD 2,6 % Dmax 5,0 %	SD 1,1 % Dmax 1,6 %
Tagesabhängigkeit	Dmax: 2,2 % – 3,6 %	Dmax: 2,6 % - 8,5 %	
2D: Methode der Volumetrie	Berechnete Volumina sind deutlich kleiner als jene der monoplanen Simpson-Volumetrie (monoplan um ca. 9 %, biplan um ca. 4 %)		
3D: Methode der Volumetrie			QLAB: -26,5 % MEDCOM: -9 %
Medcom: Wahl des Auswertungsfenster			keine signifikanten Unterschiede
Medcom: Farbe , Zoom			nein
Medcom: Kontrast			weiter Kontrast: 2 % - 6 % größer gemessen
Zusammenfassung prozentualer relativer Fehler der Volumetrie mit gewählter Standardmethode			
Mittelwert pF (Gesamt)	-7,7 %	-10,6 %	-7,9 %
SD (Gesamt)	4,4 %	4,2 %	2,4 %

4. Diskussion

Ziel dieser Arbeit ist, die Messgenauigkeit verschiedener echokardiographischer Methoden der Volumetrie zu bestimmen und zusätzlich zu untersuchen, inwiefern sich bestimmte Variablen (Geräte- und Softwareeinstellungen, Untersucher) auf die Messgenauigkeit auswirken.

Die wesentlichen Ergebnisse sind :

- Die Inter- und Intraobservervariabilität sind für 2D und 3D-Messungen gering.
- Messungen von Distanzen sowie Berechnungen von 2D- und 3D- Volumina sind signifikant kleiner als tatsächliche Werte, d.h. sowohl im 2D wie auch 3D- Echo werden Distanzen und Volumina zu klein gemessen.
- Distanzmessungen der 3D-Echokardiographie stimmen gut mit Distanzmessungen der 2D-Echokardiographie überein.
- zum Schallkegel vertikal gelegene 2D- und 3D-Distanzen werden signifikant kleiner ausgemessen als horizontal gelegene Distanzen
- 3D-Messungen und Berechnungen von Volumina zeigen eine geringere Untersucherabhängigkeit als 2D-Volumina und sind im Gegensatz zu 2D-Volumetrien unabhängig von der Position des Objektes im Schallkegel
- Die Berechnung von 3D-Volumina ist signifikant abhängig von der Auswertungssoftware

Im Folgenden werden diese Ergebnisse hinsichtlich ihrer klinischen Relevanz diskutiert.

4.1. Klinische Relevanz

Angeborene Herzfehler gehören zu den häufigsten Fehlbildungen. Etwa 0,8 % der Lebendgeborenen kommen mit einem angeborenen Fehlbildungen des Herzens oder der großen Gefäße auf die Welt (Kompetenznetz Angeborene Herzfehler, 2014). Die therapeutischen Möglichkeiten haben in den letzten Jahren stark zugenommen. Bei Kindern mit Herzerkrankungen ist es sehr wichtig, die Größe und Funktion kardialer Strukturen genau zu bestimmen. Es lassen sich damit Aussagen zur Prognose treffen und es ergeben sich beispielsweise aus der Beurteilung von grenzwertig funktionstüchtigen Ventrikel wichtige therapeutische Konsequenzen bezüglich Zeitpunkt und Indikation für therapeutische Eingriffe. So hängt zum Beispiel bei Neugeborenen mit einer kritischen Aortenklappenstenose die Entscheidung für oder gegen den Erhalt der linken Kammer als Systemventrikel von der Größe und Funktion des linken Ventrikels ab (Corno, 2004). Gerade bei solchen weitreichenden therapeutischen Entscheidungen, die zum Wohl des Kindes getroffen werden müssen, ist es wichtig, sich ein genaues und vor allem auch wahrheitsgemäßes Bild der kindlichen Herzfunktion zu machen (Müller et al., 2002). Grundvoraussetzung für gute therapeutische Entscheidungen ist, die Größe und die Funktion bzw. Interaktion des kindlichen Ventrikels möglichst genau und auch möglichst früh zu bestimmen, weil bestimmte therapeutischen Entscheidungen nur in einem begrenzten Zeitfenster getroffen werden können (Santos et al., 2005). Es wäre fatal, wenn aufgrund falscher klinischer Daten eine Entscheidung gegen eine notwendige operative Therapie getroffen wird und dann später die kardiopulmonale Situation sich dann so verschlechtert, dass eine Operation nicht mehr möglich ist oder umgekehrt sich für eine Operation entschieden wird, die mehr Schaden bringt als Nutzen bzw. welche nicht überlebt wird, weil zuvor die ventrikuläre Funktion falsch eingeschätzt wurde. Die Methoden, welche zur kardialen Diagnostik eingesetzt werden, müssen also sehr verlässlich sein bzw. sollte der Arzt die Grenzen der möglichen Aussagen aufgrund einer bestimmten Diagnostik genau kennen. Beispielsweise sind die Aussagemöglichkeiten durch die 2D-Echokardiographie bei herzkranken Kindern sehr begrenzt, weil die kranken Ventrikel oft sehr irreguläre Formen annehmen und Methoden wie die 2D-Echokardiographie auf idealgeometrische Annahmen beruhen (Heusch et al., 1999; Mondelli et al., 2001). Mit Methoden wie der Kernspintomographie oder der Herzkatheteruntersuchung lassen sich Struktur und Funktion des Herzens zwar

gut bestimmen, jedoch sind sie beide im frühen Kindesalter mit einer Narkose verbunden und recht zeit- und kostenintensiv.

Die Echtzeit-3D-Echokardiographie hingegen benötigt keine Sedierung, ist wenig belastend für das Kind und kann jederzeit mit geringem Aufwand wiederholt werden. Des Weiteren können durch die Echtzeit-3D-Echokardiographie auch irregulär geformte Herzhöhlen gut dargestellt und ausgemessen werden. Hierbei können beliebige Ansichten erstellt werden und so können die Strukturen in verschiedenen Ebenen dargestellt werden, was in der konventionellen 2D-Echokardiographie in der Form nicht möglich ist. Dadurch wird eine gute räumliche Orientierung ermöglicht, was das Verständnis komplexer Vitien erleichtert (Fei et al., 2004, Müller et al., 2002). Das macht diese Methode besonders geeignet für die Diagnostik kindlicher Herzerkrankungen. In den letzten Jahren ist die Echtzeit-3D-Echokardiographie in vielen Bereichen weiterentwickelt worden. Einmal hinsichtlich neuer, hochauflösender Matrixschallköpfe und andererseits auch hinsichtlich der Auswertungssoftware (Riehle et al. 2008). Mit einer einzigen Software können 3D-Datensätze unterschiedlicher Hersteller ausgemessen und bearbeitet werden. Dies bietet neue Möglichkeiten, Daten verschiedener Zentren besser miteinander vergleichen zu können, was auch für Vergleichsmessungen und serielle Längs- und Querschnittsstudien sehr hilfreich ist.

Jedoch ist es wie bei jeder Form der klinischen Diagnostik auch für die Echtzeit-3D-Volumetrie entscheidend, dass der Arzt weiß, wie verlässlich diese Methode ist. Diese muss also hinsichtlich der Gültigkeit und Genauigkeit der vorgenommenen Messungen validiert werden. Es existieren bereits einige CMR-Vergleichsstudien, wo die Zuverlässigkeit der Echtzeit-3D-Echokardiographie untersucht wurde. Dabei konnte bereits eine gute Korrelation und Zuverlässigkeit dieser Methode nachgewiesen werden. Allerdings bezog sich der überwiegende Teil der Messungen auf Ventrikel älterer Kinder oder Ventrikel von Erwachsenen (u.a. Bu et al., 2005; Fei et al. 2004; Lu et al., 2008; Weymann 2006).

Die Validierung von Messungen ist des Weiteren auch für die Beurteilung von Folgeuntersuchungen sehr wichtig, dasselbe gilt für Multicenterstudien. Dort werden unterschiedliche Messsysteme verwendet. Nur wenn jede dieser Messsysteme ausreichend validiert wurde, können die in verschiedenen Zentren erhobenen Daten miteinander verglichen werden.

Diese Validierung wurde hier besonders ausführlich durchgeführt, weil gerade in der

fetalen Echokardiographie kleine Unterschiede in Relation gesehen große Auswirkungen haben können und in der fetalen und neonatalen Periode viele wichtige therapeutische Entscheidungen getroffen werden müssen, die weitreichende Konsequenzen für das Leben des Kindes haben können.

Ein weiterer wichtiger Punkt der Arbeit ist der Vergleich der Echtzeit-3D-Echokardiographie mit der 2D-Echokardiographie. Bei einer neuen Untersuchungsmethode ist es wichtig, diese auch mit herkömmlichen Methoden hinsichtlich Genauigkeit zu vergleichen, um zu überprüfen, ob sich die Vorteile, die man sich daraus erhofft auch wirklich bestätigen. Es wäre fatal, eine bessere Untersuchungsmethode durch eine weniger geeignete Untersuchungsmethode zu ersetzen.

Geprüft wurde hier einmal der Prozess der Datengenerierung, also der Erstellung des Ultraschalldatensatzes bezüglich Untersucher, Schallkopf, Schallkopfeinstellungen (Tiefe, Zoom, Fokus, Position) und verwendeter Kompression und Verstärkung. Zum anderen wurde der Prozess der Datenanalyse ausführlich untersucht bezüglich Untersucher, verwendete Software und Bildnachbearbeitung (Verstärkung, Kontrast, Darstellung, verwendete Ebenen).

Im Folgenden werden die Ergebnisse im Einzelnen diskutiert.

4.2 2D- und 3D- Distanzmessung

4.2.1 Diskussion der Fehler in der Distanzmessung

Grundsätzlich wurden vertikale Distanzen sowohl in der 2D- wie auch 3D-Echokardiographie zu klein ausgemessen. Distanzmessungen an 2D- und 3D-Datensätzen sind miteinander vergleichbar und unterscheiden sich kaum in der Genauigkeit voneinander, allerdings wurden die vertikalen Distanzen an 3D-Datensätzen signifikant minimal kleiner gemessen (**Tabelle 18**, Seite 62). Die Genauigkeit der Distanzmessung ist für 2D-Datensätze abhängig vom verwendeten Schallkopf. Für 3D-Datensätze konnte die Schallkopfabhängigkeit wegen fehlenden Alternativ-3D-Schallkopf nicht bestimmt werden. (**Tabelle 23**, Seite 73). Im Idealfall von fest definierten Punkten ist die Untersucherabhängigkeit von Distanzmessungen mit 1 - 2 % sehr gering.

Es liegt also für vertikale Distanzen ein für 2D- und 3D-Distanzen systematischer Fehler vergleichbarer Größe vor. Vertikale Distanzen werden signifikant kleiner gemessen als horizontale Distanzen (signifikante Unterschätzung der vertikalen Distanzen um 4,8 % - 6,1 %). Auch die Überprüfung an einem zweiten Fadenphantom bestätigte die beobachteten Ergebnisse (hier wurde um 2,6 - 3,7 % zu klein gemessen). Dieser Befund bestätigte sich ebenfalls bei Distanzmessungen am Eiphanthom. Hier wurde die gleiche Längsdistanz des Eis tendenziell kleiner gemessen, wenn diese im Bild vertikal liegt mit Unterschieden von bis zu 4 % (vgl. **Abbildung 32**, Seite 80 und **Tabelle 45**, Seite 103).

Im Folgenden soll diskutiert werden, welche Ursachen hierfür in Betracht kommen.

Der Befund, dass vertikale Distanzen grundsätzlich zu klein gemessen werden, könnte einerseits an einer Ungenauigkeit des Fadenphantoms liegen und andererseits an der einer tatsächlichen Messungenauigkeit des Ultraschallgerätes.

Ungenauigkeiten in der Phantomherstellung:

Besonders für vertikale Distanzen hat die Schallgeschwindigkeit eine wichtige Bedeutung. Vertikale Distanzen werden anhand von Zeitintervallunterschieden bestimmt. Von den Zeitintervallunterschieden wird mittels vermuteter Schallgeschwindigkeit auf die Distanz zurückgeschlossen. Bei horizontaler Distanzmessung spielen hingegen auch andere technische Faktoren eine Rolle, aus denen die Gerätesoftware Distanzen ermittelt (Lorenz und Delorme, 1999). Die

Schallgeschwindigkeit wird von seiten des Ultraschallgerätes mit 1540 m/s vermutet und auch das für das Fadenphantom wird in den Herstellerangaben eine Schallgeschwindigkeit von 1540 m/s +/- 6 m/s angegeben. Wenn die tatsächliche Schallgeschwindigkeit im Fadenphantom höher wäre als die vermutete, könnte das eine Erklärung für zu klein gemessene vertikale Distanzen sein. In einem Rechenbeispiel kann dies weiter untersucht werden. Bei vertikalen Distanzen, die um 5 % zu kurz gemessen werden würde eine Distanz der Länge von 6 cm um 3 mm zu klein gemessen. Insgesamt wird durch das Gerät aufgrund der vermuteten Schallgeschwindigkeit von 1540 m/s anhand eines gemessenen Zeitintervalls zwischen Ausgang und Eingang des Signals eine durch den Schallimpuls zurückgelegte Strecke von $2 * 5,7 \text{ cm}$ angenommen. Hieraus lässt sich eine gemessene Zeitdifferenz von

$$\frac{2 * 0,057 \text{ m} * \text{sec}}{1540 \text{ m}} = 7,4 * 10^{(-5)} \text{ sec}$$

ermitteln. Angenommen, die wirklich zurückgelegte Distanz läge, wie in der Beschreibung des Phantoms angegeben, exakt bei $2 * 6 \text{ cm}$ und die Zeitdifferenz wird durch das Gerät korrekt gemessen, so kann nun eine

tatsächliche Schallgeschwindigkeit von $\frac{2 * 0,06 \text{ m}}{7,4 * 10^{(-5)} \text{ sec}} = 1621,1 \frac{\text{m}}{\text{sec}}$ berechnet werden.

Das würde bedeuten, dass die tatsächliche Schallgeschwindigkeit im Phantom um mehr als um das 10 fache der in der Beschreibung angegebenen Schwankungsbreite von der angegebenen Schallgeschwindigkeit abweichen würde.

In den Messungen am zweiten Fadenphantom ist der Messfehler für vertikale Distanzen deutlich geringer als in den Messungen am ersten Fadenphantom (vgl. **Tabelle 24**, Seite 74 und **Tabelle 25**, Seite 75). Die Unterschiede für die Messungen für vertikale Distanzen im Vergleich von Messungen an den beiden verschiedenen Fadenphantomen gleichen Modells liegen bei ca. 2 %. Dies kann ein Hinweis für Ungenauigkeiten bzw. Unterschiede in den verschiedenen Phantommodellen sein. Laut Herstellerangaben liegt die Toleranz im Abstand zwischen zwei Nylonfäden im Bereich von +/- 0,2 mm. Dies würde bei einer Distanzlänge von 6 cm einen Fehler von 0,3 % bedeuten. Die gefundenen Unterschiede lassen zumindest die Möglichkeit in Betracht ziehen, dass Ungenauigkeiten in der Phantomherstellung mit für den gefundenen Messfehler verantwortlich sind.

Messungenauigkeit des Ultraschallgerätes: Die gefundene Messungenauigkeit der vertikalen Distanzen kann jedoch auch beispielsweise an einem systematischen Messfehler der Zeitdifferenz zwischen Ein- und Ausgang des Schallsignales durch das Ultraschallgerät liegen, so dass bei der obengenannten Beispielrechnung die Schallgeschwindigkeit stimmt, aber das gemessene Zeitintervall zu kurz ist, und daher eine zu geringe Distanz ausgegeben wird. Weitere Untersuchungen zur Eichung des Ultraschallgerätes sind jedoch nicht Gegenstand dieser Promotionsschrift.

Fokus und laterale Auflösung: Bei der Feststellung, dass näher an der Oberfläche gelegene Distanzen besonders ungenau gemessen werden, ist zu bedenken, dass die laterale Auflösung des Ultraschallbildes und damit auch die Genauigkeit von Distanzmessungen vom Fokus abhängig ist (Gert Hetzel , Schulungs-CD: "B-mode Imaging and Doppler Techniques , SIEMENS AG, Schulungszentrum Ultraschall Erlangen). Die unterschiedliche Auflösung des Ultraschallbildes kann zumindest teilweise eine Erklärung für die unterschiedliche Genauigkeit der oben und unten gemessenen vertikalen Distanzen sein.

Des weiteren gilt für Sektorschallköpfe sowie auch eingeschränkt für Konvexschallköpfe, dass diese im Vergleich zum Linearschallkopf weniger gut geeignet sind für Messungen im Oberflächen nahen Bereich (Lorenz und Delorme, 1999).

Zusammenfassend kann man also sagen:

Folgende Erklärungsansätze für die Distanzmessungen bleiben:

- Die Ungenauigkeiten im Phantom bzgl. tatsächlichen Distanzen und tatsächlicher Schallgeschwindigkeit geht über das Maß der Herstellerangaben hinaus.
- Der im Ultraschall-Gerät verwendete Algorithmus zur Distanzmessung bzw. die gemessene Zeitintervall zwischen und Ein- und Ausgang eines Impulses ist ungenau.
- Es liegt eine Kombination von mehreren Faktoren vor, die sich überlagern bzw. noch unbekannt sind.
- Die unterschiedliche Genauigkeit der oben und unten gemessenen vertikalen Distanzen kann darin mitbegründet sein, dass die Auflösung des Ultraschallbildes in Abhängigkeit von der Tiefe unterschiedlich hoch ist. Die maximale Auflösung liegt im Fokusbereich.

Wertung der Fehler in der Distanzmessung: Laut Spezifikationen des Ultraschallgerätes SONOS 7500 ist für Distanzmessungen eine Ungenauigkeit von 5 % angegeben (vgl. Referenzhandbuch Sonos 7500/ 5500 , Rev. D. 0 , Measurements and Calculations Reference S. 1-3). Allein aufgrund dessen wäre bei einer Distanzlänge von 6 cm mit einer Ungenauigkeit von +/- 0,3 mm zu rechnen. Die gefundenen Messungenauigkeiten von max. 2 % für horizontale Distanzen und durchschnittlich 4,8 % – 6,1 % für vertikale Distanzen liegen somit weitgehend in dem angegebenen Bereich. Wenn auch die Ergebnisse innerhalb der angegebenen Ungenauigkeit liegen, zeigen sich aber dennoch deutliche Unterschiede der Messgenauigkeit in Abhängigkeit der Lage. In einer anderen Arbeit wurden auch 2D- und 3D- Distanzmessungen miteinander anhand eines Phantoms von Radiation measurements Inc. verglichen, hierbei stellte sich für beide Methoden eine Ungenauigkeit von kleiner als 2 % heraus, wobei nicht zwischen Distanzen horizontaler und vertikaler Lage unterschieden wurde. Der Fehler der Distanzmessung der 3D-Distanzmessungen streute hierbei im Bereich von - 4,2 % bis 5,7 % bei einem Mittelwert von 1,9 %. Als Ultraschallgerät wurde hier das Combisom 530 verwendet (Riccabona et al., 1996). Abweichungen zu den Messungen hier können sowohl durch das andere verwendete Phantom als auch durch das andere Ultraschallgerät, das verwendetet wurde, erklärt werden.

Diskussion des Korrekturfaktors: Da vertikale Distanzen konstant zu klein gemessen werden, könnte man die Einführung eines Korrekturfaktors überlegen. Alle Messungen von vertikalen Distanzen werden mindestens um 3 % zu klein gemessen. Diese Messungengenauigkeit ließe sich mit einem Korrekturfaktor von $1 / 0,97$ also gerundet 1,031 korrigieren. Es ist hierbei jedoch zu bedenken, dass auch nach Korrektur noch eine gewisse Ungenauigkeit bestehen bleibt, welche auch von der Lage der Distanz im Bild abhängt und dieser wenn nur speziell für das hier verwendete System verwendetet werden könnte.

4.2.2 Besonderheiten der Distanzmessungen am curved array Schallkopf

Der curved array Schallkopf verwendet im Gegensatz zum Schallkopf S8 und X4 eine Konvexsonde mit konvex gekrümmter Ankopplungsfläche. Der Konvexschallkopf weist wie der lineare Schallkopf Vorteile auf insbesondere bei Messungen in oberflächennahen Strukturen und wird vor insbesondere für Untersuchungen im Bereich des Abdomens eingesetzt (Lorenz und Delorme, 1999). Wie bei den anderen Schallköpfen werden vertikale Distanzen zu klein gemessen mit der Besonderheit, dass vertikale Distanzen, die außen im Bild liegen, größer und genauer gemessen werden als mittig gelegene Distanzen (vgl. **Abbildung 21** Lage-Abhängigkeit des relativen Fehlers von vertikalen Distanzen, Seite 59 und **Tabelle 16**, Seite 58). Horizontale Distanzen werden im curved array Schallkopf im Gegensatz zu den beiden anderen Schallköpfen um 1,4 - 2 % zu groß gemessen. Diese Unterschiede in der Distanzmessung durch einen Konvexschallkopf im Vergleich zu zwei Sektor-Schallköpfen ist ein Hinweis dafür, dass die Schallkopfgeometrie sich auf die Qualität der Distanzmessung auswirkt. Da die Ankoppelungsfläche im äußeren Bereich des Schallkopfes eine andere Krümmung aufweist wie in der Mitte ist es durchaus vorstellbar, dass dies durch den Algorithmus nicht vollständig ausgeglichen wird und Messungen im äußeren Bildbereich sich von jenen im mittleren Bildbereich in ihrer Genauigkeit unterscheiden.

4.2.3 Untersucherabhängigkeit

Die Inter- und Intraobservervariabilität der Aufnahme liegt für Distanzmessungen bei 1 % - 2 %. Die Inter- und Intraobservervariabilität der Messung ist etwas geringer und liegt unter 1 %. Bei einer Messungsgenauigkeit von 2 % - 6 % fallen die untersucherabhängigen Messunterschiede für Distanzmessungen von 1 % - 2 % kaum ins Gewicht. Je größer die gemessene Distanz, desto kleiner ist die Untersucherabhängigkeit (Intra- und Interobservervariabilität) bezogen auf den prozentualen Messfehler (vgl. **Abbildung 28**, Seite 70).

4.2.4 Überlegungen zur Wertung der Ergebnisse für die klinische Praxis

Distanzmessungen haben in der klinischen Praxis eine hohe Wertigkeit, sie werden in der fetalen Diagnostik als Parameter z.B. für die fetale Nackendickenmessung eingesetzt, für die Bestimmung der Größe von Herklappen und Ventrikeldurchmesser. Aufgrund von diesen Distanzmessungen werden Risikoscores mit einer erheblichen therapeutischen Konsequenz berechnet – abhängig von der Größe der fetalen Nackendicke oder der Größe kardialer Strukturen wird unter Umständen die Konsequenz einer Interruptio gezogen. Daher ist es unabdingbar, den Fehler der sonographischen Messungen zu kennen und mit in die Überlegungen einzubeziehen.

In der klinischen Praxis kommt der wichtige Faktor hinzu, dass meistens Distanzen gemessen werden, welche nicht eindeutig definiert sind. Würde man beispielsweise bei ein und der gleichen Aufnahme einer Leber die Leberdicke messen lassen ist mit einer höheren Inter- und Intraobservervariabilität zu rechnen, weil die Punkte, zwischen denen die Distanz gemessen werden sollen nicht genau definiert sind. Bei den Messungen am Fadenphantom handelt es sich um einen Idealfall, in dem die beiden Endpunkte der Distanz genau definiert sind. Es kann also sein, dass in den klinischen Distanzmessungen eine deutliche Untersucherabhängigkeit vorliegt. Diese würde dann aber eher nicht am Prozess der Distanzmessung an sich liegen, sondern, wie oben genannt, an der Untersucherabhängigkeit der gewählten Punkte, zwischen welchen die Distanz gemessen wird.

4.2.5 Schlussfolgerungen für die Distanzmessungen

Folgende Schlussfolgerungen für die klinische Relevanz von Distanzen können zusammenfassend getroffen werden:

- Im Idealfall von fest definierten Punkten ist die Untersucherabhängigkeit von Distanzmessungen mit 1 % - 2 % sehr gering. Für Distanzmessungen im klinischen Alltag ist diese aber höher einzuschätzen, weil meistens die Punkte, zwischen welchen die Distanz gemessen werden nicht klar definiert sind.
- Die vom Hersteller angegebene Ungenauigkeit von 5 % für Distanzmessungen wird im Wesentlichen nicht überschritten. Es ist aber insbesondere für vertikale Distanzen unbedingt zu beachten, dass diese eher zu klein gemessen werden.
- Die Genauigkeit der Distanzmessungen ist abhängig von der Lage der Distanzen. Dies gilt es zu berücksichtigen. Distanzen sollten möglichst im Fokusbereich und gemessen werden. Wenn Distanzen im Bild vertikal liegen, ist Distanzen mit einer Unterschätzung der Länge zu rechnen, insbesondere wenn oberflächennahe Distanzen gemessen werden. Distanzen, die horizontal gemessen werden, werden hier deutlich genauer gemessen.
- Die Einführung eines Korrekturfaktors von 1,031 für vertikale Distanzmessungen ist denkbar, jedoch sollte bedacht werden, dass damit der Fehler nicht vollständig korrigiert werden kann, da die darüber hinausgehende Unterschätzung inkonstant ist und dieser nur speziell für dieses hier verwendete Ultraschallsystem angewandt werden darf.

Untersuchungen kleiner Distanzen mit hoher klinischer Wertigkeit sollten daher sowohl in der 3D- wie auch 2D- Echokardiographie in einer

- definierten Lage des Objektes (z.B. immer horizontale Messung)
- mit einem definierten Fokus
- möglichst nicht oberflächennah
- und mit einem geeigneten Ultraschallkopf erfolgen.

4.3 Volumetrie

4.3.1 2D-Volumetrie

Die Volumina werden in 2D signifikant zu klein gemessen. Die besten Ergebnisse wurden mit der monoplanen Volumetrie nach Simpson erzielt. Andere Methoden, mit denen bestimmte Distanzen gemessen werden und das Volumen daraus berechnet wird sind ungenauer ausgefallen (Für die genauere Beschreibung der verwendeten Methoden s. Kapitel 2.2.3.1, Seite 33). Bei der monoplanen Volumetrie nach Simpson wurden Volumina von 6,9 ml bei Aufnahmen des S8-Schallkopfes um 7,7 % und bei Aufnahmen des curved array Schallkopfes um 10,6 % zu klein gemessen. Die Messungen der Aufnahmen durch Schallkopf S8 sind also deutlich genauer. In einer Zusammenfassung der Empfehlungen der American Society of Echocardiography zur Volumetrie linker Ventrikel Erwachsener wurde ebenfalls festgestellt, dass die 2D-Volumetrie nach Simpson der Volumetrie anhand von Distanzen überlegen ist und vor allem die monoplane Volumetrie nach Distanzen mit einer erhöhten Ungenauigkeit behaftet ist und allenfalls bei ideal geformten Ventrikeln angewendet werden kann (Nelson, 1991). Es gibt weitere, modifizierte Methoden der 2D-Volumetrie, die für die für die RV-Volumetrie angewandt werden (Helbing et al., 1995). Im Folgenden werden die Ergebnisse der hier verwandten Methoden der 2D-Volumetrie diskutiert.

Aus Distanzen berechnete 2D-Volumetrie: Bei Volumina, die allein aus gemessenen Distanzen bestimmt werden, wird folgende Formel angewandt, wobei a die maximale

Längsdistanz ist und b die maximale Querdistanz: $(V = \frac{4}{3} * \pi * (\frac{a}{2}) * (\frac{b}{2})^2 = \frac{1}{6} * \pi * a * b^2)$

(Vergleiche CIRS 055 User Guide and Technical Information). In der biplanen Volumetrie wird entsprechend $b^2 = b * c$ ersetzt, wobei c die maximale Querdistanz der orthogonalen Ebene darstellt. Bei den so aus Distanzen berechneten Volumina werden diese noch stärker unterschätzt. Im besonderen Ausmaße trifft dies zu für die monoplane Volumetrie nach Distanzen. Hierbei wird das Volumen anhand von zwei Distanzen in einem Längsschnittbild des Eis berechnet und um 17 % zu klein bestimmt (monoplan: durchschnittliche Unterschätzung von 17 %, biplan: 12,7 %). Wird das Volumen nur durch Distanzmessungen bestimmt, sollte also möglichst biplan vorgegangen werden und bedacht werden, dass es zu einer hohen Unterschätzung des

Volumen bereits bei Verwendung eines Phantommodells kommt, für klinische Messungen am Patienten kann diese Unterschätzung noch höher ausfallen.

Lageabhängigkeit verschiedener Methoden der 2D-Volumetrie: Die monoebene Volumetrie nach Simpson stellt eine andere Möglichkeit der Volumetrie dar. Die monoebene Volumetrie nach Distanzen ist im Gegensatz zur Volumetrie nach Simpson stark von der Schallkopflege abhängig. Dies liegt daran, dass sich horizontale und vertikale Distanzen in der Messgenauigkeit unterscheiden. In der einen Lage wird die zu klein gemessene vertikale Distanz in der Berechnungsformel quadriert und sorgt so für eine stärkere Unterschätzung des Volumens als wenn wie bei anderer Lage die relativ genau gemessene horizontale Distanz stattdessen quadriert wird.

Diese Lage-abhängigen Unterschiede scheinen sich bei der monoebenen Volumetrie nach Simpson weitgehend zu nivellieren, weil bei der völlig anderen Art der Berechnung des Volumens offenbar vertikale und horizontale Distanzen im ähnlich starkem Ausmaß berücksichtigt werden (**Abbildung 44**, Seite 118).

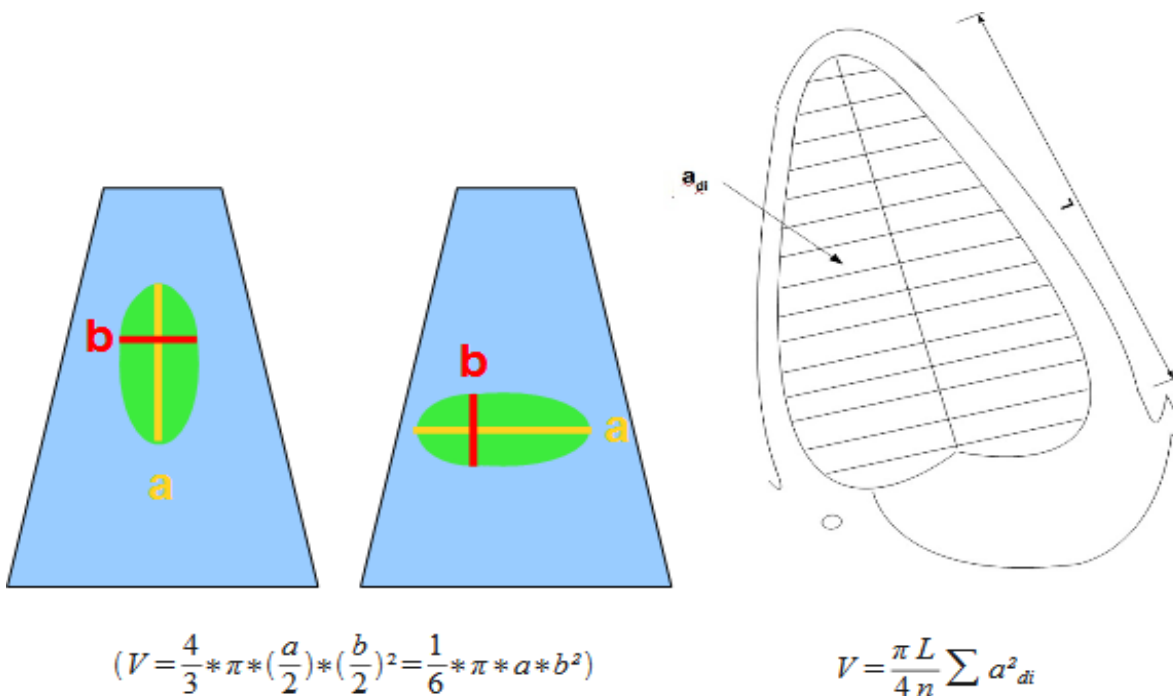


Abbildung 44: Monoplane 2D-Volumetrie: Vergleich verschiedener Berechnungsmethoden

Hier sind die Unterschiede der 2D-Volumetrie aus Distanzen und der 2D-Volumetrie nach Simpson nochmals aufgeführt. Je nach Lage des Ellipsoids wird entweder die horizontale oder die vertikale Distanz quadriert. Bei der Volumetrie nach Simpson (rechts im Bild) wird zwar auch quadriert, aber die Fehler scheinen sich zu nivellieren (siehe Ergebnisse).

4.3.2 3D-Volumetrie

Aufnahmeparameter: Auch durch die 3D-Volumetrie wird das Volumen im Eiphanom zu klein gemessen und zwar durchschnittlich um 7,9 %. Bezüglich der Aufnahmeparameter fiel bei der 3D-Volumetrie eine um 3,8 % stärkere Unterschätzung des Volumens auf, wenn eine variierte, niedrigere Frequenz mit geringerer Ortsauflösung gewählt wurde (vgl. **Tabelle 30**, Seite 82 und **Abbildung 34**, Seite 83).

Auch der verwendete Quickset spielt bei der 3D-Volumetrie im Gegensatz zu den Distanzmessungen eine Rolle, (Quickset=Voreinstellungskonfiguration aus u.a. Komprimierung, Verstärkung, Schallausgangsleistung) im Quickset fetal3DGyn wird um 1,6 % genauer gemessen. Da im Quickset fetal3DGyn eine höhere Frequenz als im Quickset pädiatrisch S8 verwendet wird, können die Differenzen im Quickset zumindest

teilweise damit begründet werden, dass sich hierbei hauptsächlich die bereits festgestellte Abhängigkeit von der Aufnahme­frequenz widerspiegelt. Es ließ sich wie bei der Volumetrie nach Simpson keine Abhängigkeit von verwendeten Schallfenster feststellen im Gegensatz zur aus Distanzen berechneten 2D-Volumetrie. Dies bedeutet, dass es offenbar keinen großen Einfluss hat, von welchem Winkel das fetale Herz aufgenommen wird, was den Untersuchungsgang vereinfacht. Sehr wohl hingegen hat die verwendete Frequenz bzw. der verwendete Quickset einen signifikanten Einfluss. Diese sollte also möglichst für jede Untersuchung standardisiert sein.

Auswertungsparameter: Neben den Einstellung der Aufnahme spielen auch einige Einstellungen der Auswertungssoftware eine Rolle für die Volumetrie. Welche Auswertungsebene im Datensatz gewählt wird, hatte hier keinen signifikanten Einfluss, mit Ausnahme der Tatsache, dass die Messungen im gelben Fenster (entspricht dem sog. C-Scan, s.u.) im Vergleich zu den anderen Fenstern weiter streuen. Erklärung kann sein, dass die Auflösung im Fenster gelb deutlich geringer ist und daher der Untersucher Schwierigkeiten hat, eine zuverlässige Volumetrie durchzuführen (**Abbildung 39**, Seite 91). In anderen Arbeiten wurde anhand der Volumetrie von Modellen rechter Ventrikels ebenfalls der Einfluss der verwendeten Auswertungsebene untersucht. Hierbei wurde zwischen Schnittebenen parallel zur Ankopplungsfläche des Schallkopfes (B-Scans) und Schnittebenen parallel dazu (C-Scans) unterschieden. Die Volumetrie anhand von C-Scans, welche den Messungen im gelben Fenster entsprechen, tendierte im Vergleich zur B-Scan-Volumetrie dazu, das Volumen zu unterschätzen (Schindera et al., 2002) Dies zeigt, dass der Untersucher ebenfalls standardisierte Fenster zur Auswertung verwenden sollte, d.h. Ebenen, die senkrecht zur Ankopplungsfläche des Schallkopfes liegen.

Ebenfalls eine signifikante Abhängigkeit stellte sich bei der Volumetrie mit ScanNT bezüglich der gewählten Kontrasteinstellungen der Darstellung heraus mit Unterschieden von 2 % - 6 % (vgl. **Abbildung 40**, Seite 92). Bei einem Volumen von 6,9 ml kann allein die gewählte Darstellungseinstellung Unterschiede von bis zu 0,4 ml ausmachen. Hier wurden Extremfälle untersucht, die in der Praxis eher selten in der Form auftreten werden. Dennoch sollten die Darstellungseinstellungen möglichst gut standardisiert werden, um untersucherabhängige Unterschiede möglichst gering zu halten.

Semiautomatische 3D-Volumetrie: Für die 3D-Volumetrie wurde eine zweite Methode erprobt. Hierbei wurde mit dem QLAB-System von Phillips eine semiautomatische 3D-Volumetrie durchgeführt. Der Messfehler war hier bedeutend größer und es wurde um 26 % zu klein gemessen. Die semiautomatische 3D-Volumetrie von Phillips ist allerdings genau auf die Geometrie des linken Ventrikels ausgelegt, die nur grob der Geometrie eines idealen Ellipsoids entspricht. Dies kann die besondere Ungenauigkeit bei QLAB teilweise erklären. Zum anderen wurden hier die Ränder oft eher zu klein approximiert, diese wurden aber nicht nachkorrigiert, um die Zahl der untersucherabhängigen Faktoren möglichst gering zu halten und weil sich die Nachkorrektur der Ränder als praktisch sehr schwierig herausstellte.

Für semiautomatische Verfahren der 3D-Volumetrie (in dieser Arbeit die Messungen durch QLAB) gilt, dass diese offenbar auf eine spezielle erwartete Geometrie ausgerichtet ist und bei Abweichungen derselben zu großen Ungenauigkeiten führt. Für Volumen von komplexer Geometrie ist die Scheibchenvolumetrie per Hand sicherer und genauer. Bereits bei der Volumetrie des Ellipsoids zeigten sich bei dem semiautomatischen Verfahren bereits große Ungenauigkeiten im Vergleich zu den anderen Methoden der Volumetrie. Wichtig wäre, dass das semiautomatische Verfahren nachträglich gut manuell nachkorrigierbar ist, um sichtbare starke Abweichungen des vorgeschlagenen Kontur von der wahren Kontur verbessern zu können. Damit würde die Genauigkeit solcher Verfahren sehr wahrscheinlich gut verbessert werden. Denkbar wäre auch, den den Grenzwert zwischen erkanntem Endokard und Lumen manuell verändern zu können. Es ist allerdings zu bedenken, dass die Untersucherabhängigkeit steigt, je mehr Möglichkeiten der Untersucher hat, die semiautomatische Volumetrie zu beeinflussen.

Auch in klinischen Untersuchungen wurde deutlich, dass die Genauigkeit der semiautomatischen Volumetrie von Form und Größe des Ventrikels abhängt. Bei klinischen Messungen mit QLAB am linken Ventrikel wurde im Vergleich zur CMR-Volumetrie bei diastolischen Volumina eine durchschnittliche Unterschätzung von 7,9 % (CMR-Volumetrie: durchschnittlich 104,4 ml, QLAB durchschnittlich 96,8 ml) beobachtet, wohingegen systolische Volumina (CMR-Volumetrie: durchschnittlich 39,7 ml, QLAB 38,1 ml) lediglich um 4 % unterschätzt wurden (Lu et al., 2008). Die im Vergleich zu den Phantommessungen geringere Ungenauigkeit kann einerseits auf die besonders kleinen Volumina der Phantommessungen und andererseits auf Abweichungen des Ellipsoids

von der ideal angenommenen Form des linken Ventrikels zurückgeführt werden.

Bereits früher gab es Hinweise, dass auch mit anderen Verfahren das Volumen durch echokardiographische Methoden unterschätzt wird und die Messgenauigkeit von dem Kontraktionszustand des Ventrikels abhängig ist. So wurde in Vergleichsmessungen von angiographisch bestimmter Volumina kindlicher linker Ventrikel und durch rekonstruktive 3D-Echokardiographie bestimmten Volumina zwar eine gute Korrelation gefunden, jedoch auch eine signifikante Unterschätzung der diastolischen Volumina durch die 3D-Echokardiographie von durchschnittlich 28,4 % bei einer durchschnittlichen Volumengröße von 22,1 ml (angiographisch bestimmt). Bei systolischen Volumina wurde jedoch nur um 0,9 % unterschätzt (Heusch et al., 1999).

Weitere Methoden der semiautomatischen 3D-Volumetrie: Neben den hier dargestellten Methoden der semiautomatischen Echtzeitvolumetrie gibt es noch weitere Methoden. So gibt es neben der QLAB Software auch eine Auswertesoftware der Firma TomTec, die in unserem Zentrum an weiteren Phantomen validiert wurde.

Neben der direkten Ausmessung ist auch eine Fluss-Volumenbestimmung durch digitalen Doppler über eine Fläche möglich. Hierbei kann der Fluss über die Mitralklappe bestimmt werden und dadurch das Schlagvolumen bestimmt werden. Auch bei Anwendung dieser Methode am kindlichen Herzen stellte sich die Echtzeit-3D-Echokardiographie in Vergleich mit der magnetresonanztomographischen Messung als eine genaue und gut reproduzierbare Methode heraus (Ge et al., 2005).

Vergleich 2D- und 3D-Volumetrie: Zusammenfassend kann für den Vergleich der 2D-Volumetrie zur 3D-Volumetrie anhand der Messungen dieser Arbeit für die Volumetrie von sehr kleinen Volumina von 6,9 ml gesagt werden, dass die Echtzeit-3D-Volumetrie in ihrer Genauigkeit mit der 2D-Volumetrie vergleichbar ist bei deutlich geringerer Untersucherabhängigkeit, obwohl der 3D-Schallkopf eine geringere Auflösung hat. Hierbei konnten die genauesten Ergebnisse mit verwendetem Quickset fetal3DGyn erzielt werden. Es ist aber zu beachten, dass hier nur ideale Volumina validiert wurden. Eine sehr wichtige Feststellung war, dass sowohl durch die 2D-Volumetrie als auch durch die 3D-Volumetrie das Volumen jedoch um mindestens 7 % zu klein gemessen wurde. Die 3D-Volumetrie ist jedoch zeitaufwendiger als die 2D-Volumetrie. Der hohe Zeitaufwand der 3D-Volumetrie stand dem routinemäßigen Einsatz der 3D-Volumetrie

bisher im Wege. Der benötigte Zeitaufwand kann durch semiautomatische Konturerkennungsverfahren verringert werden. Gefordert werden müssen hier jedoch Verfahren, die eine gute Grenzwerterkennung haben und hinsichtlich ihres Auswertalgorithmus unabhängig von vorgegebenen geometrischen Strukturen bleiben. (Müller et al., 2002). Zur Zeit liegt die gesamte benötigte Zeit (Datenakquisition und Messung) für die LV-Volumetrie bei der 2D-Volumetrie bei ca. 75 sec. und bei der semiautomatischen Volumetrie mit QLAB bei 382 sec. (Lu et al., 2008). Es ist aber zu erwarten, dass die 3D-Volumetrie ihre Vorteile zur bislang schneller durchführbaren 2D-Volumetrie insbesondere bei komplexen Volumina, wie zum Beispiel der rechte Ventrikel unter Beweis stellen wird. Es gibt zwar neue Ansätze der 2D-Volumetrie des rechten Ventrikels, welche ansatzweise an Modellen gelingt, aber für die klinische Praxis am bewegenden Herzen sehr fraglich bleibt (Cui et al., 2004). Es wurde die 2D-Volumetrie des kindlichen rechten Ventrikels mit CMR-Volumetrie verglichen. Hierbei zeigte sich eine sehr deutliche Unterschätzung des enddiastolischen Volumens durch die 2D-Volumetrie von 16 % - 58 % in Abhängigkeit von der Messmethode bei einem durch CMR bestimmten durchschnittlichen enddiastolischen Volumen von 92 ml (Helbing et al., 1995). In weiteren Validationsuntersuchungen wurde deutlich, dass die 2D-Volumetrie auch bei Modellen des rechten Ventrikels nur schlecht mit den Referenzwerten korrelierte (Fei et al., 2004). Für die Echtzeit-3D-Volumetrie konnte im Gegensatz zur 2D-Volumetrie bei der Volumetrie von Modellen rechter Ventrikels eine gute Korrelation der Messung mit den wahren Werten sowie eine geringe Untersucherabhängigkeit festgestellt werden. Allerdings wurde auch hierbei das wahre Volumen tendenziell unterschätzt (Fei et al., 2004). Auch in anderen CMR-Vergleichsstudien für die Volumetrie des rechten Ventrikels konnte eine Überlegenheit der Echtzeit-3D-Volumetrie gegenüber der 2D-Volumetrie festgestellt werden (von Bardeleben, 2004).

Auch bei der Volumetrie der linksventrikulären Volumina Erwachsener mit semiautomatischen Methoden der Echtzeit-3D-Echokardiographie konnte bereits eine gute Übereinstimmung mit durch CMR bestimmten Referenzvolumina erzielt werden, welche höher war als die Übereinstimmung mit durch 2D-Volumetrie bestimmten Volumina (Jacobs et al., 2006). Auch in einer Studie für die linksventrikuläre Volumetrie bei Kindern und jungen Erwachsenen, welche an einer angeborenen Herzerkrankung

leiden, zeigte sich eine gute Übereinstimmung der semiautomatischen Echtzeit-3D-Volumetrie mit Vergleichsmessungen der CMR-Volumetrie (Riehle et al., 2008). Eine besondere Möglichkeit durch die semiautomatische Echtzeit-3D-Volumetrie liegt in der Möglichkeit, kontinuierlich das globale und regionale Volumen des linken Ventrikels zu messen durch eine Darstellung im 16-Segment-Modell. Es zeigen sich hierbei jedoch auch Probleme wie zum Beispiel eine schlechte Übereinstimmung vor allem apikaler regionaler Volumina (Müller et al., 2002; Weymann, 2006). Auch die semiautomatische Echtzeit-3D-Volumetrie zeigt sich also trotz höheren Zeitaufwandes auch in anderen Studien als vielversprechende Möglichkeit im Vergleich zur 2D-Volumetrie, die ihre besonderen Vorteile in der Volumetrie komplexer Ventrikel hat.

4.3.3 Untersucherabhängigkeit

Die Untersucherabhängigkeit der 2D- und 3D-Volumetrie ist insgesamt gering, wobei die Untersucherabhängigkeit der 3D-Volumetrie ist geringer als jene der 2D-Volumetrie.

2D-Volumetrie: Die Untersucherabhängigkeit der monoplanen 2D-Volumetrie nach Simpson liegt insgesamt im Bereich von 2,4 % - 5,4 %. Die Tagesabhängigkeit der Messung liegt durchschnittlich bei 3,65 % (**Tabelle 39**, Seite 97). Eine andere publizierte Studie über die Reproduzierbarkeit von 2D-Volumetrien bei Feten zeigt eine signifikant schlechtere Wiederholbarkeitsrate mit einer Intraobservervariabilität von 13 % bei linksventrikulären enddiastolischen Volumina (vgl. Simpson und Cook, 2002). Unterschiede, die absolut gesehen relativ klein sind, machen in Relation betrachtet bei kleinen fetalen Herzvolumina einen großen Unterschied aus. Daher führen bei der fetalen Volumetrie bereits kleine Abweichungen zu großen relativen Fehlern und es ist hierbei besonders wichtig, das Ausmaß der Untersucherabhängigkeit zu kennen und die Untersucherabhängigkeit möglichst gering zu halten.

3D-Volumetrie: Bei der 3D-Volumetrie liegt die Untersucherabhängigkeit insgesamt im Bereich von 1,1 % - 1,7 %. Die Intraobservervariabilität der Aufnahme ist bei der semiautomatischen Volumetrie mit QLAB geringer (QLAB: 1 %, ScanNT: 1,3 - 2,3 %) (**Tabelle 32**, Seite 88). Somit scheinen die Vorteile der semiautomatischen Methode der Volumetrie insbesondere darin zu liegen, dass das Messergebnis weniger von der Aufnahme abhängig ist. Der Nachteil der semiautomatischen Methoden durch QLAB liegt aber in einer größeren Abweichung der Messwerte vom Sollwert. Auch in Vergleichsmessungen mit der CMR-Volumetrie des linken Ventrikels Erwachsener wurde festgestellt, dass die semiautomatische Volumetrie mit QLAB das tatsächliche enddiastolische Volumen um 7,1 % - 12,4 % unterschätzt. Die durchschnittliche Interobservervariabilität lag hierbei bei 12,2 % und die durchschnittliche Intraobservervariabilität bei 7,2 %. Bei der Volumetrie durch TomTec wurde das enddiastolische Volumen nur um 4,8 % - 5,5 % unterschätzt, auch die durchschnittliche Interobservervariabilität (6,4 %) und Intraobservervariabilität (4,7 %) war geringer (Soliman et al., 2007). Die Ergebnisse zur Interobservervariabilität sind jedoch uneinheitlich. Bei Vergleichsmessungen mit der CMR-Volumetrie des linken Ventrikels

von Kindern wurde ebenfalls eine systematische Unterschätzung des Volumens durch Echtzeit-3D-Volumetrie mit der Software von TomTec festgestellt. Jedoch war hierbei die Intraobservervariabilität (durchschnittlich 0,4 %) und die Interobservervariabilität (durchschnittlich 3,3 %) deutlich niedriger (Bu et al., 2005). In einer anderen Arbeit wurde auch für die enddiastolische linksventrikuläre Volumetrie durch QLAB eine ähnliche Intraobservervariabilität (1,0 %) und Interobservervariabilität (3,2 %) gefunden (Lu et al., 2008). Wie erwartet, ist in der klinischen Praxis der Ventrikelvolumetrie mit einer deutlich höheren Untersucherabhängigkeit zu rechnen als bei Messungen am Phantom. Die Untersucherabhängigkeit variiert jedoch von Studie zu Studie und sollte daher für jede uni- oder multizentrische Studie bestimmt werden.

4.3.4 Wertigkeit für die klinische Praxis und Schlussfolgerungen

Die Funktion und Größe von Herzkammern bestimmen bei angeborenen Herzfehlern Therapie und Outcome. Für eine möglichst valide Messung von Volumina stehen 2D- und 3D-echokardiographische Verfahren zur Verfügung. Unter Verwendung einer idealen geometrischen Form in der Form eines kleinen eiförmigen Phantoms, das der Form eines linken Ventrikels nahe kommt, können wir folgende Schlussfolgerungen für die klinische Praxis ziehen:

- Die 2D- und 3D-Volumetrie unterschätzt die tatsächlichen Volumina – dies gilt es auch bei einem Vergleich mit anderen Referenzmethoden, z.B. dem CMR zu berücksichtigen.
- 2D- und 3D-Volumina stimmen im Idealfall eines eiförmigen Phantoms gut überein, wenn folgende Voraussetzungen erfüllt sind:
- **2D-Volumetrie:**
 - Bei der 2D-Volumetrie ist die Volumetrie nach Simpson der Volumetrie aus Distanzen vorzuziehen, weil hierdurch eine erhöhte Genauigkeit erzielt wird und die Messgenauigkeit weniger abhängig von der Lage des Schallkopfes zum Objekt ist.
 - Messungen durch einen Sektorschallkopf (hier S8) weisen hier eine höhere Genauigkeit auf als Messungen durch den einen Konvexschallkopf (curved array) jedoch zum Preis einer höheren Untersucherabhängigkeit der Aufnahme.

- Gerade bei kleinen fetalen Herzvolumina machen geringe Abweichungen große Unterschiede, weswegen auch bei insgesamt geringer Untersucherabhängigkeit diese so gering wie möglich gehalten werden sollte. Daher ist es sinnvoll, 2D-Volumetrien im Zoom-Modus anzufertigen.
 - Zudem sollten erfahrene Untersucher die Auswertung vornehmen, bei welchen vermutet werden kann, dass deren tagesabhängigen Schwankungen geringer sind .
 - Vor allem Messungen im Verlauf sollten daher möglichst durch einen Untersucher erfolgen.
- **3D-Volumetrie:**

Die 3D-Volumetrie ist in ihrer Genauigkeit abhängig von der Einstellung des Ultraschallkopfes (Frequenz, Fokus), der verwendeten Auswertesoftware und den gewählten Darstellungseigenschaften (vor allem die gewählte Kontrastweite). Besonders dann, wenn Messungen im Verlauf beurteilt werden sollen, ist es sehr wichtig, die Software- und Geräteeinstellungen möglichst zu standardisieren, um dadurch entstehende Messunterschiede zu vermeiden, welche fälschlicherweise Änderungen des realen Volumens vortäuschen würden.
 - **3D-Volumetrie durch Scheibchensummation:**

Bei der 3D-Volumetrie durch Scheibchensummation ist es wichtig, die Darstellungseinstellungen der Software, vor allem jene zum Kontrastfenster, möglichst genau zu standardisieren, um die Untersucherabhängigkeit möglichst gering zu halten.

Ausblick 3D-Volumetrie: Die Methode der Echtzeit-3D-Volumetrie bedarf in einigen Punkten an Verbesserung, vor allem bezüglich der Auflösung und der semiautomatischen Analyse-Methoden. Hierunter ist zu erwarten, dass die Genauigkeit der 3D-Volumetrie weiter verbessert werden kann und die Anforderungen für den Gebrauch im klinischen Alltag besser erfüllen wird. So gibt es bereits Hinweise, dass die Verbesserung und Weiterentwicklung des 3D-Schallkopfes die Unterschätzung des Volumens weiter vermindern wird. In Messungen mit dem neuen X3-1 Schallkopf wurden die Volumina kindlicher Herzen in der Echtzeit-3D-Volumetrie im Vergleich zu CMR-Volumetrie zwar noch leicht unterschätzt, aber diese Unterschätzung der Volumina war nicht mehr signifikant (Riehle et al., 2008).

Die Ergebnisse dieser Arbeit konnten bereits einfließen in einer Publikation zur Genauigkeit der 3D-Echokardiographie zur Messung von Distanzen und kleiner Volumina (Herberg et al., 2008) sowie in einer Studie zu Volumetrie von fetalen Ventrikeln (Herberg et al., 2011).

5. Zusammenfassung

Die Echtzeit-3D-Echokardiographie ist eine vielversprechende Methode, um Aussagen über das ventrikuläre Volumen sowie die ventrikuläre Funktion treffen zu können. Auch im Bereich der fetalen Echokardiographie bietet die Methode viele Möglichkeiten. Bisher wurde die Genauigkeit für kleine Herzvolumina von Neugeborenen oder Kleinkindern kaum validiert. Ziel dieser Arbeit ist es, die Genauigkeit von Distanzmessungen und Volumetrie von 2D und 3D Methoden durch Messungen am kleinen Phantom in der Größe von fetalen oder Kinderherzen zu bestimmen, sowie zu untersuchen, inwiefern diese von Einstellungsparametern und Untersucher abhängt.

Hierbei wurde das Fadenphantom CIRS055A für Distanzmessungen und das Phantom CIRS055, ein Phantom mit spezifiziertem eiförmigen Volumen (6,9 ml), für die Volumetrie verwendet, um den Einfluss von Faktoren der Datensatzgenerierung (Schallkopf, Schallkopflage, Frequenz, Fokus, TGC, Quickset und Vergrößerung) sowie der Auswertung (Methode der Volumetrie) bestimmen zu können. Die Intra- und Interobservervariabilität wurde getrennt für den Prozess der Datensatzgenerierung und der Auswertung bestimmt. Als Ultraschall-System wurde das SONOS 7500 von Philips benutzt mit den Schallköpfen X4, S8 und curved array. Für die Auswertung der 3D-Datensätze wurde die Software Q-Lab 5.1 von Philips und ScanNT von Medcom verwendet.

Für Distanzmessungen konnte eine Untersucherabhängigkeit von 1 % - 2 % bestimmt werden. Vertikale Distanzen, die parallel zur Abtastrichtung liegen, wurden um 3 % - 6 % hochsignifikant zu klein gemessen in Abhängigkeit von Lage und verwendetem Phantom bei zusätzlich verwendetem zweiten CIRS055A-Phantom. 2D und 3D-Volumetrie unterschätzten das wahre Volumen signifikant (2D: 8 % - 10 % = - 0,5 - 0,7 ml, 3D: 8 %). Bei der 2D-Volumetrie durch Distanzmessung verursachte der Fehler von vertikalen Distanzen signifikante Unterschiede der Genauigkeit in Abhängigkeit von der Lage des Schallkopfes relativ zum untersuchten Objekt. Diese Abhängigkeit nivellierte sich bei der monoplanen Volumetrie nach Simpson weitestgehend. Die Genauigkeit von 3D-generierten Volumina zeigte eine Abhängigkeit von verwendeter Aufnahme Frequenz/Quickset ohne Abhängigkeit von der Lage des Schallkopfes und wies im Vergleich zu 2D-Volumetrie eine signifikant geringere Untersucherabhängigkeit auf (2D: 2,4 % - 3,0 % (0,2 ml). 3D: 1,1 % - 1,7 % (0,1ml)). Insbesondere bei der 2D-

Volumetrie zeigten sich bezüglich der Untersucherabhängigkeit signifikante Unterschiede in Abhängigkeit von Vergrößerung und verwendeter Methode. Die Art der Auswertung von 3D-Datensätzen hatte einen signifikanten Einfluss auf die Genauigkeit der Messungen (verwendete Software, verwendetes Kontrastfenster).

Verglichen mit den wahren Werten unterschätzen sowohl 2D- als auch 3D-Messungen vertikale Distanzen und Volumina. 3D-Volumenmessungen können mit einer geringeren Untersucherabhängigkeit durchgeführt werden bei vergleichbarer Genauigkeit. Bei Beachtung dieser Begrenzungen der Methode steht mit der 3D-Echokardiographie eine neue verlässliche und nicht invasive Methode zur Bestimmung und Verlaufsbeurteilung kindlicher Herzvolumina zur Verfügung, die voraussichtlich im Vergleich zur 2D-Volumetrie besonders bei der Volumetrie komplexer Ventrikelvolumina ihre Berechtigung finden wird.

6. Anhang

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Anordnung der Fadenreihen im Fadenphantom	16
Abbildung 2: Das Eiphanom in verschiedenen Aufsichten	18
Abbildung 3: Distanzmessungen am Fadenphantom.....	22
Abbildung 4: Die verwendeten Lagen des Schallkopfes am Fadenphantom.....	25
Abbildung 5: Definierte in Lage und Länge variierte vertikale Distanzen.....	28
Abbildung 6: Die Lagen sew, pew, stw und ptw des Schallkopfes relativ zum Eiphanom.....	31
Abbildung 7: Monoplane 2D-Volumetrie nach Simpson.....	34
Abbildung 8: Konturapproximierung der ScanNT-Volumetrie.....	36
Abbildung 9: 3D-Volumetrie mit ScanNT.....	36
Abbildung 10: 3D-Volumetrie mit QLAB.....	37
Abbildung 11: Projektion des Eis auf die Fenster in verschiedenen Schallkopf-Lagen.....	40
Abbildung 12: Unterschiedliche Einstellungen des Kontrastfensters mit ScanNT.....	41
Abbildung 13: Intraobservervariabilität der Aufnahme.....	44
Abbildung 14: Interobservervariabilität der Aufnahme	46
Abbildung 15: Intraobservervariabilität der Messung.....	48
Abbildung 16: Interobservervariabilität der Messung.....	50
Abbildung 17: Einfluss der gewählten Eindringtiefe auf Distanzmessungen.....	52
Abbildung 18: Einfluss des verwendeten Schallkopfes auf Distanzmessungen.....	53
Abbildung 19: Einfluss des verwendeten Quicksets.....	54
Abbildung 20: Einfluss des verwendeten Fokus am X4-Schallkopf.....	56
Abbildung 21: Lage-Abhängigkeit des relativen Fehlers von vertikalen Distanzen.....	59
Abbildung 22: Längen-Abhängigkeit des relativen Fehlers von vertikalen Distanzen.....	60
Abbildung 23: Längen-Abhängigkeit des relativen Fehlers von horizontalen Distanzen.....	61
Abbildung 24: Einfluss des verwendeten Datensatzes (2D oder 3D).....	63
Abbildung 25: Vergleich Distanzmessungen mit QLAB und ScanNT an 3D-Datensätzen.....	64
Abbildung 26: Interobservervariabilität der Aufnahme am Fadenphantom, S8-Schallkopf.....	67
Abbildung 27: Interobservervariabilität für Distanzmessungen am Fadenphantom.....	69
Abbildung 28: Abhängigkeit der Interobservervariabilität der Messung von der Distanzlänge	70
Abbildung 29: Abhängigkeit der Interobservervariabilität der Messung von der Distanzlage.....	71
Abbildung 30: Abhängigkeit der Intraobservervariabilität der Messung von der Distanzlänge	72
Abbildung 31: Lage- und Schallkopfabhängigkeit kurzer vertikaler Distanzen.....	76
Abbildung 32: 2D-Messungen: Abhängigkeit von Distanzmessungen von der Schallkopflage.....	80
Abbildung 33: 2D-Volumetrie: Abhängigkeit von der Schallkopflage.....	81
Abbildung 34: 3D-Volumetrie: Abhängigkeit von der Frequenz der Aufnahme.....	83
Abbildung 35: 3D-Volumetrie: Abhängigkeit vom verwendeten Quickset.....	84
Abbildung 36: 3D-Volumetrie: Abhängigkeit vom Aufnahmemodus.....	85
Abbildung 37: 2D-Volumetrie nach Simpson im Vergleich zur Volumetrie aus Distanzen.....	87
Abbildung 38: Vergleich der 3D-Volumetrie mit unterschiedlicher Auswertungssoftware.....	89
Abbildung 39: 3D-Volumetrie mit ScanNT in Abhängigkeit vom Auswertungsfenster.....	91
Abbildung 40: 3D-Volumetrie mit ScanNT: Abhängigkeit von der Kontrasteinstellung.....	92
Abbildung 41: 2D-Volumetrie: Interobservervariabilität der Messung.....	96
Abbildung 42: 3D-Volumetrie: Interobservervariabilität der Aufnahme.....	99
Abbildung 43: 3D-Volumetrie: Inter-/Intraobservervariabilität der Messung.....	102
Abbildung 44: Monoplane 2D-Volumetrie: Vergleich verschiedener Berechnungsmethoden.....	118

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Am Fadenphantom gemessene Distanzen	23
Tabelle 2: Untersuchung des Einflusses der Geräteeinstellung für Distanzmessungen.....	26
Tabelle 3: Untersuchung der Bedeutung von Distanzlage und -länge.....	27
Tabelle 4: Vergleichsmessungen am zweiten Fadenphantom gleichen Modell.....	29
Tabelle 5: Untersuchung ausgesuchter Aufnahmebedingungen für Messungen am Eiphanom.....	32
Tabelle 6: Untersuchung des Einflusses der Auswertungsmethode für 2D-Volumetrie.....	38
Tabelle 7: Untersuchung des Einflusses der Auswertungsmethoden der 3D-Volumetrie.....	42
Tabelle 8: Versuche zur Intraobservervariabilität der Aufnahme.....	43
Tabelle 9: Versuche zur Interobservervariabilität der Aufnahme.....	45
Tabelle 10: Versuche zur Intraobservervariabilität der Messung.....	47
Tabelle 11: Versuche zur Interobservervariabilität der Messung.....	49
Tabelle 12: Einfluss der verwendeten Betriebsart.....	55
Tabelle 13: Distanzmessung in Abhängigkeit vom Fokus am X4-Schallkopf.....	55
Tabelle 14: Distanzmessung in Abhängigkeit von der Lage des Schallkopfes.....	57
Tabelle 15: Distanzmessung in Abhängigkeit von der TGC-Einstellung.....	57
Tabelle 16: Abhängigkeit der vertikalen Distanzmessungen von der Distanzlage.....	58
Tabelle 17: Abhängigkeit der vertikalen Distanzmessungen von der Distanzlänge.....	60
Tabelle 18: Distanzmessung in Abhängigkeit vom verwendeten Datensatz.....	62
Tabelle 19: Intraobservervariabilität der Aufnahme für Distanzmessungen am Fadenphantom.....	65
Tabelle 20: Interobservervariabilität der Aufnahme für Distanzmessungen am Fadenphantom.....	66
Tabelle 21: Intraobservervariabilität für Distanzmessungen am Fadenphantom.....	68
Tabelle 22: Interobservervariabilität für Distanzmessungen am Fadenphantom.....	69
Tabelle 23: Messgenauigkeit der Distanzmessungen.....	73
Tabelle 24: Übersicht zu den Ergebnissen der Messungen am Fadenphantom	74
Tabelle 25: Ergebnisse der Vergleichsmessungen am zweiten Fadenphantom.....	75
Tabelle 26: Schallkopf-Abhängigkeit bei 2D-Messungen am Eiphanom.....	77
Tabelle 27: Modus-Abhängigkeit von Messungen am Eiphanom	78
Tabelle 28: 2D-Volumetrie: Abhängigkeit von der Schallkopflage.....	79
Tabelle 29: 2D-Messungen am Eiphanom in Abhängigkeit von Aufnahmeparametern	79
Tabelle 30: 3D-Volumetrie mit ScanNT: Einflussgrößen bei der Aufnahme.....	82
Tabelle 31: 2D-Volumetrie: Vergleich unterschiedlicher Methoden der Volumetrie.....	87
Tabelle 32: Vergleich der 3D-Volumetrie mit unterschiedlicher Auswertungssoftware.....	88
Tabelle 33: 3D-Volumetrie mit ScanNT in Abhängigkeit vom Auswertungsfenster.....	90
Tabelle 34: 3D-Volumetrie mit ScanNT: Einflussgrößen bei der Messung.....	92
Tabelle 35: 2D-Volumetrie: Intraobservervariabilität der Aufnahme.....	93
Tabelle 36: 2D-Volumetrie: Interobservervariabilität der Aufnahme	94
Tabelle 37: 2D-Volumetrie: Intraobservervariabilität der Messung.....	95
Tabelle 38: 2D-Volumetrie: Interobservervariabilität der Messung.....	96
Tabelle 39: 2D-Volumetrie: Tagesabhängigkeit der Messung.....	97
Tabelle 40: 3D-Volumetrie: Intraobservervariabilität der Aufnahme.....	98
Tabelle 41: 3D-Volumetrie: Interobservervariabilität der Aufnahme.....	100
Tabelle 42: 3D-Volumetrie: Intraobservervariabilität der Messung.....	101
Tabelle 43: 3D-Volumetrie: Interobservervariabilität der Messung.....	102
Tabelle 44: 2D- und 3D-Volumetrie im Vergleich.....	103
Tabelle 45: Distanzmessung am Eiphanom	103
Tabelle 46: Zusammenfassung der Volumetrie am Eiphanom	104

7. Literaturverzeichnis

1. von Bardeleben RS, Kramm T, Schnabel R, Oberholzer K, Menzel T, Mohr-Kahaly S, Mayer E. Real-Time Three Dimensional Contrast Echocardiography in the Assessment of Aspherical Right Ventricular Geometry and Pressure Load Due to Severe Chronic Thromboembolic Pulmonary Hypertension. *Eur J Echocardiogr* 2003; 4 (suppl 1): S145
2. von Bardeleben RS, Kühl HP, Mohr-Kahaly S, Franke A. Second-generation real-time three-dimensional echocardiography. *Z Kardiol* 2004; 93: IV56-64
3. Bland JM, Altman DG. Applying the right statistics: analyses of measurement studies. *Ultrasound Obstet Gynecol* 2003; 22: 85-93
4. 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
5. Corno AF. Borderline left ventricle. *Eur J Cardiothorac Surg.* 2005; 27: 67-73
6. 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
7. Fei HW, Wang XF, Xie MX, Zhuang L, Chen LX, Yang Y, Huang RQ, Wang J. Validation of real-time three-dimensional echocardiography for quantifying left and right ventricular volumes: an experimental study. *Chin Med J (Engl)* 2004; 117: 695-699
8. Fenster A, Downey DB, Cardinal HN. Three dimensional ultrasound imaging. *Phys Med Biol* 2001; 46: R67-R99
9. Flachskampf FA. 3D echocardiography. *Z Kardiol* 2000; 89: 104-109

10. Franke A, Kühl HP, Hanrath P. Imaging techniques in cardiology: three-dimensional echocardiography. *Z Kardiol* 2000; 89: 150-159
11. Ge S, Bu L, Zhang H, Schelbert E, Disterhoft M, Li X, Li X, Sahn D, Stolpen A, Sonka M. A real-time 3-dimensional digital Doppler method for measurement of flow rate and volume through mitral valve in children: a validation study compared with magnetic resonance imaging. *J Am Soc Echocardiogr* 2005; 18: 1-7
12. Gutberlet M, Abdul-Khaliq H, Grothoff M, Schröter J, Schmitt B, Röttgen R, Lange P, Vogel M, Felix R. Evaluation of left ventricular volumes in patients with congenital heart disease and abnormal left ventricular geometry. Comparison of MRI and transthoracic 3-dimensional echocardiography. *Rofo* 2003; 175: 942-951
13. 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
14. 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; 1: 6-7
15. Herberg U, Lück S, Steinweg B, Brand M, Knies R, Geipel A, Trier HG, Breuer J. Volumetry of fetal hearts using 3D real-time matrix echocardiography - in vitro validation experiments and 3D echocardiographic studies in fetuses. *Ultraschall Med* 2011; 32: 46-53
16. Heusch A, Rübo J, Krogmann ON, Bönig H, Bourgeois M. Volume measurement of the left ventricle in children with congenital heart defects: 3-dimensional echocardiography versus angiocardiography. *Cardiology* 1999; 92: 45-52
17. Jacobs LD, Salgo IS, Goonewardena S, Weinert L, Coon P, Bardo D, Gerard O, Allain P, Zamorano JL, de Isla LP, Mor-Avil V, Lang M. Rapid online quantification of left ventricular volume from real-time three-dimensionalechocardiographic data. *Eur Heart J* 2006; 27: 460-468

18. Kompetenznetz Angeborene Herzfehler, 2014: Nationales Register für angeborene Herzfehler. <http://www.kompetenznetz-ahf.de/forschung/register-biobank/> (Zugriffsdatum: 21.05.2014)
19. Lorenz A, Delorme S. Physical and technical principles of B-image ultrasound. *Radiologe* 1999; 39: 624-642
20. Lu X, Xie M, Tomberlin D, Klas B, Nadvoretzkiy V, Ayres N, Towbin J, Ge S. How accurately, reproducibly, and efficiently can we measure left ventricular indices using M-mode, 2-dimensional, and 3-dimensional echocardiography in children. *Am Heart J* 2008; 55: 946-953
21. 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 : 317-327
22. Mäkikallio K, McElhinney DB, Levine JC, Marx GR, Colan SD, Marshall AC, Lock JE, Marcus EN, Tworetzky W. Fetal aortic valve stenosis and the evolution of hypoplastic left heart syndrome: patient selection for fetal intervention. *Circulation* 2006; 113:1401-1405
23. Mondelli JA, Di Luzio S, Nagaraj A, Kane BJ, Smulevitz B, Nagaraj AV, Greene R, McPherson DD, Rigolin VH. The validation of volumetric real-time 3-dimensional echocardiography for the determination of left ventricular function. *J Am Soc Echocardiogr* 2001; 14: 994-1000
24. Mor-Avi V, Lang RM. The use of real-time three-dimensional echocardiography for the quantification of left ventricular volumes and function. *Curr Opin Cardiol* 2009; 24: 402-409
25. Müller S, Bartel T, Pachinger O, Erbel R. 3-D echocardiography: new developments and future prospects. *Herz* 2002; 27: 227-236

26. Nelson BS. Two-Dimensional Echocardiographic Determination of Left Ventricular Volume, Systolic Function, and Mass. *Circulation* 1991; 84: 280-287
27. Niemann PS1, Pinho L, Balbach T, Galuschky C, Blankenhagen M, Silberbach M, Broberg C, Jerosch-Herold M, Sahn DJ. Anatomically oriented right ventricular volume measurements with dynamic three-dimensional echocardiography validated by 3-Tesla magnetic resonance imaging. *J Am Coll Cardiol* 2007; 50: 1668-1676
28. Riccabona M, Nelson TR, Pretorius DH. Three-dimensional ultrasound: accuracy of distance and volume measurements. Riccabona M, Nelson TR, Pretorius DH 1996; 7: 429-434
29. Riehle TJ, Mahle WT, Parks WJ, Sallee D , Fyfe DA. Real-time three-dimensional echocardiographic acquisition and quantification of left ventricular indices in children and young adults with congenital heart disease: comparison with magnetic resonance imaging. *J Am Soc Echocardiogr* 2008; 21: 78-83
30. Santos MA, Azevedo VM, Cunha MO. Critical left ventricular volume in aortic stenosis in first year of life: its importance in patients selection candidates to univentricular surgical correction pos-valvotomy. *Arq Bras Cardiol* 2005; 85: 186-190
31. Schiller NB. Two-dimensional echocardiographic determination of left ventricular volume, systolic function, and mass. Summary and discussion of the 1989 recommendations of the American Society of Echocardiography. *Circulation* 1991; 84: 1280-1287
32. 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
33. Simpson JM, Cook A. Repeatability of echocardiographic measurements in the human fetus. *Ultrasound Obstet Gynecol* 2002; 20: 332-339

34. 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
35. Sklansky MS, Nelson T, Strachan M, Pretorius D. Real-time three-dimensional fetal echocardiography: initial feasibility study. *J Ultrasound Med* 1999; 18: 745-752
36. Soliman OI, Krenning BJ, Geleijnse ML, Nemes A, van Geuns RJ, Baks T, Anwar AM, Galema TW, Vletter WB, ten Cate FJ. A comparison between QLAB and TomTec full volume reconstruction for real time three-dimensional echocardiographic quantification of left ventricular volumes. *Echocardiography* 2007; 24: 967-974
37. Weyman AE. The year in echocardiography. *J Am Coll Cardiol* 2006; 47: 856-863

7. Danksagung

Ich möchte in erster Linie Fr. PD Dr. Ulrike Herberg danken für ihre sehr engagierte, kontinuierliche, freundliche Unterstützung und Ermutigung sowie die gute Zusammenarbeit, ohne welche diese Arbeit in der Form sicher nicht möglich gewesen wäre.

Auch danke ich Herrn Prof. Dr. med. J. Breuer für seine freundliche Unterstützung und die Möglichkeit, in seiner Klinik diese Dissertation durchführen zu können.

Des weiteren möchte ich an dieser Stelle Herrn Prof. H.G. Trier danken für die freundliche beratende Unterstützung und den wertvollen fachlichen Rat zu speziellen Fragestellungen der Ultraschall-Diagnostik. Sein reicher Erfahrungsschatz erwies sich vor allem für die Planung dieser Dissertation als überaus wertvoll und unverzichtbar.

Ebenso möchte ich an dieser Stelle allen Menschen danken, die mich immer wieder ermutigt haben, diese Dissertation fertigzustellen.

8. Lebenslauf

Persönliche Daten

Name	Manuel Brand
Geburtsort	Engelskirchen
Staatsangehörigkeit	deutsch
Konfession	evangelisch-freikirchlich
Eltern	Hubert Brand Gabriele Brand

Schulbildung

08/1988 – 06/1992	Gemeinschaftsgrundschule Wildbergerhütte
08/1992 – 06/2001	Hollenberg Gymnasium Waldbröl
06/2001	Abschluss mit dem Abitur

Zivildienst

08/2001 – 06/2002	Hugo-Kükelhaus-Schule, Rheinische Förderschule für körperliche und motorische Entwicklung
-------------------	---

Studium

10/2002 – 12/2008	Studium der Humanmedizin an der Universität Bonn
09/2004	Bestehen der Ärztlichen Vorprüfung
12/2008	Bestehen des 2.Abschnitts der Ärztlichen Prüfung

Praktisches Jahr

08/2007– 12/2007	Kreiskrankenhaus Waldbröl, Chirurgie
12/2007– 04/2008	Kreiskrankenhaus Waldbröl, Innere Medizin
04/2008– 07/2008	Kreiskrankenhaus Waldbröl, Pädiatrie

ärztliche Tätigkeit

01/2009 – 10/2014	Assistenzarzt für Innere Medizin am Kreiskrankenhaus Waldbröl
seit 10/2014	Weiterbildungsassistent Arbeitsmedizin AMD-TÜV