

Aus dem Lehrstuhl für Tieranatomie I  
der Tierärztlichen Fakultät  
der Ludwig-Maximilians-Universität München

Kommissarische Leitung:  
Univ.-Prof. Dr. Joris Peters

# **Dreidimensionale Echokardiografie in der Tiermedizin**

## **Evaluierung der kardialen Volumenbestimmung bei herzgesunden Beagles und Dachshunden**

Inaugural-Dissertation  
zur Erlangung der tiermedizinischen Doktorwürde  
der Tierärztlichen Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität  
München

von  
Sandra Elisabeth Penzl  
aus Dorfen

München 2009

Gedruckt mit der Genehmigung der Tierärztlichen Fakultät  
der Ludwig-Maximilians-Universität München

Dekan: Univ.-Prof. Dr. Joachim Braun

Referent: Univ.-Prof. Dr. Cordula Poulsen Nautrup

Koreferent: Priv.-Doz. Dr. Bettina Wollanke

Tag der Promotion: 13.02.2010

*meiner Mutter*

**INHALTSVERZEICHNIS**

INHALTSVERZEICHNIS.....IV

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS.....VII

**EINLEITUNG.....1**

**LITERATURÜBERSICHT.....3**

1. ECHOKARDIOGRAFIE: M-MODE UND 2DE.....3

2. 3DE UND VIERDIMENSIONALE ECHOKARDIOGRAFIE (4DE) .....6

3. VOLUMENBESTIMMUNG DES LINKEN VENTRIKELS SOWIE ABGELEITETE PARAMETER.....10

4. BESTIMMUNG DES VOLUMENS DES LINKEN VENTRIKELS UND ABGELEITETER PARAMETER: M-MODE UND 2DE.....11

    4.1 Formeln zur Bestimmung der linksventrikulären Volumina aus M-Mode-Daten.....11

    4.2 Fehlerquellen bei der linksventrikulären Volumenbestimmung aus M-Mode-Daten.....14

    4.3 Formeln zur Bestimmung der linksventrikulären Volumina aus zweidimensionalen  
    Ultraschalldaten.....16

    4.4 Fehlerquellen bei der linksventrikulären Volumenbestimmung aus 2DE-Daten.....23

    4.5 Studienergebnisse - Hunde.....26

        4.5.1 Messverfahren in M-Mode- und 2DE-Bildern.....26

        4.5.2 Referenzwerte aus M-Mode- und 2DE-Daten .....27

5. BESTIMMUNG DES VOLUMENS DES LINKEN VENTRIKELS MIT 3DE.....29

    5.1 Ablauf der Volumenbestimmung.....29

        5.1.1 Volumenquantifizierungssoftware.....31

        5.1.2 Die kardialen Segmente.....31

        5.1.3 Schwierigkeiten bei der Volumenbestimmung mit 3DE.....34

    5.2 Bisherige Studien.....35

        5.2.1 Humanmedizin: Vergleich dreidimensionale Echokardiografie - Goldstandard.....36

        5.2.2 Humanmedizin: Vergleich 3DE - 2DE.....37

        5.2.3 Experimentelle Studien: Vergleich an Tieren bzw. Tierherzen mit Goldstandard.....37

**TIERE, MATERIAL UND METHODE.....39**

6. HUNDE.....39

    6.1 Einschlusskriterien.....39

    6.2 Patientengut.....39

7. HUNDEHERZEN.....40

8. TECHNISCHE AUSRÜSTUNG.....40

    8.1 Ultraschallgerät.....40

    8.2 Magnetresonanztomograf.....41

    8.3 Dokumentationseinrichtungen.....41

    8.4 Auswertungssoftware.....41



9. HUNDE .....	42
9.1 Signalement.....	42
9.2 Klinische Untersuchung.....	42
9.3 Vorbereitung der Hunde.....	42
9.4 Untersuchungen und Messungen.....	42
9.4.1 Elektrokardiogramm.....	42
9.4.2 Echokardiografie.....	43
9.4.2.1 Allgemeines.....	43
9.4.2.2 Einstellungen.....	44
9.4.2.3 M-Mode.....	45
9.4.2.4 2DE.....	47
9.4.2.5 3DE.....	51
10. HERZPRÄPARATE.....	56
10.1 Vorbereitung.....	56
10.2 Untersuchungen und Messungen.....	57
10.2.1 Echokardiografie.....	58
10.2.1.1 Allgemeines.....	58
10.2.1.2 Einstellungen.....	58
10.2.1.3 2DE.....	58
10.2.1.4 3DE.....	58
10.2.2 MRT.....	59
11. ZEITAUFWAND FÜR DIE DATENANALYSE.....	59
12. STATISTIK.....	59
12.1 Allgemeines.....	59
12.2 Vergleich der Ergebnisse der verschiedenen Methoden.....	60
12.3 Vergleich des Zeitaufwandes für die Volumenanalyse.....	61
<b>ERGEBNISSE.....</b>	<b>62</b>
13. HUNDE.....	62
13.1 Voruntersuchungen.....	62
13.1.1 Allgemeinuntersuchung.....	62
13.1.2 EKG.....	62
13.1.3 Echokardiografische Untersuchung.....	62
13.2 Echokardiografische Volumenanalyse.....	63
13.2.1 M-Mode.....	63
13.2.2 2D-Echokardiografie.....	65
13.2.3 3DE.....	83
13.2.4 Vergleich der konventionellen Methoden mit 3DE.....	85
13.3 Untersuchungszeit.....	104



## ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

/Min.	Herzschläge pro Minute	LVDd	Left Ventricular Diameter diastolic, enddiastolischer Durchmesser des linken Ventrikels
A	Arteria	LVDs	Left Ventricular Diameter systolic, endsystolischer Durchmesser des linken Ventrikels
A	Fläche	l4K	linksapikaler Vierkammerblick
Abb	Abbildung	l2K	linksapikaler Zweikammerblick
AHA	American Heart Association	m	männlich
ASE	American Society of Echocardiography	max	maximal
B-Mode	Brightness-Mode	mk	männlich-kastriert
bp	biplan	M-Mode	(Time-)Motion-Mode
BSA	Body Surface Area, Körperoberfläche	MOD	Method of Discs
BW	Body Weight, Körpergewicht	mp	monoplan
CT	Computertomografie	MRT	Magnetresonanztomografie
CW	Continuous-Wave-Doppler	MW	Mittelwert
DCM	Dilatative Kardiomyopathie	PW	Pulsed Wave Doppler
EDV	Enddiastolisches Volumen	rLA	rechtsparasternale Längsachse
EF	Ejektionsfraktion	RHD	Rauhaardackel
EKG	Elektrokardiogramm	RT-3DE	Realtime-3D-Echokardiografie
ESV	Endsystolisches Volumen	s	siehe
ESVI	Endsystolischer Volumenindex: Endsystolisches Volumen pro Quadratmeter Körperoberfläche	SD	Standardabweichung
FS	Fractionate Shortening, linksventrikuläre Verkürzungsfraktion	SPSS	Statistical Package for the Social Science
HCM	hypertrophe Kardiomyopathie	Tab	Tabelle
ICC	Intraclass-Korrelationskoeffizient	THI	Tissue Harmonic Imaging
KA	Kurzachse	V	Volumen
KHD	Kurzhaardackel	w	weiblich
L	Länge		
LA	Längsachse		
LHD	Langhaardackel		
LV	linker Ventrikel		

wk	weiblich-kastriert
2DE	zweidimensionale Echokardiografie
3DE	dreidimensionale Echokardiografie
4DE	vierdimensionale Echokardiografie

## **Einleitung**

Seit einigen Jahren avanciert die dreidimensionale Echokardiografie, die sogenannte 3D-Echokardiografie (3DE) zur Standarduntersuchung in der kardiologischen Diagnostik des Menschen. Dort ersetzt sie wegen ihrer Vorteile gegenüber den konventionellen zweidimensionalen sonografischen Verfahren diese schon in manchen Anwendungsbereichen.

Dagegen dominieren in der Echokardiografie beim Tier immer noch der Time-Motion-Mode (M-Mode oder TM-Mode) und die zweidimensionale Echokardiografie (2DE). Dabei waren die bis dato hohen Kosten der dreidimensionalen Technik eines der Hauptargumente gegen eine Anwendung im Veterinärbereich. Da in letzter Zeit oben genannter Grund durch stark fallende Preise am Markt obsolet wurde, dürfte die 3DE nun auch für echokardiografisch spezialisierte Tierärzte in das Zentrum des Interesses rücken. Allerdings fehlen für die Anwendung der 3DE sowohl im Klein- als auch im Großtierbereich jegliche Erfahrungen bezüglich Praktikabilität und diagnostischen Mehrwertes.

Im Folgenden soll evaluiert werden, ob die neue Methode der 3DE beim Kleintier Anwendung finden kann. Dies geschieht am Beispiel von Dackeln und Beagles, Vertretern zweier verschiedener Größenklassen von Hunden. Weiterhin soll gezeigt werden, ob die Ultraschalluntersuchung des Herzens durch 3DE verbessert oder beschleunigt wird, indem die Anatomie nicht wie bisher nur mit Hilfe von geometrischen Formeln angenähert, sondern in ihrer vollen dreidimensionalen Ausdehnung erfasst wird. Dafür erfolgt exemplarisch die Analyse des Volumens des linken Ventrikels in Systole und Diastole sowie der Ejektionsfraktion (EF), einerseits mit den konventionellen bisher genutzten Ultraschall-Methoden andererseits mit 3DE.

Messungen am Tier sollen zeigen, ob 3DE überhaupt in der Lage ist, die Gegebenheiten am Hundeherzen exakter als 2DE und M-Mode wiederzugeben. Außerdem wird untersucht, welche Art der Echokardiografie die andere in ihrer Messgenauigkeit übertrifft, und ob diese Überlegenheit ein solches Ausmaß erreicht, dass dies für die echokardiografische Praxis relevant ist. Nicht zuletzt soll überprüft werden, ob das neue Verfahren in der Kleintiermedizin praktikabel

ist. Als Absicherung der Richtigkeit und Genauigkeit der Messungen in 2DE und 3DE werden die zusätzlich an kaninen Herzpräparaten gewonnenen Ergebnisse mit Befunden aus der Magnetresonanztomografie (MRT) verglichen.

## **Literaturübersicht**

### **1. Echokardiografie: M-Mode und 2DE**

In der Humanmedizin öffnete die Echokardiografie mit dem M-Mode und dem zweidimensionalen B-Bild das Tor zur nicht invasiven Diagnostik von Herzerkrankungen. In der Tiermedizin unternahm Frank S. Pipers die ersten Versuche, das Herz mittels M-Mode bei Hunden und Katzen sonografisch darzustellen, erst knapp 10 Jahre später. Im Veterinärbereich gelten M-Mode und 2DE in Verbindung mit Doppler-Anwendungen noch heute als eine der wichtigsten klinischen kardiologischen Untersuchungen (POULSEN NAUTRUP, 1998).

Mit Hilfe der B-Bild-Sonografie lassen sich die kardialen Strukturen in ihrer räumlichen Beziehung zueinander sowie die Bewegung des Herzens sichtbar machen. Dies erlaubt eine exakte Diagnose, Prognose und Therapieüberwachung, allerdings nur im Zusammenhang mit den sonstigen kardiologischen Untersuchungsmethoden wie Auskultation, Röntgen und Elektrokardiografie (EKG) (MUZZI, 2006).

Die Anschallung bei Hund und Katze erfolgt dabei unabhängig vom angewandten Verfahren fast ausschließlich transthorakal, das heißt, der Schallkopf wird zwischen den Rippen aufgesetzt (POULSEN NAUTRUP, 1998).

Die moderne Aufzeichnung geschieht mit Hilfe eines elektronischen Sektorschallkopfes (Abb. 1), und zwar meist mit einem sogenannten Phased Array Transducer. Bei diesem sind die einzelnen Piezoelemente so in Phase angeordnet, dass bei sequentieller Ansteuerung ein Sektorbild entsteht. Durch die kleine Auflagefläche des Sektorschallkopfes wird ein transthorakales Anschallen des Herzens zwischen den Rippen hindurch möglich (POULSEN NAUTRUP, 1998).

Negativ wirkt sich dabei allerdings der sogenannte Schlüssellocheffekt (Abb. 2) aus, da die divergierenden Schallstrahlen des Sektorschallkopfes ein dreieckiges Bild und somit eine Verzerrung der anatomischen Gegebenheiten zur Folge haben. Dies kann die Beurteilung der Bilder für den unerfahrenen Untersucher erschweren (POULSEN NAUTRUP, 1998).

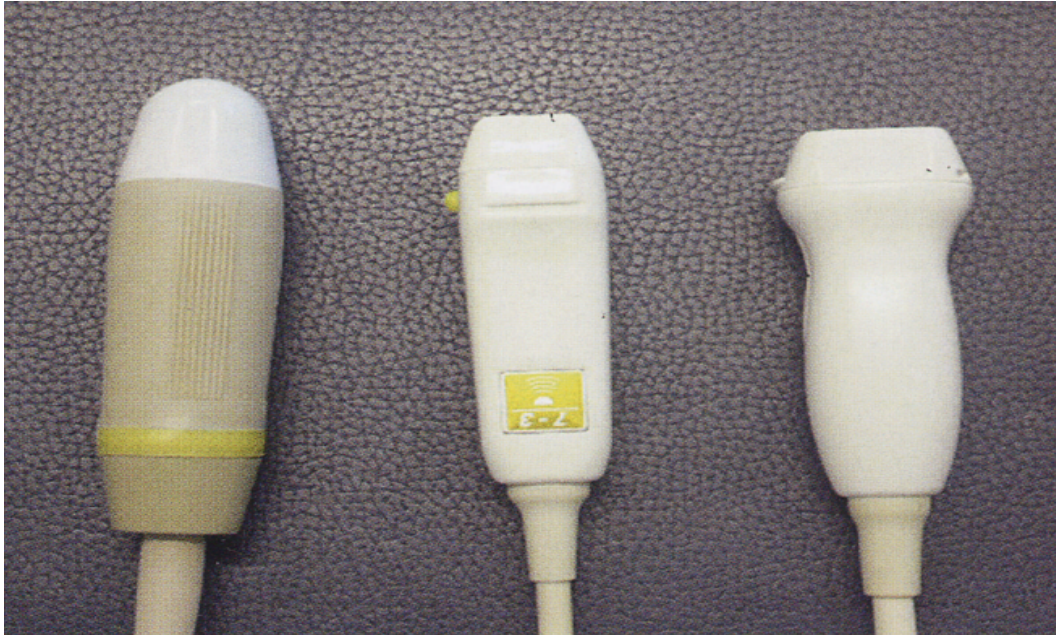


Abb. 1: Verschiedene Sektorschallköpfe (POULSEN NAUTRUP, 1998)

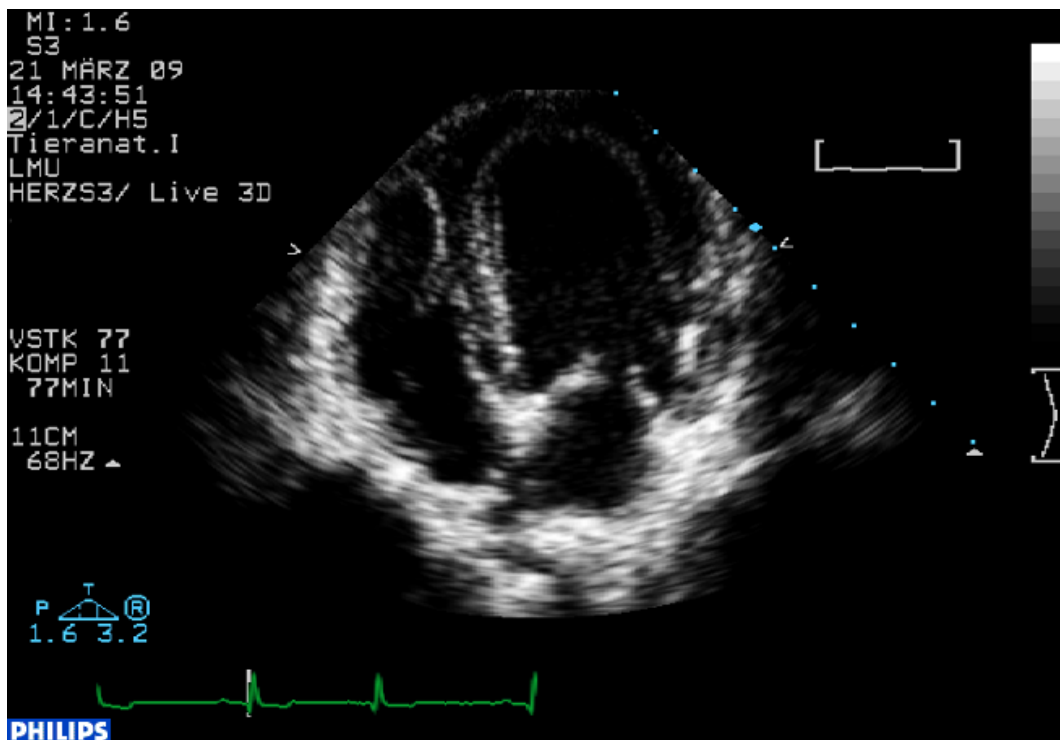


Abb. 2: Schlüssellocheffekt beim Sektorschallkopf



### M-Mode

Im M-Mode werden kardiale Strukturen eindimensional, das heißt entlang einer Linie über die Zeit registriert, die in diesem Fall die zweite Dimension darstellt. Die Position der M-Mode-Linie wird meist im zweidimensionalen Bild festgelegt (Abb. 3 - 4). Dabei muss besonderer Wert auf die Einhaltung der definierten Standardebenen gelegt werden, durch die diese geführt wird. Denn schon ein leichtes Abweichen kann eine deutliche Änderung der Messwerte zur Folge haben (POULSEN NAUTRUP, 1998).

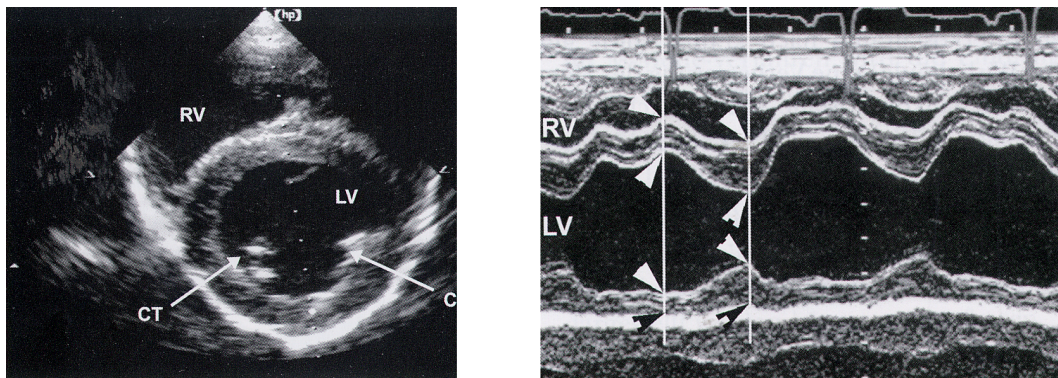


Abb. 3 - 4: Positionierung der M-Mode-Linie im 2DE-Bild und M-Mode (BOON, 2002)

Der M-Mode findet seine Anwendung vor allem bei der Darstellung von Bewegungen zum Beispiel der Herzklappen, des Herzmuskels oder der Veränderung des Ausmaßes der Innenräume des Herzens. Hierbei ist insbesondere die durch die hohe Liniendichte bedingte sehr gute zeitliche Auflösung von Vorteil, so dass auch kleine und kurzfristige Bewegungsänderungen des Herzens nicht verborgen bleiben. Somit ist der M-Mode gut geeignet, genaueste Messungen durchzuführen (BOON, 2006; POULSEN NAUTRUP, 1998; LANG, 2005).

### *2DE*

Bei der 2DE wird das Herz im Schnittbild dargestellt. Von einer Echtzeituntersuchung kann gesprochen werden, wenn die Bildraten größer als 25 Bilder pro Sekunde sind. In der kardiologischen Diagnostik sind jedoch deutlich höhere Bildraten von bis zu 100 Bildern pro Sekunde und darüber sinnvoll.

Der Vorzug der 2DE liegt in der, verglichen mit dem M-Mode, größeren Realitätsnähe des Bildes. Dies ermöglicht es auch dem unerfahrenen Untersucher, die Strukturen und die Funktion des Herzens zufriedenstellend zu beurteilen (POULSEN NAUTRUP, 1998). Zudem ist die 2DE besser zur eingehenden Begutachtung der kardialen Makroskopie sowie zur Identifizierung von pathologischen Strukturen am Herzen, wie zum Beispiel Tumoren, Thromben oder Flüssigkeitsansammlungen im Herzbeutel geeignet (TOBIAS, 2008).

## **2. 3DE und vierdimensionale Echokardiografie (4DE)**

Da es sich beim Herzen um ein dreidimensionales Gebilde handelt, war der Wunsch nach einer entsprechenden Darstellung mittels Ultraschall nur allzu verständlich. Die bisher angewandten Methoden wie M-Mode und 2DE lieferten dem Untersucher zwar durchaus Daten zu Funktion und Anatomie gesunder und kranker Herzen. Allerdings geschah dies oft mit Hilfe geometrischer Näherungen. Zudem blieb durch die fehlende dritte Dimension oft ein Teil der Information verborgen.

Wie in der einschlägigen Literatur (HOUCK, 2006; LANG, 2006; HUNG, 2007; POULSEN NAUTRUP, 2008) zu lesen, nahm die Entwicklung der dreidimensionalen Echokardiografie ihren Ursprung in der Zusammensetzung zahlreicher eng benachbarter zweidimensionaler Ultraschall-Schnittbilder zu einem dreidimensionalen Ganzen. Während die ersten Versuche, dreidimensionale Ultraschallbilder zu erzeugen, Anfang der Sechziger Jahre stattfanden, sollte es bis zur ersten Anwendung in der Echokardiografie noch ungefähr weitere zehn Jahre dauern. Dabei erfolgte die Erfassung der zweidimensionalen Schnittebenen zunächst mit Hilfe eines konventionellen

mechanisch gelenkten Schallkopfes, der in genau definierten Abständen Bilder aufzeichnete. Der passgenauen Aneinanderfügung der einzelnen Schnittebenen diente dabei die Triggerung über ein simultan abgeleitetes EKG. So wurden die einzelnen 2D-Scans durch eine mit dem Schallkopf verbundene automatische Positionserkennung in ein kartesisches Koordinatensystem eingepasst und schließlich zu einem 3D-Bild zusammengefügt.

Dabei leuchtet ein, dass die Genauigkeit mit steigender Anzahl der Ebenen zunahm. Selbst ungeübten Untersuchern war es mit der neuen Technik möglich, aussagekräftige Scans von ihren Patienten anzufertigen, da das akkurate Aufsuchen einer Standardebene während der Untersuchung in den Hintergrund rückte (CHUANG, 1999). Allerdings wuchs mit der Anzahl der Schnittbilder nicht nur die Exaktheit der Methode, sondern auch der Zeitaufwand für die Datenakquise. Dieser betrug in der Regel zwischen einer und fünf Minuten, je nach Anzahl der Ebenen, ohne die nachträgliche Offline-Bearbeitung und Analyse der Daten einzubeziehen.

Wie sich in den letzten Jahren gezeigt hat, wurden viele Nachteile der alten rekonstruktiven Methode durch die Entwicklung der dreidimensionalen Echokardiografie mit Matrixschallköpfen aufgehoben (KISSLO, 2000; TAKUMA, 2001; LANG, 2006; HUNG, 2007; POULSEN NAUTRUP, 2008).

Dabei wird das räumliche Abbild des Herzens nicht wie bisher mechanisch aus einzelnen mit einem normalen Sektorschallkopf gescannten B-Bildern zusammengefügt. Ebenfalls unter EKG-Triggerung erfolgt die Aufzeichnung der zweidimensionalen Schnittbilder elektronisch gesteuert innerhalb kurzer Zeit mit einem Matrix-Schallkopf (Abb. 5). Die ersten Transducer dieser Art unterschieden sich von anderen Schallköpfen zum einen in der mit ungefähr 256 stark erhöhten Anzahl an Piezokristallen, zum anderen in deren Anordnung. Denn während diese bisher in einer Dimension im Schallkopf aufgereiht waren, standen sie bei der neuen Technik in Form eines Gitters nebeneinander. Dies machte die automatische Erfassung eines dreidimensionalen Volumens in Höhe, Breite und Tiefe erst möglich.

Weiterhin gelang es mit den neuen Transducern zum ersten Mal, wirkliche Echtzeit-Aufnahmen des Herzens anzufertigen. Bei der auch als vierdimensionale Echokardiografie (4DE) oder Realtime-3DE (RT-3DE) bezeichneten Untersuchung spricht man in diesem Zusammenhang von Echtzeit, da die Erfassung des Herzens als dreidimensionales Gebilde gleichzeitig mit dessen Darstellung auf dem Bildschirm des Ultraschallgerätes stattfindet.

Der Begriff Realtime-3D wurde ursprünglich in der abdominalen Sonografie verwendet. Hier wurden und werden zweidimensionale B-Bilder nacheinander über eine mechanische Rotation der Schallebene um eine horizontale oder vertikale Achse aufgezeichnet und im Anschluss daran zu einem dreidimensionalen Gebilde vereint. Obwohl es sich dabei streng genommen um eine Rekonstruktion handelt, erlaubt die Schnelligkeit, mit der die Bilder angezeigt werden, von einer Realtime-3D- oder 4D-Sonografie zu sprechen (POULSEN NAUTRUP, 1998).

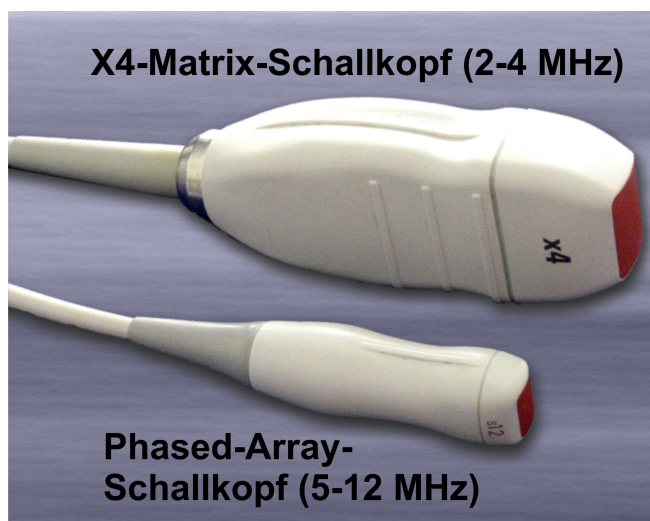


Abb. 5: Matrixschallkopf (POULSEN NAUTRUP, 2008)

Die heutigen Matrix-Schallköpfe besitzen bei einer geringen Auflagefläche mehr als 3000 Piezoelementen und erzeugen ein mit den 2D-Schallköpfen qualitativ vergleichbares Bild. Sie ermöglichen es entweder, ein pyramidenförmiges

Volumen im Echtzeitmodus also in 4DE 30° x 60° groß aufzuzeichnen oder aber im "Weitwinkelmodus". Das Ergebnis ist je nach Liniendichte ein 60° x 60° oder 90° x 90° großes Komplettvolumen, allerdings mit einer etwas schlechteren Auflösung. Dieses Frustum (s. Fussnote) wird über eine EKG-Triggerung aus vier Teilvolumina zusammengesetzt. Die weitere Analyse erfolgt online oder offline. Dabei können die kardialen Strukturen im Nachhinein vermessen werden. Im Falle verschiedener Rauminhalte des Herzens geschieht dies mit einer Volumenquantifizierungssoftware. Mit Hilfe eines derartigen Programms kann zudem die Bewegung der Herzwand an jeder Stelle beurteilt werden. Dies ist vor allem beim Menschen wichtig, wo hypokinetische Areale auf eine Minderdurchblutung von Herzkranzgefäßen oder deren Ästen in diesem Bereich hinweisen.

Ferner kann bei der 3DE das Herz nahezu aus jedem Blickwinkel betrachtet werden. Dies wird beim Menschen neben der Diagnose von angeborenen und erworbenen Herzerkrankungen zur Überwachung von Herzoperationen eingesetzt.

Mit Hilfe der 3DE ist es dem ungeübten Untersucher leichter möglich, Scans anzufertigen und die echokardiografischen Daten zu interpretieren (ABDULLAH, 2000). Außerdem kann ohne großen Zeitaufwand beinahe jeder beliebige zweidimensionale Schnitt aus dem dreidimensionalen Original generiert werden. Neben der Wahl der optimalen Ebenen ohne Verkürzungen und Verkippungen aus dem 3DE-Datensatz ist so auch aus für die 3D-Quantifizierungssoftware qualitativ unzureichenden Volumenscans Diagnostik möglich.

Diesen Vorteilen ist nur wenig entgegenzusetzen. So kann beim Scan eines stark dilatierten Ventrikels vor allem bei der 4DE mit ihrem begrenzten Scan-Volumen ein Teil dessen unberücksichtigt bleiben. Ein zusätzliches Problem ergibt sich möglicherweise bei Hunden mit vagusinduzierter Atemarrhythmie und dadurch bedingter unterschiedlicher Länge der Herzphasen. Durch Störung der EKG-Triggerung führt dies im Extremfall dazu, dass eine dreidimensionale Rekonstruktion unmöglich wird (POULSEN NAUTRUP, 2008).

*Frustum (engl.) Kegelstumpf; bezeichnet bei der 3DE die mathematische Abbildung eines dreidimensionalen Komplettvolumens auf dem Bildschirm*

Schließlich ergeben sich gegenüber der konventionellen echokardiografischen Technik weitere Nachteile durch die geringe Auflösung, die hohen Kosten sowie den größeren Zeitaufwand für die Nachbearbeitung (KISSLO, 2000; TAKUMA, 2001; LANG, 2006; HUNG, 2007; POULSEN NAUTRUP, 2008).

### **3. Volumenbestimmung des linken Ventrikels sowie abgeleitete Parameter**

Die Berechnung des linksventrikulären Volumens in Systole und Diastole kann aus M-Mode-, zweidimensionalen oder dreidimensionalen echokardiografischen Datensätzen erfolgen. Davon abgeleitet werden kann der Endsystolische Volumenindex (ESVI). Dabei handelt es sich um das auf die Körperoberfläche bezogene Endsystolische Volumen (ESV). Zudem ist es möglich, die Ejektionsfraktion (EF), definiert als Prozentsatz des diastolischen Volumens, der in der Systole in den Körper ausgetrieben wird, zu ermitteln (FLACHSKAMPF, 2002). Diese Kenngrößen wurden beim Hund jedoch bis heute nur von wenigen Autoren bestimmt (DUKES-MCEWAN, 2003; LOBO, 2008; SERRES, 2008).

In der Humanmedizin ist die EF ein sehr sensitiver und prognostisch wertvoller Parameter für das Vorliegen, das Stadium und die weitere Prognose einer Herzinsuffizienz (STAMM, 1982). Eine erniedrigte EF gibt ebenso wie ein erhöhter ESVI einen Hinweis auf eine verminderte systolische Funktion, wie sie beispielsweise bei der Dilatativen Kardiomyopathie (DCM) des Menschen oder des Hundes vorkommen kann. Beim Dobermann spricht Dukes-McEwan in diesem Zusammenhang ab einer Ejektionsfraktion von weniger als 40% von einer verminderten systolischen Funktion (DUKES-MCEWAN, 2003). Statt der EF wird in der Tiermedizin oft die Verkürzungsfraktion - auch als Fractionate Shortening (FS) bezeichnet - bestimmt. Diese kann jedoch bei Vorliegen eines relevanten Rückflusses über der Mitralklappe trotz einer systolischen Dysfunktion physiologische Werte liefern (DUKES-MCEWAN, 2003).

Die Gründe für die eher seltene Anwendung der Bestimmung der linksventrikulären Volumina oder der EF in der Tiermedizin liegen zum einen in

der verbreiteten Verwendung des leicht und schnell aufzuzeichnenden und auszuwertenden M-Mode. Darauf aufbauende Berechnungen der Volumina und der abgeleiteten Parameter gelten jedoch als stark fehlerbelastet (BOON, 2006; KIENLE, THOMAS, 2002; TOBIAS, 2008).

Demgegenüber sind zweidimensionale Verfahren zwar genauer, ziehen aber bei erhöhten Ansprüchen an die Bildqualität einen größeren Zeitaufwand für die nachträgliche Analyse nach sich (Boon, 2006).

#### **4. Bestimmung des Volumens des linken Ventrikels und abgeleiteter Parameter: M-Mode und 2DE**

##### **4.1 Formeln zur Bestimmung der linksventrikulären Volumina aus M-Mode-Daten**

Grundlage der ältesten Methode für die Bestimmung des Volumens der linken Kammer ist das M-Mode. Dabei erfolgt die Volumenbestimmung aus einer eindimensionalen Streckenmessung. Hierzu wird die M-Mode-Linie durch eine Ebene zwischen den Papillarmuskeln am Übergang zu den Chordae tendineae und den Segeln der Mitralklappe gelegt.

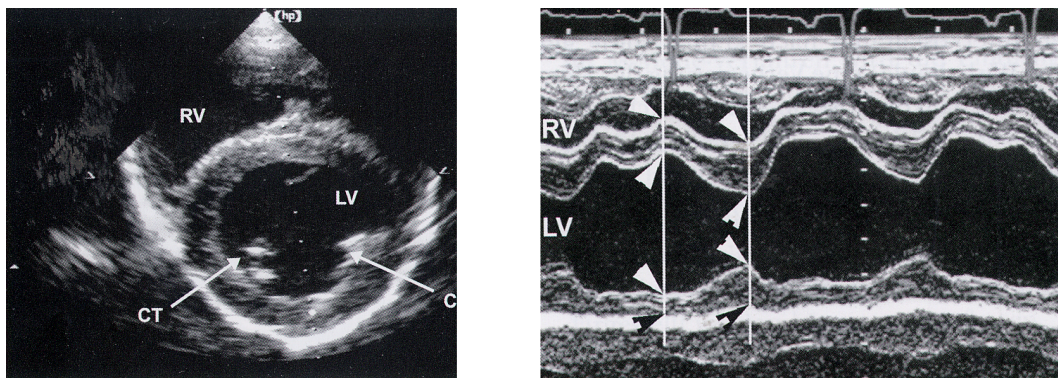
Dies gelingt sowohl in der Kurz-, als auch in der Längsachse. Während die American Society of Echocardiography (ASE) beim Menschen (LANG, 2005) und Hanton (HANTON, 1998) beim Hund die Verwendung der Längsachse zur Messung der Volumina postuliert, wird von Boon (Boon, 2006) bei der Untersuchung des Hundeherzens die Kurzachse wegen der leichteren Platzierung des Messstrahles in der richtigen Ebene bevorzugt. Messungen aus der Kurzachse liefern im Allgemeinen höhere Ergebnisse als Berechnungen aus der Längsachse. Daher kamen Schober et al. (SCHOBER, 2000) zu dem Ergebnis, dass vor allem beim herzkranken Hund Werte, die mittels der einen Technik bestimmt wurden, nicht mit denen der anderen verglichen werden sollten.

Die erste und einfachste Methode aus dem auf diese Art ermittelten diastolischen oder systolischen Durchmesser der linken Kammer das entsprechende Raummaß

abzuleiten, stammt von Pombo (POMBO, 1971; KITTLESON, 1998). Dieser betrachtete die linke Kammer als einen Würfel, wobei der im M-Mode gemessene Durchmesser die Seitenlänge desselben darstellte. Da das Herz jedoch kein Würfel ist und sich in seinen verschiedenen Ebenen ungleichmäßig verkürzt, ergaben sich bei der Volumenberechnung mit diesem Verfahren erhebliche Fehler.

#### *Teichholzmessung:*

Teichholz passte die oben genannte Formel an die kardiale Anatomie an (TEICHHOLZ, 1974, 1976; FEIGENBAUM, 2005): Bei der Berechnung der linksventrikulären Volumina aus den entsprechenden Durchmessern der linken Kammer (Abb. 6 - 7) ging er von einer Ellipsenform des linken Ventrikels aus, die der natürlichen Form desselben immerhin mehr entspricht als ein Würfel.



*Abb. 6 - 7: Teichholzmessung in einem aus der rechtsparasternalen Kurzachse abgeleiteten M-Mode (BOON, 2002)*



Die Werte der einzelnen Volumina berechnen sich demnach folgendermaßen:

Enddiastolisches Volumen des linken Ventrikels nach Teichholz

$$EDV (ml) = \frac{7 \times LVDd^3}{2,4 + LVDd} \quad (\text{Formel 1})$$

Endsystolisches Volumen des linken Ventrikels nach Teichholz

$$ESV (ml) = \frac{7 \times LVDs^3}{2,4 + LVDs} \quad (\text{Formel 2})$$

EDV	Enddiastolisches Volumen
ESV	Endsystolisches Volumen
LVDd	Left Ventricular internal Diameter diastolic, enddiastolischer Diameter des linken Ventrikels
LVDs	Left Ventricular internal Diameter systolic, endsystolischer Diameter des linken Ventrikels

Die grundsätzliche Schwäche liegt jedoch auch bei Anwendung dieser Formel darin, dass mit einer eindimensionalen Ultraschalltechnik versucht wird, ein dreidimensionales Volumen zu bestimmen. Dies gilt in der Tier- (BOON, 2006; KITTLESON, 1998; KIENLE, THOMAS, 2002; TOBIAS, 2008) und der Humanmedizin (ERBEL, 1982; HERREGODS, 1994; LANG, 2005).

#### 4.2 Fehlerquellen bei der linksventrikulären Volumenbestimmung aus M-Mode-Daten

Fehlerquellen sind schräge Messungen, bei denen der Messstrahl nicht genau senkrecht durch Septum und Hinterwand der linken Kammer verläuft (Abb. 8), oder aber die falsche Platzierung der M-Mode-Linie beispielsweise durch den Papillarmuskel (Abb. 9) (POULSEN NAUTRUP, 1998; LANG, 2005). Dies bestätigte sich im Vergleich mit Computertomografie(CT)-Bildern (STOLZMANN, 2008).

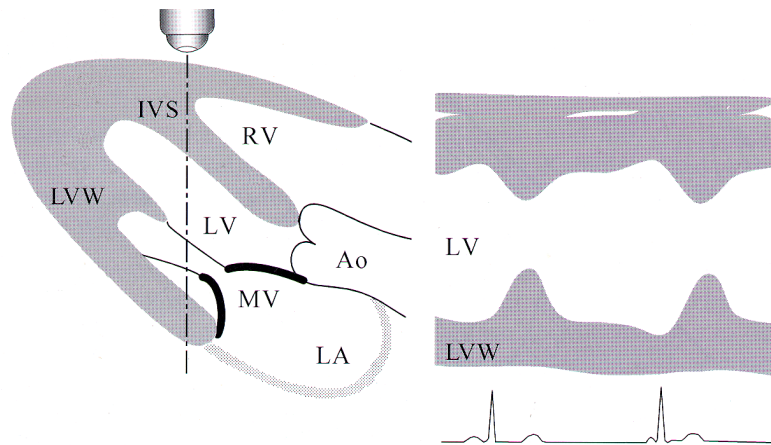


Abb. 8: M-Mode-Linie verläuft schräg durch Septum und Hinterwand (POULSEN NAUTRUP, 1998)

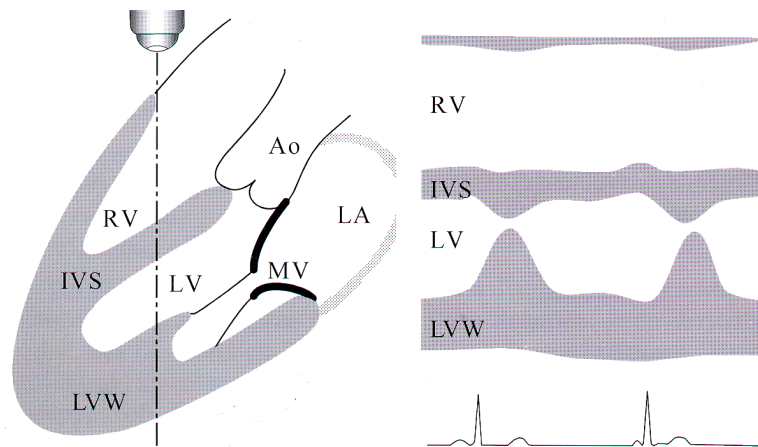


Abb. 9: M-Mode-Linie verläuft durch Papillarmuskel (POULSEN NAUTRUP, 1998)

Dabei ist zu bemerken, dass schon kleine Änderungen des Messwertes der enddiastolischen und/oder endsystolischen Diameter zu einer starken Veränderung der davon abgeleiteten Parameter EDV, ESV und EF führen. Dies erklärt sich dadurch, dass die Diameter in die Teichholz-Formel als siebenfach multipliziert und dreifach potenziert eingehen. So kann schon ein kleiner Messfehler große Ergebnisabweichungen zur Folge haben.

Generell ist aber festzustellen, dass auch bei ordnungsgemäßer Durchführung die Volumina der linken Kammer mit der Teichholzmessung tendenziell überschätzt werden. Dies gilt in der Human- (LANG, 2005; STOLZMANN, 2008) wie in der Tiermedizin (DE MORAIS, 1997; SERRES, 2008) vor allem bei kugelförmig veränderten oder anderweitig pathologisch deformierten Herzen. Bei langen, schmalen Organen kann selten eine Unterschätzung des Volumens vorkommen. Beim Menschen zeigte sich, dass vor allem bei asymmetrischen Herzen eine eindimensionale Messung an einer Stelle kaum in der Lage ist, die Geometrie des Ventrikels wahrheitsgemäß abzubilden (LANG, 2005).

### **4.3 Formeln zur Bestimmung der linksventrikulären Volumina aus zweidimensionalen Ultraschalldaten**

In der Geschichte der Echokardiografie gab es zahlreiche Versuche, das Volumen der linken Kammer als dreidimensionales Gebilde mit Hilfe von Formeln aus zweidimensionalen Schnittbildern abzuleiten. Grundsätzlich werden dabei monoplane von biplanen Methoden unterschieden. Während bei ersteren eine Ebene zur Berechnung herangezogen wird, werden für letztere zwei meist aufeinander senkrecht stehende Ebenen benötigt.

So kann mit der "Bullet-Formula" das linksventrikuläre Volumen mit Hilfe eines Kurz- und eines Längsachsenschnittes bestimmt werden. Bei dieser Berechnungsmethode werden immer zwei Schnittbilder zur Bestimmung der Volumina herangezogen. Dagegen existieren die Flächen-Längen-Methode, die Ellipsoid-Methode und die Scheibchensummationsmethode nach Simpson - auch als Simpson's method of discs (MOD) bezeichnet - als monoplane und biplane Variante.

*"Bullet-Formula":*

Bei der "Bullet-Formula" wird das Volumen der linken Kammer über die Messung der linksventrikulären Fläche in einer rechtsparasternalen Kurzachse auf Höhe der Chordae tendineae (Abb. 10 - 11) und der Länge der linken Kammer von der Herzspitze zur Verbindung zwischen Aorta und Mitralklappenring in der rechtsparasternalen Längsachse mit folgender Formel angenähert (BOON, 2006):

## Volumen des linken Ventrikels in Diastole und Systole

$$V(ml) = \frac{5}{6} \times A \times L \quad (\text{Formel 3})$$

- V            Enddiastolisches oder endsystolisches Volumen
- A            Enddiastolische oder endsystolische Fläche im rechtsparasternalen Kurzachsenschnitt
- L            Enddiastolische oder endsystolische Länge des Ventrikels im rechtsparasternalen Längsachsenschnitt

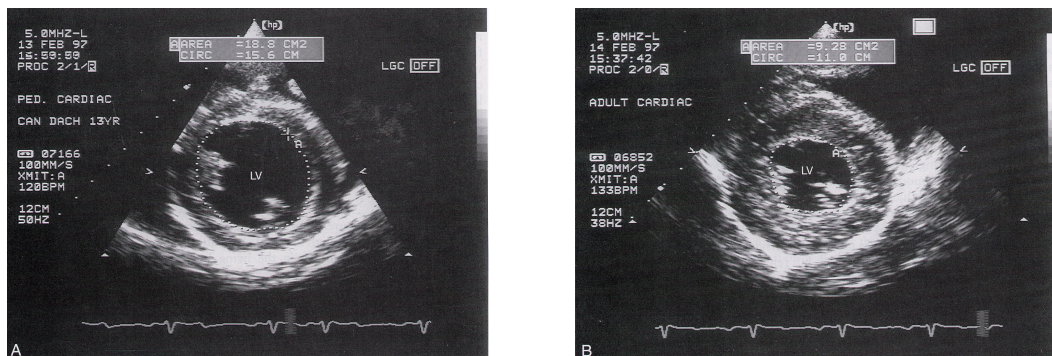


Abb. 10 - 11: Bullet-Formula: Fläche der linken Kammer in Diastole und Systole (BOON, 2006)

### Flächen-Längen-Methode

Bei der monoplanen Flächen-Längen-Methode ergibt sich die Fläche durch Umfahren des Ventrikels entlang des Endokards, die Länge ist die Verbindung zwischen Apex und Mitte des Mitralklappenringes, jeweils im linksapikalen Vierkammerblick (Abb. 12) (FLACHSKAMPF, 2002; KIENLE, THOMAS, 2002). Um bei deformierten Ventrikeln eine größere Messgenauigkeit zu

erreichen, kann zur Ermittlung des Volumens mit der Flächen-Längen-Methode zusätzlich der linksapikale Zweikammerblick herangezogen werden. Die Messung von Ventrikelfläche und -länge erfolgt analog zum Vierkammerblick.

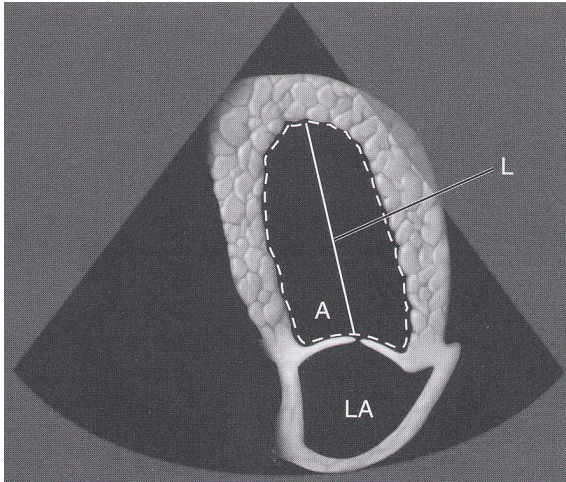


Abb. 12: Flächen-Längen-Methode (BOON, 2006)

Nun kann mit Hilfe folgender Formeln sowohl der systolische als auch der diastolische Inhalt des linken Ventrikels bestimmt werden:

monoplane Flächen-Längen-Methode

Volumen des linken Ventrikels in Diastole und Systole

$$V(ml) = \frac{8}{3\pi} \times \frac{A^2}{L} \quad (\text{Formel 4})$$

biplane Flächen-Längen-Methode

Volumen des linken Ventrikels in Diastole und Systole

$$V(ml) = \frac{8}{3\pi} \times \frac{A \times B}{L} \quad (\text{Formel 5})$$

- V            Enddiastolisches oder endsystolisches Volumen
- A            Enddiastolische oder endsystolische Fläche im Vierkammerblick
- B            Enddiastolische oder endsystolische Fläche im Zweikammerblick
- L            Enddiastolische oder endsystolische Länge des Ventrikels

*Ellipsoidmethode:*

In der Humanmedizin ist die Kalkulation des Volumens mit Hilfe der Ellipsoidmethode beschrieben. In der monoplanen Variante erfolgen die Messungen in einem linksapikalen Vierkammerblick. Zur biplanen Berechnung wird zusätzlich auf eine dazu senkrecht stehende Ebene, meist den linksapikalen Zweikammerblick zurückgegriffen. Außerdem wird die Länge der Kammer vom Apex bis zur Verbindung zwischen Aorta und Mitralklappenannulus gemessen. Das Raummaß des linken Ventrikels bestimmt sich dann folgendermaßen:

monoplane Ellipsoid-Methode

Volumen des linken Ventrikels in Diastole und Systole

$$V(ml) = \frac{\pi}{6} \times L \times D^2 \quad (\text{Formel 6})$$

biplane Ellipsoidmethode

Volumen des linken Ventrikels in Diastole und Systole

$$V(ml) = \frac{\pi}{6} \times L \times D \times E \quad (\text{Formel 7})$$

V Enddiastolisches oder endsystolisches Volumen

L gemeinsame Länge der linken Kammer

D äquatorialer Durchmesser der linken Kammer im linksapikalen Vierkammerblick

E äquatorialer Durchmesser der linken Kammer im linksapikalen Zweikammerblick

*Scheibchensummationsmethode oder MOD nach Simpson:*

Die Methode der Wahl zur Volumenbestimmung beim Menschen ist laut American Society of Echocardiography (ASE) die biplane Scheibchensummationsmethode nach Simpson, auch als "modified Simpson's rule" bezeichnet. Als zweite Ebene neben dem linksapikalen Vierkammerblick



findet dabei ein linksapikaler Zweikammerblick Anwendung. Der Grund für die Präferenzierung dieser Methode ist, dass sie auch bei formveränderten Ventrikeln noch eine relativ hohe Aussagekraft besitzt. Dies wurde beim Menschen (STAMM, 1982 LANG, 2005) sowie am Modell (ERBEL, 1982) bestätigt. Zudem ist die Variabilität zwischen zwei Untersuchungen und zwischen zwei Untersuchern sehr gering (OTTERSTAD, 2002). Da bei diesem Verfahren zwei Ebenen zur Berechnung herangezogen werden, müssen in Folge weniger geometrische Annäherungen Anwendung finden.

Zur Bestimmung der Volumina mit der biplanen Scheibchensummationsmethode nach Simpson wird zum einen die Fläche der linken Kammer im Vier- und Zweikammerblick (Abb. 13 - 14) bestimmt und zum anderen die Achse vom Apex zur Mitte des Mitralklappenannulus gemessen. Mit Hilfe einer Computerberechnung wird der Ventrikel daraufhin in meist 20 einzelne Scheiben zerteilt, die entlang der Achse und senkrecht dazu aufgereiht sind. Das Raummaß dieser sogenannten Discs wird dann zu einem Gesamtvolumen addiert.

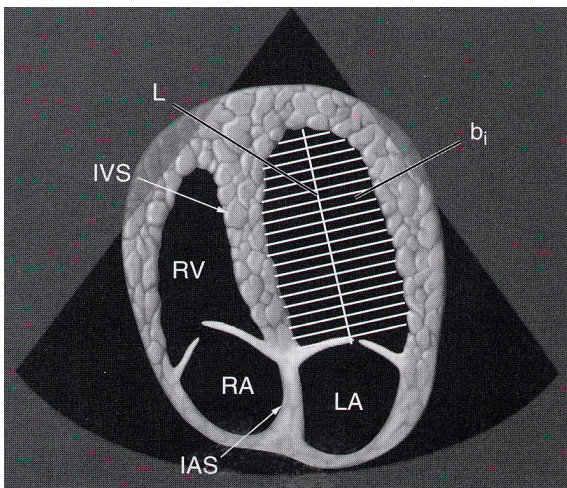


Abb. 13: monoplane Scheibchensummationsmethode nach Simpson: linksapikaler Vierkammerblick (BOON, 2006)

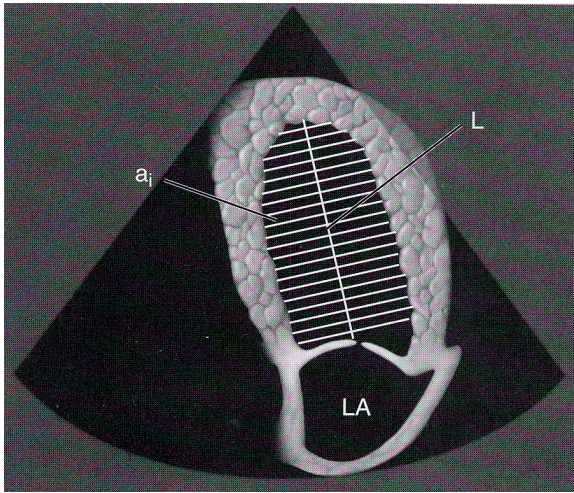


Abb. 14: biplane Scheibchensummationsmethode nach Simpson - zweite Ebene: linksapikaler Zweikammerblick (BOON, 2006)

Allerdings hat es sich in der Humanmedizin bei einigen Patienten als schwierig erwiesen, vor allem den Zweikammerblick so einzustellen, dass das Endokard deutlich erkennbar ist (STAMM, 1982). In diesem Fall kann die Volumenbestimmung nach Simpson als monoplane Variante nur mit Hilfe einer Ebene erfolgen. Die einzelnen Scheibchen sind dann nicht mehr ellipsen- sondern kreisförmig. Die Ebene, aus der das monoplane linksventrikuläre Volumen berechnet wird, ist im Allgemeinen der linksapikale Vierkammerblick. Gelingt jedoch dessen Einstellung nicht ohne Verkürzung, kann auf die rechtsparasternale Längsachse zurückgegriffen werden. Diese erwies sich beim Hund als adäquate Berechnungsgrundlage (BALOI, 2003; DUKES-MCEWAN, 2002; SIMAK, 2008).

Im Vergleich zum biplanen Verfahren ist die monoplane Scheibchensummationsmethode nach Simpson etwas weniger genau, insbesondere bei Menschen mit lokalen Asymmetrien (Stamm, 1982; LANG, 2005).

Das enddiastolische und endsystolische Volumen berechnet sich nach folgenden Formeln:

monoplane Scheibchensummationsmethode nach Simpson

Volumen des linken Ventrikels in Diastole und Systole

$$V(ml) = \frac{\pi}{4} h \sum_{i=1}^n Di^2 \quad (\text{Formel 8})$$

biplane Scheibchensummationsmethode nach Simpson

Volumen des linken Ventrikels in Diastole und Systole

$$V(ml) = \frac{\pi}{4} h \sum_{i=1}^n Di \times Ei \quad (\text{Formel 9})$$

V Enddiastolisches oder endsystolisches Volumen

h Höhe der einzelnen Scheibchen

n Anzahl der Scheibchen

Di Durchmesser des Scheibchens im linksapikalen Vierkammerblick

Ei Durchmesser des Scheibchens im linksapikalen Zweikammerblick

#### **4.4 Fehlerquellen bei der linksventrikulären Volumenbestimmung aus 2DE-Daten**

Zu den typischen Fehlerquellen aller linksventrikulären Volumenbestimmungen aus zweidimensionalen B-Bildern zählen Artefakte durch Bewegungen des Patienten (LANG, 2005). Außerdem kann es in der Tiermedizin (Boon, 2006)

genau wie im Humanbereich (OTTERSTAD, 2002; LANG, 2005) leicht zu einer Verkürzung des Apex kommen. Grothues et al. (GROTHUES, 2002) zeigten diese Verkipfung der Schallebene mit als Grund für die gegenüber der Magnetresonanztomografie unterlegene Reproduzierbarkeit der echokardiografischen Messungen bei herzkranken und herzgesunden Menschen auf.

Eine weitere Fehlerquelle bei der 2DE ist die mangelhafte Abgrenzbarkeit des Endokards. Beim Menschen war zu erkennen, dass dies eine Unter- oder seltener eine Überschätzung des Volumens zur Folge haben kann (STAMM, 1982; GROTHUES, 2002). Dieses Problem kann durch die Aufnahme der Ultraschallbilder im Harmonic Mode, auch Tissue Harmonic Imaging (THI) genannt, behoben werden (QIN, 2000; POULEUR, 2008), indem die räumliche Auflösung verbessert und der Kontrast bei niedrigen Sendefrequenzen und guter Eindringtiefe erhöht wird (Abb. 15 - 16) (FLACHSKAMPF, 2002).

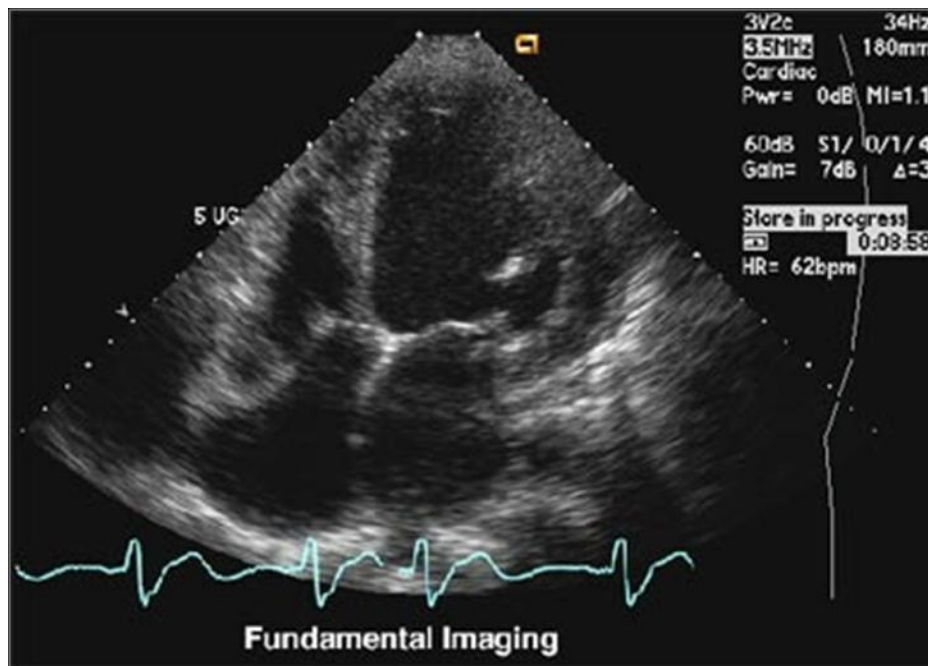


Abb. 15 : linksapikaler Vierkammerblick ohne Harmonic Imaging  
([http://de.wikipedia.org/w/index.php?title=Datei:Heart\\_without\\_THI.jpg&filetimestamp=20060830133837](http://de.wikipedia.org/w/index.php?title=Datei:Heart_without_THI.jpg&filetimestamp=20060830133837))

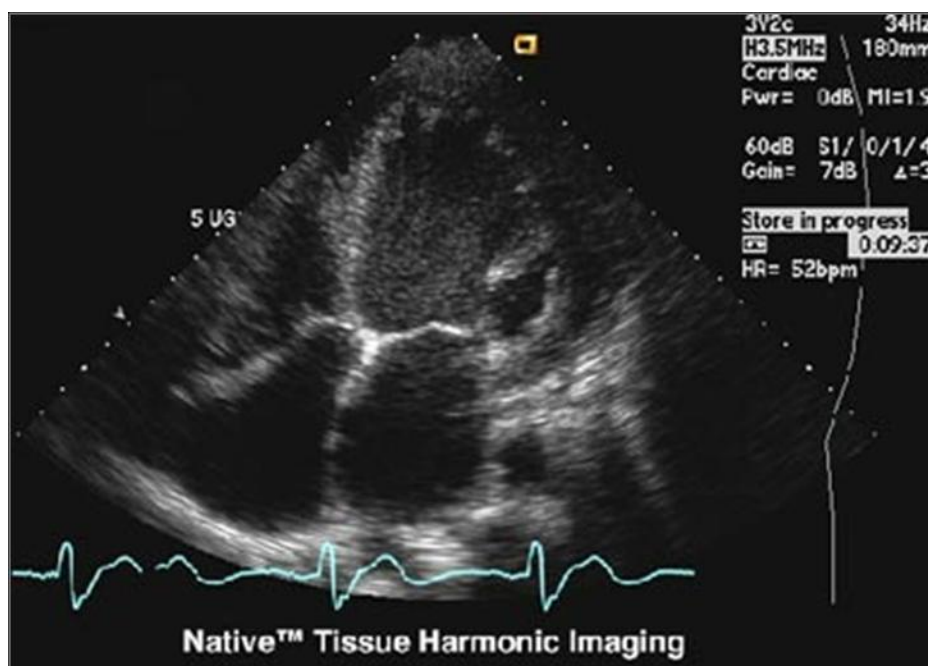


Abb. 16: linksapikaler Vierkammerblick mit Harmonic Imaging  
([http://de.wikipedia.org/w/index.php?title=Datei:Heart\\_with\\_THI.jpg&filetimestamp=20060830133950](http://de.wikipedia.org/w/index.php?title=Datei:Heart_with_THI.jpg&filetimestamp=20060830133950))

Gelingt dies nicht, kann die Applikation von Kontrastmittel zu einer besseren Bildqualität führen. Allerdings wird von manchen Autoren angegeben, dass die echokardiografische Volumenmessung im Harmonic Mode oder bei der Verwendung von Kontrastmittel durch das übermäßig deutlich dargestellte Endokard niedrigere Werte ergeben kann (HIRATA, 2002; MCGAVIGAN, 2003; LANG, 2005).

Doch selbst wenn die Aufzeichnung der Schnittebenen ordnungsgemäß und bei guter Bildqualität erfolgt, wurde in Studien bei Hund (WEISS, 1983) und Mensch (FLACHSKAMPF, 2002; GUTIÉRREZ-CHICO, 2005) bei der linksventrikulären Volumenberechnung aus zweidimensionalen B-Bildern eine Tendenz zur Unterschätzung des Rauminhaltes festgestellt, die mit steigender Anzahl der in die Volumenberechnung einbezogenen Ebenen abnahm (GUTIÉRREZ-CHICO, 2005). Diese Messungengenauigkeit bei der Verwendung von einer oder zwei Ebenen zeigte sich jedoch nicht bei der Ejektionsfraktion. Hier ergaben sich im Vergleich zum MRT nur sehr kleine Unterschiede, da die beiden Raummaße bei der Bestimmung der Ejektionsfraktion zueinander ins Verhältnis gesetzt werden (GUTIÉRREZ-CHICO, 2005). Lediglich Flachskampf stellte eine geringe Unterschätzung der EF gegenüber der Cineventrikulografie fest (FLACHSKAMPF, 2002).

## **4.5 Studienergebnisse - Hunde**

### **4.5.1 Messverfahren in M-Mode- und 2DE-Bildern**

Das Volumen der linken Kammer, bestimmt aus zweidimensionalen Ultraschallbildern, ist ein in der Tiermedizin vor allem wegen seiner zeitaufwendigen Berechnung nur selten bestimmter Parameter. Daher schätzten die meisten bisherigen Studien den Rauminhalt über die Teichholzmessung aus der Bestimmung des Kammerdurchmessers in Diastole und Systole (HANTON, 1998; BROWN, 2005).

In den wenigen tiermedizinischen Studien, in denen die linksventrikulären Volumina und abhängige Parameter wie der ESVI aus zweidimensionalen Datensätzen berechnet wurden, fanden einige Autoren eine deutliche Überlegenheit der monoplanen Verfahren der Flächen-Längen-Methode sowie der Scheibchensummationsmethode nach Simpson (DE MORAIS, 1997; LOBO, 2008; SERRES, 2008) gegenüber den M-Mode-Berechnungen.

Dies galt vor allem bei herzkranken Hunden, bei denen die Teichholzmethode nicht in der Lage war, die Veränderungen des Herzens im Verlauf der Erkrankung adäquat abzubilden (BROWN, 2005).

#### **4.5.2 Referenzwerte aus M-Mode- und 2DE-Daten**

Studien im tiermedizinischen Bereich bemühten sich in ein- und zweidimensionalen B-Bild-Verfahren, rassespezifische oder gewichtsbezogene echokardiografische Referenzwerte für die Ausmaße der linken Kammer zu etablieren (BOON, 1983; O'GRADY, 1986; CRIPPA, 1992; MORRISON, 1992; SNYDER, 1995; HANTON, 1998; VOLLMAR, 1999; SCHOBER, 2000; O'LEARY, 2003; CORNELL, 2004; BROWN, 2005; HASKINS, 2005; MUZZI, 2006; HALL, 2008; LOBO, 2008 ).

So existieren unter anderem Studien mit rassebezogenen linksventrikulären Messwerten für Afghanen (MORRISON, 1992), Beagles (CRIPPA, 1992; HANTON, 1998), Boxer (HERRTAGE, 1994), Dachshunde (DECKINGER, 2003), Deerhounds (VOLLMAR, 1998), Deutsche Doggen (KOCH, 1996) Deutsche Schäferhunde (MUZZI, 2006), Dobermänner (O'GRADY, 1995; CALVERT, 1986), Englische Bullterrier (O'LEARY, 2003), Englische Cocker Spaniels (GOODING, 1986), Estrela Berghunde (LOBO, 2008), Irische Wolfshunde (VOLLMAR, 1999), Neufundländer (KOCH, 1996), Pembroke Corgies (MORRISON, 1992) sowie Zwergpudel (MORRISON, 1992).

Zudem wurden lineare Kenngrößen, wie der diastolische oder systolische Durchmesser der linken Kammer zum Körpergewicht (O'GRADY, 1986; VOLLMAR, 1999; BOON, 2002; O'LEARY, 2003; MUZZI, 2006), zur Körperlänge (CORNELL, 2004) oder zur Körperoberfläche (BOON, 1983; BROWN, 2005; LOBO, 2008) in Bezug gesetzt.

Dabei führte die Rasse- und Familienabhängigkeit der Werte sowie der Einfluss der unterschiedlichen Nutzung der Tiere auf die kardialen Parameter zu Unstimmigkeiten in den Referenzbereichen. Deshalb ist grundsätzlich die Bezugnahme auf rasseabhängige Referenzwerte zu bevorzugen, diese liegen aber nicht für alle Rassen vor. Und selbst beim Vergleich zweier Gruppen von Beagles aus verschiedenen Labors ergaben sich bezüglich der im M-Mode gemessenen Parameter Unterschiede (HANTON, 1998). Hieraus wird gefolgert, dass jede echokardiografische Dimensionsbestimmung beim Hund unabhängig von der zugrundeliegenden Methode kritisch bezüglich rassespezifischer und individueller Besonderheiten betrachtet werden muss.

Zur Berechnung des linksventrikulären Volumens existieren wesentlich weniger Studien als zu enddiastolischen und endsystolischen Diametern. Von zwei Untersuchern wurde das mittels Teichholzformel errechnete Raummaß der linken Kammer zur Körperoberfläche ins Verhältnis gesetzt (VOLLMAR, 1999; SERRES, 2008). Einen weiteren der wenigen Versuche, Volumenparameter in die echokardiografische Untersuchung des Hundes einzuführen, machten Duker-McEwan et al. (DUKES-MCEWAN, 2003) bei Dobermännern. Sie nutzten zur Diagnostik der Dilatativen Kardiomyopathie (DCM) die über die monoplane Simpsonmethode berechnete EF und den ESVI. Dabei betrachteten sie für den ESVI Werte von bis zu 80 ml pro Quadratmeter Körperoberfläche und für die EF Werte von unter 40% als Anzeichen für eine systolische Dysfunktion, wie sie als eines der Hauptmerkmale das Erscheinungsbild der DCM prägt.

Serres et al. stellten jedoch bei ihren Untersuchungen von Hunden mit Mitralklappenendokardiose Überschneidungen in den Messwerten für ESVI bei gesunden Hunden und solchen mit eingeschränkter systolischer Funktion fest (SERRES, 2008).



## **5. Bestimmung des Volumens des linken Ventrikels mit 3DE**

Wie bereits zuvor angeführt, stammen die bisherigen Bestrebungen, das Volumen der Herzkammern dreidimensional darzustellen und zu vermessen, ausschließlich aus dem humanmedizinischen oder experimentellen Bereich.

### **5.1 Ablauf der Volumenbestimmung**

Mit Einführung der 3DE ließ sich das Volumen der linken Kammer mit Ultraschall ohne Zuhilfenahme von geometrischen Annäherungen berechnen. Diese Bestimmung des realen Raummaßes war bisher nur unter Verwendung anderer dreidimensionaler Verfahren wie MRT und CT möglich.

So wird bei der 3DE mit einem Matrix-Schallkopf der linke Ventrikel in seiner Gesamtheit erfasst, um im Nachhinein analysiert zu werden. Dafür ist zunächst das Aufsuchen eines linksapikalen Vier- oder Zweikammerblickes notwendig. Nachdem am Monitor des Ultraschallgerätes die korrekte Platzierung des Schallfensters über die einwandfreie Darstellung der Ausgangsebene und der orthogonal zu ihr stehenden Ebene in einer biplanen Darstellung kontrolliert worden ist (Abb. 17), erfolgt der Scan des Gesamtvolumens unter EKG-Triggerung. Dieses kann als sogenanntes Frustum über eine Volumenquantifizierungssoftware entweder direkt am Ultraschallgerät online oder an einem externen Rechner offline weiter ausgewertet werden (ARAI, 2004; KÜHL, 2004; SOLIMAN, 2007).

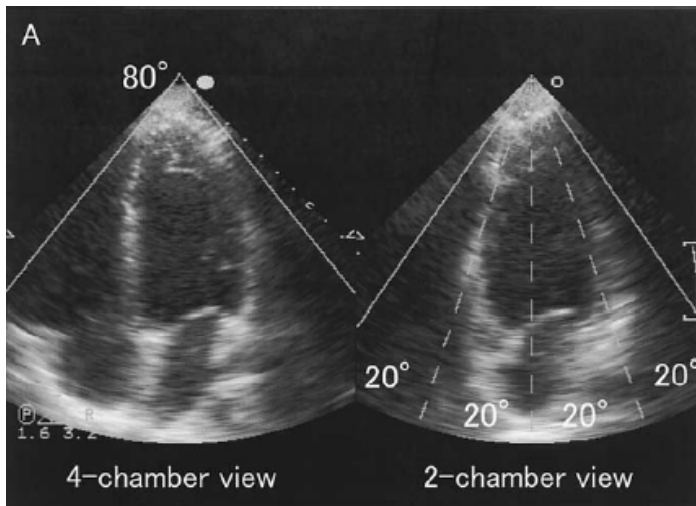


Abb. 17: Biplane Ansicht vor Aufnahme des Komplettvolumenscans (ARAI, 2004)

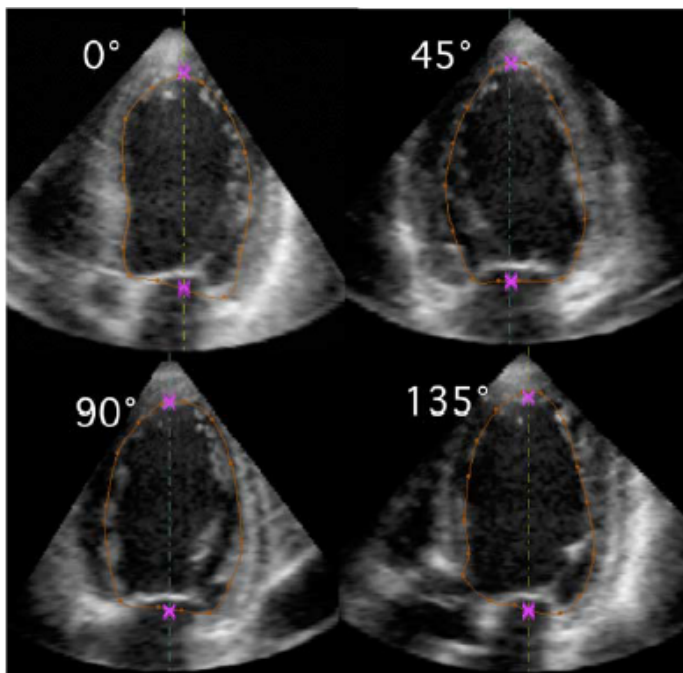


Abb. 18: Automatische Endokardererkennung in vier Schnittebenen (ARAI, 2004)

### **5.1.1 Volumenquantifizierungssoftware**

Zur Bestimmung des Volumens aus einer dreidimensionalen Erfassung der linken Herzkammer gibt es gerätebezogene Programme wie zum Beispiel das Programm QLAB von Philips und geräteunabhängige Software von Fremdanbietern wie 4D LV-Analysis der Firma TomTec.

Mit allen Programmen sind die Volumina der linken Herzkammer realistisch berechenbar. Vergleichende Studien betreffen allerdings überwiegend oben angeführte Programme. So ergaben sich in einer Arbeit kleine Unterschiede (SOLIMAN, 2007): Die Vorteile bezüglich der Interobservervariabilität sowie der Genauigkeit bei der Berechnung des linksventrikulären enddiastolischen und endsystolischen Volumens lagen bei TomTec. Mit QLAB dagegen benötigte der Untersucher weniger Zeit für die Volumenanalyse.

Das Vorgehen bei der Volumenberechnung ist bei beiden Programmen ähnlich (SOLIMAN, 2007). Außerdem können in 4D LV-Analysis und QLAB im Anschluss an die Analyse des Komplettvolumenscans Aussagen über die systolische Funktion des Herzens gemacht werden, indem aus EDV und ESV die Ejektionsfraktion durch das Programm errechnet wird. Überdies können nicht nur eine allgemeine Hypokontraktilität, sondern auch lokale Wandbewegungsstörungen detektiert werden. Dies gelingt, indem die Software die Bewegung des Herzmuskels getrennt für jedes kardiale Segment analysiert und anzeigt.

### **5.1.2 Die kardialen Segmente**

Die Dynamik des Herzmuskels im Wechsel von Systole und Diastole umfassend festzuhalten, ist im humanmedizinischen Bereich von besonderer Bedeutung. Denn lokale Wandbewegungsstörungen weisen auf hypoperfundierte, ischämische Myokardareale hin. Die Zuordnung zu den entsprechenden Koronararterien und ihren Ästen gelingt unter Zuhilfenahme der sogenannten kardialen Segmente. Dabei handelt es sich um definierte Bereiche des Herzmuskels des Menschen, die durch die Koronar-Angiografie den entsprechenden Herzkranzgefäßen und deren Ästen zugeordnet wurden (CERQUEIRA, 2002).

Das Herz wird von der American Heart Association (AHA) aktuell in 17 Segmente eingeteilt, da mit dieser Anzahl die beste anatomische Übereinstimmung zu erreichen ist. Dazu wird die linke Kammer im rechten Winkel zur Längsachse in drei gleiche Abschnitte dividiert (Abb. 19):

Basale Ebene im Bereich der Klappenebene

mittventrikuläre Ebene im mittleren Drittel

apikale Ebene im Bereich unterhalb der Papillarmuskeln, bevor die linke Kammer in das Myokard der Herzspitze übergeht

Der sogenannte "wahre Apex", der außerhalb der drei Querebenen das 17. Segment darstellt, besteht aus dem Myokard der Herzspitze. Die drei Hauptebenen werden wiederum unterteilt, und zwar die basale und mittventrikuläre Ebene in jeweils sechs Abschnitte, die apikale in vier.

In diesem Zusammenhang werden bei der ersten folgende Segmente unterschieden:

anteriore Segmente: Bereich der Vorderwand

anterolaterale Segmente: Bereich des der Vorderwand zugekehrten Teils der Seitenwand

inferolaterale Segmente: Bereich des der Hinterwand zugekehrten Teils der Seitenwand

inferiore Segmente: Bereich der Hinterwand

inferoseptale Segmente: Bereich des der Hinterwand zugekehrten Teils des Septums

anteroseptale Segmente: Bereich des der Vorderwand zugekehrten Teils des Septums

In der apikalen Ebene werden die lateralen und septalen Segmente nicht weiter dividiert, so dass nur noch je ein anteriores, ein laterales, ein inferiores und ein septales Segment übrig bleiben (Abb. 20).

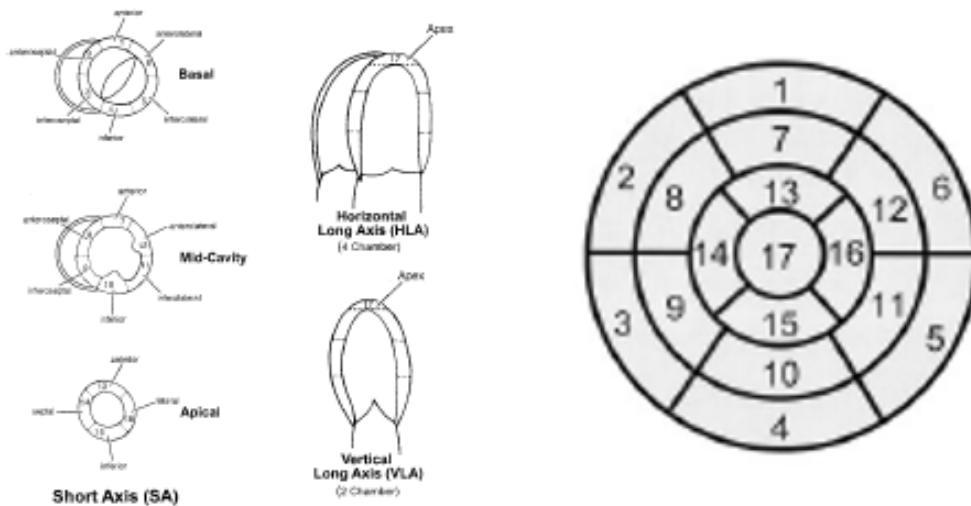


Abbildung 19 - 20: Aufteilung der linken Kammer in drei Hauptebenen und kardiale Segmente (CERQUEIRA, 2002)

1 basal anterior	7 mittanterior	13 apikal anterior
2 basal anteroseptal	8 mittanteroseptal	14 apikal septal
3 basal inferoseptal	9 mittinferoseptal	15 apikal inferior
4 basal inferior	10 mittinferior	16 apikal lateral
5 basal inferolateral	11 mittinferolateral	17 Apex
6 basal anterolateral	12 mittanterolateral	

Bezüglich der Versorgung der kardialen Segmente durch die drei großen Koronararterien und deren Äste gibt es beim Menschen individuelle Unterschiede. Dennoch bietet die Analyse der Segmente auf lokale Hypokontraktilität dem Untersucher wertvolle Hinweise auf pathologisch veränderte Herzkranzgefäße. Diese wird im Zweifel durch weitere kardiologische Diagnostikverfahren wie die Angiografie der Koronararterien ergänzt. Der Detektion lokaler Ischämieanzeichen mit eventuell folgendem Herzinfarkt kommt in der westlichen Welt große medizinische und wirtschaftliche Bedeutung zu, da hier der Myokardinfarkt einen großen Wirtschaftsfaktor darstellt.

Beim Hund stehen Studien bezüglich der Aussagekraft der Bewegungsanalyse der kardialen Segmente noch aus. Demgegenüber haben die kardialen Segmente bei der Stressechokardiografie des Pferdes klinische Bedeutung. Dort wird in 2DE-Bildern der rechtsparasternalen Längsachse die Motilität von sechs Segmenten auf lokale Hypokontraktilität untersucht (SUNDERMANN, 2006).

### **5.1.3 Schwierigkeiten bei der Volumenbestimmung mit 3DE**

Die Schwierigkeiten, die sich in der Humanmedizin bei der dreidimensionalen Volumenanalyse gezeigt haben, erklären sich zum einen aus den technischen Gegebenheiten: So konnte ein vergrößerter linker Ventrikel von dem begrenzten Schallvolumen eines Matrix-Schallkopfes unter Umständen nicht mehr gesamthaft erfasst werden (LEE, 2001; JENKINS, 2007). Auch bei "normal" großen Herzen musste besonderes Augenmerk darauf gerichtet werden, die komplette linke Kammer in den Volumenscan einzubeziehen, da es allzu leicht zu einem Abschneiden des Apex kommen konnte. Außerdem litt, vor allem im Bereich der lateralen Wand und des Septums zwischen der Herzbasis und den Papillarmuskeln, durch die geringere Auflösung der dreidimensionalen Ultraschallbilder oft die Bildqualität und damit auch die Detailerkennbarkeit (TAKUMA, 2001; SUGENG, 2006; POULEUR, 2008). Dies hatte Probleme beim Setzen der Referenzpunkte und dem manuellen oder automatischen Abgrenzen des Endokards und so Fehler bei der Volumenbestimmung zur Folge.

Eine weitere Schwierigkeit ergab sich bei arrhythmischen Patienten. In diesem Falle gelang die Aneinanderfügung der Subvolumes durch EKG-Triggerungsprobleme nur eingeschränkt oder gar nicht. Die gewonnenen Komplettvolumenscans zeichneten sich durch Sprünge in der Endokardlinie aus, so dass aus einer derartigen Datei gewonnene Ergebnisse nur begrenzte Aussagekraft besaßen (ARAI, 2004; KÜHL, 2004, POULSEN NAUTRUP, 2008).

## **5.2 Bisherige Studien**

Schon bald nach Einführung der dritten Dimension in die Echokardiografie, wurde damit begonnen, die neue Methode bezüglich ihrer Eignung zur linksventrikulären Volumenbestimmung gegenüber der bisherigen zweidimensionalen Technik zu evaluieren.

So ließ sich schon bei der Volumenbestimmung mit den alten 3D-Systemen erkennen, dass die Genauigkeit der Messwerte mit steigender Anzahl an Ebenen, die in die Berechnung des Volumens einfließen, zunahm (SIU, 1996). Siu gelangte bei der Volumenmessung am lebenden Hund zu dem Schluss, dass für eine zufriedenstellende Volumenmessung die Berücksichtigung von zwischen acht und zwölf Schnittbildern der linken Kammer von Nöten war. Bei der EF traf dies bei der Verwendung von mindestens drei Schnittbildern zu. Allerdings war zu erkennen, dass die steigende Präzision mit einem entsprechend höheren Zeitaufwand für die Analyse der Ebenen bezahlt wurde. Daher folgten alsbald Versuche, diese langwierige Arbeit zu automatisieren, was anfangs allerdings noch auf Kosten der Messgenauigkeit ging (CHUANG, 1999).

Dies war nach Einführung der Matrix-Schallköpfe in die Echokardiografie nicht mehr der Fall: Dort stellte sich die halbautomatische Endokardererkennung mit anschließender Bearbeitungsmöglichkeit durch den Untersucher mit kurzen Untersuchungszeiten bei kranken und gesunden Menschen als schnelle und doch genaue Alternative zur rein manuellen Analyse heraus (KÜHL, 2004; CAIANI, 2005; JACOBS, 2006).

### **5.2.1 Humanmedizin: Vergleich dreidimensionale Echokardiografie - Goldstandard**

Die in der Humanmedizin gebräuchlichen Goldstandardmethoden für die kardiale Volumenbestimmung, gegen die 3DE evaluiert wurde, sind MRT, CT sowie Radionuklid-Angiografie. Dort ergab sich in den meisten Studien eine gute Korrelation der 3DE-Resultate mit denen des MRTs (NOSIR, 1998; CHUANG, 1999; QIN, 2000; LEE, 2001; MANNAERTS, 2003; ARAI, 2004; JENKINS, 2004; KÜHL, 2004; CAIANI, 2005; JENKINS, 2006; JENKINS, 2007; QI, 2007; POULEUR, 2008), vor allem, wenn bei den Messungen aus den 3DE-Datensätzen die Papillarmuskeln, wie in MRT-Bildern üblich, nicht vom linksventrikulären Volumen subtrahiert wurden (CAIANI, 2005; SUGENG, 2006). Mit Ausnahme weniger Studien (LEE, 2001) zeigten die 3DE-Ergebnisse gegenüber dem Goldstandard eine leichte Unterschätzung von EDV und ESV. Diese Ungenauigkeit galt, wie schon bei M-Mode und 2DE, nicht in gleichem Maße für die EF, so dass bei jener weder eine Tendenz zu über- noch zu unterschätzten Werten festzustellen war (MANNAERTS, 2003; KÜHL, 2004; JENKINS, 2006). Die meisten Studien stellten bei der Anwendung von Kontrastmitteln eine weitere Annäherung der 3DE-Messergebnisse an den Goldstandard fest (QIN, 2000; CAIANI, 2005; POULEUR, 2008).

Allerdings muss einschränkend bemerkt werden, dass sich die Korrelation zwischen MRT und 3DE bei Kammerinhalten von mehr als 180 ml oder bei schlechter Schallbarkeit des Patienten deutlich verringerte (QIN, 2000; LEE, 2001; JACOBS, 2006; JENKINS, 2007; QI, 2007). Sonst aber stellte sich die 3DE durchaus als Alternative zu den Goldstandards MRT (LEE, 2001; TAKUMA, 2001; ARAI, 2004; JENKINS, 2004; KÜHL, 2004; CAIANI, 2005) und CT dar (MARTENSSON, 2008).



### **5.2.2 Humanmedizin: Vergleich 3DE - 2DE**

Schon bei der Verwendung der alten 3DE-Verfahren war eine klare Überlegenheit in der Genauigkeit der Messwerte der 3DE gegenüber der 2DE zu erkennen (NOSIR, 1998). Diese zeigte sich umso mehr, als durch den Einsatz von Matrix-Schallköpfen auf die nachträgliche Rekonstruktion verzichtet werden konnte. Als deutlichen Nachteil der zwei- gegenüber der dreidimensionalen Technik wurde die Tatsache angesehen, dass die geometrischen Annäherungen der 2DE für das linksventrikuläre Volumen schon bei gesunden Herzen nur halbwegs zutrafen und die Rauminhalte zum Teil deutlich unterschätzten (FLACHSKAMPF, 2002; LEE, 2001; SCHMIDT, 2001; TAKUMA, 2001; MANNAERTS, 2003; ARAI, 2004; JENKINS, 2004; CAIANI, 2005; FEI, 2004; JACOBS, 2006; JENKINS, 2007; QI, 2007). Außerdem führte die 2DE zu einer deutlichen Überschätzung der Veränderungen der Volumina, wie sie bei Folgeuntersuchungen ermittelt werden (JENKINS, 2007; POULEUR, 2008). Dagegen ergaben sich bei der Anwendung der 3DE an Patienten mit einer Vielzahl von angeborenen und erworbenen Herzerkrankungen mit zum Teil ausgedehnten Asymmetrien und Wandbewegungsstörungen durchaus akzeptable Resultate, was Volumina und EF betraf (MANNAERTS, 2003; QI, 2007; POULEUR, 2008). Neben dieser besseren Korrelation mit dem Goldstandard, zeichnete sich die 3DE gegenüber der 2DE durch eine deutlich überlegene Inter- und Intraobserver-Variabilität aus (TAKUMA, 2001; ARAI, 2004; JENKINS, 2004; CAIANI, 2005).

### **5.2.3 Experimentelle Studien: Vergleich an Tieren bzw. Tierherzen mit Goldstandard**

Die ersten Versuche, entnommene Tierherzen mit dreidimensionaler Sonografie zu beurteilen, erfolgten an Schweine- (SAWADA, 1983; HEUSCH, 1999; HUBKA, 2002) und Rinderherzen (HUBKA, 2002). Schon hier bewies die neue Technik eine hervorragende Übereinstimmung mit den Referenzmethoden. Auch bei der Beurteilung des linksventrikulären Volumens von exzidierten Hundeherzen zeigte sich die 3DE der 2DE überlegen (FEI, 2004): Als Referenzwert für das "wahre" Volumen diente die Menge an Kochsalzlösung, die

den linken Ventrikel bis zum Niveau der Klappenebene anfüllte (Fluid-Methode) (BELOHLAVEK, 1997). Zum selben Schluss kamen Schmidt et al. (SCHMIDT, 2001) bei entnommenen Schafherzen. Deren Inhalt der linken Kammer hatten sie zuvor bestimmt, indem sie einen durch den Mitralklappenannulus eingeführten Latex-Ballon solange mit einer bekannten Menge an Kochsalzlösung anfüllten, bis diese die Mitralklappenebene erreichte (Sheath-Technik) (BELOHLAVEK, 1997). Bei lebenden Ferkeln korrelierte das mit 2DE und 3DE gemessene Volumen mit dem per Katheter gemessenen Rauminhalt, jedoch besaß die 3DE eine kleinere Standardabweichung (ABDULLAH, 2000).

## **Tiere, Material und Methode**

### **6. Hunde**

#### **6.1 Einschlusskriterien**

Die Hunde waren zum Zeitpunkt der Untersuchung ausgewachsen. Anamnese und Allgemeinuntersuchung ergaben keinen Hinweis auf eine kardiale Erkrankung. Im EKG wurden keine Arrhythmien festgestellt. Alle Tiere hatten entweder einen Sinusrhythmus oder eine physiologische respiratorische Arrhythmie. Auch die konventionelle Echokardiografie inklusive Dopplertechniken ließ keine Auffälligkeiten erkennen.

#### **6.2 Patientengut**

Die echokardiografischen Untersuchungen der Hunde fanden in einem Zeitraum von vier Monaten im Institut für Tieranatomie I der Ludwig-Maximilians-Universität München statt.

Insgesamt wurden 22 Dackel untersucht, davon 16 Rauhaardackel, vier Kurzhaardackel und zwei Langhaardackel. Es handelte sich um sieben weibliche Tiere, drei weiblich-kastrierte, neun männliche und drei männlich-kastrierte. Die in die weitere Bewertung einbezogenen Dachshunde waren zwischen 1 und 14 Jahren alt, das Durchschnittsalter betrug 7 Jahre 4 Monate +/- 4 Jahre 5 Monate. Dabei wogen die Tiere zwischen 4 und 12 kg, im Mittel 8,4 kg +/- 2,3 kg. Außerdem wurden 20 Beagle einer echokardiografischen Diagnostik unterzogen, darunter 14 weibliche, drei weiblich-kastrierte, ein männlicher und zwei männlich-kastrierte. Das jüngste Tier war 1 Jahr, das älteste 10 Jahre. Im Durchschnitt waren die Beagle 4 Jahre 2 Monate +/- 2 Jahre 7 Monate alt. Das Körpergewicht betrug zwischen 12 und 20 kg, im Mittel 14,6 kg +/- 1,8 kg. Zur Auswertung kamen bei beiden Rassen die Ergebnisse von 19 Hunden. Da bei den übrigen Hunden aufgrund mangelnder Kooperation der Tiere oder technischen Schwierigkeiten nicht alle Parameter ermittelt werden konnten, wurden sie von der weiteren Beurteilung ausgeschlossen.

Die Herzfrequenzen wurden während der Untersuchung simultan erfasst.

Alle Dackel wurden von ihren Besitzern zur Verfügung gestellt, der Großteil der Beagles vom Institut für Tierernährung der Ludwig-Maximilians-Universität München, drei waren Hunde aus Privathaltung.

## **7. Hundeherzen**

Weiterhin wurden 21 Herzen aus euthanasierten oder auf natürlichem Wege verstorbenen Hunden entnommen, fixiert und über einen Zeitraum von 3 Wochen echokardiografisch sowie magnetresonanztomografisch untersucht.

Die Ultraschall-Aufzeichnungen erfolgten ebenfalls im Institut für Tieranatomie I, die Magnetresonanztomografie in der Chirurgischen Kleintierklinik der Ludwig-Maximilians-Universität München.

## **8. Technische Ausrüstung**

### **8.1 Ultraschallgerät**

Für die echokardiografische Diagnostik stand das Ultraschallsystem Sonos 7500 der Firma Philips Healthcare, Hamburg, Deutschland zur Verfügung.

Das im Gerät integrierte EKG diente während der Ultraschalluntersuchung der Festlegung von Systole und Diastole und der Triggerung der dreidimensionalen Aufnahmen. Die Elektroden wurden mittels Krokodilklemmen an den Gliedmaßen in Höhe des Ellbogen- bzw. Kniegelenkes befestigt.

Für die M-Mode- sowie die 2D-Aufzeichnungen kam ein elektronischer, stufenlos verstellbarer 1-3 MHz-Phased-Array-Schallkopf zum Einsatz. Die dreidimensionalen Datensätze wurden mit Hilfe eines elektronischen, stufenlos verstellbaren 2-4 MHz-Phased-Array-Matrix-Schallkopfes erstellt. Bei dem verwendeten Ultraschallkontaktgel handelte es sich um Aquasonic 100 der Firma Parker Laboratories, Orange, N.J..

## **8.2 Magnetresonanztomograf**

Die Magnetresonanztomografie der 21 entnommenen Hundeherzen erfolgte mit einem Gerät mit der Magnetfeldstärke 1,5 Tesla (Magnetom Symphony, Siemens Medizintechnik, Erlangen, Deutschland).

## **8.3 Dokumentationseinrichtungen**

Während der Untersuchung wurden die ein- bzw. zweidimensionalen Datensätze als Standbilder oder kurze Filmsequenzen von sieben Herzschlägen bei den Hunden und die 2DE-Daten als Standbilder bei den Herzpräparaten auf einer 640 MB Magneto Optical Disk der Firma Philips gespeichert.

Die Archivierung der dreidimensionalen Volumen-Scans sowie der Daten der Magnetresonanztomografie erfolgte auf einer an das jeweilige Gerät angeschlossenen Festplatte. Daraufhin wurden Sie für die weitere Bearbeitung auf einen Personal Computer mittels einer Compact Disc transferiert.

## **8.4 Auswertungssoftware**

Die Volumenwerte aus M-Mode- sowie 2D-Daten wurden mit Hilfe der in das Ultraschallgerät integrierten Auswertungssoftware errechnet. Die dreidimensionalen Datensätze wurden mittels QLAB 5.0 Advanced Quantification Software, Philips Ultrasound, Bothell, WA 98021, USA an einem Personal Computer analysiert.

Die Schnittbilder der Magnetresonanztomografie wurden mit dem Programm ImageTool 3.0, University of Texas Health Science Center, San Antonio, USA ausgewertet.

## **9. Hunde**

### **9.1 Signalement**

Vor Beginn der Untersuchungen wurden Rasse, Alter und Geschlecht der Tiere aufgenommen.

### **9.2 Klinische Untersuchung**

Bei den folgenden vollständigen Allgemeinuntersuchungen der Hunde wurde vor allem Wert auf Herz-Kreislaufparameter gelegt. Insbesondere erfolgte eine ausführliche und sorgfältige Auskultation mit gleichzeitiger Pulspalpation.

### **9.3 Vorbereitung der Hunde**

Die Vorbereitung der Hunde beinhaltete die Schur im Bereich der rechten und linken Brustwand zwischen drittem und sechstem Interkostalraum, beginnend vom Sternum bis etwas ventral der Rippen-Knorpel-Grenze sowie die Hautentfettung mit 70-prozentigem Isopropylalkohol.

Daraufhin wurden die Tiere auf einem gepolsterten Tisch mit zwei zu öffnenden Klappen, durch die der Schallkopf hindurchzuführen ist, zunächst in rechter, später in linker Seitenlage gelagert.

### **9.4 Untersuchungen und Messungen**

#### **9.4.1 Elektrokardiogramm**

Die Krokodilklemmen wurden entsprechend der allgemeinen Konventionen angelegt.

*Tabelle 1: Befestigung der EKG-Elektroden*

Elektrode	Position
R (rot)	wenig distal des rechten Olekranons
L (gelb)	wenig distal des linken Olekranons
F (grün)	wenig distal des linken Kniegelenks

Der Kontaktverbesserung diente Ultraschallkontaktgel. Aus demselben Grund wurde die Haut um die Klemmen schließlich mit Isopropylalkohol befeuchtet. Falls hierbei unerwartete EKG-Befunde auftraten, geschah ihre Differenzierung mit Hilfe eines Ruhe-EKGs der Firma Hellige, eines Dreikanalschreibers.

## **9.4.2 Echokardiografie**

### **9.4.2.1 Allgemeines**

Während der echokardiografischen Diagnostik waren zusätzlich zum Untersucher im Falle der Hunde aus Privathaltung noch ein oder mehrere Besitzer sowie eine Hilfsperson anwesend, im Falle der Laborhunde ein oder zwei Hilfspersonen. Eine Sedierung wurde bei keinem Hund vorgenommen.

Nach Aufzeichnung der Ultraschallsequenzen, die die rechte Seitenlage des Patienten erforderten, folgte die Einstellung der Schnittbilder, bei denen das Tier auf seiner linken Seite gelagert werden musste. Die für die Ultraschall-Untersuchung benötigte Zeit betrug 50 bis 75 Minuten, je nach Kooperation des Probanden. Dabei wurden den Tieren eine oder mehrere Pausen gewährt.

Die echokardiografische Untersuchung folgte den Grundsätzen des Komitees für Echokardiografie des American Colleges of Veterinary Internal Medicine (THOMAS, 1993) für die Tiermedizin sowie den Richtlinien der American Society of Echocardiography (ASE) beim Menschen (LANG, 2005), und geschah bei der 3DE in Anlehnung an Soliman (SOLIMAN, 2007). Bei einer Sinusarrhythmie wurden die Messungen jeweils in einer Herzaktion durchgeführt, der eine kurze Diastole vorausging, bei einem regulären Sinusrhythmus im qualitativ besten Bild. Dabei galten für 2DE und M-Mode folgende Anforderungen:

gute Abgrenzbarkeit des Endokards in Systole und Diastole in allen Bereichen des linken Ventrikels

M-Mode: M-Mode-Strahl durchquert Septum und Hinterwand senkrecht

2DE: Darstellung der linken Kammer in voller Länge, keine Verkürzung oder Verkipfung

Die enddiastolischen Messungen erfolgten zu Beginn des QRS-Komplexes, die endsystolischen am Ende der T-Welle. Falls letztere nicht eindeutig zu identifizieren war, wurde die Systole auf den Zeitpunkt der maximalen Kontraktion des Ventrikels festgesetzt.

Für die 3D-Analysen wurden die Full-Sample-Volumes ausgehend vom rechtsparasternalen und linksapikalen Vierkammerblick über vier Herzzyklen hinweg aufgezeichnet. Die zur Auswertung kommenden Komplettvolumenscans wurden nach folgenden Gesichtspunkten ausgewählt:

Erfolgreiche EKG-Triggerung: Die QRS-Komplexe der vier Subvolumes wurden genau übereinandergesetzt, das heißt ausschließlich die R-Zacke und nicht die P-Welle oder die Q-Zacke dienten als Trigger.

Erfassung der kompletten linken Kammer, kein Abschneiden des Apex

gute Abgrenzbarkeit des Endokards in allen Wandbereichen

#### **9.4.2.2 Einstellungen**

Die Wahl der für den jeweiligen Patienten passenden Geräteeinstellung erfolgte im zweidimensionalen Bild. Es wurde besonderes Augenmerk auf die Optimierung der Eindringtiefe, der Bildkomprimierung, der tiefenabhängigen und der Gesamtverstärkung gelegt. Die Konfiguration wurde so gewählt, dass das Endokard gut abgrenzbar war. Demselben Ziel diente der Harmonic Mode, der bei ein-, zwei- und dreidimensionaler Technik aktiviert war.



### 9.4.2.3 M-Mode

Bei allen Tieren wurden von den M-Mode-Standbildern in der Papillarmuskel-ebene auf Höhe des Ansatzes der Chordae tendineae je zwei aus Kurz- und Längsachse zur weiteren Analyse gespeichert. Bei der Positionierung der M-Mode-Linie wurde besonders darauf geachtet, dass diese Septum und Hinterwand der linken Kammer senkrecht durchquerte. Im M-Mode-Bild wurde im Anschluss an die Untersuchung der enddiastolische und endsystolische linksventrikuläre Durchmesser bestimmt, wobei die „leading edge“-Methode (THOMAS, 1993) Anwendung fand. Dieselben Parameter wurden aus dem rechtsparasternalen Längsachsenschnitt ermittelt, wobei die M-Mode-Linie diesen in einer Ebene zwischen den Spitzen der Mitralklappen und den Papillarmuskeln kreuzte. Aus den mit der Teichholzmethode gemessenen Diametern erfolgte die Bestimmung von EDV, ESV und EF. Da es zu unterschiedlichen Auffassungen darüber gibt, ob ein aus der rechtsparasternalen Längsachse oder der Kurzachse abgeleitetes M-Mode am besten für die Volumenbestimmung des linken Ventrikels geeignet ist (BOON, 2006; HANTON, 1998; SCHÖBER, 2000; LANG, 2005) und zum anderen in vielen Literaturstellen das der Berechnung zugrundeliegende Schnittbild nicht genannt ist, wurde der linksventrikuläre Rauminhalt aus je zwei M-Modes eines rechtsparasternalen Längs- und Kurzachsenschnittes gemittelt (Abb. 21 - 22).

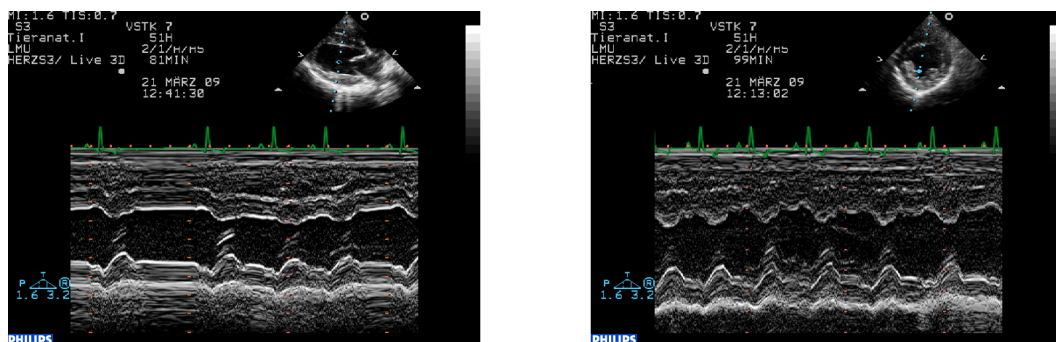


Abb. 21 - 22: M-Mode aus rechtsparasternaler Längs- und Kurzachse

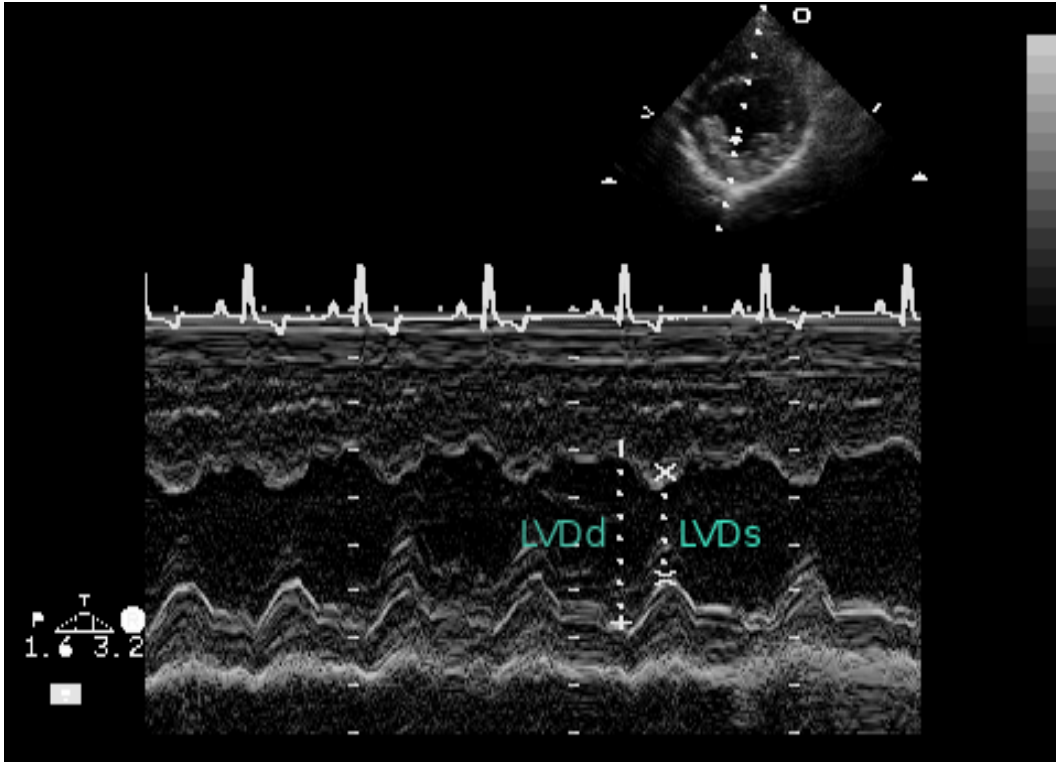


Abb. 23: Teichholzmessung des enddiastolischen Diameters (LVDd) und endsystolischen Diameters (LVDs)

Die Volumina wurden aus den Diametern (Abb. 23) folgendermaßen berechnet:

Enddiastolisches Volumen des linken Ventrikels nach Teichholz

$$EDV (ml) = \frac{7 \times LVDd^3}{2,4 + LVDd} \quad (\text{Formel 1})$$

Endsystolisches Volumen des linken Ventrikels nach Teichholz

$$ESV (ml) = \frac{7 \times LVDs^3}{2,4 + LVDs} \quad (\text{Formel 2})$$

Auf Basis dieser Werte wurde im Anschluß die Ejektionsfraktion bestimmt:

Ejektionsfraktion

$$EF (\%) = \frac{EDV - ESV}{EDV} \times 100 \quad (\text{Formel 10})$$

LVDd	Left Ventricular internal Diameter diastolic, Enddiastolischer Diameter der linken Kammer
LVDs	Left Ventricular internal Diameter systolic, Endsystolischer Diameter der linken Kammer
EDV	Enddiastolisches Volumen
ESV	Endsystolisches Volumen
EF	Ejektionsfraktion

#### 9.4.2.4 2DE

Gemäß den Anforderungen der American Society of Echocardiography (ASE) (LANG, 2005) fand zur Berechnung des linksventrikulären Volumens und der EF die Scheibchensummationsmethode nach Simpson Anwendung. Auf monoebene Art und Weise wurde die Volumenanalyse in einem rechtsparasternalen Längsachsenschnitt und linksapikalen Vierkammerblick durchgeführt. Dies geschah, um die beiden Ebenen als Grundlage für die Volumenberechnung nach Simpson zu vergleichen. Der linksapikale Vierkammerblick wurde auch für die biplane Volumenberechnung nach Simpson herangezogen. In diesem Zusammenhang wurden für das biplane Analyseverfahren zusätzlich zum Vierkammerblick durch Drehen des Schallkopfes gegen den Uhrzeigersinn ein nahezu

senkrecht dazu stehender Zwei- oder Dreikammerblick eingestellt.

Mit dem Matrix-Schallkopf wurden der linksapikale Vierkammerblick aufgesucht und mit Hilfe der Biplan-Funktion gleichzeitig die orthogonale Schnittebene eines Zwei- oder Dreikammerblickes erfasst und gespeichert (Abb. 24).

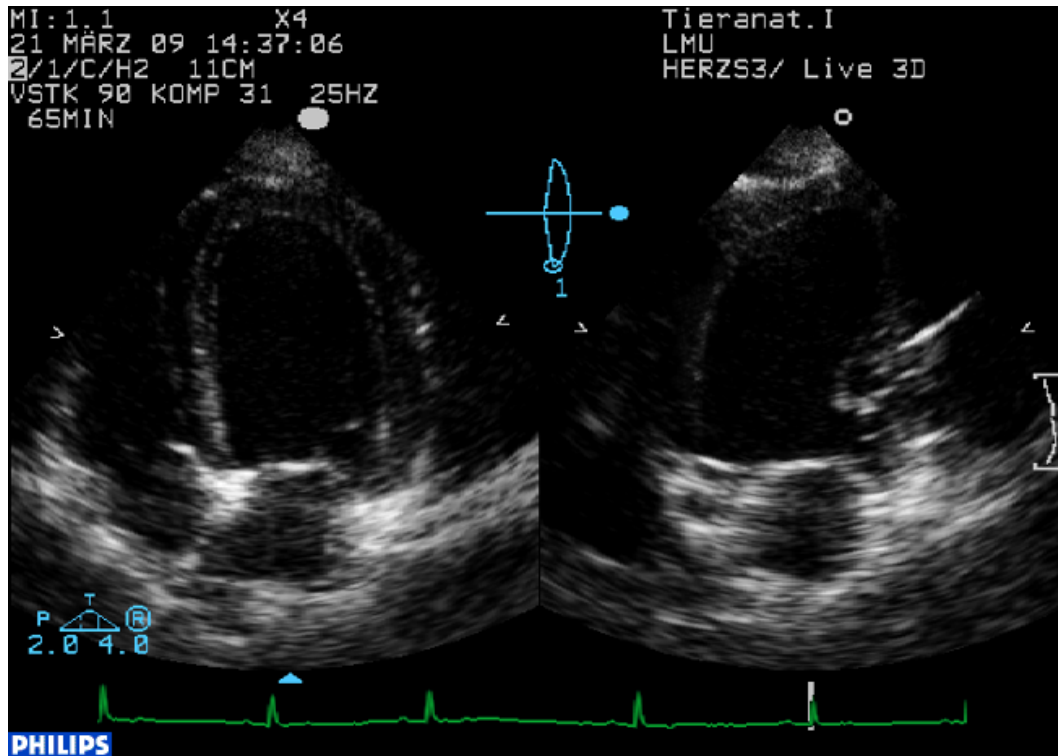


Abb. 24: Vier- und Zweikammerblick im Biplan-Modus des Matrix-Schallkopfes

Bei der Aufzeichnung der genannten Ebenen wurde besonderer Wert darauf gelegt, den linken Ventrikel ohne Papillarmuskeln darzustellen. Zur späteren Berechnung des linksventrikulären Volumens mit der Scheibchensummationsmethode nach Simpson wurden von allen relevanten Ebenen je drei Sequenzen gespeichert. Gleiches geschah mit den Biplan-Bildern des Matrix-Schallkopfes.

Für die Volumenanalyse wurde nach Aufsuchen der Enddiastole und Endsystole jeweils das Endokard ausgehend von einem Randpunkt des Mitralklappenanus bis zum anderen umfahren. Diese Fläche wurde mit einer parallel zur Bikuspidal-

klappenebene verlaufenden Linie geschlossen. Die Längsachse ergab sich aus der Strecke zwischen Mitte der oben genannten Linie und Spitze der linken Kammer.

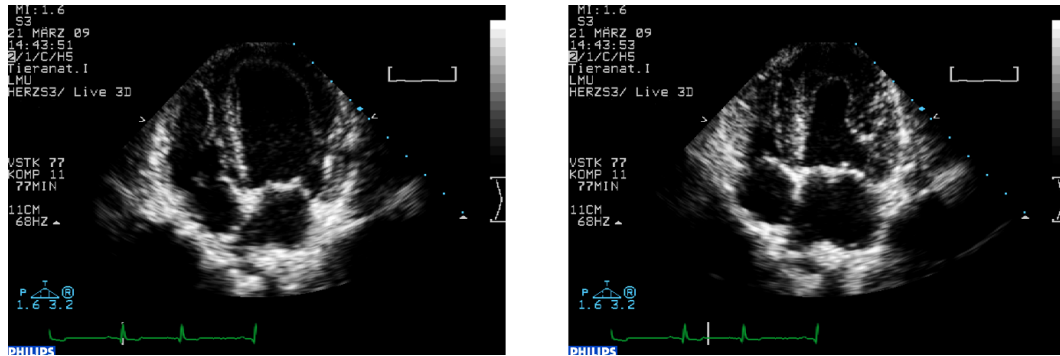


Abb. 25 - 26: Vierkammerblick in Diastole und Systole

Daraus errechnete die Software des Ultraschallgerätes die Volumina:

monoplane Scheibchensummationsmethode nach Simpson (Abb. 25 - 26)

Volumen des linken Ventrikels in Diastole und Systole

$$V (ml) = \frac{\pi}{4} h \sum_{i=1}^n D_i^2 \quad (\text{Formel 8})$$

V Enddiastolisches oder endsystolisches Volumen

h Höhe der einzelnen Scheibchen

n Anzahl der Scheibchen

Di Durchmesser des Scheibchens im linksapikalen Vierkammerblick bzw. der rechtsparasternalen Längsachse

Wie schon bei den Teichholzmessungen wurde auf Grundlage dieser Rauminhalte die Ejektionsfraktion bestimmt.

Die im linksapikalen Vierkammerblick gemessenen Volumina bildeten auch die Grundlage für die Formeln der biplanen Scheibchensummationsmethode nach Simpson. Zusätzlich wurde noch ein linksapikaler Zwei- oder Dreikammerblick analysiert (Abb. 27). Dabei entsprach die Vorgehensweise der im zuvor genannten Schnittbild.

Aus den Messwerten der beiden orthogonalen Ebenen ergab sich das biplane enddiastolische und endystolische Volumen der linken Kammer.

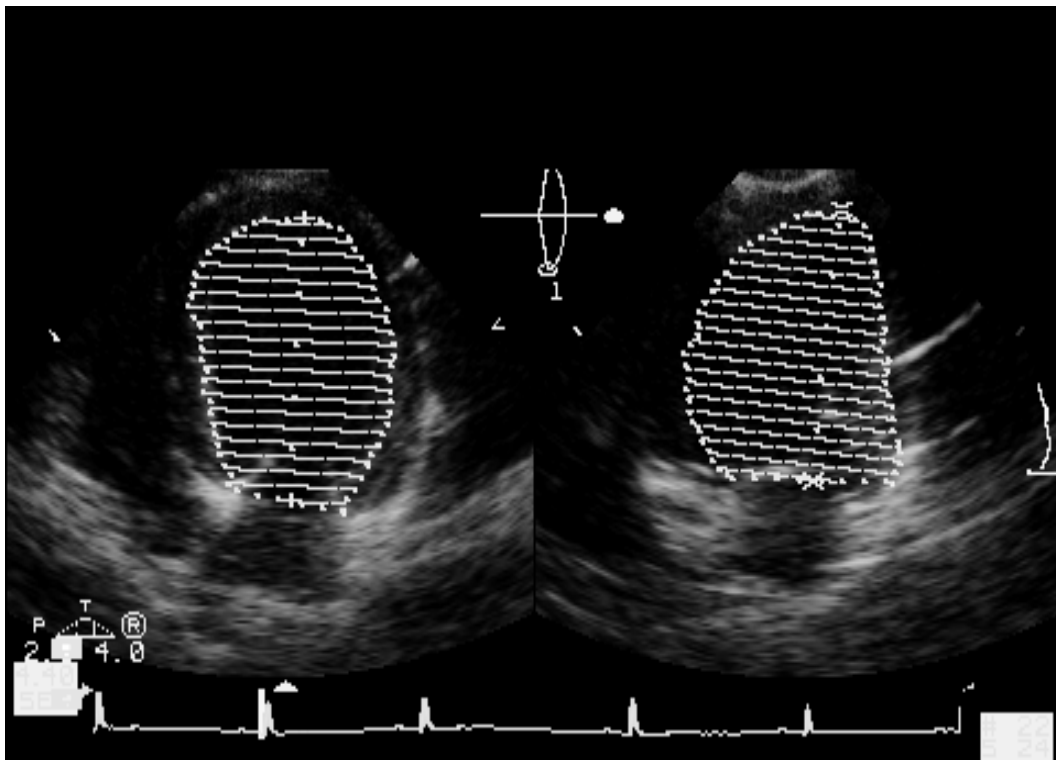


Abb. 27 : Umfahren der linken Kammer im Vier- und Zweikammerblick in der Enddiastole entlang des Endokards bei der biplanen MOD im Biplan-Modus des Matrix-Schallkopfes

biplane Scheibchensumptionsmethode nach Simpson

Volumen des linken Ventrikels in Diastole und Systole

$$V(ml) = \frac{\pi}{4} h \sum_{i=1}^n Di \times Ei \quad (\text{Formel 9})$$

- V Enddiastolisches oder endsystolisches Volumen
- h Höhe der einzelnen Scheibchen
- n Anzahl der Scheibchen
- Di Durchmesser des Scheibchens im linksapikalen Vierkammerblick
- Ei Durchmesser des Scheibchens im linksapikalen Zwei-/Dreikammerblick

Auch hier wurde die EF mit der bekannten Formel kalkuliert. Das gleiche Berechnungsverfahren wurde bei den Biplan-Aufnahmen des Matrix-Schallkopfes angewandt.

#### 9.4.2.5 3DE

Fünf bis acht Komplettvolumenscans für die anschließende Volumenberechnung im Programm QLAB wurden im rechtsparasternalen Längsachsenschnitt sowie im linksapikalen Vierkammerblick aufgezeichnet. Die höhere Anzahl an abgespeicherten Sequenzen ist als "Sicherheitsreserve" zu verstehen, da die Beurteilung der Vollvolumenscans bezüglich ihrer Eignung zur Auswertung in QLAB aus Zeitersparnisgründen nicht während der Ultraschalluntersuchung sondern später erfolgte.

Das enddiastolische und -systolische Volumen sowie die EF wurden offline an einem Personal Computer mit Hilfe des Programmes QLAB 5.0 Advanced Quantification Software von Philips berechnet.

Nach Öffnen einer automatisch getrimmten Ansicht des Frustums (Abb. 28) zeigte QLAB zunächst drei Schnittbilder der linken Kammer. Diese mussten so verändert werden, dass ein in seiner Länge maximierter Vier- und Zweikammerblick sowie ein Kurzachsenschnitt dargestellt wurden (Abb. 29). Dies gelang durch entsprechende Rotation der Ebenen.

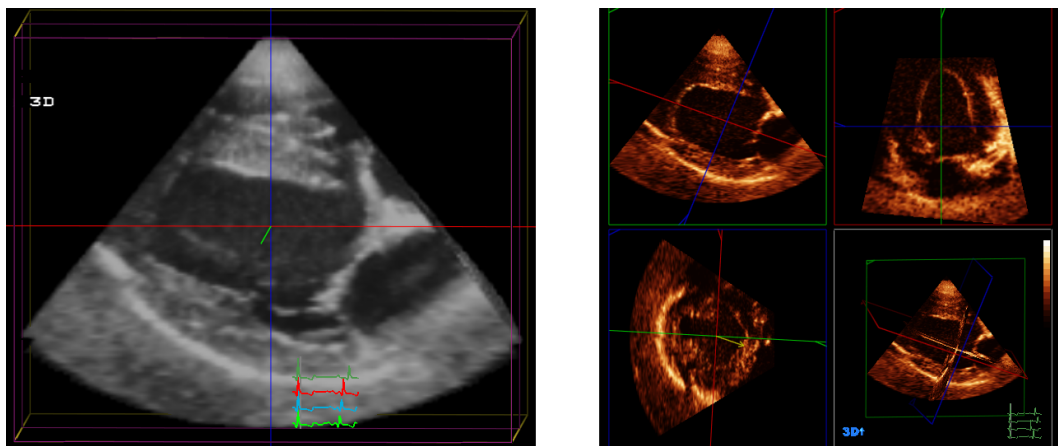


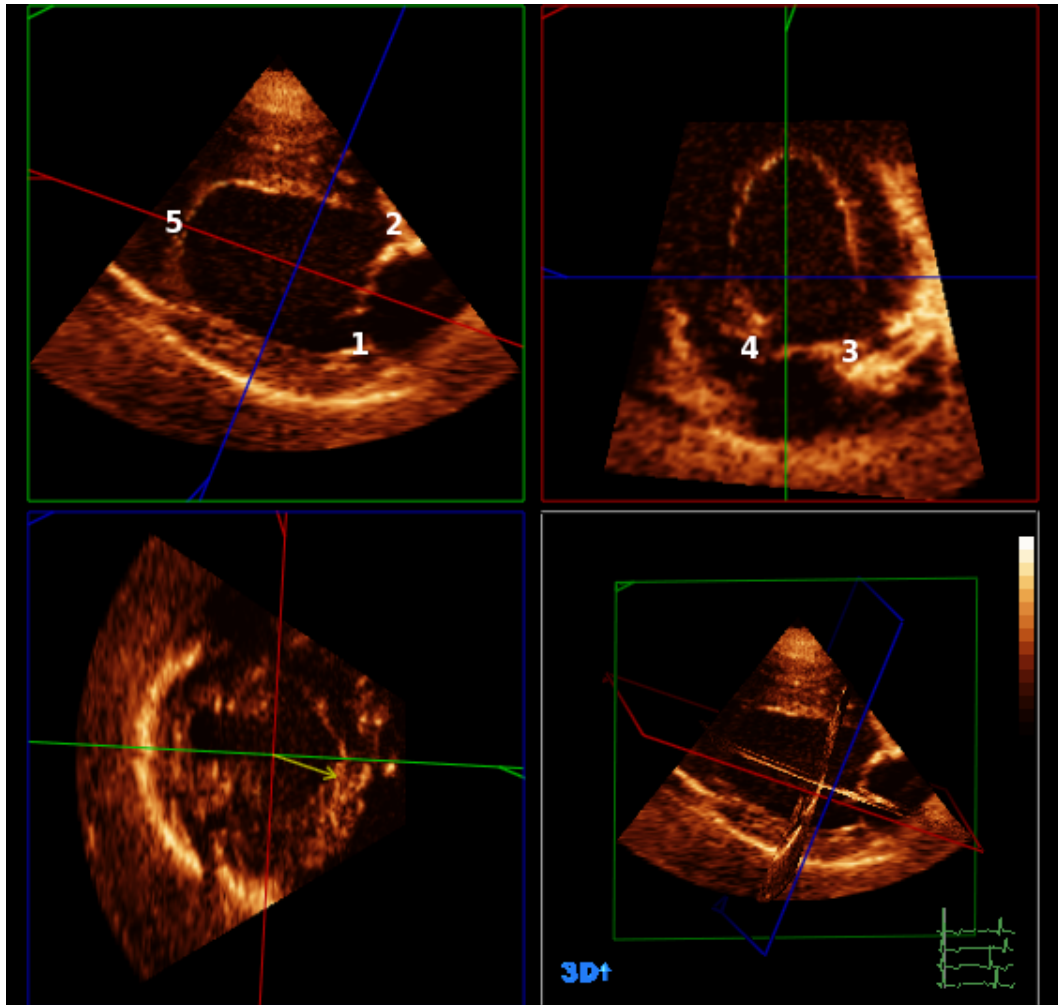
Abb. 28 - 29: 3D-Ansicht der linken Kammer und richtige Einstellungen der Ebenen in QLAB

Zum Zeitpunkt der Enddiastole und Endsystole wurden an folgenden Stellen manuell Referenzpunkte gesetzt (Abb. 30):

- septaler Mitralklappenannulus
- lateraler Mitralklappenannulus
- anteriorer Mitralklappenannulus
- inferiorer Mitralklappenannulus
- Apex



Die Markierung des Apex konnte hierbei wahlweise im Vier- oder Zweikammerblick erfolgen.



*Abb. 30: Setzen der Referenzpunkte in QLAB; 1 = Referenzpunkt am lateralen Mitralklappenannulus; 2 = Referenzpunkt am septalen Mitralklappenannulus; 3 = Referenzpunkt am anterioren Mitralklappenannulus; 4 = Referenzpunkt am inferioren Mitralklappenannulus; 5 = Referenzpunkt am Apex;*

Danach erfolgte die automatische Markierung des Endokards durch QLAB. Da dies bei allen Hunden in unzureichendem Maße geschah, wurde das Volumen manuell angepasst. Dabei war es möglich, die Ebenen im Frustum beliebig zu rotieren, so dass eine Bearbeitung in fast unbegrenzt vielen Bildern möglich war.

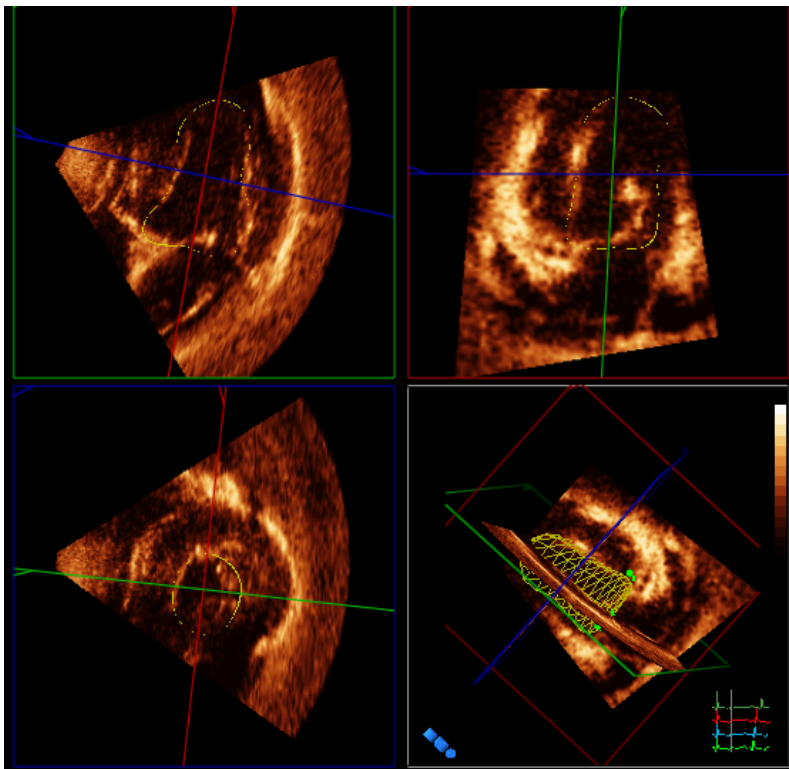
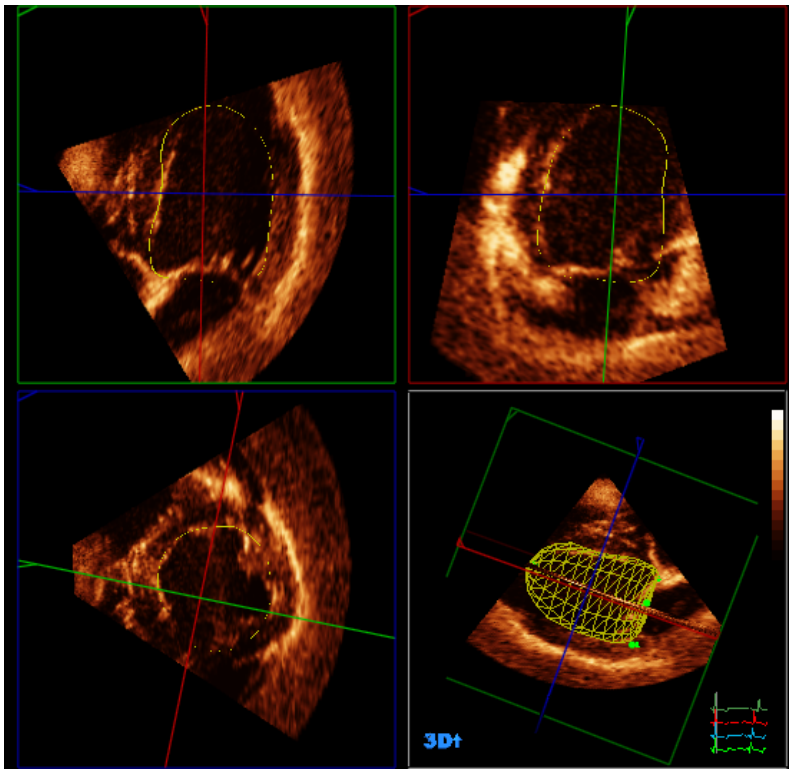


Abb. 31- 32: EDV und ESV in QLAB

Sobald das endsystolische und enddiastolische Volumen ausreichend genau definiert wurde (Abb. 31 - 32), generierte die Software automatisch den Ablauf der Bewegung des Herzens im Bereich der jeweiligen kardialen Segmente während eines Herzzyklus. Dabei bestimmte das Programm ausgehend von den Volumina in Enddiastole und Endsystole die Kontur der linken Kammer entlang des Endokards in den Zwischenbildern. Neben der Ejektionsfraktion, die Auskunft über die globale systolische Funktion gab, lieferte QLAB somit auch detaillierte Informationen über lokale Wandbewegungen und entsprechende Störungen (Abb. 33 - 34).

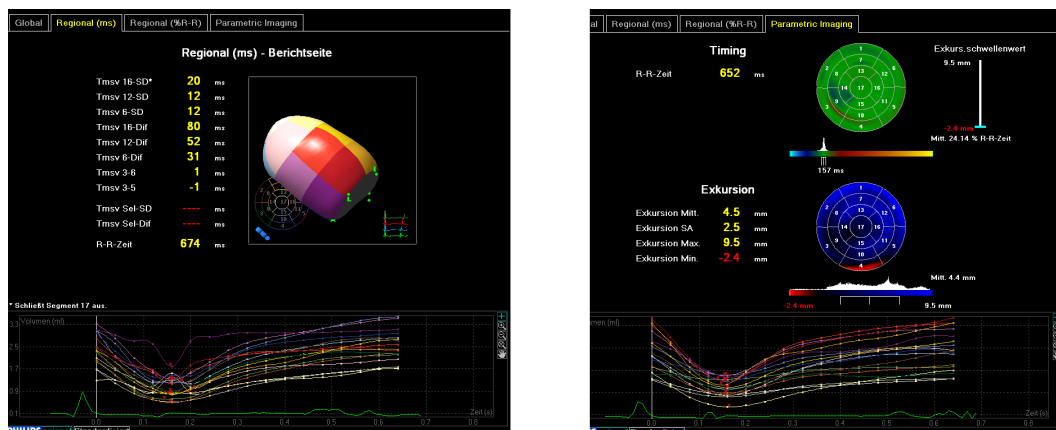


Abb. 33 - 34: Bewegungsanalyse der kardialen Segmente in QLAB

Schließlich wurde aus den Komplettvolumenscans noch der linksventrikuläre Rauminhalt mit der biplanen Scheibchensummationsmethode nach Simpson bestimmt (Abb. 35 - 36). Diese Methode wird unter humanmedizinischen Praxisbedingungen gewählt, wenn die Bildqualität des Frustums für eine dreidimensionale Analyse mit QLAB zu niedrig ist, um dennoch eine gewisse Aussage über Volumina und systolische Funktion treffen zu können (mündliche Mitteilung DR. BERND JUNGE, München, Dez. 2008).

Nach dem Öffnen des Frustums zeigte QLAB im Biplan-Modus zunächst die gleichen Ebenen wie bei der 3D-Quantifizierung. Auch diese mussten über eine Rotation so eingestellt werden, dass Vier- und Zwei- oder Dreikammerblick

maximal gestreckt erschienen. In diesen beiden Schnittbildern definierte der Untersucher die "Vierkammer-" und die "Zweikammer-Fläche", indem er je zwei Punkte am Rand des Mitralklappenannulus und einen am Apex platzierte. Auf Basis dieser Referenzpunkte generierte QLAB eine Fläche, die vom Anwender noch Punkt für Punkt oder über größere Bereiche manuell an die Grenzlinie des Endokards angepasst werden konnte. Nach Durchführung dieser Schritte, errechnete die Software mit der biplanen Scheibchensummationsmethode nach Simpson EDV, ESV sowie EF .

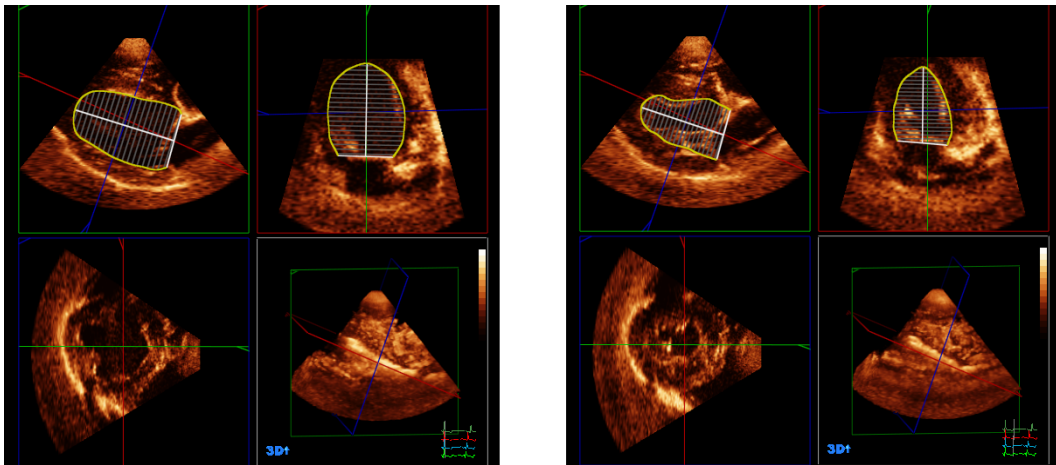


Abb. 35 - 36: Volumenanalyse aus dem dreidimensionalen Datensatz mit der biplanen MOD in QLAB

## 10. Herzpräparate

### 10.1 Vorbereitung

Die Herz- und Lungenpräparate wurden im Rahmen des anatomischen Kurses "Situs Hund", der im Institut für Tieranatomie I der Ludwig-Maximilians-Universität, München stattfand, von den Präparatoren des oben genannten Institutes entnommen. In Folge wurden sie bei -18 Grad Celsius tiefgekühlt gelagert. Vor der weiteren Präparation wurden die Organe schonend über 24 Stunden aufgetaut, zunächst die Hälfte der Zeit bei circa sieben Grad Celsius,

dann bei Raumtemperatur. Daraufhin wurden die Lunge und Reste der Trachea entfernt. Truncus pulmonalis sowie Arteriae und Venae pulmonales wurden zwei Zentimeter oberhalb des Herzens durchtrennt. Das Perikard musste unter Schonung der Einmündung der Venae cavae sowie der Aorta ascendens und des Arcus aortae vollständig abgelöst werden. Von den zuvor genannten Gefäßen verblieben die jeweils ein bis drei Zentimeter langen Stümpfe am Herzen.

Die isolierten Organe wurden mit einer Vorrichtung, bestehend aus einer 50 ml-Spritze mit angeschlossenem Gummischlauch von 5 mm Durchmesser mit handwarmem Wasser folgendermaßen gespült:

Zunächst wurde das rechte Herz vom Truncus pulmonalis und von den Venae cavae aus von Cruor befreit. Dasselbe geschah mit dem linken Herz von der Aorta und den Venae pulmonales aus, bis die austretende Flüssigkeit klar und frei von Beimengungen war.

Die anschließende Fixierung erfolgte mit fünfprozentiger Formalinlösung, die zunächst in die Kammern und Vorhöfe gefüllt wurde, um ein späteres Eindringen dieser Strukturen zu verhindern. Daraufhin wurde das Herz in einem Behältnis mit derselben Lösung bis zur sonografischen Untersuchung circa vier Wochen gelagert.

Am Tag der echokardiografischen Messungen wurde das Herz aus dem Formalinbad entnommen und entleert. Anschließend wurde es in ein verschließbares, durchsichtiges mit über 15 Minuten sprudelnd abgekochtem, abgekühlten Wasser gefülltes, elastisches Behältnis verbracht. Dieses wurde mit einer Haltevorrichtung für die anschließende Ultraschalluntersuchung fixiert.

## **10.2 Untersuchungen und Messungen**

Im Folgenden wurden die Volumenwerte der Herzpräparate entsprechend dem Vorgehen bei den lebenden Hunden berechnet.

## **10.2.1 Echokardiografie**

### **10.2.1.1 Allgemeines**

Zusätzlich zu dem Untersucher war während der Aufzeichnungen noch eine Hilfsperson anwesend. Diese bediente das Ultraschallgerät, während der Untersucher in der einen Hand den Schallkopf führte und mit der anderen Hand das Herz fixierte. Je nach Schallbarkeit dauerte die Untersuchung zwischen 15 und 30 Minuten.

### **10.2.1.2 Einstellungen**

Die Einstellungen bei der sonografischen Untersuchung der Herzpräparate entsprachen denen der echokardiografischen Diagnostik der lebenden Hunde.

### **10.2.1.3 2DE**

Der Volumenanalyse dienten je drei Standbilder des linksapikalen Vierkammerblickes. In dieser Ebene wurde nach den selben Kriterien wie bei den Hunden das Volumen mit der monoplanen Scheibchensummationsmethode nach Simpson berechnet. Die biplane Analyse erfolgte aus dem 3DE-Datensatz.

### **10.2.1.4 3DE**

Ebenfalls aus dem linksapikalen Vierkammerblick wurden zwischen fünf und acht qualitativ ausreichende Full-Volumes akquiriert. Von diesen gelangten später jeweils drei zur Auswertung in QLAB. Die Vorgehensweise bei der Messung des Volumens der entnommenen Herzen entsprach der bei den Hunden. Dies galt auch für die biplane Volumenberechnung aus dem dreidimensionalen Datensatz.

### **10.2.2 MRT**

Neun Herzen, bei denen die sonografische Bildqualität ausreichend für eine Volumenanalyse war, wurden mit einem MRT examiniert. Um die Vergleichbarkeit mit den echokardiografischen Verfahren zu gewährleisten wurden die Achsen des MRTs entlang der Längsachse des Herzens ausgerichtet. Die Aufzeichnung erfolgte mit einer Schichtdicke von 0,8 mm. So ergaben sich für die einzelnen Herzen zwischen 31 und 61 auszuwertende Längsachsenschnitte der linken Kammer.

Zur weiteren Analyse des Volumens der linken Kammer wurden die einzelnen Schnitte zunächst aus dem DICOM-Format in ein TIF-Format umgewandelt. Im Programm Image Tool wurde daraufhin die linke Kammer entlang des Endokards umfahren. Unter Berücksichtigung des Maßstabes wurde aus der Fläche durch Multiplikation mit der Schnitthöhe ein Teilvolumen bestimmt. Das Komplettvolumen errechnete sich durch Addition aller Teilvolumina der linken Kammer.

## **11. Zeitaufwand für die Datenanalyse**

Um die Zeit, die für die Berechnung der linksventrikulären Volumina mit den verschiedenen Messmethoden benötigt wurde, zu vergleichen, wurde diese bei 28 Hunden während jeder Messung festgehalten.

## **12. Statistik**

### **12.1 Allgemeines**

Die statistische Auswertung sämtlicher Daten erfolgte im Institut für Tieranatomie I der Ludwig-Maximilians-Universität, München mit Hilfe des Statistik-Programmes SPSS (Statistical Package for the Social Science).

Dabei wurden bei den M-Mode-Daten je zwei Werte aus der rechtsparasternalen Kurz- und Längsachse in die statistische Berechnung mit einbezogen, bei den zwei- und dreidimensionalen Ultraschallbildern jeweils drei Werte aus den entsprechenden Ebenen. Bei der MRT-Bestimmung der Volumina der Herzpräparate lag ein Messwert vor.

## **12.2 Vergleich der Ergebnisse der verschiedenen Methoden**

Für die statistische Auswertung des Vergleiches der konventionellen Methoden mit der 3DE bei den Hunden wurden verschiedene Ansätze gewählt: Zum einen wurde der Intraclass-Korrelationskoeffizient (ICC) für die Parameter EDV, ESV und EF bei Dackeln und Beagles bestimmt, um zu überprüfen, inwieweit die gegenübergestellten Methoden vergleichbare Ergebnisse lieferten. Dabei wurde analog zum Pearson Korrelationskoeffizienten eine Korrelation bei einem ICC von 0,46 als gering, von 0,55 als mittel und von 0,61 und mehr als hoch angesehen.

Außerdem wurde bei einer Normalverteilung der Messwerte, die bei  $p > 0,05$  (Kolmogorov-Smirnov) vermutet wurde, mittels Student's T-Test überprüft, ob die Resultate von zwei miteinander zu vergleichenden Volumenmessverfahren signifikant voneinander abwichen. Bei nicht normal verteilten Werten fand der Wilcoxon-Test Anwendung. Welcher der beiden Verfahren bei den einzelnen Parametern verwendet wurde, kann der Tabelle im Anhang entnommen werden. Ein Unterschied ab einer Irrtumswahrscheinlichkeit von  $p < 0,05$  wurde als signifikant gewertet.

Um den Vergleich der jeweiligen Volumenanalysemethoden anschaulicher zu gestalten, wurden zum einen in einem Streudiagramm die Regressionsgerade für EDV, ESV und EF getrennt für Dackel und Beagle ermittelt. Dieselben Parameter wurden zusätzlich in einem Bland-Altman-Plot einem Methodenvergleich unterzogen. Dafür wurden die Differenzen und Mittelwerte der beiden zu vergleichenden Einzelergebnisse sowie die Standardabweichung und der Mittelwert der Differenzen bestimmt (HEINZE, 2006).



Um den Bezug der Ergebnis-Unterschiede zwischen den Methoden zum Resultat der Referenzmethode in die Überlegungen einzuschließen, erfolgte die Gegenüberstellung schließlich mit einem modifizierten Bland-Altman-Plot.

Darüberhinaus wurde mit denselben statistischen Herangehensweisen überprüft, ob die mit den verschiedenen biplanen Scheibchensummationsmethoden nach Simpson berechneten Volumina sowie die EF vergleichbar sind, und ob Unterschiede zwischen mono- und biplaner Herangehensweise bestehen.

Außerdem wurde evaluiert, inwieweit die Werte für EDV, ESV und EF differieren, wenn statt eines linksapikalen Schalleintrittsfenster die Anschallung von rechtsparasternal erfolgt. Dies geschah mit Hilfe der Berechnung des ICC, der Mittelwerte und der Standardabweichung, sowie der Veranschaulichung des Vergleiches mit einem Streudiagramm mit der entsprechenden Regressionsgerade.

Beim weiteren Vergleich der Volumenbestimmungsmethoden an den Herzpräparaten diente der jeweils im MRT bestimmte Rauminhalt als Referenzwert. Ebenso wie bei den lebenden Hunden erfolgte die Gegenüberstellung von MRT und verschiedenen echokardiografischen Methoden sowie der Vergleich der Ultraschall-Verfahren untereinander über die Berechnung des ICC, den Student's T-Test oder den Wilcoxon-Test sowie mittels Visualisierung über eine Regressionsanalyse in einem Streudiagramm. Zudem wurde wiederum ein Bland-Altman-Plot auf konventionelle und modifizierte Art und Weise erstellt.

### **12.3 Vergleich des Zeitaufwandes für die Volumenanalyse**

Von den Einzelzeiten, die für die Analyse eines Datensatzes mit einer bestimmten Messmethode benötigt wurden, wurden Mittelwert sowie Standardabweichung der einzelnen Verfahren bestimmt.

## **Ergebnisse**

### **13. Hunde**

#### **13.1 Voruntersuchungen**

##### **13.1.1 Allgemeinuntersuchung**

Zum Zeitpunkt der Diagnostik zeigte keines der Tiere ein beeinträchtigt Allgemeinzustand. Bei fünf Dackeln und einem Beagle wurden während der Auskultation Herzgeräusche festgestellt.

##### **13.1.2 EKG**

Das die Sonografie begleitende EKG lieferte keinen Hinweis auf eine pathologische Arrhythmie. Alle Hunde wiesen einen Sinusrhythmus oder eine physiologische Sinusarrhythmie auf.

##### **13.1.3 Echokardiografische Untersuchung**

Die in der sonografischen Untersuchung bestimmten Standardparameter zeigten bei keinem der in die weitere Auswertung einbezogenen Hunde Auffälligkeiten. Bei zwei Beagles und elf Dackeln waren in der Farbdoppleruntersuchung Rückflüsse zu erkennen. Diese waren jedoch meist klein und damit als physiologischer Reflux zu werten. Vier Dackel besaßen einen Rückfluss über die Hälfte der Vorhoffläche. Dieser hatte jedoch zu keiner Veränderung der kardialen Dimensionen geführt. Einzig bei einem Beagle war eine Vergrößerung des linken Atriums zu erkennen. Dieser Hund wurde aber unter anderem wegen seiner mangelnden Kooperationsbereitschaft von der weiteren Studie ausgeschlossen.

## 13.2 Echokardiografische Volumenanalyse

Bei insgesamt 19 Beagles und 19 Dackeln konnten alle Parameter der verschiedenen Messmethoden bestimmt werden. Die anderen Hunde wurden von der Studie ausgeschlossen. Der Grund lag bei einem Dackel und einem Beagle in ihrer Kooperationsbereitschaft. Bei einem Teckel gelang die Erfassung der Komplettvolumenscans infolge fehlerhafter EKG-Triggenung nicht, bei einem weiteren Dachshund blieb die 3D-Erfassung wegen technischer Schwierigkeiten erfolglos.

### 13.2.1 M-Mode

Da von verschiedenen Autoren für die Teichholzmessung einmal die rechtsparasternale Kurzachse und einmal die Längsachse bevorzugt wurde oder die Berechnungsgrundlage nicht weiter erwähnt wurde, wurden zur Bestimmung des Rauminhaltes je zwei Teichholz-Messungen dieser beiden Ebenen gemittelt.

Tabelle 2: Methodenvergleich Beagle

Analyseverfahren	Schallposition	Parameter	Mittelwert +/- SD	Minimum	Maximum
Teichholz	rKA	EDV in ml	53,9 +/- 10,1	42,2	76,4
		ESV in ml	21,8 +/- 4,9	15,5	29,8
		EF in %	59,4 +/- 5,5	50,9	67,8
	rLA	EDV in ml	49,6 +/- 9,0	31,9	64,1
		ESV in ml	20,3 +/- 4,7	11,5	26,6
		EF in %	59,1 +/- 5,7	51,7	70,2

Tabelle 3: Methodenvergleich Dackel

Analyseverfahren	Schallposition	Parameter	Mittelwert +/- SD	Minimum	Maximum
Teichholz	rKA	EDV in ml	30,4 +/- 12,6	11,5	61,4
		ESV in ml	10,0 +/- 6,5	2,3	32,1
		EF in %	67,9 +/- 9,2	47,8	87,1
	rLA	EDV in ml	28,8 +/- 10,4	12,7	55,5
		ESV in ml	10,2 +/- 5,3	3,4	26,3
		EF in %	65,1 +/- 9,6	51,8	83,6

*rKA* = rechtsparasternale Kurzachse; *rLA* = rechtsparasternale Längsachse

Beim Vergleich der beiden Ebenen (Abb. 37 - 39) zeigte sich, dass die Volumina aus den Kurzachsenschnitten im Mittel über denen der Längsachse lagen.

Darüberhinaus war zwischen den Messungen aus den beiden Schnittebenen mit ICCs von über 0,6 eine gute Korrelation zu erkennen. Allerdings verliefen die Regressionsgeraden nicht parallel zur Ideallinie mit der Geradengleichung  $y = x$ , die sich bei zwei vollständig miteinander korrelierenden Methoden ergäbe.

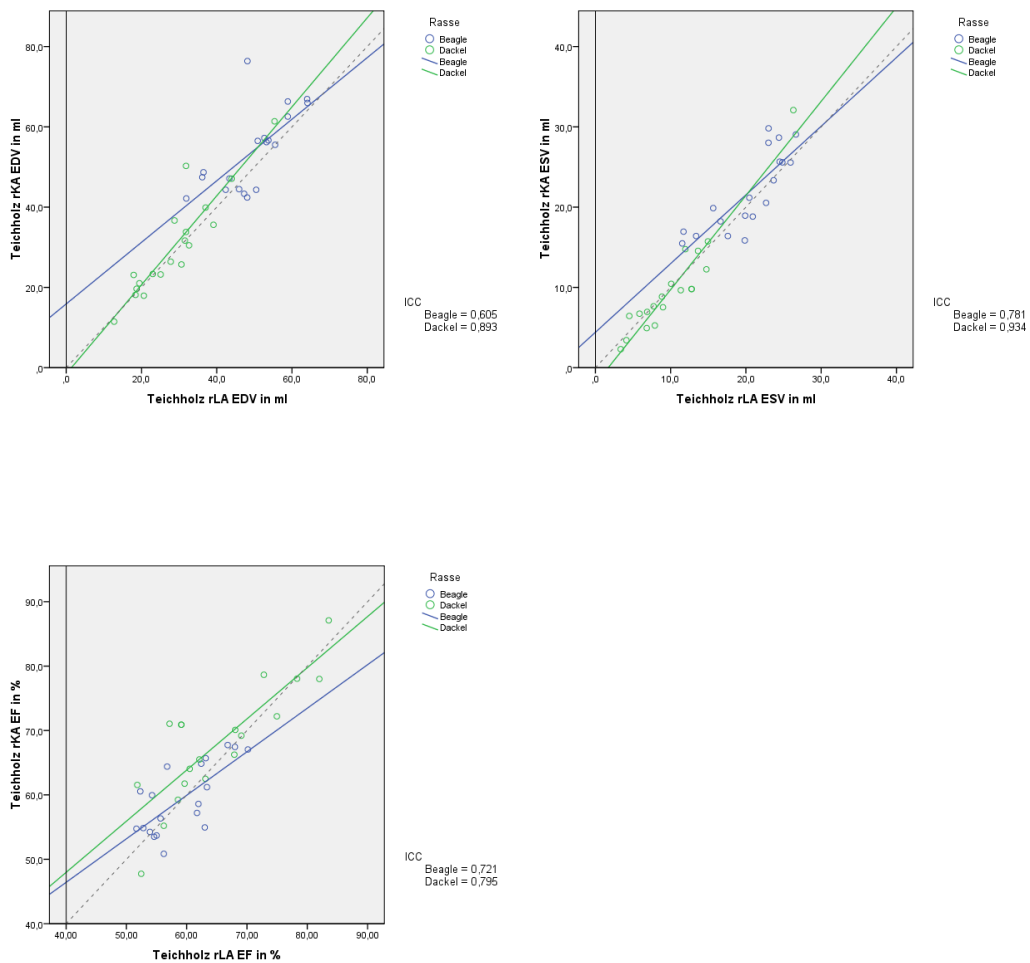


Abb. 37 - 39: Teichholzmethode: Vergleich rechtsparasternale Längsachse (rLA) - rechtsparasternale Kurzachse (rKA)

### 13.2.2 2D-Echokardiografie

Als Berechnungsgrundlage für die monoplane MOD wurden rechtsparasternaler Längsachsenschnitt und linksapikaler Vierkammerblick verglichen.

Tabelle 4: Methodenvergleich Beagle

Analyseverfahren	Schallposition	Parameter	Mittelwert +/- SD	Minimum	Maximum
mp Simpson MOD	rLA	EDV in ml	35,5 +/- 5,0	28,9	46,3
		ESV in ml	15,7 +/- 3,0	11,5	22,4
		EF in %	55,8 +/- 5,3	47,8	68,8
	l4K	EDV in ml	35,7 +/- 5,1	30	46
		ESV in ml	15,9 +/- 3,3	11,4	23
		EF in %	55,4 +/- 5,8	47,6	69,1

Tabelle 5: Methodenvergleich Dackel

Analyseverfahren	Schallposition	Parameter	Mittelwert +/- SD	Minimum	Maximum
mp Simpson MOD	rLA	EDV in ml	15,1 +/- 5,4	8	28,9
		ESV in ml	6,6 +/- 2,7	2,3	14
		EF in %	57,0 +/- 6,4	50,5	71,1
	l4K	EDV in ml	15,0 +/- 5,4	7	28
		ESV in ml	6,6 +/- 2,7	2,3	13,3
		EF in %	56,7 +/- 6,6	50	71,7

*mp* = monoplan; *MOD* = Method of Discs; *rLA* = rechtsparasternale Längsachse; *l4K* = linksapikaler Vierkammerblick

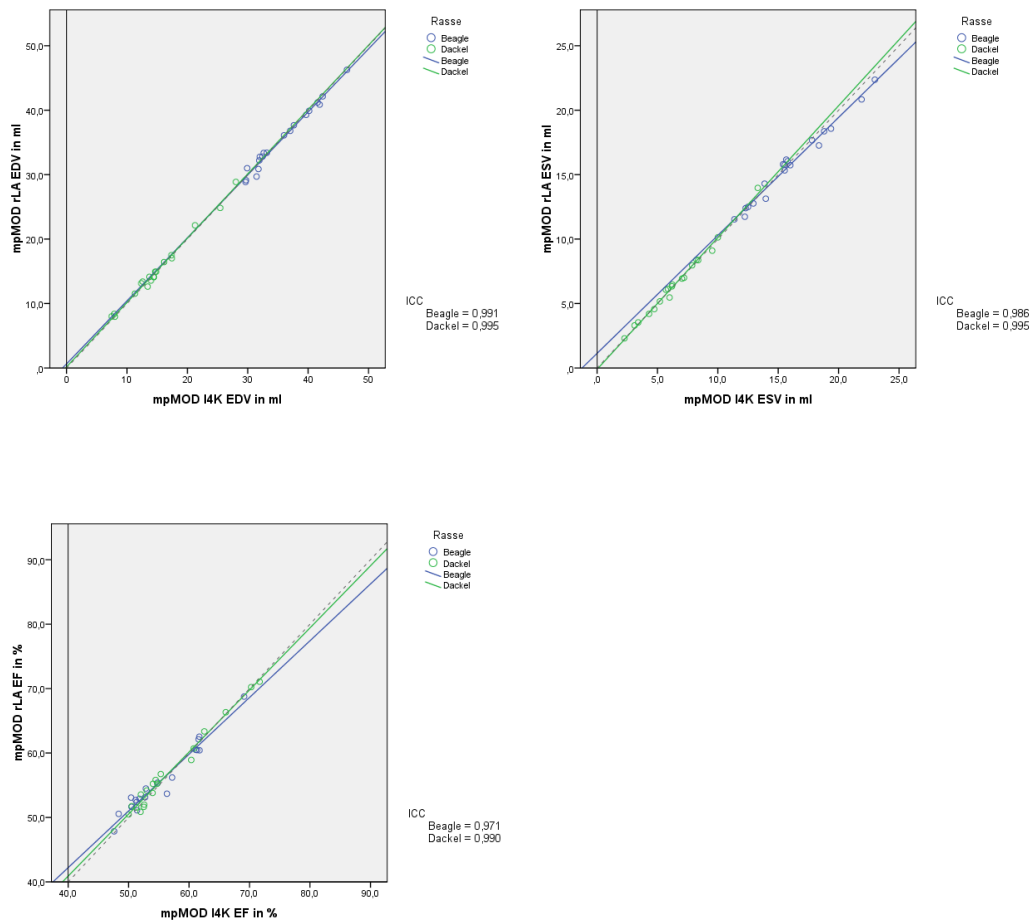


Abb. 40 - 42: monoplane (mp) MOD: Vergleich linksapikaler Vierkammerblick (I4K) - rechtsparasternale Längsachse (rLA)

Wie in den Diagrammen (Abb. 40 - 42) ersichtlich, ergab sich bei allen Parametern ein sehr nahe bei eins liegender ICC. Die Mittelwerte der Ergebnisse aus dem rechtsparasternalen Längsachsenschnitt lagen dabei teils über, teils unter den Ergebnissen des linksapikalen Vierkammerblickes. Da die Vergleichbarkeit der aus dem rechtsparasternalen und linksapikalen Anschallfenster gewonnenen Bilder gewährleistet war, wurden für den Methodenvergleich die Resultate der monoplanen Simpson-Methode für EDV, ESV und EF aus den jeweils drei Messungen der rechtsparasternalen Längsachse und des linksapikalen Vierkammerblicks gemittelt.

Um die Auswirkung einer zusätzlichen Ebene bei der biplanen Scheibchensummationsmethode nach Simpson auf die Messgenauigkeit zu überprüfen, wurden die Ergebnisse des biplanen Verfahrens denen des monoplanen gegenübergestellt.

Tabelle 6: Methodenvergleich Beagle

Analyseverfahren	Schallposition	Parameter	Mittelwert +/- SD	Minimum	Maximum
mp Simpson MOD	rLA + l4K	EDV in ml	35,6 +/- 5,1	29,3	46,4
		ESV in ml	15,8 +/- 3,1	11,5	22,7
		EF in %	55,6 +/- 5,5	47,7	68,9
bp Simpson MOD	l4K + l2K	EDV in ml	36,9 +/- 4,8	30,7	46,9
		ESV in ml	16,5 +/- 3,1	11,9	23,1
		EF in %	55,3 +/- 5,5	48,6	67,7

Tabelle 7: Methodenvergleich Dackel

Analyseverfahren	Schallposition	Parameter	Mittelwert +/- SD	Minimum	Maximum
mp Simpson MOD	rLA + l4K	EDV in ml	15,1 +/- 5,4	7,7	28,5
		ESV in ml	6,6 +/- 2,7	2,3	13,6
		EF in %	56,9 +/- 6,5	50,2	71,4
bp Simpson MOD	l4K + l2K	EDV in ml	15,9 +/- 5,6	8,2	29,7
		ESV in ml	7,0 +/- 2,9	2,4	14,7
		EF in %	56,4 +/- 6,7	50,2	71,6

*mp* = monoplan; *bp* = biplan; *MOD* = Method of Discs; *rLA* = rechtsparasternale Längsachse; *l4K* = linksapikaler Vierkammerblick; *l2K* = linksapikaler Zweikammerblick

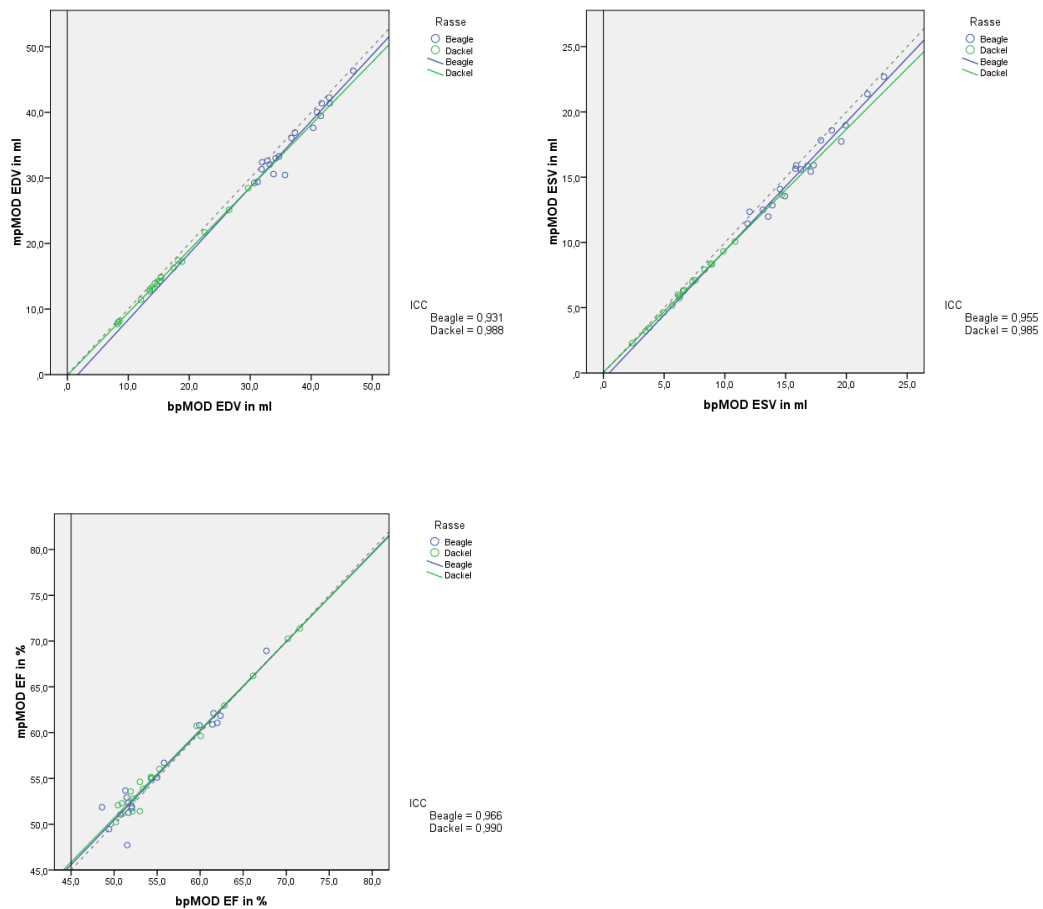


Abb. 43 - 45: Vergleich biplane (bp) MOD - monoplane (mp) MOD

Hier ließ sich ebenfalls bei allen Parametern eine sehr gute Korrelation von über 0,9 erkennen (Abb. 43 - 45). Allerdings zeigte sich für EDV, ESV und EF ein signifikanter Unterschied zwischen beiden Methoden. In den nachfolgenden Bland-Altman-Plots wird dies weiter verdeutlicht (46-51). Um die Methoden unabhängig von der zugrundeliegenden Herz- beziehungsweise Körpergröße des Hundes miteinander vergleichen zu können, wurden im modifizierten Bland-Altman-Plot die relativen Anteile der Differenzen der Parameter an den biplan ermittelten Ergebnissen den biplan errechneten Resultaten gegenübergestellt.



Beagle:

Dackel:

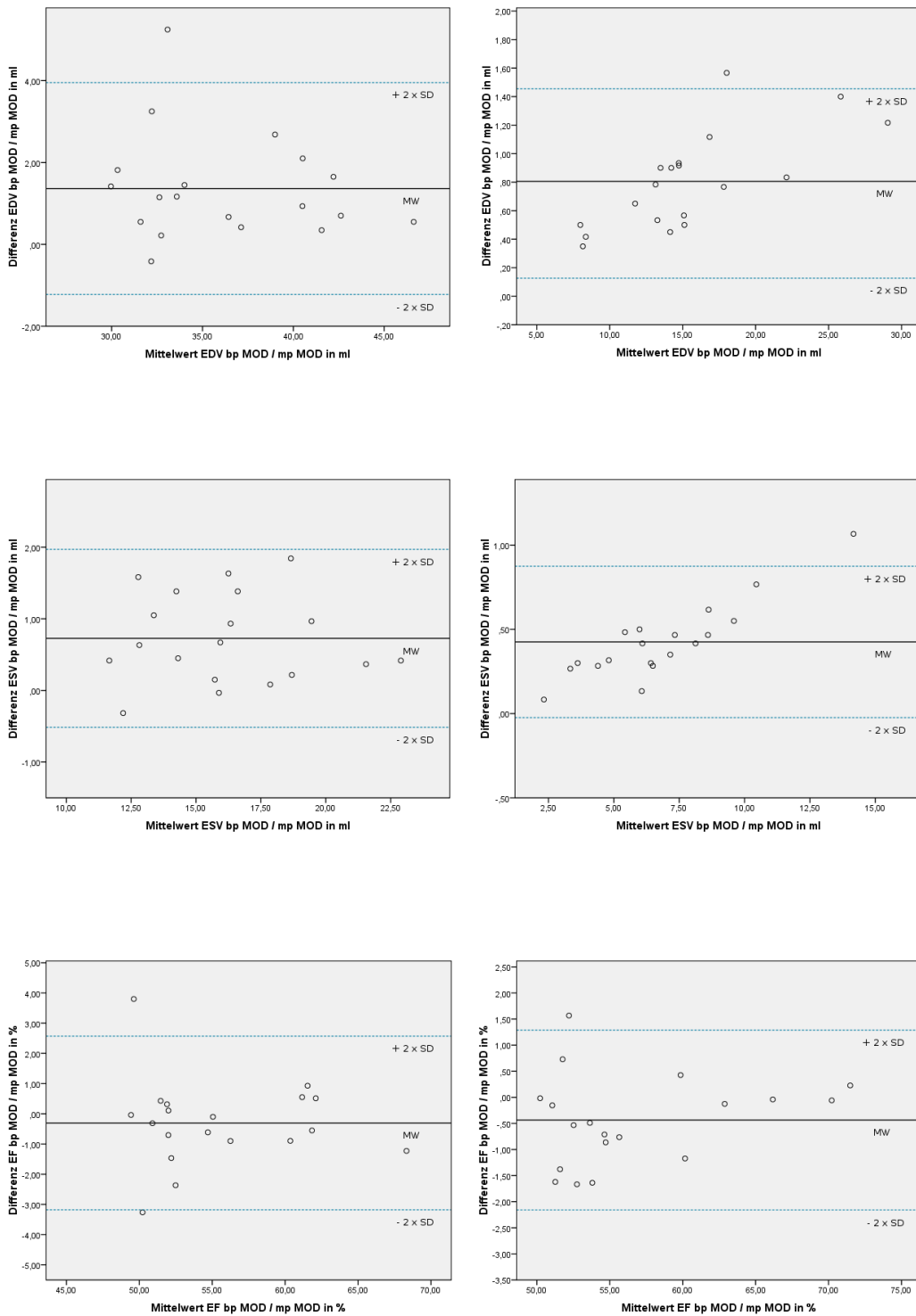


Abb. 46 - 51: 2DE: Vergleich biplane (bp) MOD - monoplane (mp) MOD

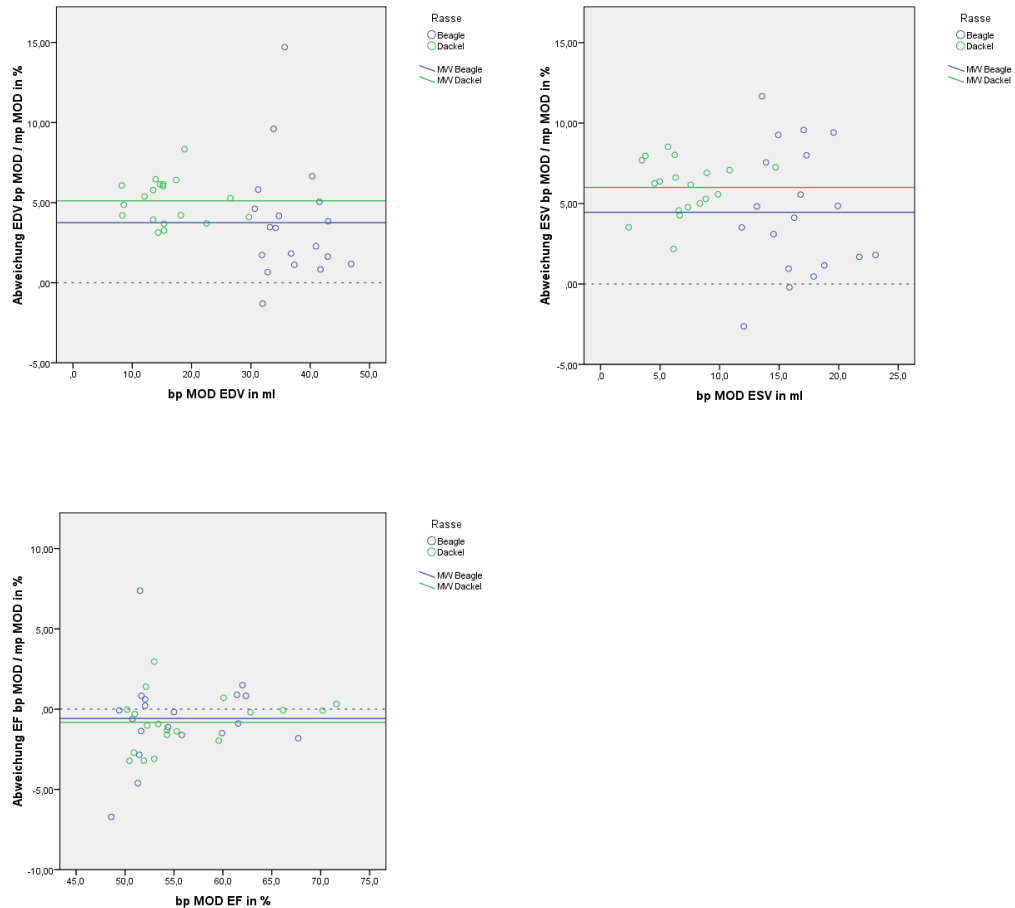


Abb. 52 - 54: 2DE: Vergleich biplane (bp) MOD - monoplane (mp) MOD

Hier zeigte sich, dass das monoplane Verfahren bis auf eine Ausnahme bei Differenzen von im Mittel  $1,36 \pm 1,29$  ml (entspricht 3,8% des mittleren biplanen EDV) für EDV bei den Beagles, beziehungsweise  $0,81 \pm 0,34$  ml (entspricht 5,1% des mittleren biplanen EDV) bei den Dackeln und im Mittel  $0,73 \pm 0,62$  ml (entspricht 4,4% des mittleren biplanen ESV) für ESV bei den Beagles, beziehungsweise  $0,42 \pm 0,22$  ml (entspricht 6,0% des mittleren biplanen ESV) bei den Dackeln geringere Werte als die biplane Scheibchensummationsmethode nach Simpson lieferte. Bei der EF lagen die Resultate der biplanen Scheibchensummationsmethode im Mittel bei den Beagles um  $0,31 \pm 1,44\%$  (entspricht 0,6% der mittleren biplanen EF) und bei den Dackeln um  $0,44 \pm 0,86\%$  (entspricht 0,8% der mittleren biplanen EF) unter denen der monoplanen MOD. Dabei streuten die Messwerte der Differenzen der

beiden Methoden bei den Dackeln in einem Bereich von circa 1,25 ml bei EDV und 1 ml bei ESV, bei den Beagles lag die Spanne bei EDV um 5 ml, bei ESV um 2,2 ml. Bei der EF betrug die Streuung circa 7% bei den Beagles und 3,5% bei den Dackeln.

Schließlich wurden noch die verschiedenen Möglichkeiten, die linksventrikulären Volumina und die EF über die biplane Scheibchensummationsmethode nach Simpson zu bestimmen, einander gegenübergestellt. Zunächst wurden die Ergebnisse der biplanen MOD aus konventionellen B-Bildern mit den Werten verglichen, die sich aus der Auswertung der mittels Matrix-Schallkopf im Biplan-Modus aufgezeichneten Ultraschall-Sequenzen ergab.

Tabelle 8: Methodenvergleich Beagle

Analyseverfahren	Schallposition	Parameter	Mittelwert +/- SD	Minimum	Maximum
bp Simpson MOD	l4K + l2K	EDV in ml	36,9 +/- 4,8	30,7	46,9
		ESV in ml	16,5 +/- 3,1	11,9	23,1
		EF in %	55,3 +/- 5,5	48,6	67,7
bp Simpson MOD X4	l4K + l2K	EDV in ml	36,5 +/- 4,8	30,3	46,7
		ESV in ml	16,3 +/- 3,1	11,4	22,4
		EF in %	55,3 +/- 5,7	49,2	68,3

Tabelle 9: Methodenvergleich Dackel

Analyseverfahren	Schallposition	Parameter	Mittelwert +/- SD	Minimum	Maximum
bp Simpson MOD	l4K + l2K	EDV in ml	15,9 +/- 5,6	8,2	29,7
		ESV in ml	7,0 +/- 2,9	2,4	14,7
		EF in %	56,4 +/- 6,7	50,2	71,6
bp Simpson MOD X4	l4K + l2K	EDV in ml	15,5 +/- 5,5	7,9	29
		ESV in ml	6,9 +/- 2,8	2,2	14,5
		EF in %	56,3 +/- 7,0	49,8	72,4

*bp* = biplan; *MOD* = Method of Discs; *X4* = Matrixschallkopf; *l4K* = linksapikaler Vierkammerblick; *l2K* = linksapikaler Zweikammerblick

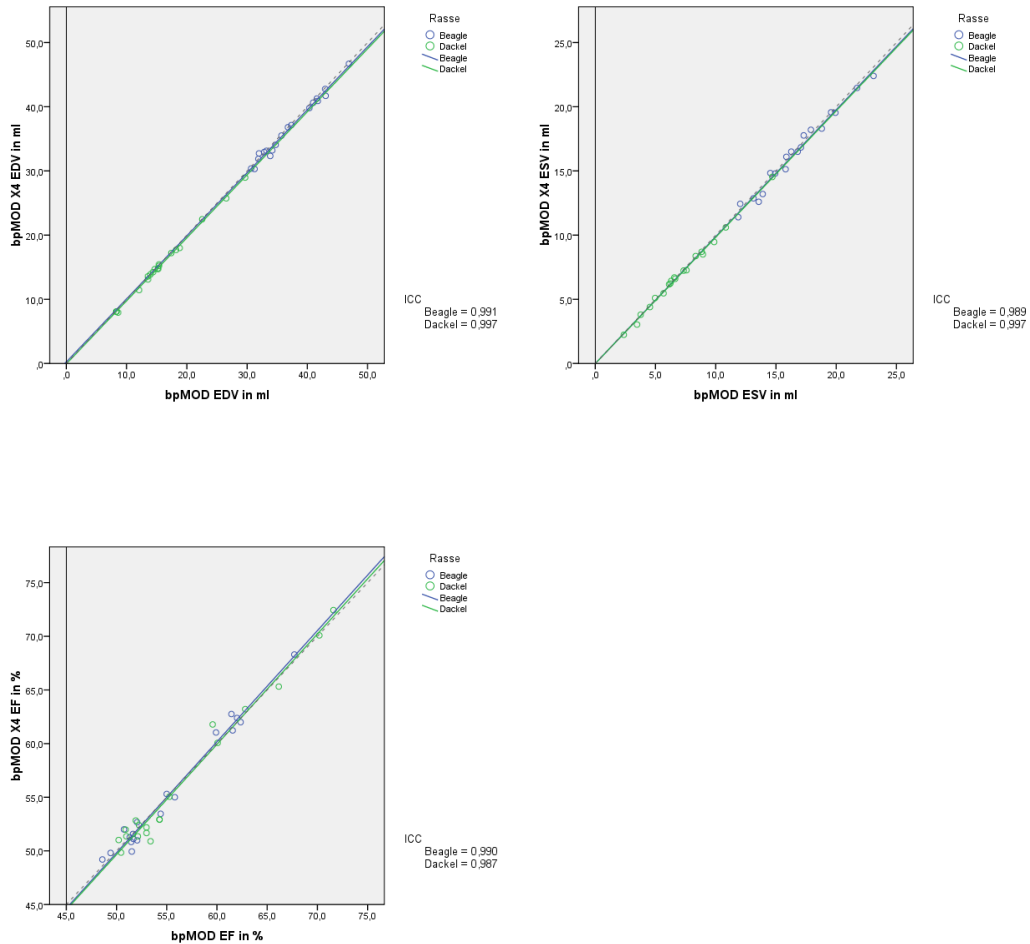


Abb. 55 - 57: Vergleich biplane (bp) MOD Sektorschallkopf - biplane (bp) MOD Matrixschallkopf (X4)

Auch hier zeichnete sich mit einem nahe bei eins liegenden ICC eine hervorragende Korrelation für alle Kenngrößen ab (Abb. 55 - 57). Dabei unterschieden sich die beiden Messverfahren bei den Beagles nur bezüglich EDV, bei den Dackeln bezüglich EDV und ESV signifikant.

In den folgenden Diagrammen (Abb. 58 - 66) war bei beiden Rassen zu erkennen, dass die Volumina, die aus den Bildern des Matrix-Schallkopfes gemessen wurden, bei einer Streuung der Differenzen in einem Bereich von circa 2,2 ml (Beagle) und 1,1 ml (Dackel) für EDV sowie 1,5 ml (Beagle) und 0,6 ml (Dackel) für ESV meist unter, selten etwas über den Werten lagen, die aus den mit dem Phased Array Transducer aufgezeichneten Sequenzen berechnet wurden.

So betragen die Differenzen im Mittel  $0,40 \pm 0,54$  ml (entspricht 1,1 % des mittleren konventionell bestimmten biplanen EDV) für EDV bei den Beagles, beziehungsweise  $0,33 \pm 0,29$  ml (entspricht 2,1 % des mittleren konventionell bestimmten biplanen EDV) bei den Dackeln und im Mittel  $0,18 \pm 0,42$  ml (entspricht 1,2% des mittleren konventionell bestimmten biplanen ESV) für ESV bei den Beagles, beziehungsweise  $0,12 \pm 0,18$  ml (entspricht 1,7% des mittleren konventionell bestimmten biplanen ESV) bei den Dackeln. Im Mittel lagen die Resultate der biplanen Scheibchensummationsmethode aus den Bildern des Matrixschallkopfes im Falle von EF bei den Beagles um  $0,01 \pm 0,82\%$  (entspricht 0,02% der mittleren konventionell bestimmten biplanen EF) und bei den Dackeln um  $0,17 \pm 1,1\%$  (entspricht 0,3% der mittleren konventionell bestimmten biplanen EF) unter den Ergebnissen, die aus den Bildern des Sektorschallkopfes berechnet wurden. Dabei streuten die Differenzen der Verfahren zu beiden Seiten der Nulllinie gleichmäßig über einen Bereich von ungefähr 3% (Beagle) beziehungsweise 4,5% (Dackel).

Beagle:

Dackel:

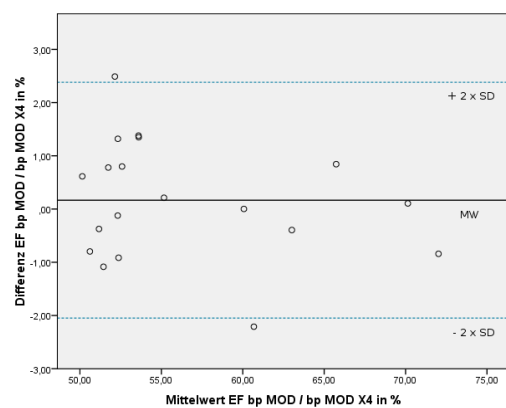
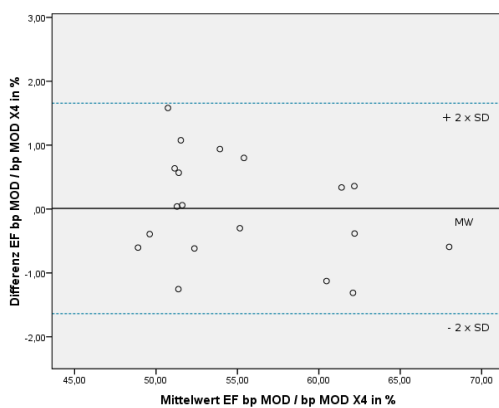
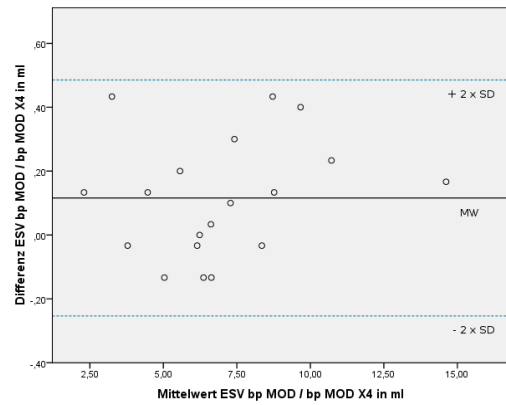
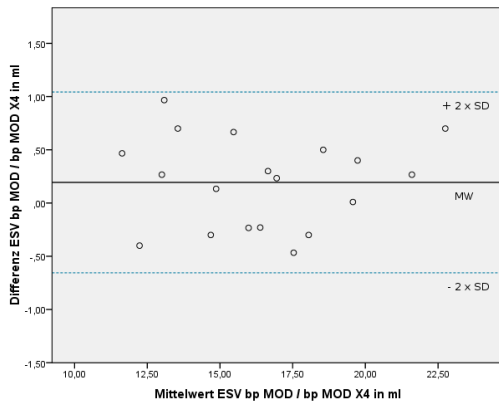
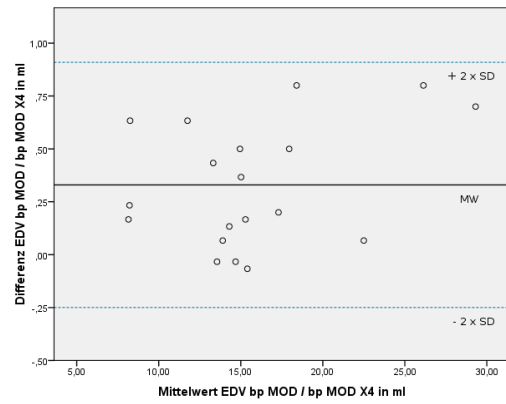
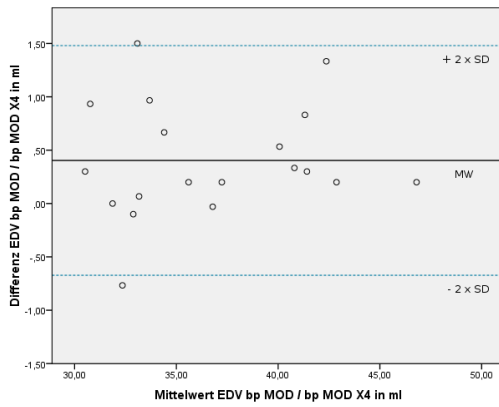


Abb. 58 - 63: Vergleich biplane (bp) MOD Sektorschallkopf - biplane (bp) MOD Matrixschallkopf (X4)

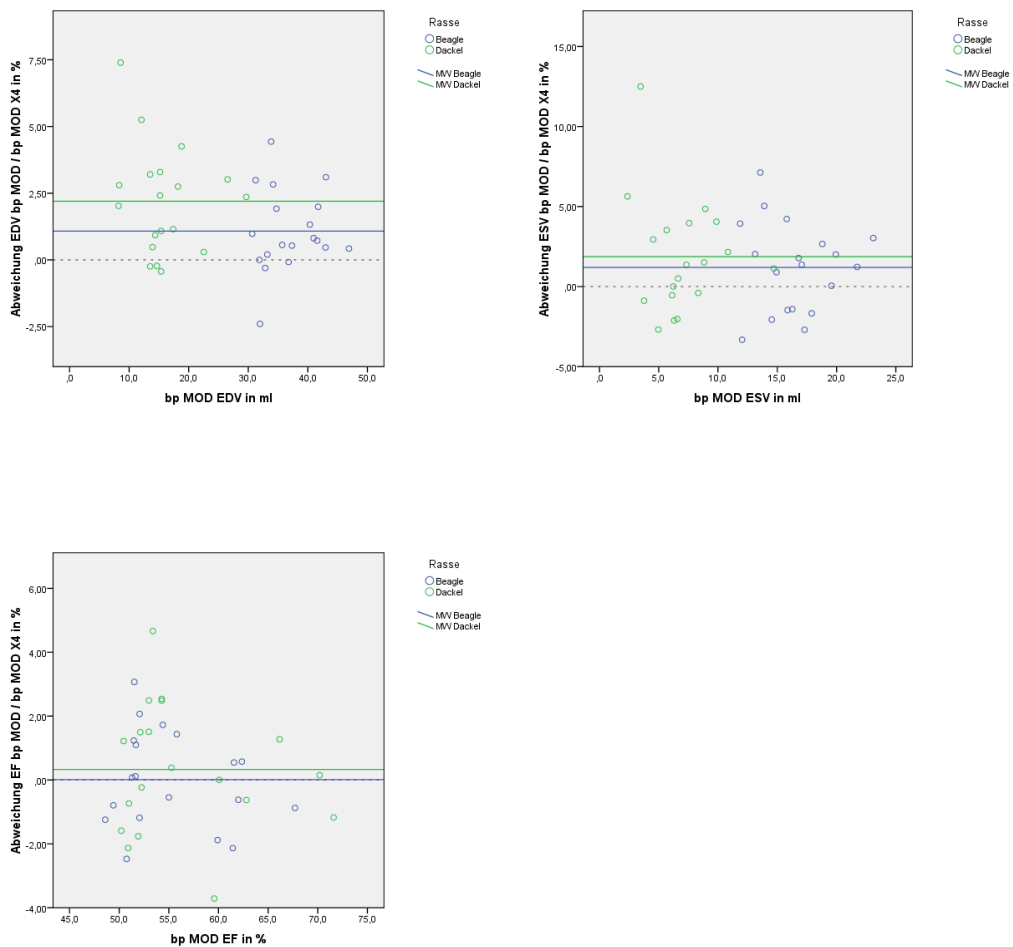


Abb. 64 - 66: Vergleich biplane (bp) MOD Sektorschallkopf - biplane (bp) MOD Matrixschallkopf (X4)

Relativ zum Ergebnis der Referenzmethode streuten alle Parameter bei beiden Rassen in nahezu gleichem Ausmaß. Dabei lagen die Werte der Beagles immer etwas näher an der idealen Nulllinie als die der Dachshunde.

Weiterhin galt es im Vergleich der biplanen Methoden, zu evaluieren, inwieweit die nachträgliche Auswahl der Ebenen aus dem 3DE-Komplettvolumen zu anderen Ergebnissen führte als das herkömmliche 2DE-Verfahren. Dafür wurden die Ergebnisse der biplanen Scheibchensummationsmethode nach Simpson aus den konventionellen zweidimensionalen Phased Array-Bildern den biplan in QLAB bestimmten Resultaten gegenübergestellt.

Tabelle 10: Methodenvergleich Beagle

Analyseverfahren	Schallposition	Parameter	Mittelwert +/- SD	Minimum	Maximum
bp Simpson MOD QLAB	rLa	EDV in ml	37,2 +/- 4,6	30,4	46,9
		ESV in ml	16,6 +/- 3,2	11,5	23
		EF in %	55,4 +/- 5,7	50,1	68,2
bp Simpson MOD QLAB	l4K	EDV in ml	37,7 +/- 5,3	30,2	48
		ESV in ml	17,3 +/- 3,4	11,9	23,8
		EF in %	54,7 +/- 5,4	49,9	67,1

Tabelle 11: Methodenvergleich Dackel

Analyseverfahren	Schallposition	Parameter	Mittelwert +/- SD	Minimum	Maximum
bp Simpson MOD QLAB	rLA	EDV in ml	16,2 +/- 5,7	8,3	29,8
		ESV in ml	7,0 +/- 2,9	2,5	14,3
		EF in %	57,4 +/- 6,6	51,3	71,5
bp Simpson MOD QLAB	l4K	EDV in ml	16,3 +/- 5,9	7,3	29,4
		ESV in ml	7,2 +/- 3,1	2,2	14,9
		EF in %	56,8 +/- 6,9	49,2	71,2

*bp* = biplan; *MOD* = Method of Discs; *rLA* = rechtsparasternale Längsachse; *l4K* = linksapikaler Vierkammerblick;

Da sich auch bei der biplanen Volumenbestimmung aus dem dreidimensionalen Datensatz mit nahe bei eins liegenden ICCs für alle Messgrößen eine hervorragende Übereinstimmung zwischen rechtsparasternalem und linksapikalem Anschallfenster ergab (Abb. 67 - 69), wurden auch in den folgenden Gegenüberstellungen die Messwerte aus den jeweils drei Resultaten der beiden unterschiedlichen Ausgangspositionen gemittelt.



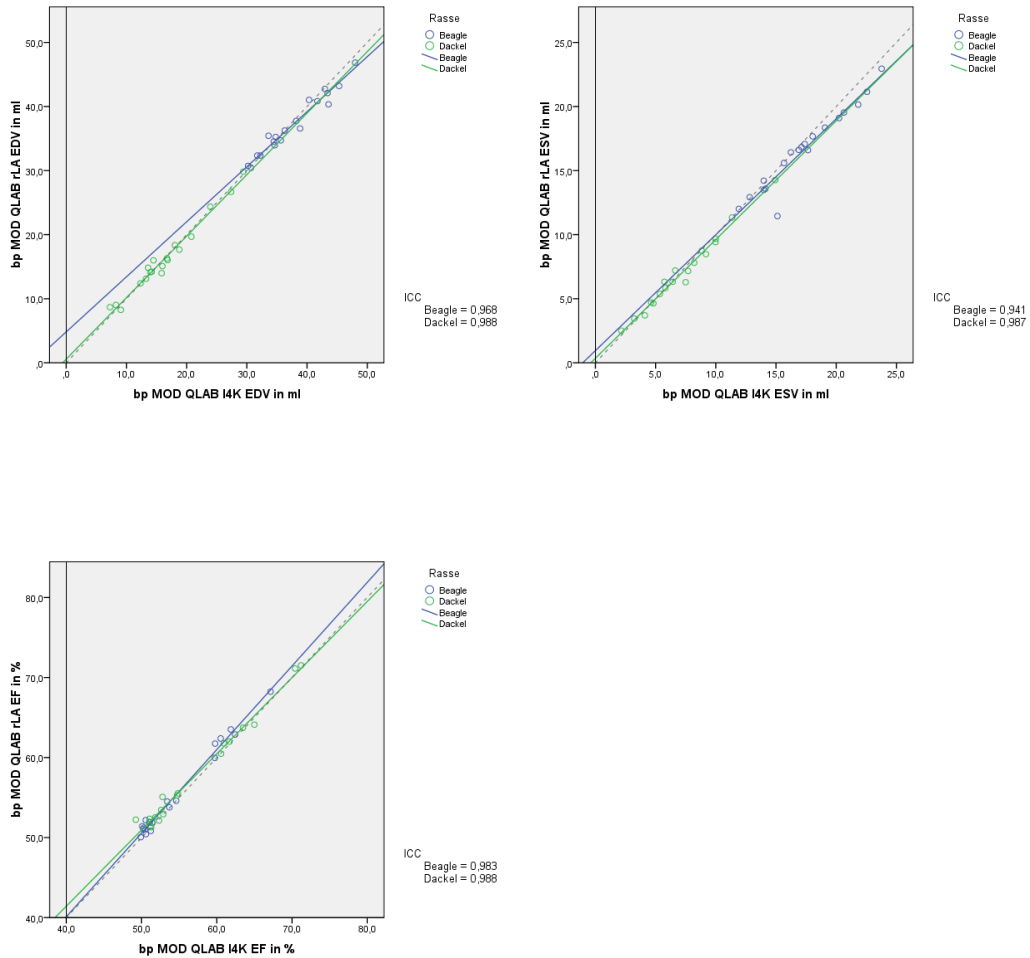


Abb. 67 - 69: Vergleich biplane (bp) MOD QLAB linksapikaler Vierkammerblick (I4K) - rechtsparasternale Längsachse (rLA)

Auch der Vergleich der beiden verschiedenen biplanen Volumenbestimmungsmethoden - konventionell aus dem 2DE-Datensatz versus mit QLAB aus dem 3DE-Komplettvolumen - ergab mit ICCs nahe eins eine gute Übereinstimmung (Abb. 70 - 72). Die beiden verschiedenen Herangehensweisen waren jedoch bei den Beagles bezüglich EDV und ESV, bei den Dackeln nur im Falle von EDV signifikant unterschiedlich, während die Methoden für EF bei beiden Rassen vergleichbare Werte lieferten.

Tabelle 12: Methodenvergleich Beagle

Analyseverfahren	Schallposition	Parameter	Mittelwert +/- SD	Minimum	Maximum
bp Simpson MOD	l4K + l2K	EDV in ml	36,9 +/- 4,8	30,7	46,9
		ESV in ml	16,5 +/- 3,1	11,9	23,1
		EF in %	55,3 +/- 5,5	48,6	67,7
bp Simpson MOD QLAB	rLA + l4K	EDV in ml	37,5 +/- 4,9	30,5	47,7
		ESV in ml	17,0 +/- 3,2	12	23,4
		EF in %	55,1 +/- 5,5	50	67,7

Tabelle 13: Methodenvergleich Dackel

Analyseverfahren	Schallposition	Parameter	Mittelwert +/- SD	Minimum	Maximum
bp Simpson MOD	l4K + l2K	EDV in ml	15,9 +/- 5,6	8,2	29,7
		ESV in ml	7,0 +/- 2,9	2,4	14,7
		EF in %	56,4 +/- 6,7	50,2	71,6
bp Simpson MOD QLAB	rLA + l4K	EDV in ml	16,3 +/- 5,8	8	29,6
		ESV in ml	7,1 +/- 3,0	2,3	14,6
		EF in %	57,1 +/- 6,7	50,7	71,4

*bp* = biplan; *MOD* = Method of Discs; *rLA* = rechtsparasternale Längsachse;  
*l4K* = linksapikaler Vierkammerblick; *l2K* = linksapikaler Zweikammerblick;

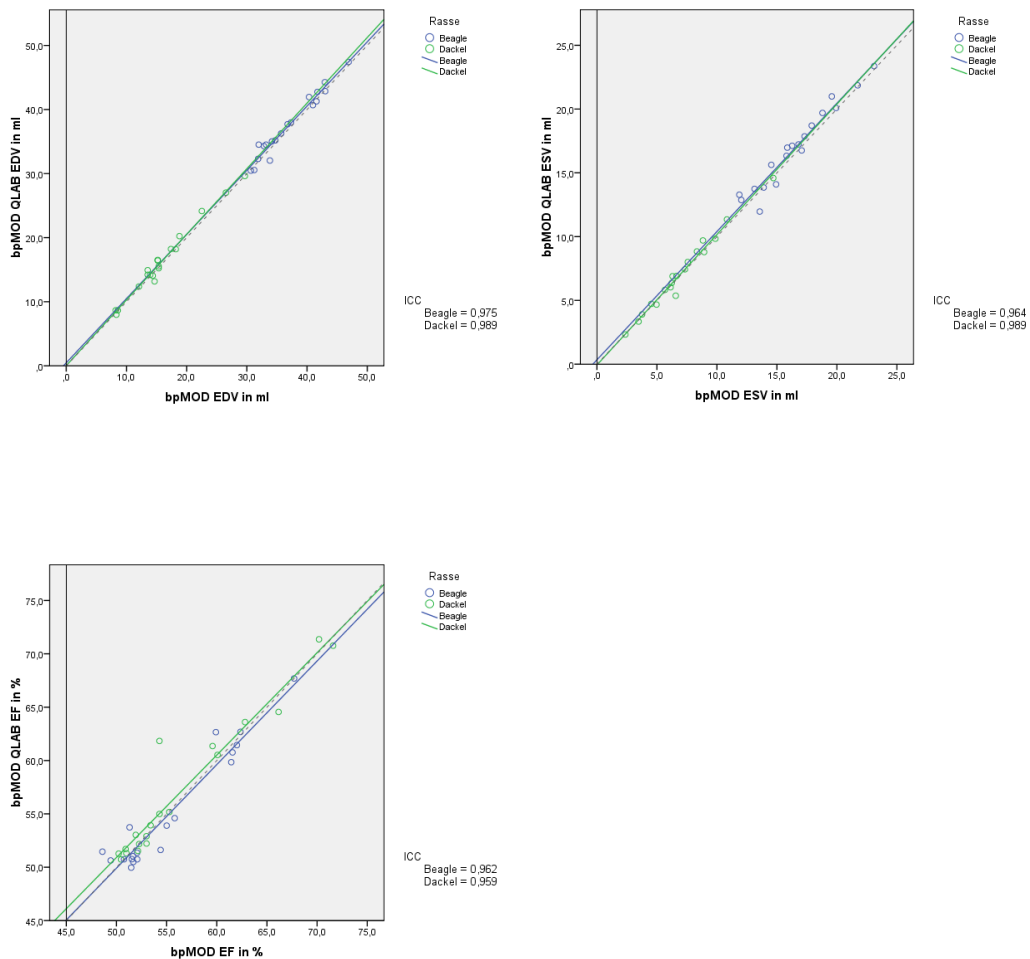


Abb. 70 - 72: Vergleich biplane (bp) MOD - biplane (bp) MOD QLAB

Wie in den nachfolgenden Graphen zu erkennen (Abb. 73 - 81), lieferte die biplane Berechnung der Volumina aus dem dreidimensionalen Datensatz in QLAB tendenziell etwas höhere Werte als die konventionelle Methode. So war EDV bei der Bestimmung in QLAB bei den Beagles im Mittel  $0,54 \pm 0,97$  ml (entspricht 1,5% des mittleren konventionell bestimmten biplanen EDV) und bei den Dackeln  $0,42 \pm 0,77$  ml (entspricht 2,6% des mittleren konventionell bestimmten biplanen EDV) höher als beim konventionellen biplanen Verfahren und bei ESV im Mittel  $0,44 \pm 0,76$  ml (entspricht 2,7% des mittleren konventionell bestimmten biplanen ESV) bei den Beagles, und  $0,10 \pm 0,44$  ml (entspricht 1,4% des mittleren konventionell bestimmten biplanen ESV) bei den Dackeln. Bei EF lagen die Werte der konventionellen Berechnung bei den

Beagles im Mittel um 0,24 +/- 1,54% über (entspricht 0,4% der mittleren konventionell bestimmten biplanen EF) über und bei den Dackeln um 0,33 +/- 1,86% (entspricht 0,6% der mittleren konventionell bestimmten biplanen EF) unter den in QLAB berechneten Resultaten. Die Differenzen zwischen beiden Verfahren streuten dabei bei den Beagles über circa 4,5 ml (EDV), 3 ml (ESV) und 5,5% (EF) sowie bei den Dackeln über ungefähr 3 ml (EDV), 1,3 ml (ESV) und 3,5% (EF).

Beagle:

Dackel:

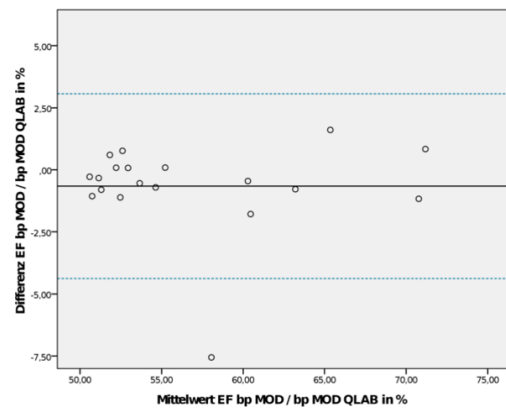
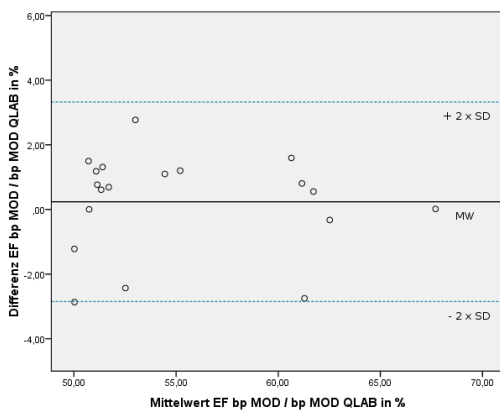
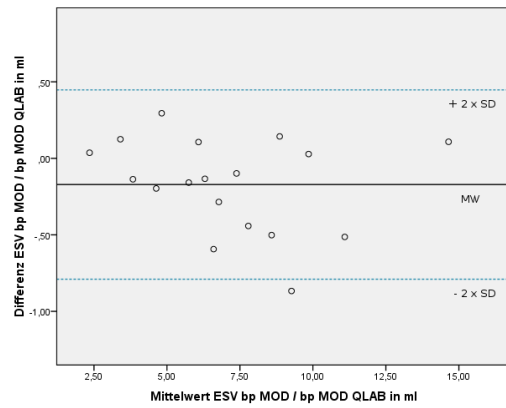
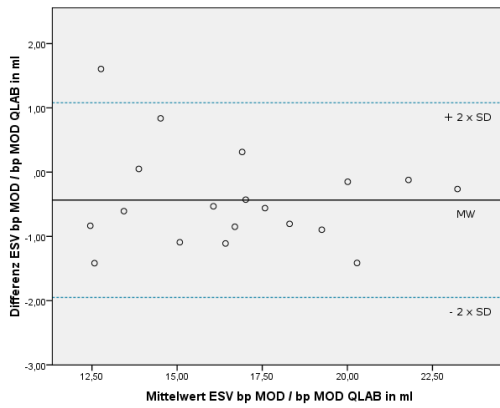
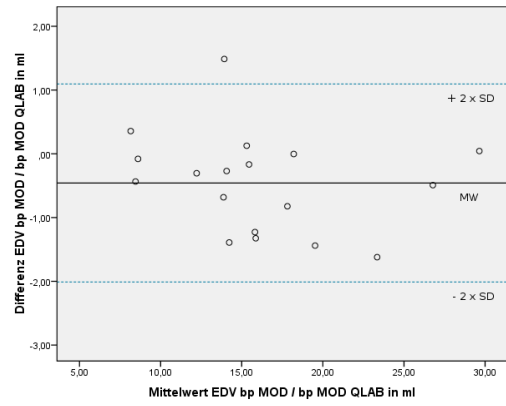
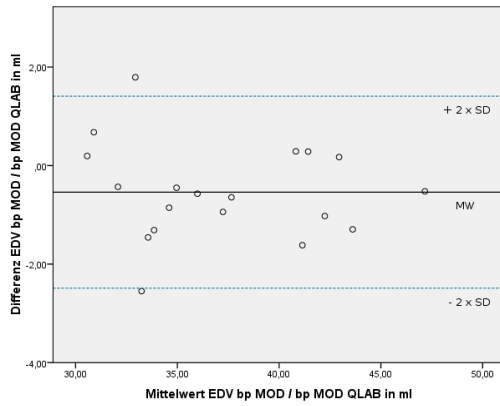


Abb. 73 - 78: Vergleich biplane (bp) MOD - biplane (bp) MOD QLAB

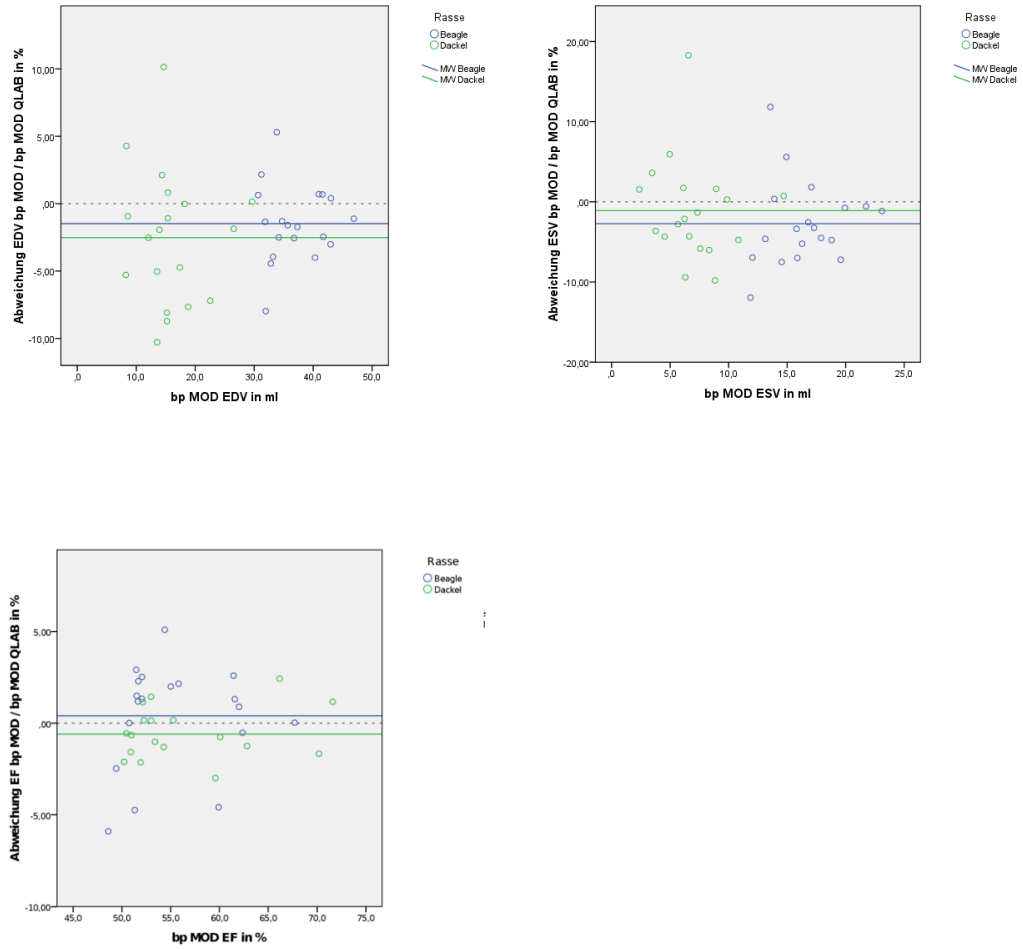


Abb. 79 - 81: Vergleich biplane (bp) MOD - biplane (bp) MOD QLAB

### 13.2.3 3DE

Ebenso wie bei der 2DE ließen die Ergebnisse der vom rechtsparasternalen Anschallfensters aus akquirierten Datensätze mit ICCs nahe eine hervorragende Übereinstimmung mit den Resultaten der aus der linksapikalen Position aufgezeichneten Komplettvolumina erkennen (Abb. 82 - 84).

Tabelle 14: Methodenvergleich Beagle

Analyseverfahren	Schallposition	Parameter	Mittelwert +/- SD	Minimum	Maximum
3DE QLAB	rLA	EDV in ml	41,7 +/- 5,4	34,7	53,6
		ESV in ml	18,5 +/- 3,5	13	25,9
		EF in %	55,6 +/- 5,6	50,6	68
	l4K	EDV in ml	42,1 +/- 5,5	34,8	54
		ESV in ml	19,0 +/- 3,6	13,5	26,3
		EF in %	55,0 +/- 5,4	49,9	67

Tabelle 15: Methodenvergleich Dackel

Analyseverfahren	Schallposition	Parameter	Mittelwert +/- SD	Minimum	Maximum
3DE	rLA	EDV in ml	19,4 +/- 6,8	10,3	34,4
		ESV in ml	8,3 +/- 3,3	3,1	16
		EF in %	57,4 +/- 6,7	51,2	71,5
3DE	l4K	EDV in ml	19,2 +/- 6,8	9,8	33,6
		ESV in ml	8,4 +/- 3,4	2,9	16,7
		EF in %	56,9 +/- 6,8	49,8	72,1

*rLA* = rechtsparasternale Längsachse; *l4K* = linksapikaler Vierkammerblick

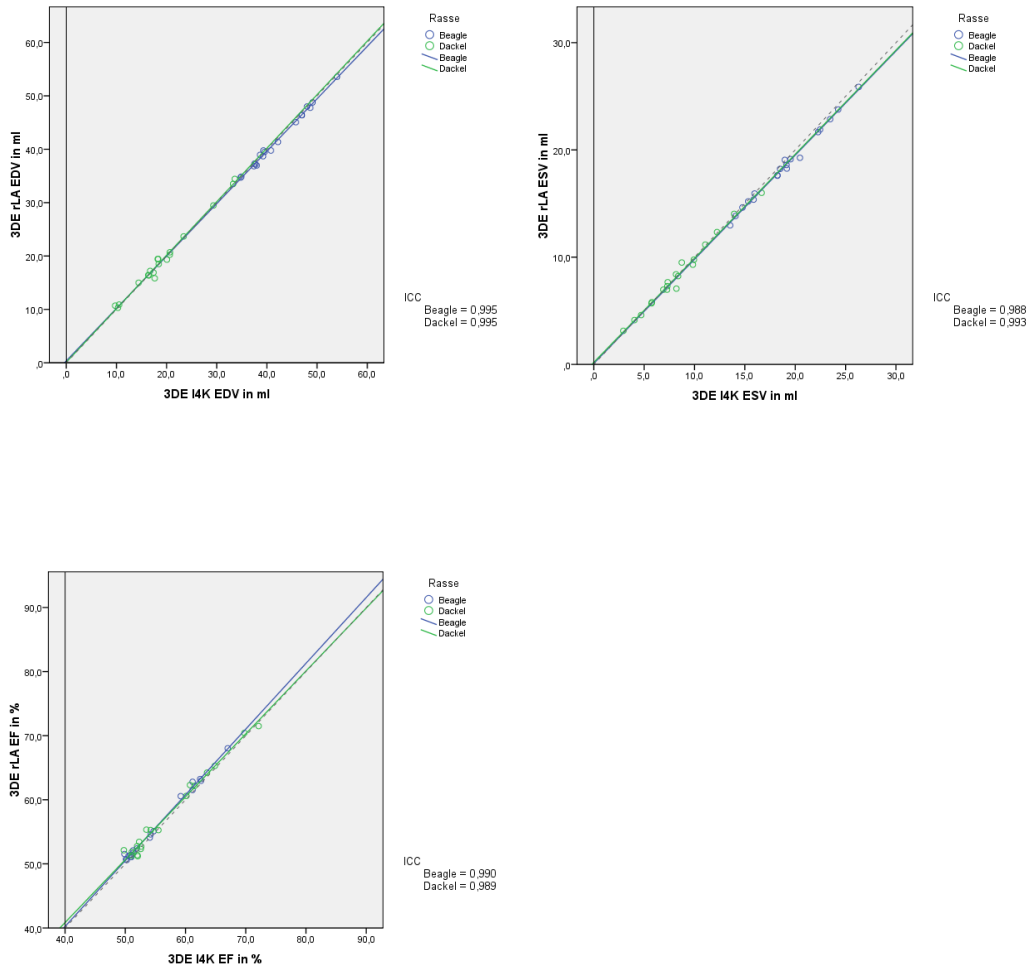


Abb. 82 - 84: Vergleich linksapikaler Vierkammerblick (l4K) - rechtsparasternale Längsachse

Daher wurden bei den folgenden Gegenüberstellungen die jeweils drei 3DE-Ergebnisse aus den beiden Anschallpositionen gemittelt.



### 13.2.4 Vergleich der konventionellen Methoden mit 3DE

#### M-Mode

Für EDV ergab sich bei beiden Rassen keine Korrelation zwischen M-Mode und 3DE. Dasselbe galt bei den Beagles für die EF, bei den Dackeln war die Übereinstimmung gering. Eine mittlere Korrelation fand sich bei den Beagles bezüglich ESV, beim Dackel lag eine gute Übereinstimmung vor (Abb. 85 - 87).

Tabelle 16: Methodenvergleich Beagle

Analyseverfahren	Schallposition	Parameter	Mittelwert +/- SD	Minimum	Maximum
Teichholz	rKA + rLA	EDV in ml	51,8 +/- 8,8	37	65,5
		ESV in ml	21,1 +/- 4,6	13,5	27,8
		EF in %	58,4 +/- 5,7	47,3	68,6
3DE QLAB	rLA + l4K	EDV in ml	41,9 +/- 5,5	34,7	53,8
		ESV in ml	18,7 +/- 3,5	13,3	26,1
		EF in %	55,3 +/- 5,5	50,4	67,5

Tabelle 17: Methodenvergleich Dackel

Analyseverfahren	Schallposition	Parameter	Mittelwert +/- SD	Minimum	Maximum
Teichholz	rKA + rLA	EDV in ml	29,6 +/- 11,3	12,1	58,4
		ESV in ml	10,1 +/- 5,8	2,8	29,2
		EF in %	66,5 +/- 9,0	50,1	85,3
3DE	rLA + l4K	EDV in ml	19,3 +/- 6,8	10,2	34
		ESV in ml	8,3 +/- 3,4	3	16,3
		EF in %	57,2 +/- 6,7	50,9	71,8

*rKA* = rechtsparasternale Kurzachse; *rLA* = rechtsparasternale Längsachse

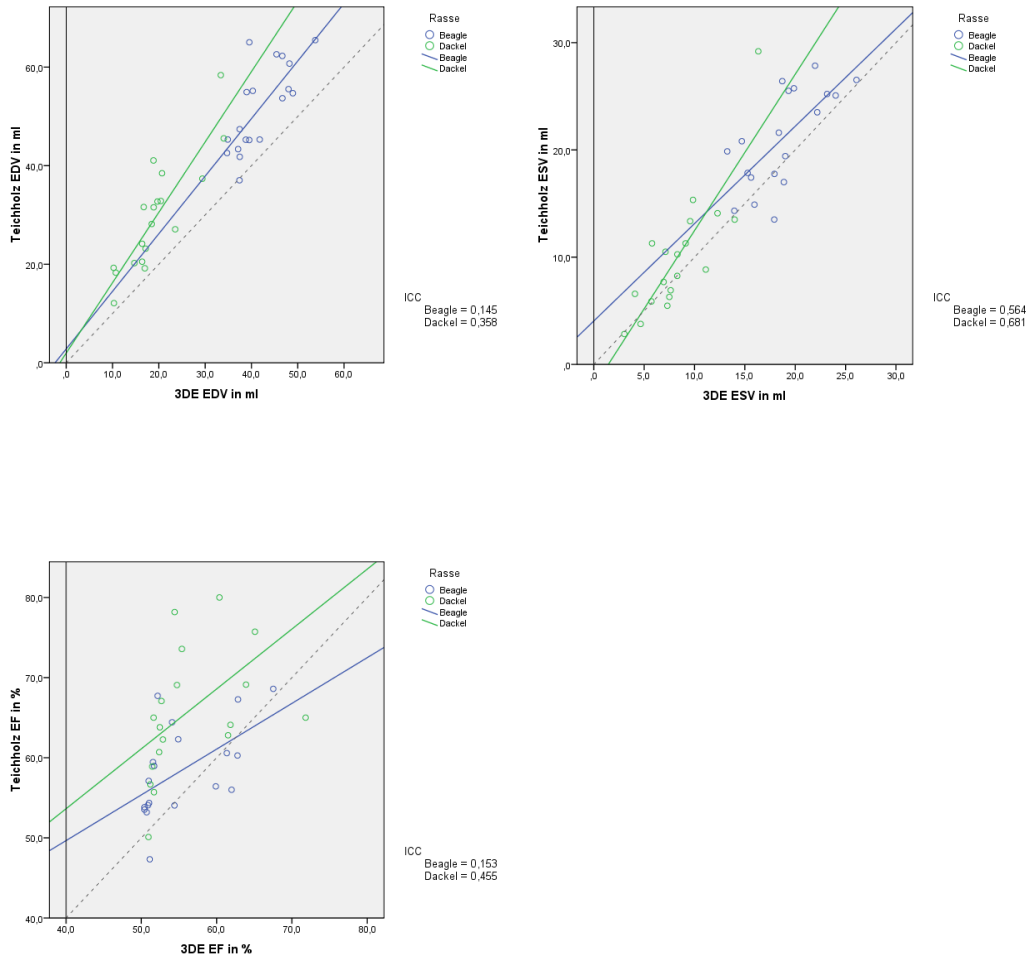


Abb. 85 - 87: Vergleich 3DE - Teichholzmethode

Im konventionellen sowie im modifizierten Bland-Altman-Plot ließ sich die große Streuung der Differenzen zwischen den aus 3DE- und M-Mode-Daten ermittelten Resultaten erkennen (Abb. 88 - 96).

Beagle:

Dackel:

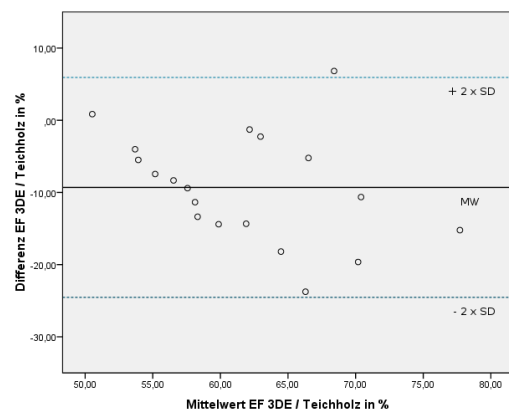
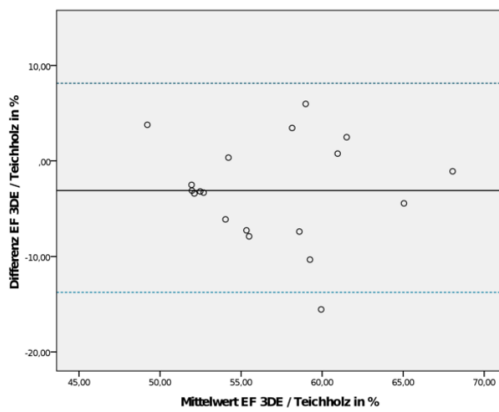
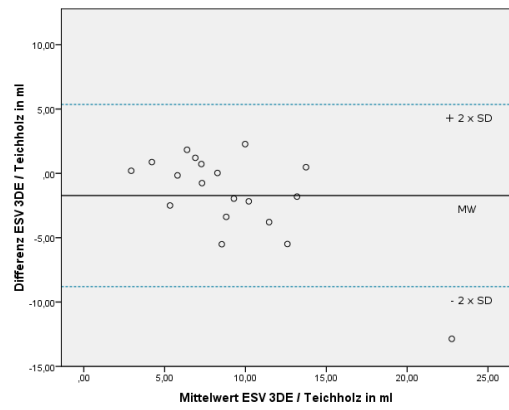
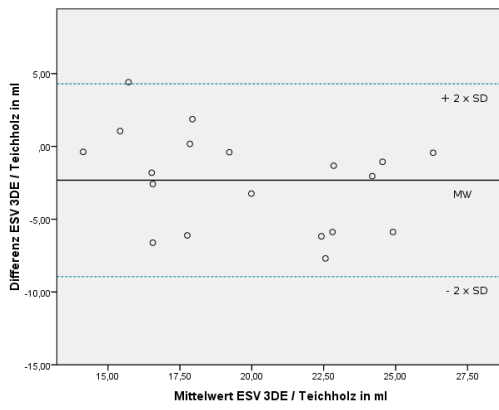
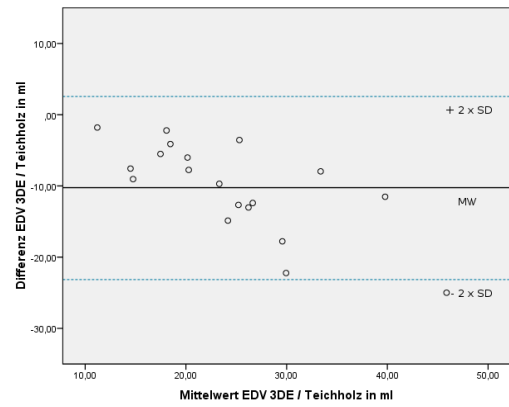
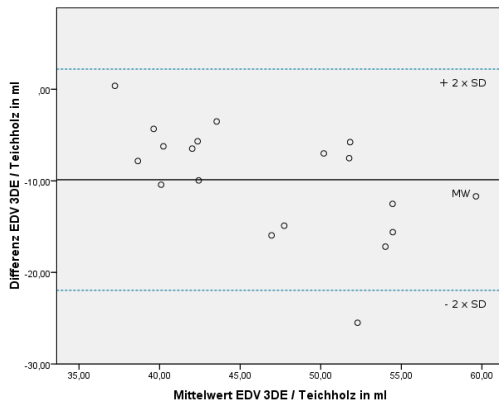


Abb. 88 - 93: Vergleich 3DE - Teichholzmethode

Dabei lagen die mit der Teichholzformel berechneten Volumina bis auf wenige Ausnahmen weit über den in QLAB bestimmten. Auch die EF wies bei beiden Rassen im M-Mode tendenziell höhere Werte auf. EDV lag bei der Bestimmung in QLAB bei den Beagles im Mittel  $9,88 \pm 6,04$  ml (entspricht 23,6% des mittleren aus dem 3DE-Datensatz bestimmten EDV) und bei den Dackeln  $10,25 \pm 6,40$  ml (entspricht 53,1% des mittleren aus dem 3DE-Datensatz bestimmten EDV) unter den Resultaten der Teichholz-Messung, ESV im Mittel  $2,32 \pm 3,31$  ml (entspricht 12,4% aus dem 3DE-Datensatz bestimmten ESV) bei den Beagles, und  $1,72 \pm 3,54$  ml (entspricht 20,7% aus dem 3DE-Datensatz bestimmten ESV) bei den Dackeln. Die aus den M-Mode-Daten berechnete EF war im Mittel bei den Beagles um  $3,09 \pm 5,34\%$  (entspricht 5,6% der mittleren aus dem 3DE-Datensatz bestimmten EF) und bei den Dackeln um  $9,30 \pm 7,62\%$  (entspricht 16,3% der mittleren aus dem 3DE-Datensatz bestimmten EF) höher. Die Differenzen der beiden Methoden streuten dabei bei Dackeln und Beagles über einen Bereich von über 20 ml bei EDV und über 10 ml bei ESV. Für die EF betrug die Streubreite der Differenzen 20% bei den Beagles und 30% bei den Dackeln.

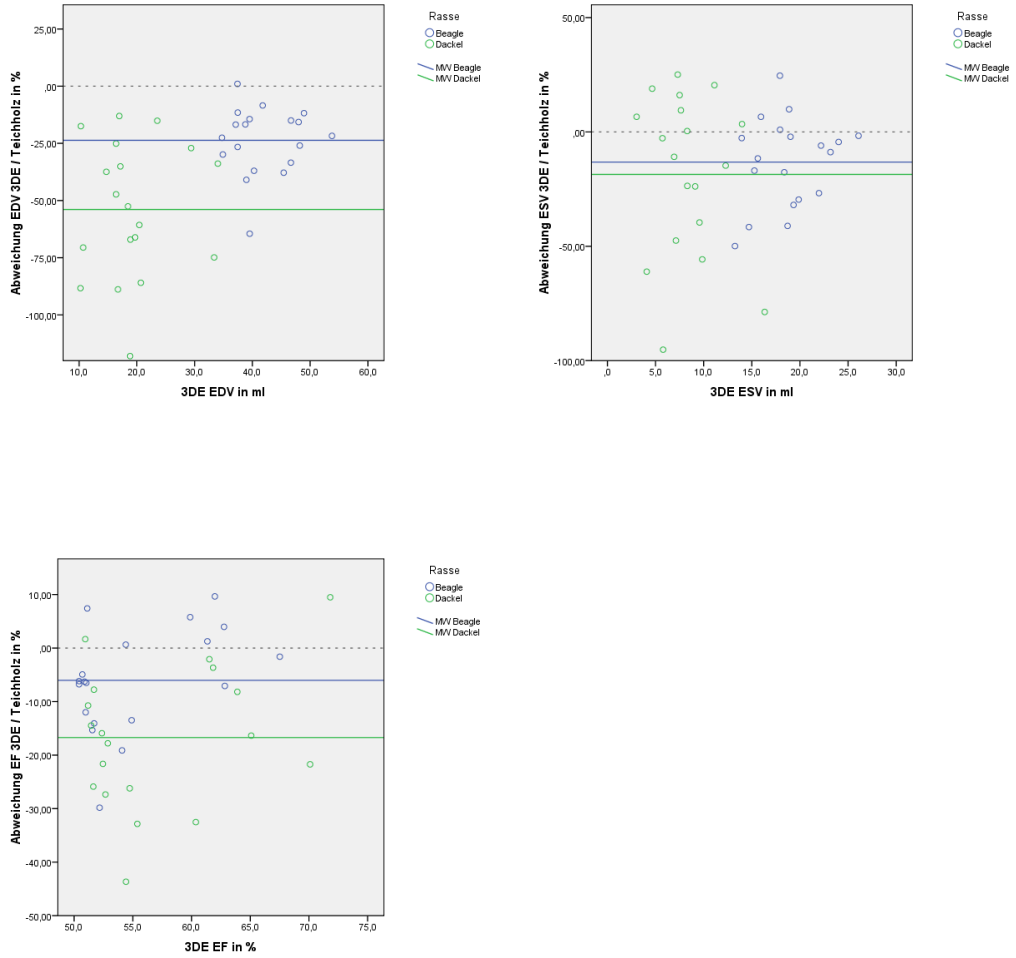


Abb. 94 - 96: Vergleich 3DE – Teichholzmethode

*2DE – monoplane Scheibchensummationsmethode nach Simpson*

Die Übereinstimmung der Ergebnisse auf der Grundlage von 2DE- und 3DE-Datensätzen war bei den Beagles bei EDV als gering, bei allen anderen Parametern mit ICCs über 0,61 als hoch einzustufen. Jedoch wurden die Volumina von der monoplanen MOD grundsätzlich unterschätzt (Abb. 97 – 99).

Tabelle 18: Methodenvergleich Beagle

Analyseverfahren	Schallposition	Parameter	Mittelwert +/- SD	Minimum	Maximum
mp Simpson MOD	rLA + l4K	EDV in ml	35,6 +/- 5,1	29,3	46,4
		ESV in ml	15,8 +/- 3,1	11,5	22,7
		EF in %	55,6 +/- 5,5	47,7	68,9
3DE QLAB	rLA + l4K	EDV in ml	41,9 +/- 5,5	34,7	53,8
		ESV in ml	18,7 +/- 3,5	13,3	26,1
		EF in %	55,3 +/- 5,5	50,4	67,5

Tabelle 19: Methodenvergleich Dackel

Analyseverfahren	Schallposition	Parameter	Mittelwert +/- SD	Minimum	Maximum
mp Simpson MOD	rLA + l4K	EDV in ml	15,1 +/- 5,4	7,7	28,5
		ESV in ml	6,6 +/- 2,7	2,3	13,6
		EF in %	56,9 +/- 6,5	50,2	71,4
3DE	rLA + l4K	EDV in ml	19,3 +/- 6,8	10,2	34
		ESV in ml	8,3 +/- 3,4	3	16,3
		EF in %	57,2 +/- 6,7	50,9	71,8

*mp* = monoplan; *MOD* = Method of Discs; *rLA* = rechtsparasternale Längsachse; *l4K* = linksapikaler Vierkammerblick

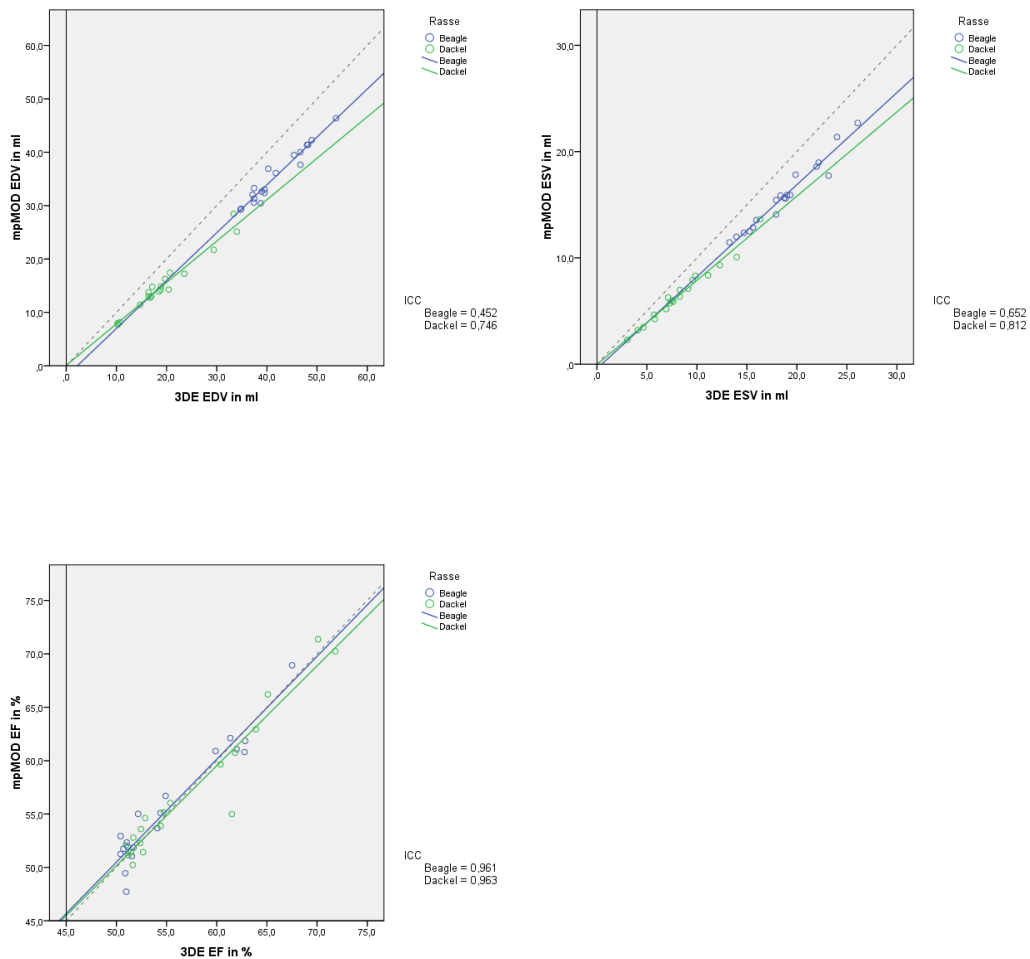


Abb. 97 - 99: Vergleich 3DE - monoplane (mp) MOD

Allerdings unterschieden sich die Methoden bei beiden Rassen bezüglich der Volumina signifikant. Letzteres galt nicht für die EF.

In den Bland-Altman-Plots (Abb. 100 - 108) war zu erkennen, dass die monoplane Scheibchensummationsmethode nach Simpson die Volumina verglichen mit den in QLAB ermittelten Werten tendenziell unterschätzte, beim Beagle in größerem Ausmaß als beim Dackel. Dies traf auf die EF, bei der der Mittelwert der Differenzen zwischen 3DE und 2DE bei beiden Rassen nahe Null lag, nicht zu. So waren die Resultate für EDV bei der Bestimmung aus dem 3D-Frustum bei den Beagles im Mittel  $6,30 \pm 1,32$  ml (entspricht 15,0% des mittleren aus dem 3DE-Datensatz bestimmten EDV) und bei den Dackeln  $4,25 \pm 1,85$  ml (entspricht 22,0% des mittleren in aus dem 3DE-Datensatz bestimmten EDV) über den mit der

monoplanen Simpson-Messung erzielten Ergebnissen angesiedelt. Bei ESV lagen die monoplane bestimmten Werte im Mittel  $2,94 \pm 0,82$  ml (entspricht 15,7% aus dem 3DE-Datensatz bestimmten ESV) bei den Beagles und  $1,77 \pm 0,81$  ml (entspricht 19,0% aus dem 3DE-Datensatz bestimmten ESV) bei den Dackeln unter den 3DE-Ergebnissen, bei EF im Mittel bei den Beagles um  $0,30 \pm 1,54\%$  (entspricht 0,5% der mittleren aus dem 3DE-Datensatz bestimmten EF) über und bei den Dackeln um  $0,29 \pm 1,83\%$  (entspricht 0,5% der mittleren aus dem 3DE-Datensatz bestimmten EF) unter den QLAB-Resultaten. Die Differenzen der beiden Methoden streuten bei den Beagles über einen Bereich von 5,5 ml bei EDV, 3,5 ml bei ESV und 6 % bei EF. Nahezu gleich verhielt es sich bei den Dackeln bezüglich ESV, dagegen lag die Streubreite der Differenzen für EDV bei ungefähr 7 ml, für EF bei circa 3,5%.



Beagle:

Dackel:

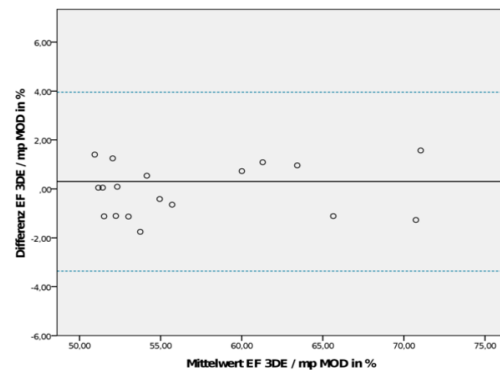
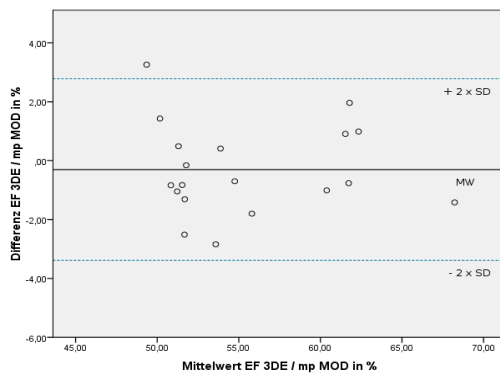
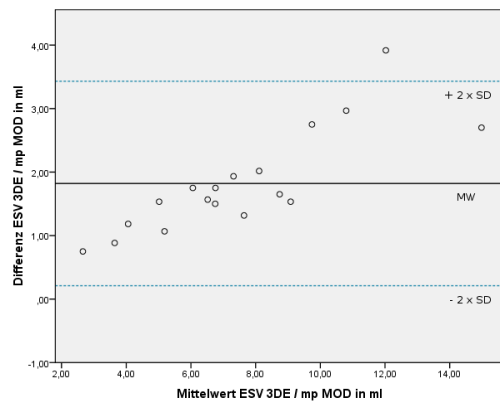
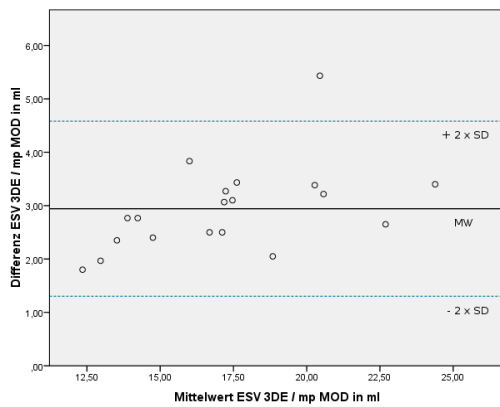
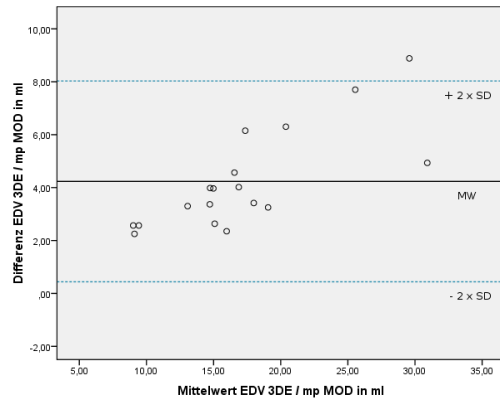
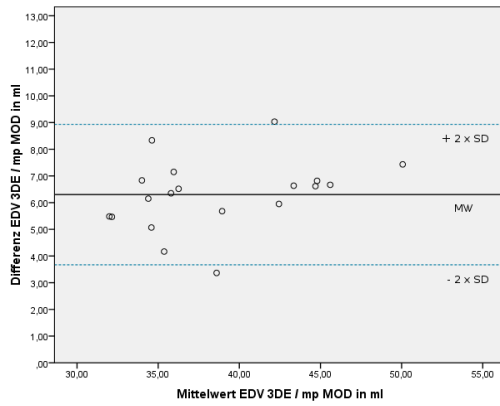


Abb. 100 - 105: Vergleich 3DE - monoplan (mp) MOD

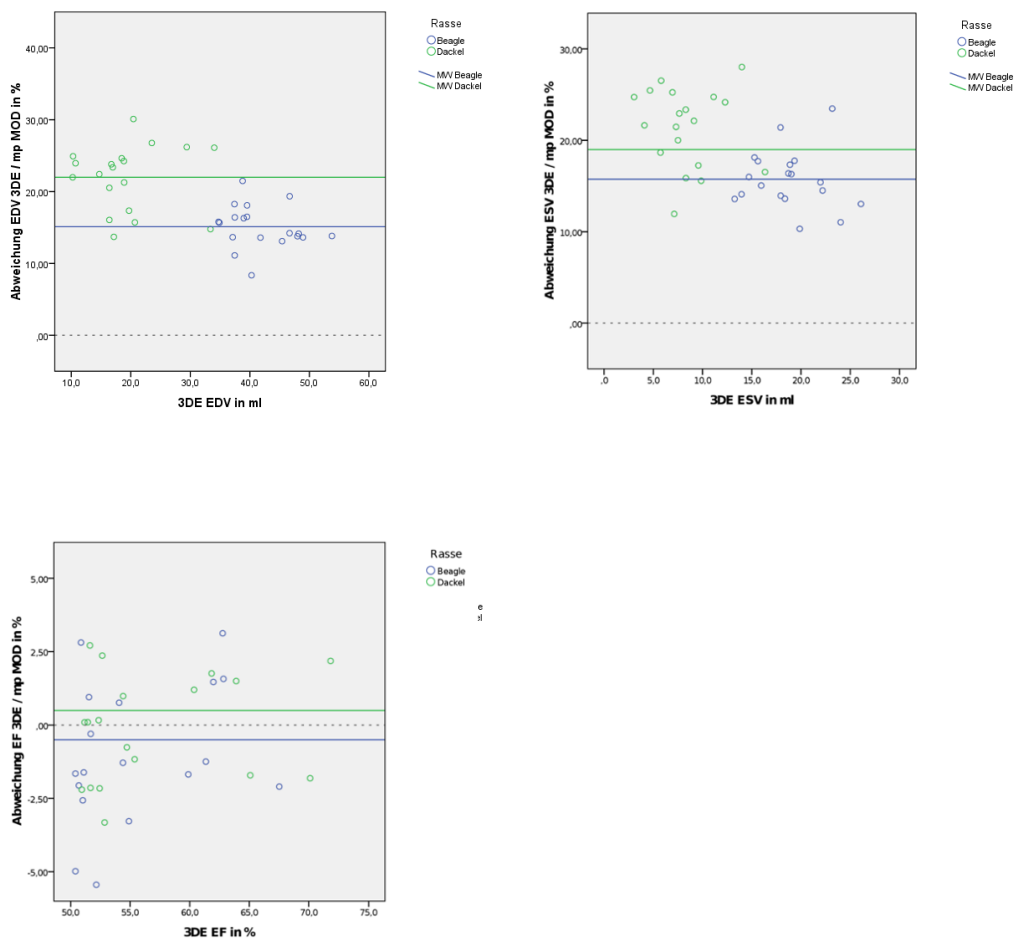


Abb. 106 - 108: Vergleich 3DE - monoplane (mp) MOD

#### 2DE – biplane Scheibchensummationsmethode nach Simpson

Im Vergleich der Resultate der biplanen Scheibchensummationsmethode nach Simpson auf Grundlage konventionell erstellter B-Bilder mit den in QLAB aus dem 3D-Datensatz berechneten Werten (Abb. 109 - 111) zeigte sich für EDV bei den Beagles eine mittlere Übereinstimmung. Alle Rauminhalte wurden vom konventionellen Verfahren gegenüber 3DE unterschätzt. Darüberhinaus ergaben sich hohe Korrelationen bezüglich der Volumina. Bei der EF war mit einem ICC von beinahe eins eine sehr gute Übereinstimmung zwischen beiden Methoden zu finden.

Tabelle 20: Methodenvergleich Beagle

Analyseverfahren	Schallposition	Parameter	Mittelwert +/- SD	Minimum	Maximum
bp Simpson MOD	l4K + l2K	EDV in ml	36,9 +/- 4,8	30,7	46,9
		ESV in ml	16,5 +/- 3,1	11,9	23,1
		EF in %	55,3 +/- 5,5	48,6	67,7
3DE QLAB	rLA + l4K	EDV in ml	41,9 +/- 5,5	34,7	53,8
		ESV in ml	18,7 +/- 3,5	13,3	26,1
		EF in %	55,3 +/- 5,5	50,4	67,5

Tabelle 21: Methodenvergleich Dackel

Analyseverfahren	Schallposition	Parameter	Mittelwert +/- SD	Minimum	Maximum
bp Simpson MOD	l4K + l2K	EDV in ml	15,9 +/- 5,6	8,2	29,7
		ESV in ml	7,0 +/- 2,9	2,4	14,7
		EF in %	56,4 +/- 6,7	50,2	71,6
3DE	rLA + l4K	EDV in ml	19,3 +/- 6,8	10,2	34
		ESV in ml	8,3 +/- 3,4	3	16,3
		EF in %	57,2 +/- 6,7	50,9	71,8

*bp* = biplan; *MOD* = Method of Discs; *l4K* = linksapikaler Vierkammerblick; *l2K* = linksapikaler Vierkammerblick; *rLA* = rechtsparasternale Längsachse

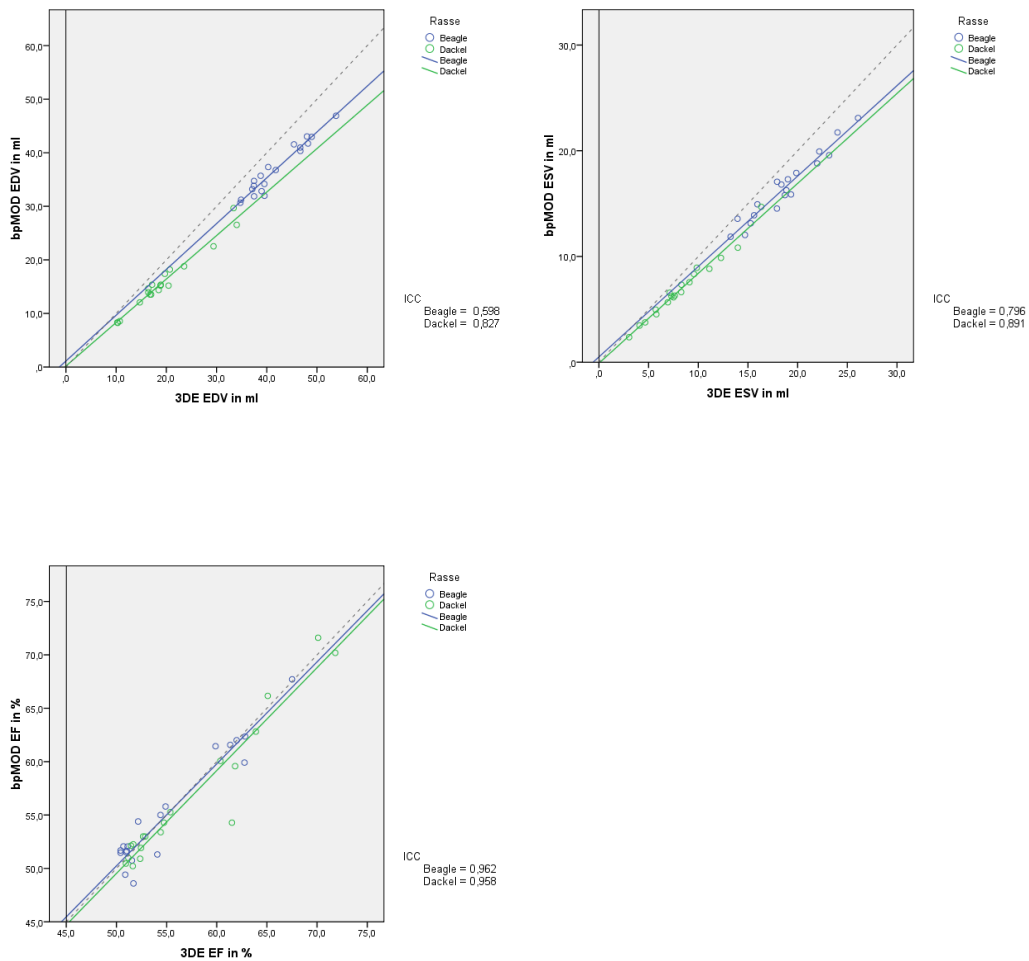


Abb. 109 - 111: Vergleich 3DE - biplane (bp) MOD

Dessen ungeachtet ergab sich bei beiden Rassen jedoch nur bei der EF kein signifikanter Unterschied zwischen beiden Volumenbestimmungsverfahren.

In den folgenden Bland-Altman-Plots (Abb. 112 - 120) ist zu erkennen, dass die Volumina im biplanen Ansatz ebenso wie bei der monoplanen MOD ohne Ausnahme geringer als die QLAB-Resultate ausfielen. So lagen die Ergebnisse für EDV bei der Bestimmung aus dem 3D-Frustum bei den Beagles im Mittel  $4,94 \pm 1,44$  ml (entspricht 11,8% des mittleren aus dem 3DE-Datensatz bestimmten EDV) und bei den Dackeln  $3,44 \pm 1,64$  ml (entspricht 17,8% des mittleren aus dem 3DE-Datensatz bestimmten EDV), bei ESV im Mittel  $2,21 \pm 0,93$  ml (entspricht 11,8% aus dem 3DE-Datensatz bestimmten ESV) bei den Beagles und  $1,34 \pm 0,67$  ml (entspricht 16,1% aus dem 3DE-Datensatz

bestimmten ESV) bei den Dackeln über den biplan am Ultraschallgerät berechneten Werten. Dabei streuten die Differenzen bei beiden Rassen in einem Bereich um 6 ml (EDV) und 3 ml (ESV). Dagegen lieferte die biplane MOD bei EF mit einem Mittelwert der Differenzen von 0,00 +/- 1,55% (entspricht 0% der mittleren aus dem 3DE-Datensatz bestimmten EF) bei den Beagles und 0,73 +/- 1,85% (entspricht 1,3% der mittleren aus dem 3DE-Datensatz bestimmten EF) bei den Dackeln Ergebnisse, die unter den QLAB-Resultaten und nahe der Nulllinie lagen, bei einem Streubereich der Differenzen von 5% (Beagle) und 4% (Dackel).

Beagle:

Dackel:

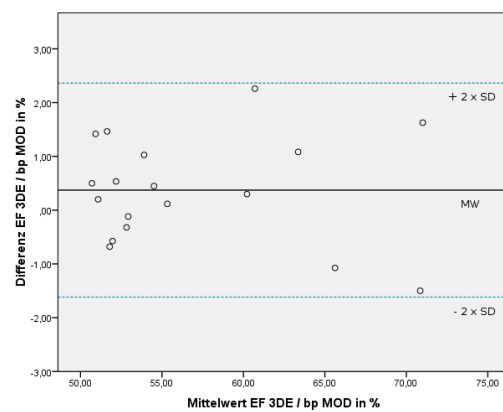
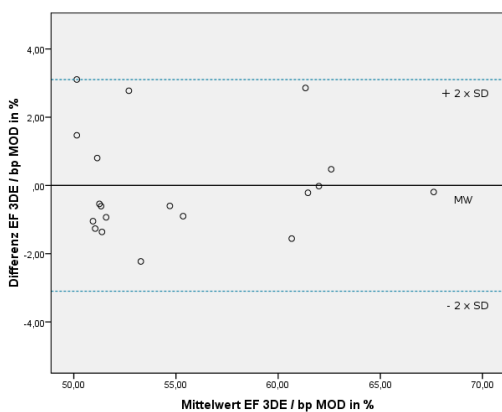
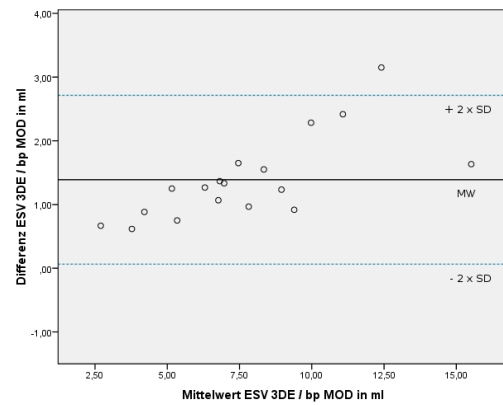
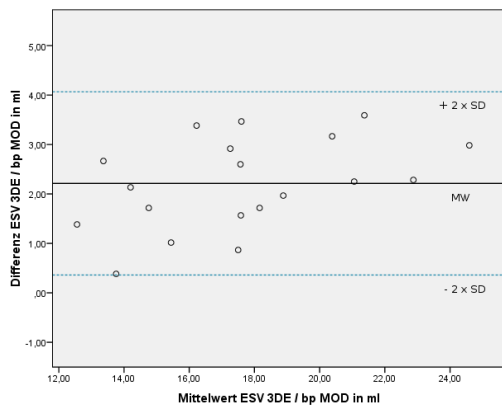
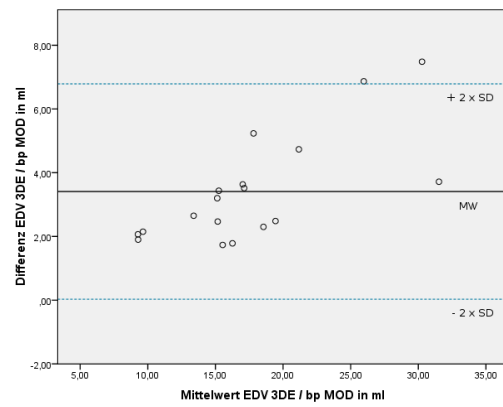
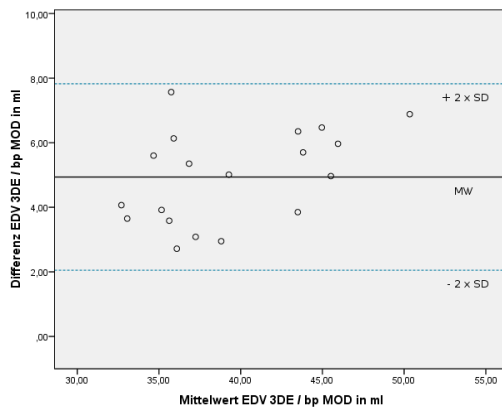


Abb. 112 - 117: Vergleich 3DE - biplane (bp) MOD

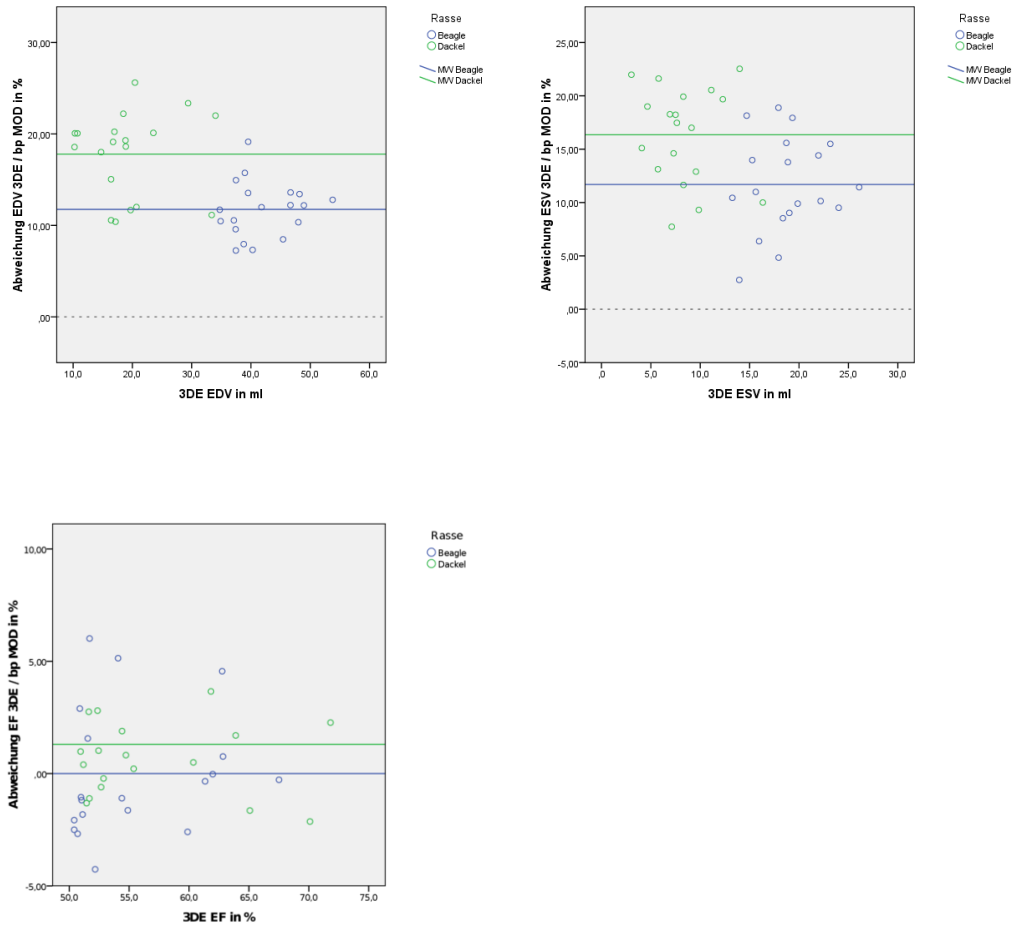


Abb. 118 - 120: Vergleich 3DE - biplane (bp) MOD

Die Streudiagramme (Abb. 121 - 123) der Zusammenschau der Kalkulation der Volumina und der EF aus dem 3DE Datensatz in QLAB, einmal als dreidimensionales, einmal als biplanes Volumen, lieferten mit der vorhergehenden Gegenüberstellung vergleichbare Ergebnisse.

Tabelle 22: Methodenvergleich Beagle

Analyseverfahren	Schallposition	Parameter	Mittelwert +/- SD	Minimum	Maximum
bp Simpson MOD QLAB	rLA + I4K	EDV in ml	37,5 +/- 4,9	30,5	47,7
		ESV in ml	17,0 +/- 3,2	12	23,4
		EF in %	55,1 +/- 5,5	50	67,7
3DE QLAB	rLA + I4K	EDV in ml	41,9 +/- 5,5	34,7	53,8
		ESV in ml	18,7 +/- 3,5	13,3	26,1
		EF in %	55,3 +/- 5,5	50,4	67,5

Tabelle 23: Methodenvergleich Dackel

Analyseverfahren	Schallposition	Parameter	Mittelwert +/- SD	Minimum	Maximum
bp Simpson MOD QLAB	rLA + l4K	EDV in ml	16,3 +/- 5,8	8	29,6
		ESV in ml	7,1 +/- 3,0	2,3	14,6
		EF in %	57,1 +/- 6,7	50,7	71,4
3DE	rLA + l4K	EDV in ml	19,3 +/- 6,8	10,2	34
		ESV in ml	8,3 +/- 3,4	3	16,3
		EF in %	57,2 +/- 6,7	50,9	71,8

bp = biplan; MOD = Method of Discs; rLA = rechtsparasternale Längsachse; l4K = linksapikaler Vierkammerblick;

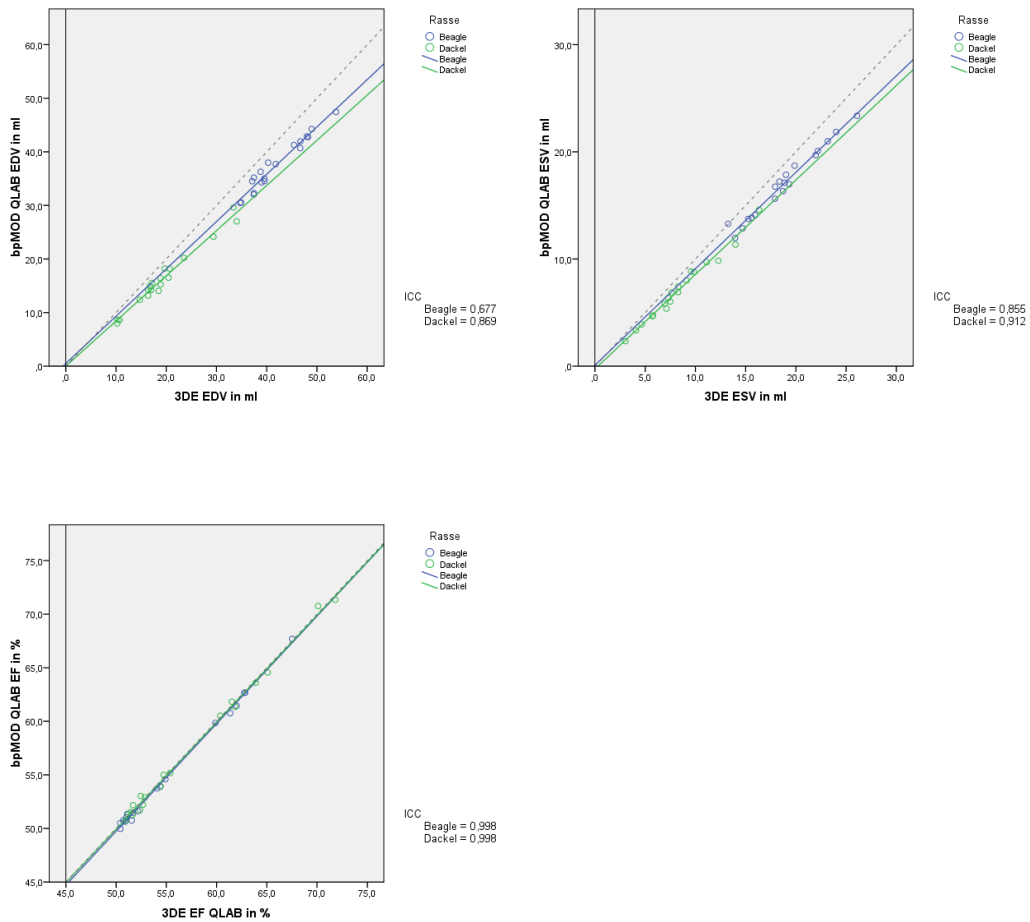


Abb. 121 - 123: Vergleich 3DE - biplane (bp) MOD QLAB



Die Methoden unterschieden sich jedoch im Bezug auf alle Parameter außer EF bei den Dachshunden signifikant.

Ähnlich wie beim Vergleich mit der konventionellen biplanen Bestimmung lagen die Resultate für EDV bei der dreidimensionalen Analyse in QLAB bei den Beagles im Mittel  $4,40 \pm 1,20$  ml (entspricht 10,5% des mittleren aus dem 3DE-Datensatz bestimmten EDV) und bei den Dackeln  $3,02 \pm 1,41$  ml (entspricht 15,7% des mittleren aus dem 3DE-Datensatz bestimmten EDV), bei ESV im Mittel  $1,78 \pm 0,64$  ml (entspricht 9,5% aus dem 3DE-Datensatz bestimmten ESV) bei den Beagles und  $1,25 \pm 0,56$  ml (entspricht 15,1% aus dem 3DE-Datensatz bestimmten ESV) bei den Dackeln über den biplan in QLAB erzielten Ergebnissen. Auch bei EF lagen die biplanen Werte unter den dreidimensionalen, allerdings mit einer Differenz von im Mittel  $0,24 \pm 0,29\%$  (entspricht 0,5% der mittleren aus dem 3DE-Datensatz bestimmten EF) bei den Beagles und  $0,07 \pm 0,41\%$  (entspricht 0,1% der mittleren aus dem 3DE-Datensatz bestimmten EF) bei den Dackeln sehr nahe bei Null. Die Streuung der Differenzen der bis auf eine Ausnahme gegenüber der dreidimensionalen Berechnung geringeren biplanen Volumina bewegte sich für EDV in Bereichen von ungefähr 4 ml beim Beagle und 5 ml beim Dackel, für ESV beim Beagle unter 3 ml, beim Dachshund um die 2 ml. Bei EF lag der Streubereich der Differenzen in einem Bereich von circa 1% (Abb. 124 - 132).

Beagle:

Dackel:

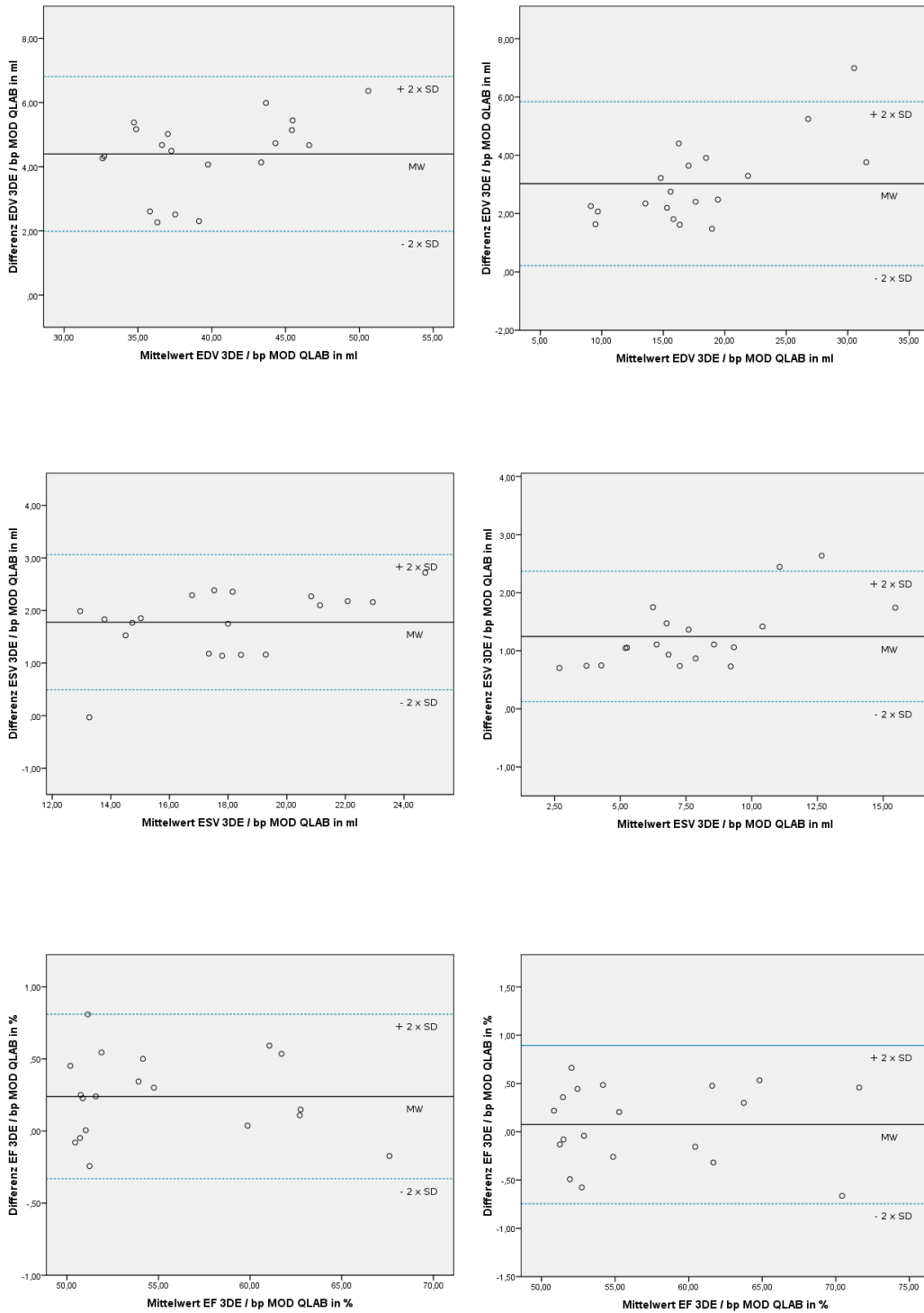


Abb. 124 - 129: Vergleich 3DE - biplane (bp) MOD QLAB

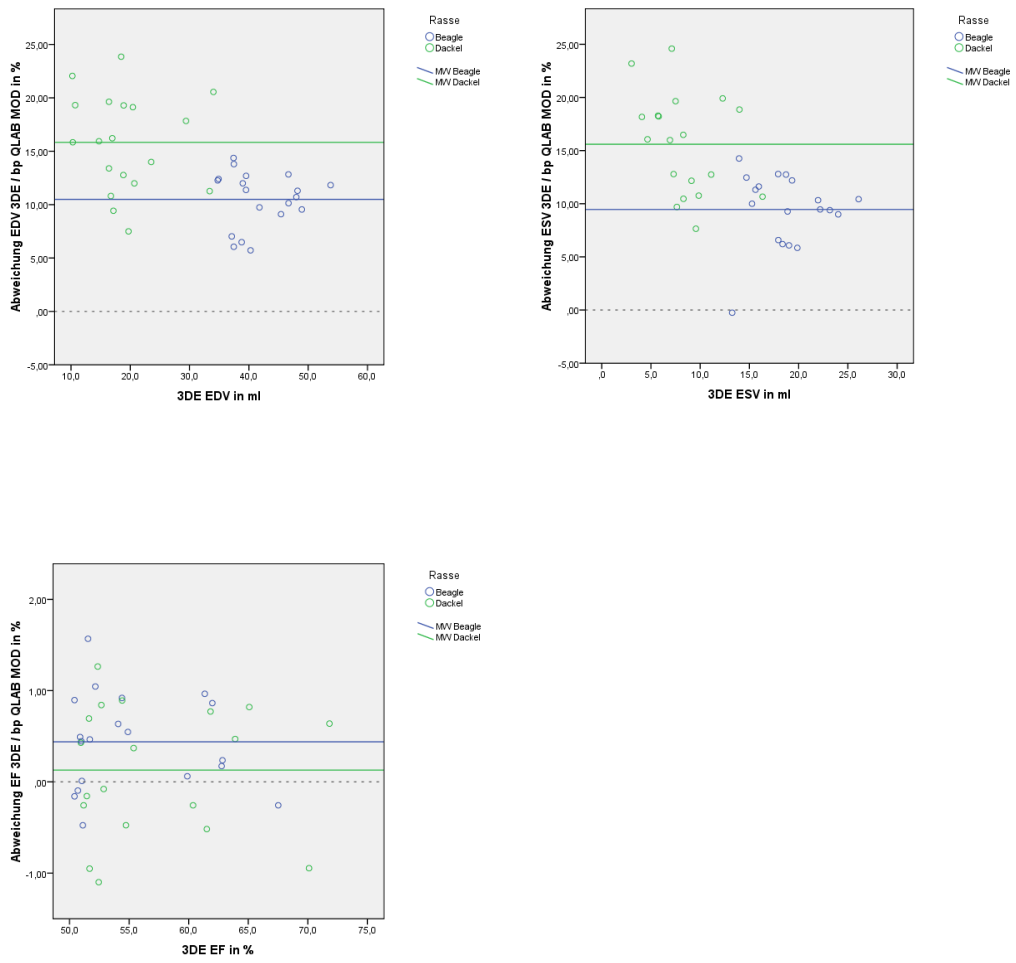


Abb. 130 - 132: Vergleich 3DE - biplane (bp) MOD QLAB

### **13.3 Untersuchungszeit**

Die Zeiten, die zur Berechnung der Volumina benötigt wurden, wurden bei 28 Hunden aufgezeichnet und daraufhin für jede Methode der Mittelwert der Messungen sowie die Standardabweichung berechnet. Dabei benötigte der Untersucher durchschnittlich für die Bestimmung der Volumina und der EF im M-Mode circa 45 Sekunden +/- 10 Sekunden, in 2DE-Datensätzen mit der monoplanen Scheibchensummationsmethode nach Simpson 2 Minuten 10 Sekunden +/- 25 Sekunden. Die Berechnung mit der biplanen Scheibchensummationsmethode nach Simpson nahm im Mittel bei der Auswertung von mit dem konventionellen Phased Array Transducer aufgezeichneten Ultraschallschleifen 3 Minuten 10 Sekunden +/- 25 Sekunden in Anspruch. Demgegenüber dauerte die Analyse von im Biplan-Modus mit dem Matrixschallkopf erfassten Bildern im Durchschnitt 3 Minuten +/- 30 Sekunden, und 4 Minuten 10 Sekunden +/- 30 Sekunden, wenn die Kalkulation der biplanen Volumina aus den dreidimensionalen Datensätzen in QLAB erfolgte. Mit 8 Minuten 50 Sekunden +/- 1 Minute 5 Sekunden nahm die dreidimensionale Analyse in QLAB die meiste Zeit in Anspruch.

## 14. Herzpräparate

### 14.1 Echokardiografie

#### 14.1.1 Allgemeines

Alle 19 Herzen wurden mittels Ultraschall untersucht. Dabei erwies sich die Bildqualität im zweidimensionalen B-Bild in vier, im dreidimensionalen Modus in zehn Fällen als nicht auswertbar. Dies war vor allem auf die schlechte Sichtbarkeit des Endokards zurückzuführen, das zum Teil durch Spontanechos im umgebenden Wassers kaum abgrenzbar war. Daher wurden in die weitere Auswertung nur neun Hundeherzen miteinbezogen. Die Rauminhalte des linken Ventrikels der isolierten Herzen wurden aus dem Mittelwert der Volumina von jeweils drei aufgezeichneten Ultraschall-Sequenzen errechnet.

Tabelle 24: Methodenvergleich Herzpräparate

Analyseverfahren	Schallposition	Parameter	Mittelwert +/- SD	Minimum	Maximum
mp Simpson MOD	l4K	V in ml	14,6 +/- 8,0	6,9	27,4
bp Simpson MOD QLAB	l4K	V in ml	17,5 +/- 8,6	8,8	33,3
3DE QLAB	l4K	V in ml	19,5 +/- 9,8	10,1	37,4
MRT		V in ml	20,2 +/- 9,8	10,3	37,6

*mp* = monoplan; *MOD* = Method of Discs; *bp* = biplan; *l4K* = linksapikaler Vierkammerblick;

### 14.1.2 2DE

Die Bestimmung des monoplanen Volumens erfolgte bei den entnommenen Herzen im linksapikalen Vierkammerblick mit Hilfe der monoplanen Scheibchen-summationsmethode nach Simpson.

Auf die Berechnung mit der biplanen MOD aus konventionellen 2DE-Bildern wurde verzichtet, da der linksapikale Zweikammerblick weder manuell mit dem Phased Array Transducer noch im Biplan-Modus des Matrix-Schallkopfes adäquat eingestellt werden konnte. Stattdessen wurden der linksapikale Vier- und Zweikammerblick im Nachhinein aus dem dreidimensionalen Datensatz extrahiert, und im Programm QLAB der biplane Rauminhalt bestimmt. Diese Werte wurden denen der monoplanen MOD gegenübergestellt (Abb. 133):

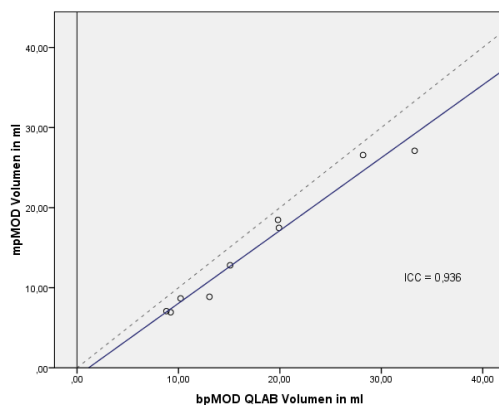


Abb. 133: Vergleich monoplane (mp) MOD - biplane (bp) MOD QLAB

Mit einem ICC von über 0,9 ergab sich eine gute Korrelation zwischen den beiden Methoden. Im T-Test zeigte sich ein signifikanter Unterschied bei der Bestimmung des Volumens.

Analog zu den In-vivo-Untersuchungen ist in den folgenden Diagrammen (Abb. 134 - 135) zu sehen, dass das Volumen kleiner ausfiel, wenn zu seiner Berechnung nur eine Ebene herangezogen wurde. So lagen die monoplane bestimmten Resultate im Mittel  $2,63 \pm 1,58$  ml (entspricht 15,0% des mittleren biplan aus dem 3DE-Datensatz bestimmten Volumen) unter den biplan in QLAB aus dem dreidimensionalen Datensatz errechneten Werten. Dabei streuten die Differenzen zwischen beiden Methoden über einen Bereich von ungefähr 4,5 ml.

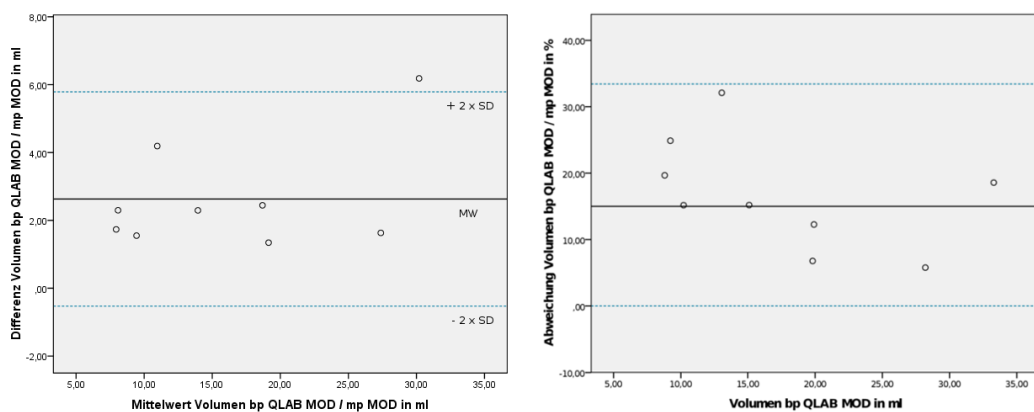


Abb. 134 - 135: Vergleich monoebene (mp) MOD - biplane (bp) MOD QLAB

### 14.1.3 Vergleich 2DE und 3DE

Die Ergebnisse der halbautomatischen Volumenquantifizierung mit QLAB ausgehend von einem linksapikalen Vierkammerblick wurden zu den Resultaten der mono- und biplanen MOD in Relation gesetzt (Abb. 136 - 137).

Hierbei war die Übereinstimmung der konventionellen monoebenen Methode und der biplanen Volumenberechnung aus dem dreidimensionalen Datensatzes in QLAB mit ICCs über 0,8 beziehungsweise über 0,9 gut. Die Verfahren unterschieden sich jedoch im T-Test signifikant.

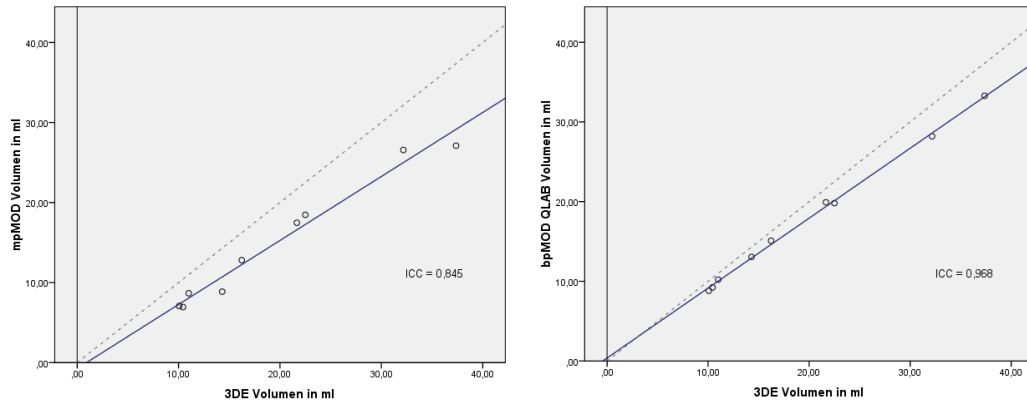


Abbildung 136 - 137: Vergleich 3DE - monoplane (mp) MOD & biplane (bp) MOD QLAB

Weiterhin war zu erkennen, dass bei beiden Scheibchensummationsmethoden ein geringerer Rauminhalt als aus dem 3DE-Datensatz gemessen wurde. Dies galt bei dem monoplanen Verfahren in größerem Ausmaß. Die monoplan bestimmten Werte waren im Mittel  $4,64 \pm 2,36$  ml (entspricht 23,8% des mittleren in QLAB bestimmten dreidimensionalen Volumens) unter den dreidimensional in QLAB errechneten Werten angesiedelt, die biplan in QLAB errechneten Werte im Mittel  $2,01 \pm 1,26$  ml (entspricht 10,3% des mittleren in QLAB bestimmten dreidimensionalen Volumens). Die Differenzen der beiden Methoden streuten in einem Bereich von circa 7 ml (monoplan) und 4 ml (biplan) (Abb. 138 – 141).

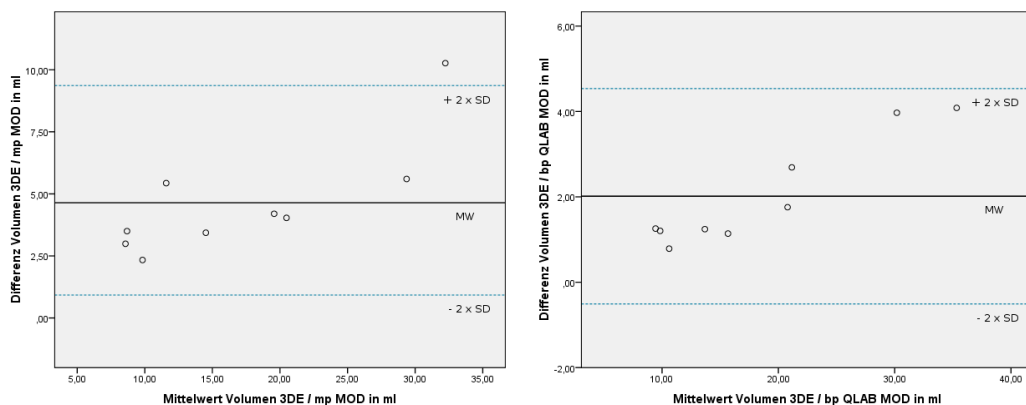


Abb. 138 - 139: Vergleich 3DE - monoplane (mp) MOD & biplane (bp) MOD QLAB



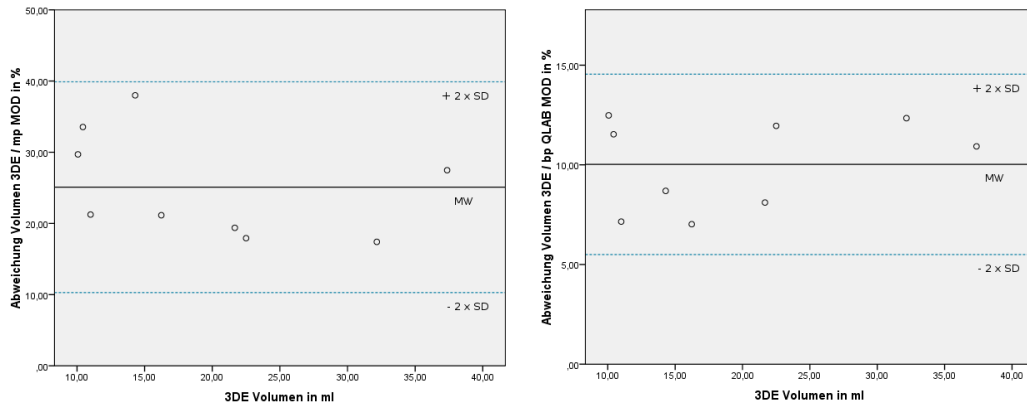


Abb. (140 - 141): Vergleich 3DE - monoplane (mp) MOD & biplane (bp) MOD QLAB

## 14.2 Vergleich Echokardiografie und MRT

Um die verschiedenen sonografischen Methoden zu evaluieren, wurden deren Ergebnisse den im Goldstandard MRT gemessenen Werten entgegengesetzt.

### *MRT - Monoplane Scheibchensummationsmethode nach Simpson*

Schon bei der Regressionsanalyse (Abb. 142) war zu erkennen, dass die entsprechende Anpassungslinie der Punktwolke etwas unterhalb der Ideallinie verlief. Dennoch korrelierten die monoplane MOD und das MRT mit einem ICC von knapp über 0,8 noch gut. Dabei unterschieden sich die Ansätze signifikant.

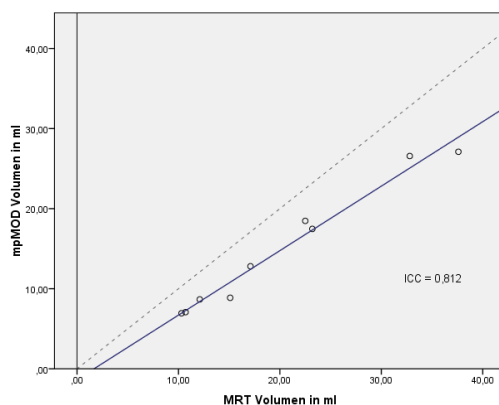


Abb. 142: Vergleich MRT - monoplane (mp) MOD

Die monoplanen Werte lagen unter den MRT-Resultaten, im Mittel 5,27 +/- 2,28 ml (entspricht 26,1% des mittleren aus MRT-Daten gemessenen Volumens). Dabei streuten sie in einem Bereich von circa 7,5 ml (Abb. 143 – 144).

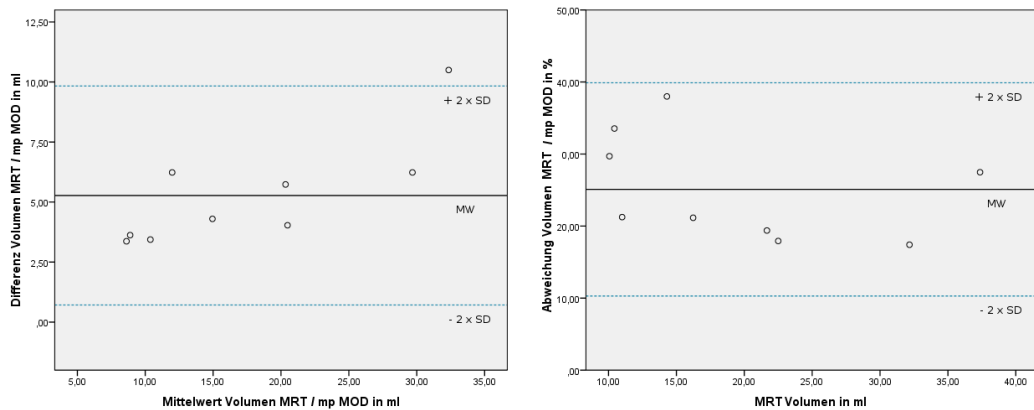


Abb. 143 - 144: Vergleich MRT - monoplane (mp) MOD

#### *Biplane Scheibchensummationsmethode nach Simpson*

Im folgenden Diagramm (Abb. 145) ist neben dem Verlauf der Regressionsgeraden der Wertepaare die gute Übereinstimmung der beiden Methoden mit einem ICC von über 0,9 zu ersehen. Es war allerdings ein signifikanter Unterschied gegeben.

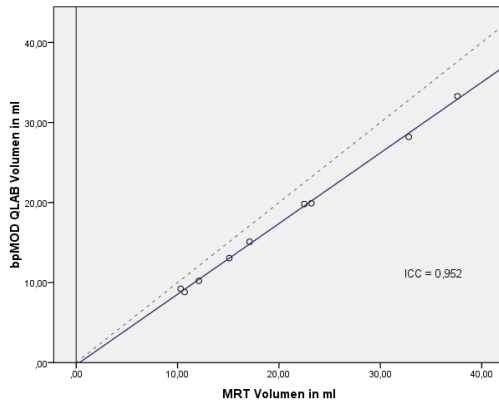


Abb. 145: Vergleich MRT – biplane (bp) MOD QLAB

Indes wurden die Ergebnisse auch biplan unterschätzt, jedoch mit im Mittel 2,64 +/- 1,20 ml (entspricht 13,1% des mittleren aus MRT-Daten gemessenen Volumens) weniger als bei der monoplanen MOD. Der Streubereich der Differenzen fiel mit 4 ml kleiner als bei der monoplanen MOD aus (Abb. 146 - 147).

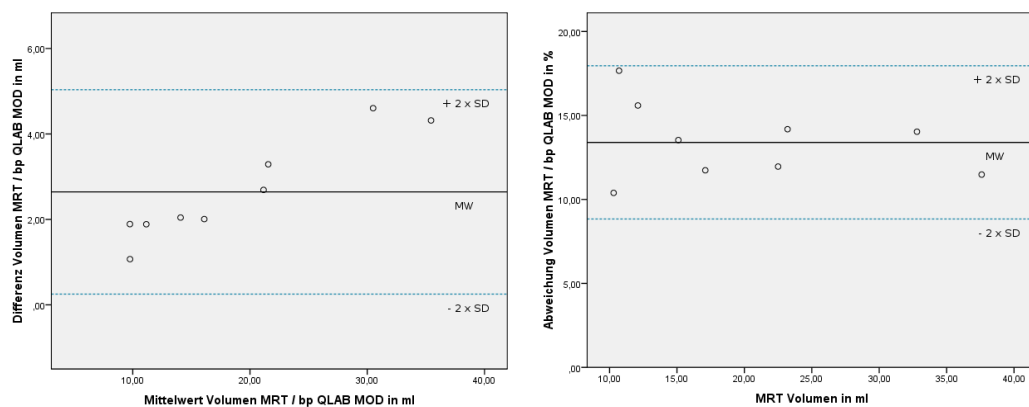


Abb. 146 - 147: Vergleich MRT - biplane (bp) MOD QLAB

### 3DE

Im nachfolgenden Diagramm (Abb. 148) ist die bei einem ICC von beinahe eins sehr große Übereinstimmung zwischen den in QLAB aus dem dreidimensionalen Datensatz ermittelten Volumina und den Resultaten aus dem MRT zu erkennen.

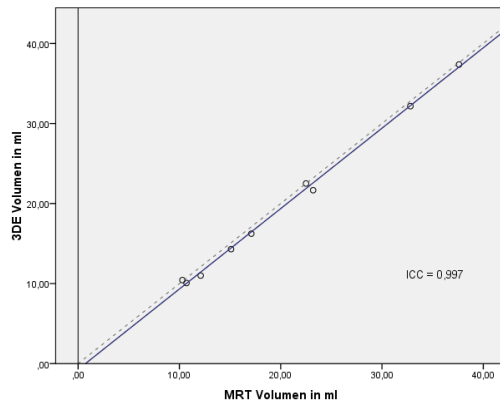


Abb. 148: MRT - 3DE

Dessen ungeachtet unterschied sich das Verfahren ebenso wie die zuvor angeführten echokardiografischen Volumenbestimmungsmethoden signifikant von der Analyse des Rauminhaltes aus MRT-Daten.

Doch obwohl der Großteil der in QLAB errechneten Werte das Volumen gegenüber dem MRT immer noch unterschätzte, geschah dies mit im Mittel 0,63 +/- 0,53 ml (entspricht 3,1% des mittleren aus MRT-Daten gemessenen Volumens) in wesentlich geringerem Ausmaß als bei den Analysen mittels mono- oder biplaner MOD. Auch die Streuung der Differenzen fiel mit unter 2 ml vergleichsweise gering aus (Abb. 149 - 150).

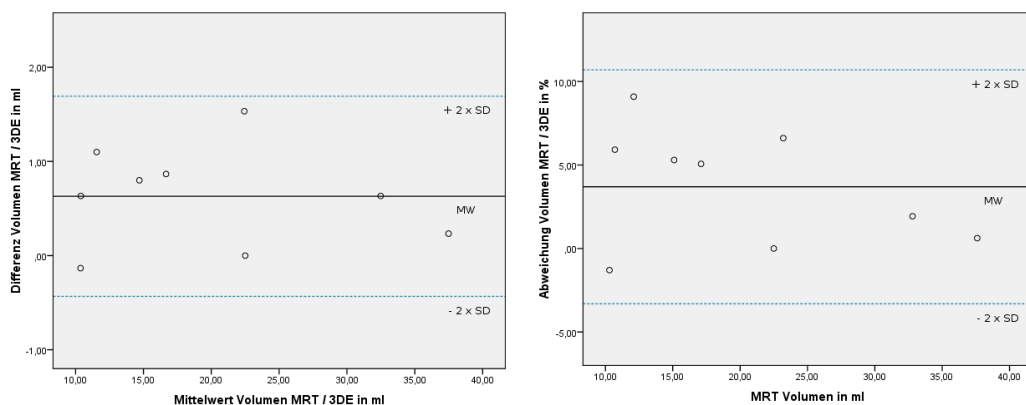


Abb. 149 - 150: Vergleich MRT - 3DE

## **Diskussion**

Dies ist die erste Arbeit, in der die dreidimensionale Echokardiografie mit Matrixschallköpfen unter Praxisbedingungen bei lebenden Hunden Anwendung fand. Nur Abdullah (ABDULLAH, 2000) befasste sich bis dato mit der Verwendung von 3DE am lebenden Tier. Allerdings hatte diese Untersuchung bei Ferkeln experimentellen Charakter. Beim Hund ist nur die Evaluierung an Herzpräparaten zu verzeichnen (FEI, 2004). Diese Abhandlung dagegen hatte zum Ziel, im Rahmen einer echokardiografischen Untersuchung einen Vergleich zwischen konventionellen ein- und zweidimensionalen Methoden sowie der neuen 3DE zu ziehen und die Anwendbarkeit des neuen Verfahrens am Hund zu prüfen. Dies geschah exemplarisch am Beispiel der linksventrikulären Volumenbestimmung bei Beagles, Dackeln und Herzpräparaten.

### **15. Hunde**

#### **15.1 Bewertung des Patientengutes**

Im Rahmen der Ultraschalluntersuchungen wurden 42 Hunde, darunter 22 Dackel und 20 Beagle einer echokardiografischen Diagnostik unterzogen. Die Dackel waren hinsichtlich Alter und Gewicht eine inhomogene Gruppe. Dies muss im Rahmen der Evaluierung der 3DE allerdings nicht als Nachteil gewertet werden. So konnte beispielsweise eruiert werden, inwieweit sich Faktoren wie Alter, Körpergröße und -gewicht innerhalb einer Rasse auf die Anwendbarkeit des neuen Verfahrens auswirkten. Einschränkend muss allerdings bemerkt werden, dass Hunde mit einem Gewicht von über 20 kg ebenso wie herzkranken Hunde nicht Gegenstand dieser Studie waren. Daher wäre es wünschenswert, diese in weiteren Untersuchungen zu behandeln.

Von 19 Dackeln und 19 Beagles lagen am Ende der Untersuchung vollständige Datensätze vor. Nur diese Tiere wurden in die Statistik miteinbezogen. Bei den restlichen vier Hunden lag der Grund für die Unvollständigkeit der Datensätze im Falle von zwei Dackeln in Unzulänglichkeiten des Ultraschallgerätes und im Falle von einem Beagle und einem Teckel in der mangelnden Kooperationsbereitschaft.

## 15.2 Echokardiografische Untersuchung

Grundsätzlich ist zu bemerken, dass die Echokardiografie in der Tiermedizin nicht frei von Einschränkungen ist. So ist der Untersucher beim Hund stark auf die Kooperationsbereitschaft des Patienten angewiesen. Denn anders als in der Humanmedizin, wo es üblich ist, Aufnahmen in kurzzeitiger Apnoe zu erstellen, ist dies beim tierischen Patienten nicht zu erreichen. Weiterhin wirkt sich auch mangelndes Ruhighalten des Hundes negativ auf die Bildqualität aus. Dies kann im Extremfall eine echokardiografische Untersuchung unmöglich machen. Dieselbe Konsequenz kann Hecheln nach sich ziehen. In dieser Studie jedoch wurde besonderer Wert auf eine gute Auswertbarkeit der Ultraschallsequenzen gelegt. Hunde, deren Bildqualität unzureichend war, wurden von der weiteren Auswertung ausgeschlossen.

Die Untersuchung der Hunde erfolgte jeweils zu unterschiedlicher Tageszeit. Daher ist es möglich, dass die circadiane Rhythmik einen Einfluss auf die Ergebnisse hatte (PICCIONE, 2005). Dies ist zu beachten, wenn die Resultate als Referenzwerte verwendet werden sollen. Im Rahmen dieser Arbeit wurden jedoch die verschiedenen echokardiografischen Volumenmessmethoden bei ein und demselben Hund miteinander verglichen. Dabei wurden alle Untersuchungen innerhalb von maximal 75 Minuten durchgeführt, so dass eine Auswirkung der circadianen Rhythmik auf die Unterschiede zwischen den einzelnen Methoden ausgeschlossen werden kann. Jedoch muss bemerkt werden, dass sich bei einigen Tieren die anfängliche Aufregung in einer Steigerung des Sympathikotonus und damit in einer höheren Herzfrequenz niederschlug. Im Verlaufe der Untersuchung reduzierte sich diese teils mit wachsender Gewöhnung und Entspannung der Tiere. Eine deutliche Veränderung der Herzfrequenz kann einen Einfluss auf die Funktionsparameter des Herzens, insbesondere auf diastolisches und systolisches Volumen und somit auch auf die Ejektionsfraktion haben (NOBLE, 1969). Allerdings waren die durchschnittlichen Herzfrequenzen bei den verschiedenen Messverfahren sehr ähnlich (s. Tabelle im Anhang).

### 15.2.1 M-Mode

Da sich eine falsche Platzierung der M-Mode-Linie in zu hohen oder zu niedrigen Diametern niederschlagen kann (POULSEN NAUTRUP, 1998; LANG, 2005), wurde bei der Untersuchung neben der guten Abgrenzbarkeit des Endokards besonders darauf geachtet, in den entsprechenden Schnittbildern diese Linie senkrecht durch Septum und Hinterwand des linken Ventrikels laufen zu lassen. Dies gelang bei allen zur Auswertung kommenden Tieren. Die perfekte Einstellung der dafür benötigten Ebenen war für den Vergleich der Methoden unabdingbar, da sich selbst kleine Abweichungen in den Diametern in der Teichholzformel in großen Volumenänderungen niederschlagen.

Bei den Bestimmungen der Diameter der linken Kammer aus M-Mode-Daten wurden die Messungen zum einen in einer rechtsparasternalen Kurzachse zum anderen in einer ebensolchen Längsachse durchgeführt. Wie schon in früheren Untersuchungen (POULSEN NAUTRUP, 1998; SCHOBER, 2000; BALOI, 2003) ergaben sich auch hier bei den Messungen aus der Kurzachse im Vergleich zur Längsachse größere Werte für die Durchmesser des Ventrikels und damit auch für die entsprechenden Rauminhalte. Wurden die diastolischen und systolischen Parameter jedoch zueinander für die Bestimmung der EF ins Verhältnis gesetzt, hob sich dieser Unterschied in früheren Untersuchungen im Mittel beinahe auf (POULSEN NAUTRUP, 1998). Dies konnte in dieser Arbeit im Falle der Beagle bestätigt werden, bei den Dackeln ergab sich für die EF in der Kurzachse ein höherer Mittelwert als in der Längsachse. Tatsächlich unterscheiden sich auch in der Literatur die Angaben über die Auswirkung der zugrunde liegenden Ebene auf den Messwert der EF.

### 15.2.2 2DE

Wie von von mehreren Autoren zuvor (DUKES-MCEWAN, 2002; BALOI, 2003; DECKINGER; 2003; SIMAK, 2008) wurde auch im Rahmen dieser Arbeit die Volumenberechnung mit der monoplanen Scheibchensummationsmethode nach Simpson und zusätzlich die biplane Analyse aus dem 3DE-Datensatz, ausgehend

von einem in Tier- und Humanmedizin gebräuchlichen linksapikalen Vierkammerblick, mit der Bestimmung in einer rechtsparasternalen Längsachse verglichen. Baloi (BALOI, 2003) gelangte bei der etablierten monoplanen Methode zu etwas kleineren Ergebnissen bei den Volumina. Dies wurde darauf zurückgeführt, dass der Ventrikel bei der rechten Anschallposition weniger leicht verkürzt dargestellt wurde. Simak und Deckinger (DECKINGER, 2003; SIMAK, 2008) dagegen errechneten im Mittel geringfügig höhere Werte im linksapikalen Vierkammerblick. In dieser Arbeit lagen die Mittelwerte der monoplan berechneten Volumina aus der rechtsparasternalen Längsachse und dem linksapikalen Vierkammerblick sehr dicht beieinander. Dabei waren die Resultate einmal aus der rechtsparasternalen Anschallposition, einmal aus der linksapikalen im Mittel höher. Auch bei den mittels QLAB im Biplan-Verfahren bestimmten Volumen-Parametern waren die Unterschiede zwischen beiden Ebenen gering, wobei die Werte aus dem linksapikalen Vierkammerblick ein wenig höher ausfielen. Bei der Berechnung der EF waren die Differenzen zwischen linksapikalem Vierkammerblick und rechtsparasternaler Längsachse vernachlässigbar klein.

Bei der zuletzt genannten Berechnung aus dreidimensionalen Datensätzen lässt sich der geringe Unterschied zwischen den beiden Anschallpositionen dadurch erklären, dass im Nachhinein die optimal eingestellten Ebenen selektiert werden konnten. Dadurch wurde die Kammer ohne Verkürzung dargestellt.

Bei der monoplanen Berechnung des Rauminhaltes ist die gute Übereinstimmung dadurch zu erklären, dass bei der Einstellung der jeweiligen Ebenen besonderes Augenmerk auf eine maximal gestreckte Darstellung des linken Ventrikels gelegt wurde. Allerdings muss bemerkt werden, dass dies unter Praxisbedingungen oft nicht durchführbar ist, so dass dem Untersucher unter Zeitdruck beispielsweise bei kranken oder ungeduldigen Patienten eventuell nur eine verkürzte Darstellung der linken Kammer gelingt. Demgegenüber kann bei der nachträglichen biplanen Berechnung der Werte aus dem dreidimensionalen Datensatz beliebig viel Zeit für die Auswahl der optimalen nicht verkürzten oder verkippten Ebenen aufgewendet werden. Abschließend ist festzustellen, dass rechtsparasternale und linksapikale Anschallposition für die echokardiografische Volumenbestimmung als absolut äquivalent angesehen werden können.



Bei der biplanen Volumenberechnung konnte als zusätzliche Ebene zum linksapikalen Vierkammerblick bei vielen Hunden nicht der laut ASE (LANG, 2005) geforderte linksapikale Zweikammerblick, sondern ein linksapikaler Dreikammerblick eingestellt werden. Bei diesem war zusätzlich zu linkem Atrium und linker Kammer der Anfangsteil der Aorta zu sehen. Andere Autoren stellten jedoch fest, dass für die Genauigkeit von biplanen Verfahren vor allem die Orthogonalität der Ebenen aufeinander von Bedeutung ist, und daher der Dreikammerblick ebenso, wenn nicht sogar besser als zweite Ebene geeignet ist (NOSIR, 1997; FLACHSKAMPF, 2002).

Bei der Gegenüberstellung der monoplanen und der biplanen Analyse zeigten sich nahezu gleiche Werte für EF und etwas höhere Resultate für den Rauminhalt bei der Verwendung von zwei Ebenen. Der geringe Unterschied zwischen den Methoden im Falle der EF erklärt sich dadurch, dass in der Formel zur Berechnung dieses Parameters EDV und ESV mit jeweils ähnlichem Messfehler zueinander in Bezug gesetzt werden. Dahingehend können die beiden Varianten der MOD als gegeneinander austauschbar angesehen werden. Selbst bei den Volumina korrelierten die Methoden noch sehr gut. Die monoplane MOD unterschätzte die Rauminhalte zwar gegenüber dem biplanen Verfahren, dieser Fehler war jedoch vorhersehbar. Zusammen mit der eher geringen Streuung der Differenzen zwischen beiden Methoden kann auch hier im klinischen Alltag mit beiden Methoden eine Aussage zu den kardialen Volumina getroffen werden. Jedoch sollte vermerkt werden, ob die Werte mono- oder biplan bestimmt wurden, um die Vergleichbarkeit zu gewährleisten.

Einschränkend ist zu sagen, dass die Probanden dieser Arbeit durchweg keine kardialen Deformationen aufwiesen. Beim Vorliegen derselben wäre es vorstellbar, dass die Übereinstimmung zwischen monoplaner und biplaner Scheibchensummationsmethode deutlich geringer ausfällt, da eine Ebene allein einem verformten Ventrikel weniger gerecht wird als zwei Schnittbilder. Diesen Verlust an Messgenauigkeit bei herzkranken Patienten durch die größeren geometrischen Annäherungen bei der monoplanen MOD stellen beim Menschen

bereits Lang et al. (LANG, 2005) fest. Allerdings sind beim herzkranken Hund weniger regionale Kontur- und Formveränderungen beschrieben als beim Menschen mit kardialer Erkrankung. Inwieweit dies trotzdem einen Einfluss auf die Eignung der echokardiografischen Verfahren zur Volumenanalyse beim Hund hat, ist zu klären.

Außerdem wurde noch untersucht, inwieweit die verschiedenen Arten der Datenakquise Einfluss auf die Volumenanalyse mit der biplanen Scheibchen-summationsmethode nach Simpson haben. Hierbei war zu erkennen, dass die größten Volumina mit QLAB aus dem 3DE-Datensatz ermittelt wurden. Die Schnittbilder konnten dabei so selektiert werden, dass die linke Kammer in ihrer maximalen unverkippten Ausdehnung zu sehen war. Bei der konventionellen Einstellung der relevanten Schnittbilder kann es durch Zeitdruck bei der Untersuchung eines kritischen oder unkooperativen Patienten oder durch anatomische Gegebenheiten leichter zu Verkürzungen und Verkippungen kommen, so dass zu kleine Volumenmesswerte die Folge sind. Dies wurde schon in früheren Studien gezeigt (MANNAERTS, 2003).

Für die EF scheint die Überlegenheit der neuen Methoden dagegen weniger deutlich auszufallen. Die Begründung dafür findet sich analog zum Vergleich zwischen monoplaner und biplaner MOD wiederum in der gegenseitigen Aufhebung des bei EDV und ESV ähnlichen Messfehlers in der Formel zur Berechnung der EF.

Ein Vorteil der biplanen Analyse mit QLAB ist, dass die Volumenberechnung nicht nur wie bisher von einem linksapikalen Schallfenster, sondern auch von einem rechtsparasternalen aus erfolgen kann. Darüberhinaus wurde die biplane Volumenanalyse an einem Computer in QLAB vom Untersucher als subjektiv einfacher und ergonomischer durchführbar empfunden, da das Programm nach Setzen von bestimmten vorgegebenen Punkten bereits selbständig eine Fläche generierte, die vom Benutzer an die Endokardlinie angepasst werden musste. Dies liess sich leichter und auch schneller bewerkstelligen als das langwierige manuelle Umfahren der linken Kammer, wie es konventionelle Ultraschallgeräte anbieten.

Bei Verwendung des Biplan-Modus des Matrix-Schallkopfes zur synchronen Aufzeichnung des Zwei- und des Vierkammerblickes, ergaben sich im Vergleich mit der manuellen Einstellung der Ebenen etwas niedrigere Volumina. Dies kann darin begründet sein, dass mit dem Matrix-Schallkopf Vier- und Zweikammerblick nicht gleichzeitig optimiert dargestellt wurden. Durch die resultierenden Verkürzungen und Verkippungen der Ebenen fielen die Werte der Volumina etwas niedriger aus als bei der konventionellen biplanen Berechnung. Da dies in Systole und Diastole im nahezu selben Ausmaß galt, ergab sich wiederum kaum Einfluss auf die EF.

Als Vorteil der Biplan-Aufzeichnung mit dem Matrix-Transducer kann dagegen der geringere Zeitaufwand für das gleichzeitige Erfassen der beiden Schnittebenen angesehen werden. Denn während vor allem bei unruhigen Tieren die Einstellung des linksapikalen Zwei- oder Dreikammerblickes oft viel Zeit und Mühe kostete, gelang dies mit dem Matrix-Schallkopf um einiges schneller und auch leichter. Außerdem kann in den Darstellungen des Matrix-Schallkopfes im Gegensatz zu den Bildern des Phased Array Transducers die Analyse der beiden Ebenen in ein und demselben Herzzyklus erfolgen. Im Zusammenhang mit den gering ausfallenden Differenzen zwischen beiden Verfahren, kann sich die neue Methode der biplanen Volumenberechnung für den Praktiker somit durchaus als vorteilhaft erweisen.

### 15.2.3 3DE

Für die 3DE galten dieselben Einschränkungen bezüglich Bildqualität und Kooperationsbereitschaft wie schon bei M-Mode und 2DE. Darüberhinaus schränkte die vom Menschen abweichende Lage des Herzens im Thorax des Hundes die Erfassung durch das begrenzte Scanvolumen stärker als beim Menschen ein. In der Humanmedizin bestehen vor allem Begrenzungen bei stark vergrößerten Herzen (QIN, 2000; LEE, 2001; JACOBS, 2006; JENKINS, 2007; QI, 2007), wenn der Untersucher nicht mehr in der Lage ist, den ganzen linken Ventrikel in einer dreidimensionalen Aufnahme zu erfassen. Dahingegen kann dies beim Hund auch bei einer physiologischen Herzsilhouette auftreten. So ist es

vorstellbar, dass bei sehr tiefbrüstigen großen Tieren oder aber Hunden mit von Natur aus kugelförmigem Herzen ein Teil der linken Kammer abgeschnitten wird. Dies trat bei den Hunden dieser Arbeit ungefähr bei einem von zehn Komplettvolumenscans auf. Dieser wurde jedoch nicht in die Auswertung miteinbezogen.

Eine weitere Schwierigkeit bei der Anwendung der 3DE kann sich beim Hund durch pathologische Arrhythmien oder die im Vergleich zum Menschen viel häufiger vorkommende atembedingte Sinusarrhythmie ergeben. Auch diese kann bei starker Ausprägung eine adäquate Volumenbestimmung der linken Kammer verhindern, da die nahtlose Aneinanderfügung der Subvolumes durch die unterschiedlich lange Dauer der Diastole nicht gelingt (POULSEN NAUTRUP, 2008). In dieser Arbeit war allerdings kein Unterschied zwischen Tieren mit und ohne Atemarrhythmie festzustellen. Ganz anders dagegen könnte es sich bei Vorliegen pathologischer Arrhythmien wie Vorhofflimmern, AV-Blöcken zweiten oder dritten Grades sowie ausgedehnten Extrasystolen verhalten. Diese Rhythmusstörungen kamen im Patientengut dieser Arbeit nicht vor. So gilt es in weiteren Studien zu evaluieren, inwieweit sich derartige Erkrankungen beim Hund auf die Anwendbarkeit der 3DE auswirken.

Bei einigen Tieren kam es jedoch selbst bei Vorliegen eines regulären Sinusrhythmus zu einer fehlerhaften EKG-Triggerung. Dabei wurden wechselweise P-Welle und R-Zacke zur Triggerung benutzt, so dass der Scan unbrauchbar wurde. Der Grund dafür war nicht genau auszumachen, der Fehler trat vornehmlich bei Tieren mit eher hoher P-Welle und/oder niedriger R-Zacke in Erscheinung. Die mangelhafte Erfassung betraf nur einzelne Hunde, diese aber gehäuft. Ein Dackel musste sogar von der Auswertung ausgeschlossen werden, da trotz mehr als einem Dutzend Versuchen nicht drei regelgerecht getriggerte Vollvolumenscans pro Anschallebene zu erreichen waren. Dies ist als großer Nachteil der Methode zu verstehen, so dass in weiteren Untersuchungen Möglichkeiten zu prüfen sind, das Problem zu umgehen.

Ein weiterer Nachteil der 3DE war, dass die Qualität der Komplettvolumenscans dem Untersucher nicht während der Aufnahme ersichtlich war, sondern erst im Nachhinein beurteilt wurde. Dies hätte zwar während der Untersuchung geschehen können, allerdings wurde darauf aus Gründen der Verkürzung der Untersuchungszeit am Patienten verzichtet. Stattdessen wurden mehr Aufnahmen als bei den anderen Methoden gespeichert, um daraus im Nachhinein die den Anforderungen entsprechenden Dateien auszuwählen.

Probleme ergaben sich weiterhin bei der automatischen Endokardererkennung in QLAB. Im Gegensatz zur Humanmedizin, wo die nachträgliche Anpassung der von QLAB erkannten Endokardgrenzen meist nur in geringem Umfang erfolgen muss, war dies bei den Hunden dieser Arbeit ausnahmslos über weite Bereiche hinweg notwendig. Der Grund dafür, dass QLAB das Endokard beim Hund nicht in zufriedenstellender Weise erkennen konnte, lag möglicherweise in der im Vergleich zum Menschen schlechteren Bildqualität.

Während sich in der Humanmedizin oft die im Verhältnis zu den Interkostalräumen große Auflagefläche des Matrix-Schallkopfes als Nachteil erwies (SUGENG, 2006), fiel dies selbst im Falle der kleinen Dackel nicht ins Gewicht. Für den Untersucher war jedoch die mangelnde Handlichkeit des Schallkopfes gewöhnungsbedürftig.

Demgegenüber standen viele grundlegende Vorteile der neuen Technik. So konnte die Untersuchungszeit am Patienten verkürzt werden, da die Aufzeichnung des ganzen linken Ventrikels in einem Komplettvolumenscan erfolgt. Dies ist bei schwer kranken, kurzatmigen oder wehrhaften Tieren vorteilhaft. Wie schon von Abdullah et al. (ABDULLAH, 2000) festgestellt, ist es weiterhin auch unerfahrenen Untersuchern möglich, die Scans zu erstellen, da nur die Einstellung einer rechtsparasternalen Längsachse oder eines linksapikalen Vierkammerblickes notwendig ist.

Die Nachteile der gebräuchlichen Goldstandards der Humanmedizin wie beispielsweise die fehlende Anwendbarkeit des MRTs bei Patienten mit Herzschrittmachern und die Strahlenbelastung des CT treffen auf die 3DE nicht zu (FEI, 2004; JENKINS, 2007). In der Tiermedizin finden die oben als

Goldstandard angeführten Methoden wegen der Notwendigkeit einer Vollnarkose bei der kardiologischen Diagnostik erst gar keine Anwendung. Umso höher ist die Bedeutung der 3DE als einziges dreidimensionales bildgebendes Verfahren in der veterinärmedizinischen Herzuntersuchung anzusiedeln.

Ein wichtiger Nutzeffekt der 3DE-Darstellung des Herzens in der Humanmedizin ist die Bewegungsanalyse der einzelnen kardialen Segmente zur Detektion von lokal hypokinetischen Arealen. In der Tiermedizin wurde die Bedeutung der kardialen Segmente unter anderem in Arbeiten über die Stressechokardiografie des Pferdes behandelt (SUNDERMANN, 2006). Im Rahmen dieser Studie wurden die Daten über die Motilität der einzelnen Segmente zwar erfasst, aber nicht weiter bewertet. Nach entsprechender Anpassung könnte das Modell der humanen kardialen Segmente durchaus auf das kanine oder das feline Herz übertragen werden. Inwieweit daraus allerdings ein diagnostischer Mehrwert gezogen werden kann, ist in weiteren Untersuchungen zu klären.

Da aus rechtsparasternaler Längsachse und linksapikalem Vierkammerblick der komplette linke Ventrikel erfasst und verkürzte Scans von der weiteren Analyse ausgeschlossen wurden, ist die gute Übereinstimmung zwischen beiden Anschallpositionen leicht zu verstehen. Somit können, wie schon bei der monoplanen und der biplanen Volumenanalyse aus 3DE-Daten in QLAB, beide Anschallebenen für die Volumenbestimmung als gleichwertig angesehen werden.

#### **15.2.4 Gegenüberstellung der verschiedenen Methoden für die linksventrikuläre Volumenbestimmung**

In der Humanmedizin ist zur Evaluierung der Eignung verschiedener echokardiografischer Verfahren das MRT der entsprechende Goldstandard. Dieses Verfahren konnte jedoch bei den Hunden dieser Arbeit nicht eingesetzt werden, da hierfür eine Vollnarkose nötig gewesen wäre. Stattdessen diente im Rahmen des Vergleiches der echokardiografischen Methoden bei den Hunden die Messung aus dem dreidimensionalen Datensatz als Referenzmethode.

Dabei kann die Eignung der 3DE als Goldstandard zum einen mit ihrer überlegenen Übereinstimmung mit dem MRT bei der Untersuchung der Herzpräparate begründet werden. Außerdem fand die neue Technik in der Humanmedizin bereits Anwendung als Referenzmethode (NOSIR, 1997) und wird als echte Alternative zu den gebräuchlichen Goldstandards angesehen (MARTENSSON, 2008). So finden Lee et al. im Vergleich mit dem MRT neben stark korrelierenden Messergebnissen bei der 3DE sogar kürzere Untersuchungszeiten (LEE, 2001). Und auch die untersucherabhängige Variabilität der 3DE ist mit der des MRTs durchaus vergleichbar (TAKUMA, 2001; ARAI, 2004; JENKINS, 2004; KÜHL, 2004; CAIANI, 2005).

Im Vergleich der verschiedenen echokardiografischen Verfahren mit der 3DE lieferte die Teichholzformel die mit Abstand höchsten Werte für EDV und ESV, bei der EF zeigte sich diese Tendenz in geringerem Ausmaß. Obwohl sie in dieser Arbeit nicht mit dem Goldstandard MRT verglichen wurden, kann davon ausgegangen werden, dass diese Ergebnisse die wahren Werte überschätzten. Dies wurde bereits von einigen Autoren beim Mensch (FLACHSKAMPF, 2002; LANG, 2005; STOLZMANN, 2008) und beim Hund (DE MORAIS, 1997; SERRES, 2008) im Vergleich mit verschiedenen Referenzmethoden gezeigt. Die verglichen mit der 3DE überhöhte EF kann im Falle der Dackel und Beagle darauf zurückzuführen sein, dass der LVDs im Verhältnis unterschätzt oder aber der LVDD überschätzt wurde. Im Verlauf der Herzphasen kann sich die Achse des Herzens geringfügig ändern, so dass die M-Mode-Messlinie das Myokard in der Systole an einer im Vergleich zur Diastole um wenige Millimeter verschobenen Stelle durchquert. Da in der Teichholzformel kleine Messungenauigkeiten der Diameter große Fehler bei den Volumina zur Folge haben, könnte dies der Grund für die zu hohe EF sein. Grundsätzlich ist aber bei den mit Hilfe der Teichholzformel berechneten Volumina festzustellen, dass die Werte nicht nur stark überschätzt wurden, sondern zusätzlich die Differenzen zu den 3DE-Ergebnissen in einem großen Umfang streuten. Auch dies lag zum einen in der Natur der Teichholzformel begründet, in die die Diameter multipliziert und potenziert eingehen. Zum anderen ist, wie schon von der ASE bemängelt (LANG,

2005), eine Streckenmessung nicht in der Lage, ein dreidimensionales Gebilde wie das Herz wahrheitsgemäß abzubilden. Aus all diesem lässt sich schließen, dass die Teichholzmessung auch in der Tiermedizin keine adäquate Methode zur Volumenanalyse darstellt.

Beim Vergleich der monoplanen und biplanen MOD mit der 3DE wurden in Übereinstimmung mit früheren Studien (LEE, 2001; SCHMIDT, 2001; TAKUMA, 2001; MANNAERTS, 2003; ARAI, 2004; JENKINS, 2004; CAIANI, 2005; FEI, 2004; JACOBS, 2006; QI, 2007) niedrigere Volumina mit den konventionellen Techniken gemessen. Dabei liegen die Ergebnisse der biplanen MOD näher an den Resultaten der 3DE. Die Erklärung findet sich im Verzicht auf geometrische Annäherungen, wie sie bei den Scheibchen-summationsmethoden angewandt werden (GUTIÉRREZ-CHICO, 2005). Da die Differenzen zwischen 3DE- und 2DE-Methoden aber nicht in großem Umfang streuten, kann mit einer mono- oder biplanen Messung eine Aussage zu kardialen Volumina getroffen werden, da der Fehler vorhersehbar ist. Dies gilt umso mehr für die EF, bei der sich die Unterschätzung von EDV und ESV, wie bereits in früheren Studien beschrieben (CAIANI, 2005; JENKINS, 2006), nahezu egalisierte.

Gleiches zeigt sich bei der modernen biplanen Bestimmung von EDV, ESV und EF mittels Biplan-Modus des Matrixschallkopfes sowie aus dem dreidimensionalen Datensatz in QLAB. Bei letzterem lagen die Resultate der Volumina näher an den 3DE-Werten als bei allen anderen Methoden. Dies ist einerseits darauf zurückzuführen, dass die Volumenanalyse beide Male aus demselben Datensatz erfolgte. Andererseits konnte die linke Kammer durch die nachträgliche Auswahl der Schnittebenen aus dem 3DE-Datensatz in ihrer maximalen Ausdehnung dargestellt werden. Somit ist diese Art der biplanen Volumenberechnung den anderen Verfahren, die auf eine oder zwei Ebenen zurückgreifen, durchaus überlegen, was die Messgenauigkeit anbetrifft. Zusammen mit der geringen Streuung der Differenzen zu den 3DE-Ergebnissen, dürfte diese Methode dem kardiologisch spezialisierten Tierarzt verlässliche Werte für EDV, ESV und EF liefern.



### 15.2.5 Vergleich der Methoden - Einflussfaktoren

Einschränkend muss bemerkt werden, dass in dieser Arbeit nur herzgesunde Hunde untersucht wurden. Im Falle einer Herzerkrankung mit möglicher Deformation des Organs kann sich die Abweichung zwischen der 3DE und den zu vergleichenden Methoden durchaus verändern. In der Humanmedizin wurde die Überlegenheit der 3DE insbesondere bei verformten Ventrikeln deutlich (QI, 2007; POULEUR, 2008). Um dies beim Hund zu beurteilen, müssen weitere Untersuchungen mit Herz-Patienten folgen.

### 15.2.6 Rassevergleich

Beim Rassenvergleich zeigte sich, dass die Differenzen der Volumina aus 2DE-Bildern zu den 3DE-Werten bei den Beagles weniger streuten und näher an den 3DE-Ergebnissen lagen als bei den Dackeln. Dies kann zum einen auf die bessere Bildqualität der zumeist deutlich jüngeren Beagle zurückzuführen sein, zum anderen darauf, dass die runde Form des Dackelherzens von der Teichholz- und der mono- beziehungsweise biplanen Simpson-Formel nicht in adäquatem Umfang angenähert wurde. Weiterhin gestaltete es sich schwieriger, das kugelige Dackelherz in vollem Umfang mit dem Komplettvolumenscan zu erfassen. Allerdings wurden Komplettvolumenscans mit abgeschnittenem Apex oder unvollständiger Ventrikelwand nicht in die weitere Auswertung miteinbezogen.

Die Volumenmesswerte aus M-Mode und 2DE-Daten dieser Studie waren deutlich höher als die Resultate früherer Volumenbestimmungen bei Beagle und Dackel. So lagen die Mittelwerte der mit der Teichholzformel berechneten Volumina der Beagle in dieser Arbeit deutlich über den Ergebnissen, die andere Autoren mit der selben Methode erhielten (CRIPPA, 1992; HANTON, 1998). Auch die Volumina der Dackel, die mit der monoplanen MOD berechnet wurden, waren in dieser Arbeit deutlich höher als die Ergebnisse von Deckinger (DECKINGER, 2003). Allerdings muss bemerkt werden, dass die Beagle bei oben angeführten Studien im Mittel mehr als drei beziehungsweise mehr als fünf Kilogramm leichter waren, als die Beagle in dieser Arbeit. Die in dieser Studie

untersuchten Dackel waren im Durchschnitt 1,5 kg schwerer als die Tiere bei Deckinger (DECKINGER, 2003). Da die Herzgröße auch von der Körpergröße des Tieres abhängig ist, kann dies den Unterschied zu den anderen Studienergebnissen erklären.

### **15.2.7 Vergleich der Auswertungszeiten bei den verschiedenen Volumenbestimmungsmethoden**

Am schnellsten konnten EDV, ESV sowie EF aus den M-Mode-Bildern mit der Teichholzformel errechnet werden. Dies ist nicht verwunderlich, da der Untersucher mit LVDD und LVDs nur zwei Parameter messen musste, bevor die im Ultraschallgerät integrierte Software automatisch die Resultate für EDV, ESV und EF errechnete. Dabei waren die Auswertungszeiten bei allen Tieren unabhängig von der zugrundeliegenden Bildqualität sehr ähnlich.

Die Analyse von zwei Ebenen am Ultraschallgerät dauerte bei den biplanen Verfahren verständlicherweise ungefähr doppelt so lange wie die Messung eines Schnittbildes in der monoplanen Variante. Bei mono- und biplaner MOD war zu erkennen, dass eine Verschlechterung der Bildqualität eine zum Teil starke Zunahme der Auswertungszeit zur Folge hatte. Dies war darauf zurückzuführen, dass der Untersucher in der aufgezeichneten B-Bild-Sequenz mehrmals vor und zurück fahren musste, um die Konturen des Endokards zum Zeitpunkt der Enddiastole und Endsystole abgrenzen und gegebenenfalls die manuell gezeichnete Kontur des linken Ventrikels anpassen zu können.

Im Vergleich der biplanen Verfahren untereinander nahm die Messung der Volumina aus den Aufzeichnungen des Phased Array Transducer etwas mehr Zeit in Anspruch als die Analyse aus den biplanen Bildern des Matrix-Schallkopfes, da bei letzterem zur Analyse des Zwei- und des Vierkammerblickes nicht zwischen zwei verschiedenen Ultraschall-Sequenzen gewechselt werden musste. Dagegen dauerte die Berechnung von EDV, ESV und EF mit der biplanen MOD aus dem dreidimensionalen Datensatz im Programm QLAB verglichen mit der konventionellen Bestimmung ein wenig länger. Dies lag daran, dass der Untersucher noch vor der Vermessung in QLAB die relevanten Ebenen aus dem

dreidimensionalen Datensatz auswählen musste. Diese Zeit war in der Messdauer der biplanen Parameter mit QLAB enthalten. Dafür gelang die Aufnahme des dreidimensionalen Datensatzes deutlich schneller als die manuelle Einstellung von linksapikalem Zwei- und Vierkammerblick mit dem Sektorschallkopf.

Die längste Zeit unter allen Methoden nahm jedoch die Auswertung der dreidimensionalen Komplettvolumenscans in QLAB in Anspruch, da die Nachbearbeitung in vielen Ebenen erfolgte, um die maximal mögliche Genauigkeit zu erzielen. Schon andere Autoren stellten fest, dass mit wachsender Anzahl der bearbeiteten Ebenen die Präzision, allerdings auch die Untersuchungszeit zunahm (SIU, 1996, LI, 2008). Dabei wäre es durchaus von Interesse, wie viele Ebenen in QLAB beim Hund angepasst werden müssen, um noch ausreichend genaue Ergebnisse zu erzielen. So gelangten Siu et al. (SIU, 1996) mit den experimentellen 3DE-Prototypen beim lebenden Hund zu dem Schluss, dass für eine zufriedenstellende Volumenmessung die Berücksichtigung von zwischen acht und zwölf Schnittbildern der linken Kammer von Nöten war. Bei der Ejektionsfraktion traf dies bei der Verwendung von mindestens drei Schnittbildern zu.

## **16. Herzen**

### **16.1 Materialbewertung**

Bei den Herzpräparaten wurden wegen einer unzulänglichen Bildqualität im zwei- und/oder dreidimensionalen Bild zwölf Organe von der weiteren Beurteilung ausgeschlossen. Der Grund für die mangelnde Schallbarkeit oder die schlechte Beurteilbarkeit war vor allem die starke Deformierung der Herzen durch Lagerung und Fixierung. Bei neun Organen war keine zufriedenstellende Einstellung des linksapikalen Vierkammerblicks möglich, bei drei Herzen konnte der in den Kammern befindliche Cruor auch durch noch so sorgfältiges Spülen nicht entfernt werden. Bei den restlichen neun Herzen konnte zwar vor der weiteren Untersuchungen nicht ausgeschlossen werden, dass sich noch Blutgerinnsel darin befanden. In den weiteren Betrachtungen der Organe mittels

MRT und Ultraschall sowie in der abschließenden Sektion der Organe konnten allerdings nur geringe Spuren von Gerinnungsmaterial festgestellt werden, die sich auf die Messwerte in allen zur Anwendung kommenden Verfahren gleichermaßen auswirkten.

Die neun in der Statistik berücksichtigten Herzen waren mehr oder weniger stark deformiert, allerdings gelang die Einstellung des linksapikalen Vierkammerblicks bei allen gut. Dabei entsprach die Anatomie der Herzpräparate jedoch nicht der eines gesunden Hundes. Allerdings zeigen kranke Herzen mit Fortschritt der Pathologie in zunehmendem Maße eine Veränderung ihrer physiologischen Form bis hin zu starken Deformationen. Obwohl diese selten so ein Ausmaß wie bei den Präparaten erreichen, kann die Beurteilung der stark verformten Herzen in dieser Arbeit dennoch als Modell für extrem veränderte Organe bei herzkranken Individuen verstanden werden. So gibt der Vergleich zwischen MRT und zwei- oder dreidimensionaler Methode möglicherweise einen Hinweis darauf, ob in Zukunft mit der 3DE pathologische Veränderungen des Hundeherzens besser oder vielleicht auch früher erkannt werden können.

## **16.2 Echokardiografische Untersuchung**

Die allgemeine Qualität der echokardiografischen Aufzeichnungen bei den neun zur Auswertung kommenden Herzen war in weiten Teilen mit denen der lebenden Hunde zu vergleichen. Allerdings entsprach die Echogenität des die Hohlräume ausfüllenden und das Organ umgebenden abgekochten Wassers nicht der von strömendem Blut in einem vitalen Organismus. So zeigten sich beim Scan der Organe immer wieder Spontanechos durch aufgewirbelte Luftblasen in der Flüssigkeit. Dies traten bei den neun beurteilten Organen jedoch nur vereinzelt auf.

### 16.2.1 M-Mode

Auf die Durchführung eines M-Mode wurde bei der Untersuchung der Herzen verzichtet. Messungen in den Standard-M-Mode-Ebenen hätten wegen der Deformation der Organe in keiner Weise dem wahren linken Kammervolumen entsprechende Werte ergeben. Zudem wäre der M-Mode-Strahl durch die Verformung der Organe nur sehr schwer oder gar nicht in der richtigen Ebene zu positionieren gewesen. Da sich aber schon kleine Fehler in den Messwerten der Diameter durch die mehrfache Multiplikation und Potenzierung in der Teichholzformel in großen Veränderungen der Volumen-Parameter auswirken, wären die Volumenergebnisse nicht repräsentativ für die Eignung des M-Modus als Grundlage für die linksventrikuläre Volumenbestimmung im Rahmen einer klinischen echokardiografischen Untersuchung des Hundes gewesen.

### 16.2.2 2DE

Die Aufzeichnung des linksapikalen Vierkammerblickes konnte wegen der Deformation der Herzen nicht vollständig die Anforderungen an die Standard-Schnittebene erfüllen. Bei den neun zur Auswertung kommenden Herzen waren die Verformungen allerdings eher gering. Dennoch muss bedacht werden, dass durch diese Verzerrungen das vereinfachte Modell der Ellipse, wie es bei der monoplanen Scheibchensummationsmethode nach Simpson Verwendung findet, nur noch sehr begrenzt auf das Organ zutrifft. Da bei zwei aufeinander senkrecht stehenden Ebenen als Berechnungsgrundlage diese Vereinfachung geringer ausfällt, ist die große Differenz zwischen mono- und biplaner MOD zu verstehen. Im Vergleich mit dem In-vivo-Versuch zeigte sich, dass dieser Unterschied bei den Herzpräparaten bei größerer Streuung durch die Verformung der Organe deutlich höher ausfiel. Dies kann als Hinweis auf eine Überlegenheit der biplanen gegenüber der monoplanen MOD bei pathologisch deformierten Herzen kardial erkrankter Hunde angesehen werden.

### 16.2.3 3DE

Da bei den Herzpräparaten eine EKG-Triggerung wegen des Fehlens einer ableitbaren Reizleitungsaktivität nicht möglich war, wurden die Subvolumes in definierten gleichen Zeitabständen festgehalten und in Folge aneinandergesetzt. Da auch Bewegungen des Organs im Wasserbad durch eine Fixierung in der Hand des Untersuchers ausgeschlossen wurden, ergaben sich keine negativen Auswirkungen auf die Qualität der Komplettvolumenscans, wie beispielsweise Sprünge oder falsche Übergänge.

Im Vergleich mit der mono- und biplanen Scheibchensummationsmethode war wie schon bei den Hunden zu erkennen, dass die in QLAB aus dem dreidimensionalen Datensatz berechneten Volumenwerte höher waren. Der größere Unterschied zu den monoplanen Ergebnissen erklärt sich wiederum durch die geometrischen Vereinfachungen.

Die Differenzen zwischen 2DE und 3DE waren bei den entnommenen Herzen bei einem größeren Streubereich deutlich höher als bei Beagle und Dackel. Daher kann bei herzkranken Hunden mit deformierten Herzen ein deutlicher Unterschied in der Eignung der 2DE- und 3DE-Verfahren zur Darstellung der linken Kammer vermutet werden.

## 16.3 MRT

In der Humanmedizin werden zur linksventrikulären Volumenbestimmung mehrere Kurz- und Längsachsenschnitte im MRT aufgezeichnet. Die Auswertung erfolgt im Anschluss daran mit einer speziellen Volumenberechnungssoftware mit automatischer Endokardererkennung, vergleichbar mit dem Programm QLAB. Da ein derartiges Programm nicht vorlag, erfolgte die Analyse mit dem Programm ImageTool. Die abgespeicherten TIFs wurden dazu im Längsachsenschnitt analog zu der Bestimmung der Volumina in den echokardiografischen Bildern ausgewertet.

#### **16.4 Gegenüberstellung der verschiedenen Methoden für die linksventrikuläre Volumenbestimmung**

Wie in der Humanmedizin und in experimentellen Studien gebräuchlich wurden im Folgenden die Volumina aus MRT-Bildern als Referenzwerte für das wahre Volumen der Herzpräparate genutzt.

Im Vergleich mit oben genanntem Goldstandard erwies sich erwartungsgemäß die monoplane Scheibchensummationsmethode als diejenige mit der geringsten Übereinstimmung und der größten Streuung der Differenzen. Dies bestätigt, dass gerade bei verformten Herzen die geometrischen Annäherungen des Volumens mit nur einer Ebene nicht gelingen kann. Die Vereinfachung der komplexen Organform fällt bei der Einbeziehung von zwei senkrecht aufeinander stehenden Ebenen geringer aus. Demzufolge war die biplane Scheibchensummationsmethode nach Simpson eher in der Lage realistische Werte zu produzieren als die monoplane Variante. Dies galt umso mehr, als die relevanten Ebenen dafür aus dem dreidimensionalen Ultraschalldatensatz im Nachhinein selektiert wurden, so dass eine Verkürzung oder Verkippung der linken Kammer als Grund für ungenaue Resultate ausgeschlossen werden konnten. Wie schon von anderen Autoren beschrieben (LANG, 2005; STAMM 1982), lagen damit die Ergebnisse der biplanen Methode bei geringerer Streuung der Differenzen auch näher an den Werten der Referenzmethode als die des monoplanen Verfahrens. Dennoch ist der Unterschied zwischen monoplaner und biplaner MOD und MRT als deutlich und relevant zu bezeichnen. Wie schon in früheren Untersuchungen kann daher die Frage gestellt werden, ob mit diesen Methoden die Darstellung eines eventuell deformierten Herzens von herzkranken Hunden erfolgen sollte, wenn stattdessen die 3DE zur Verfügung stünde (FLACHSKAMPF, 2002; LEE, 2001; SCHMIDT, 2001; TAKUMA, 2001; MANNAERTS, 2003; ARAI, 2004; JENKINS, 2004; CAIANI, 2005; FEI, 2004; JACOBS, 2006; JENKINS, 2007; QI, 2007).

Die beste Übereinstimmung mit dem MRT wies die 3DE auf. Ebenso wie in vorhergehenden Untersuchungen am Menschen im Vergleich mit dem MRT (NOSIR, 1998; CHUANG, 1999; QIN, 2000; LEE, 2001; MANNAERTS, 2003; ARAI, 2004; JENKINS, 2004; KÜHL, 2004; CAIANI, 2005; JENKINS, 2006;

JENKINS, 2007; QI, 2007; POULEUR, 2008) oder isolierten Tierherzen im Vergleich mit verschiedenen Referenzmethoden (SAWADA, 1983; HEUSCH, 1999; ABDULLAH, 2000; SCHMIDT, 2001; HUBKA, 2002; FEI, 2004; QI, 2007) ergaben sich zwischen 3DE und MRT nur geringe Unterschiede bezüglich der gemessenen Werte. Bei den Herzpräparaten dieser Arbeit zeigte sich ebenso wie in oben genannten Studien bei den aus 3DE-Datensätzen bestimmten Volumina eine Tendenz zu etwas geringeren Werten. Das lässt sich einerseits damit erklären, dass beim MRT die Messwerte überschätzt wurden. Andererseits wäre es möglich, dass bei der Echokardiografie durch die im Randbereich des Ventrikels auftretenden Spontanechos ein dickeres Endokard vorgetäuscht wurde. Folglich wäre das durch Umfahren des Endokards berechnete Volumen in der 3DE sowie in der 2DE unterschätzt worden.

Abschließend ist zu bemerken, dass die beachtliche Überlegenheit der 3DE gegenüber den anderen echokardiografischen Methoden im Vergleich mit dem Goldstandard MRT, wie schon in früheren Studien (NOSIR, 1998; CHUANG, 1999; QIN, 2000; LEE, 2001; MANNAERTS, 2003; ARAI, 2004; JENKINS, 2004; KÜHL, 2004; CAIANI, 2005; JENKINS, 2006; JENKINS, 2007; QI, 2007; POULEUR, 2008) beschrieben, deren Bedeutung gerade bei der Untersuchung deformierter Herzen unterstreicht.



## **Zusammenfassung**

Die dreidimensionale Echokardiografie (3DE) etablierte sich in den letzten Jahren in der Humanmedizin zu einer kardiologischen Standarduntersuchung. In vielen Arbeiten wurde ihre Überlegenheit gegenüber den konventionellen echokardiografischen Verfahren beim Menschen unter Beweis gestellt. Dagegen existieren keine klinischen veterinärmedizinischen Erfahrungen. Die einzigen Studien mit lebenden Tieren stammen aus dem experimentellen Bereich.

Diese Arbeit hatte zum Ziel, zu beurteilen, inwieweit die neue Technik beim Tier durchführbar ist. Außerdem sollte gezeigt werden, ob sich die Überlegenheit gegenüber der zweidimensionalen Echokardiografie (2DE) in der Humanmedizin auf den Veterinärbereich übertragen lässt. Diese Evaluierung geschah am Beispiel von Beagles und Dackeln. Die beiden Rassen wurden ausgewählt, um die Auswirkung der Größe des untersuchten Patienten auf Praktikabilität und Abweichung zwischen 3DE-Werten und Resultaten der konventionellen Verfahren zu ermitteln.

Enddiastolisches (EDV), endsystolisches Volumen (ESV) und Ejektionsfraktion (EF) wurden aus Motion-(M-)Mode-, 2DE- und 3DE-Datensätzen bei Beagles und Dackeln auf verschiedene Weisen bestimmt und miteinander verglichen. Außerdem erfolgte die Bewertung der echokardiografischen Methoden an kaninen Herzpräparaten im Vergleich zum Goldstandard der Magnetresonanztomografie.

Bei der Anwendung der 3DE beim Hund traten kaum Schwierigkeiten auf. Durch die eher schmalen kaninen Interkostalräume ergaben sich keine Einschränkungen beim Ansetzen des vergleichsweise großen Matrixschallkopfes. Auch die bei einigen Hunden auftretende Sinusarrhythmie hatte keinen Einfluss auf Erfassung und Qualität des 3D-Volumens. Als problematisch erwiesen sich wie schon in der Humanmedizin Patienten mit schlechter Schallbarkeit. Außerdem erfolgte bei einigen Hunden die EKG-Triggerung des Komplettvolumenscans wiederholt fehlerhaft. Dies wurde beim Menschen nicht beschrieben.

Grundsätzlich entsprachen die Ergebnisse dieser Arbeit den Resultaten in der humanmedizinischen Literatur. Bei der Ermittlung der linksventrikulären Volumina ergaben sich zwischen mono- und biplaner Method of Discs (MOD)

und 3DE gute Übereinstimmungen, schlechte zwischen M-Mode und 3DE. Die 2DE unterschätzte die Rauminhalte, allerdings war dieser Fehler vorhersehbar.

Im M-Mode wurden die Volumina meist deutlich und unvorhersehbar überschätzt. Somit kann die Berechnung der linksventrikulären Volumina beim gesunden Hund durchaus aus 2DE-Daten erfolgen, zumal dies, verglichen mit der 3DE, mit weniger Zeitaufwand geschieht. Auf eine Bestimmung von EDV und ESV mittels Teichholzformel sollte dagegen verzichtet werden.

Eine echte Alternative zur konventionellen biplanen MOD aus 2DE-Bildern ist die Berechnung von Volumina und EF ebenfalls mit der biplanen MOD aus einem dreidimensionalen Datensatz. Bei besserer Übereinstimmung mit der 3DE sowie mit der 2DE vergleichbarem Zeitaufwand kann hierbei die Selektion der relevanten Ebenen im Anschluss an die Untersuchung erfolgen. Neben der Optimierung der benötigten Standardschnitte ist hierbei die geringe Zeit am Patienten für die Erfassung des Komplettvolumens als Vorteil zu verzeichnen. Außerdem kann nicht nur wie bisher die monoplane Volumenanalyse, sondern erstmals auch die biplane MOD von einem rechtsparasternalen Schallfenster aus erfolgen.

Für die Bestimmung der EF scheint das der Kalkulation zugrundeliegende Verfahren so gut wie keine Rolle zu spielen. Lediglich bei der Verwendung der Teichholzformel, zeigte sich, wie schon bei den Volumina, eine schlechte Übereinstimmung mit den Ergebnissen der 3DE

Die verschiedenen ein- zwei- und dreidimensionalen Methoden waren bei beiden Rassen gleich gut anwendbar und erbrachten hinsichtlich der Bewertung der verschiedenen Verfahren bei Beagles und Dackeln ähnliche Ergebnisse. Die 3DE lieferte mit der 2DE vergleichbare Resultate. Die im Goldstandard MRT ermittelten Volumenwerte der Herzpräparate ähnelten am ehesten den 3DE-Volumina.

Inwieweit die 3DE die konventionelle Echokardiografie in der Veterinärmedizin ablösen oder ergänzen kann, wird zukünftig in Untersuchungen an herzkranken Tieren geklärt werden. In dieser Arbeit erwies sich vor allem die biplane Berechnung von EDV, ESV und EF aus 3DE-Daten als stressarm, einfach und schnell.

## **Summary**

Three-dimensional echocardiography (3DE) has established itself in the last few years as a standard examination-technique in human cardiology. Its supremacy over the conventional echocardiographic methods in humans has been proven in many cases. In contrast, there are no clinical experiences in veterinary medicine at all. The only studies with living animals have been experimental in character.

The aim of this thesis was to evaluate just how feasible it is, to apply 3DE to animals. It should also show, whether the advantages over two-dimensional echocardiography (2DE) in human medicine carries over to the animal kingdom. Beagles and Dachshunds were taken as examples. These two breeds were chosen in order to investigate the effect of the patient's size on the practicality of 3DE, and to identify any deviations of the values attained from 3DE from those of conventional methods .

Enddiastolic (EDV), endsystolic volume (ESV) and ejection fraction (EF) were determined from Motion-(M-)Mode, 2DE and 3DE data in Beagles and Dachshunds in different ways and compared with each other. Moreover, in an examination of isolated canine hearts the values from echocardiographic methods were estimated and compared with the gold standard magnetic resonance imaging (MRI).

The use of 3DE in dogs showed hardly any difficulties. The narrow canine intercostal spaces presented no restrictions in positioning the matrix-array-transducer despite its the comparatively large size. Even the physiologic respiratory arrhythmia occurring in some dogs had no effect on acquisition and quality of the 3DE volumes. As already seen in human patients, dogs with poor sonographic image quality were problematic. Furthermore, in some patients the full-volume-scan triggered incorrectly repeatedly. This was not described in humans.

In principle, the results of this study were corresponded with the findings in the literature in human medicine. There was good agreement in the volumes calculated with the single-plane and the biplane Simpson's rule and 3DE, poor however between M-Mode and 3DE. 2DE generally underestimated the volumes. In the M-Mode the volumes were clearly overestimated. This deviation was predictable in the 2DE techniques but not in M-Mode-measurements. Therefore the calculation of the left ventricular volumes in the healthy dog can be performed feasibly and fast from 2DE data. A real alternative to conventional biplane evaluation of volumes and EF with the biplane modified Simpson's rule out of 2DE data is the calculation in QLAB based on 3DE data with the same algorithm. In doing so, there is better accordance with the 3DE calculation in QLAB and less expenditure of time. Besides the selection of the relevant planes can be accomplished subsequent to the examination. In addition to the optimizing of the sonographic planes, the advantage here is the short time the patient must wait for the acquisition of the full-volume-scan. Moreover not only the single-plane but also the biplane volume-analysis can be carried from a right parasternal window.

For the determining of EF the underlying method seems to be practically of no importance. Only the Teichholz-formula showed little agreement with 3DE-results. The various one-, two- and three-dimensional methods were equally applicable to both breeds and brought with them, respective of the varying processes, nearly identical results in both Beagles and Dachshunds.

The feasibility and accuracy of the different methods of calculating volume was independent of breed and size. 3DE results were comparable with 2DE-methods. In the isolated hearts, the absolute value of the 3DE volumes were closest to the gold standard MRI.

To what extent 3DE can replace or supplement conventional echocardiography in veterinary medicine will be proven in examinations of dogs with different cardiac diseases. In this study above all the biplane calculation of EDV, ESV and EF from 3DE data proved to be low in stress, simple and fast.

## **Literaturverzeichnis**

Abdullah M, Maeno Y, Bigras J, McCrindle BW, Smallhorn JF, Boutin C: Superiority of 3-dimensional versus 2-dimensional echocardiography for left ventricular volume assessment in small piglet hearts. *J Am Soc Echocardiogr* 2000; 13(10): 918-923

Arai K, Hozumi T, Matsumura Y, Sugioka K, Takemoto Y, Yamagishi H, Yoshiyama M, Kasanuki H, Yoshikawa J: Accuracy of measurement of left ventricular volume and ejection fraction by new real-time three-dimensional echocardiography in patients with wall motion abnormalities secondary to myocardial infarction. *Am J Cardiol* 2004; 94: 552-558

Baloi PA: Konventionelle und moderne Methoden der Echokardiografie zur Erweiterung und Verbesserung der Frühdiagnostik der dilatativen Kardiomyopathie beim Dobermann. Dissertation 2003, München

Belohlavek M Foster SM, Kinnick RR, Greenleaf JF, Seward JB: Reference techniques for left ventricular volume measurements by three-dimensional echocardiography: Determination of precision, accuracy, and feasibility. *Echocardiography* 1997; 14(4): 329-335

Boon J, Wingfield WE, Miller CW: Echocardiographic indices in the normal dog. *Vet Radiol* 1983; 24(5): 214-221

Boon J, Steffen T: Echokardiographie made easy – Das Handbuch für die Kleintierpraxis. BE Vet Verlag & Teton NewMedia, 2002

Boon JA: Manual of veterinary echocardiography. Blackwell Publishing, 2006

Brown DJ, Rush JE, Mac Gregor J, Ross JN, Brewer B, Rand WM: M-Mode echocardiographic ratio indices in normal dogs, cats and horses: A novel quantitative method. *J Vet Intern Med* 2005; 17: 653-662

Brown DJ, Rush JE, Mac Gregor J, Ross JN, Brewer B, Rand WM: Quantitative echocardiographic evaluation of mitral endocardiosis in dogs using ratio indices. *J Vet Intern Med* 2005; 19: 542-552

Caiani EG, Corsi C, Zamorano J, Sugeng L, MacEneaney P, Weinert L, Battani R, Gutierrez JL, Koch R, Perez de Isla L, MorAvi V, Lang RM: Improved semiautomated quantification of left ventricular volumes and ejection fraction using 3-dimensional echocardiography with a full matrix-array transducer: Comparison with magnetic resonance imaging. *J Am Soc Echocardiogr* 2005; 18(8): 779-788

Calvert CA, Brown J: Use of M-mode echocardiography in the diagnosis of congestive cardiomyopathy in Doberman pinschers. *J Am Vet Med Assoc*; 1986; 189: 293 - 297

Cerqueira MD, Weissman NJ, Dilsizian V, Jacobs AK, Kaul S, Laskey WK, Pennel DJ, Rumberger JA, Ryan T, Verani MS: Standardized myocardial segmentation and nomenclature for tomographic imaging of the heart. A statement for healthcare professionals from the Cardiac Imaging Committee of the Council on Clinical Cardiology of the American Heart Association. *Circulation* 2002; 105: 539-542

Chuang ML, Beaudin RA, Riley MF, Mooney MG, Manning WJ, Hibberd MG, Douglas PS: Impact of on-line endocardial border detection on determination of left ventricular volume and ejection fraction by transthoracic 3-dimensional echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 1999; 12(7): 551-558

Chuang ML, Parker RA, Riley MF, Reilly MA, Johnson RB, Korley VJ, Lerner AB, Douglas PS: Three-Dimensional Echocardiography Improves Accuracy and Compensates for Sonographer Inexperience in Assessment of Left Ventricular Ejection Fraction. *J Am Soc Echocardiogr* 1999; 12(5): 290-299

Cornell CC, Kittleson MD, Della Torre P, Häggström J, Lombard CW, Pedersen HD, Vollmar A, Wey A: Allometric scaling of M-Mode cardiac measurements in normal adult dogs. *J Vet Intern Med* 2004; 18: 311-321

Crippa L, Ferro E, Melloni E, Brambilla P, Cavalletti E: Echocardiographic parameters and indices in the normal Beagle dog. *Lab Anim* 1992; 26: 190-195

Deckinger V: Konventionelle und neue echokardiografische Methoden zur Beurteilung der systolischen und diastolischen Herzfunktion sowie Dopplersonografie der Arteriae interlobares bei gesunden Dachshunden. Dissertation 2003, München

de Morais HSA, Bonagura JD, Muir WW, Nakade T: Left ventricular volumes obtained by echocardiography in intact dogs: Validation using the conductance catheter. XV Annual Forum of the American College of Veterinary Internal Medicine 1997; 687

Dukes-McEwan J: Comparison between right and left cardiac windows to determine left ventricular volumes and ejection fraction in six dog breeds with differing somatotypes (Abstract). *Eur J Ultrasound* 2002; 15: Suppl. S4-S5

Dukes-McEwan J, Borgarelli M, Tidholm A, Vollmar AC, Häggström J: Proposed guidelines for the diagnosis of canine idiopathic dilated cardiomyopathy. *J Vet Cardiol* 2003; 5(2): 7-19

Erbel R, Krebs W, Henn G, Schweizer P, Richter HA, Meyer J, Effert S: Comparison of single-plane and biplane volume determination by two-dimensional echocardiography: 1. Asymmetric model hearts. *Eur Heart J* 1982; 3: 469-480

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* 2004; 117 (5): 695-699

Feigenbaum H, Armstrong WF, Ryan T: Feigenbaum's Echocardiography. Lippincott Williams & Wilkins, 2005

Flachskampf FA: Praxis der Echokardiographie. Thieme Verlag, 2002

Gooding JP, Robinson WF, Mews GC: Echocardiographic assessment of left ventricular dimensions in clinically normal English cocker spaniels. *Am J Vet Res*, 1986; 47: 296 - 300

Grothues F, Smith GC, Moon JCC, Bellenger NG, Collins P, Klein HU, Pennell DJ: Comparison of interstudy reproducibility of cardiovascular magnetic resonance with two-dimensional echocardiography in normal subjects and in patients with heart failure or left ventricular hypertrophy. *Am J Cardiol* 2002; 90: 29-34

Gutiérrez-Chico JL, Zamorano JL, de Isla LP, Orejas M, Almería C, Rodrigo JL, Ferreirós J, Serra V, Macaya C: Comparison of left ventricular volumes and ejection fractions measures by three-dimensional echocardiography versus by two-dimensional echocardiography and cardiac magnetic resonance in patients with various cardiomyopathies. *Am J Cardiol* 2005; 95: 809-813

Hall DJ, Cornell CC, Crawford S, Brown DJ: Meta-analysis of canine echocardiographic dimensional data using ratio indices. *J Vet Cardiol* 2008; 10: 11-23



- Hanton G, Geffray B, Lodola A: Echocardiography, a non-invasive method for the investigation of heart morphology and function in laboratory dogs: 1. Method and reference values for M-Mode parameters. *Lab Anim* 1998; 32: 173-182
- Haskins S, Pascoe PJ, Ilkiw JE, Fudge J, Hopper K, Aldrich J: Reference cardiopulmonary values in normal dogs. *Comp Med* 2005; 55(2): 156-161
- Heinze G: Erfassung, Beschreibung und Visualisierung von medizinischen Daten, Biometrie I für MedizinerInnen. Institut für klinische Biometrie, Medizinische Universität Wien, 2006
- Herregods MC, De Paep G, Bijmens B, Bogaert JG, Rademakers FE, Bosmans HT, BellonEP, Marchal GJ, Baert AL, Van de Werf F, De Geest H: Determination of left ventricular volume by two-dimensional echocardiography: comparison with magnetic resonance imaging. *Eur Heart J* 1994; 15: 1070-1073
- Herrtage ME, Echocardiographic measurements in the normal boxer (abstract). In: Proceedings of the fourth European Society of of Veterinary Internal Medicine Congress; 1994; 112
- Heusch A, Koch JA, Krogmann ON, Korbmacher B, Burgeois M: Volumetric analysis of the right and left ventricle in a porcine heart model: Comparison of three-dimensional echocardiography, magnetic resonance imaging and angiocardiology. *Eur J Ultrasound* 1999; 9: 245-255
- Hirata K, Watanabe H, Beppu S, Muro T, Teragaki M, Yoshiyama M: Pitfalls of echocardiographic measurement in tissue harmonic imaging. *J am Soc Echocardiogr* 2002 15: 1038-1044
- Houck RC, Cooke JE, Gill EA: Live 3D Echocardiography: A replacement for traditional 2D echocardiography?. *AJR* 2006; 187: 1092-1106

- Hubka M, Bolson EL, Mc Donald JA, Martin RW, Munt B, Sheehan FH: Three-dimensional echocardiographic measurement of left and right ventricular mass and volume: in vitro validation. *Int J Cardiovasc Imaging* 2002; 18: 111-118
- Hung J, Lang R, Flachskampf F, Shernan SK, McCulloch ML, Adams DB, Thomas J, Vannan M, Ryan T: 3D echocardiography: A review of the current status and future directions. *J Am Soc Echocardiogr* 2007; 20: 213-233
- Jacobs LD, Salgo IS, Goonewardena S, Weinert L, Coon P, Bardo D, Gerard O, Allain P, Zamorano JL, de Isla LP, Mor-Avi V, Lang RM: Rapid online quantification of left ventricular volume from real-time three-dimensional echocardiographic data. *Eur Heart J* 2006; 27: 460-468
- Jenkins C, Bricknell K, Hanekom L, Marwick TH: Reproducibility and accuracy of echocardiographic measurements of left ventricular parameters using real-time three-dimensional echocardiography. *J Am Coll Cardiol* 2004; 44(4): 878-886
- Jenkins C, Chan J, Hanekom L, Marwick TH: Accuracy and feasibility of online 3-dimensional echocardiography for measurement of left ventricular parameters (Abstract). *Am Soc Echoc Abstract*, 2006
- Jenkins C, Bricknell K, Chan J, Hanekom L, Marwick TH: Comparison of two- and three-dimensional echocardiography with sequential magnetic resonance imaging for evaluating left ventricular volume and ejection fraction over time in patients with healed myocardial infarction. *Am J Cardiol* 2007; 99: 300-306
- Kienle RD, Thomas WP: "Echocardiography" in Nyland TG, Mattoon JS: *Small Animal Diagnostic Ultrasound, Second Edition*. Saunders, 2002

Kisslo J, Firek B, Ota T, Hyun Kang D, Fleishman CE, Stetten G, Li J, Ohazama CJ, Adams D, Landolfo C, Ryan T, von Ramm O: Real-time volumetric echocardiography: The technology and the possibilities. *Echocardiography* 2000; 17(8): 773-779

Kittleson MD, Kienle RD: *Small animal cardiovascular medicine*. Mosby, Inc., 1998

Koch J, Pedersen HD, Jensen AL, Flagstad A: M-mode echocardiographic diagnosis of dilated cardiomyopathy in giant breed dogs. *J Vet Med* 1996; 43: 297 - 304

Kühl HP, Schreckenber M, Rulands D, Katoh M, Schäfer W, Schummers G, Bücken A, Hanrath P, Franke A: High-resolution transthoracic real-time three-dimensional echocardiography: Function using semi-automatic border detection and comparison with cardiac magnetic resonance imaging. *J Am Coll Cardiol* 2004; 43: 2083-2090

Lang RM, Bierig M, Devereux RB, Flachskampf FA, Foster E, Pelikka PA, Picard MH, Roman MJ, Seward J, Shanewise JS, Solomon SD, Spencer KT, Sutton MJ, Stewart WJ: Recommendations for chamber quantification: A report from the American Society of Echocardiography's Guidelines and Standards Committee and the Chamber Quantification Writing Group, developed in conjunction with the European Association of Echocardiography, a branch of the European Society of Cardiology. *J Am Soc Echocardiogr* 2005; 18: 1440-1463

Lang RM, Mor-Avi V, Sugeng L, Nieman PS, Sahn DJ: Three-dimensional echocardiography: The benefits of the additional dimension. *J Am Coll Cardiol* 2006; 48(10): 2053-2069

- Lee D, Fuisz AR, Fan PH, Hsu TL, Liu CP, Chiang HT: Real-time 3-dimensional echocardiographic evaluation of left ventricular volume: Correlation with magnetic resonance imaging – a validation study. *J Am Soc Echocardiogr* 2001; 14(10): 1001-1009
- Li F, Wang Q, Yao GH, Zhang PF, Ge ZM, Zhang M, Zhang Y: Impact of the number of image planes of real-time three-dimensional echocardiography on the accuracy of left atrial and ventricular volume measurement. *Ultrasound Med Biol* 2008; 34(1): 40-46
- Lobo L, Canada N, Bussadori C, Gomes JL, Carvalheira J: Transthoracic echocardiography in Estrela Mountain dogs: Reference values for the breed. *Vet J* 2008; 177: 250-259
- Mannaerts HFJ, van der Heide JA, Kamp O, Papavassiliu T, Marcus JT, Beck A, van Rossum AC, Twisk J, Visser CA: Quantification of left ventricular volumes and ejection fraction using freehand transthoracic three-dimensional echocardiography: Comparison with magnetic resonance imaging. *J Am Soc Echocardiogr* 2003; 16(2): 101-109
- Martensson M, Winter R, Cederlund K, Ripsveden J, Mir-Akbari H, Nowak J, Brodin LA: Assessment of left ventricular volumes using simplified 3-D echocardiography and computed tomography – a phantom and clinical study. *Cardiovasc Ultrasound* 2008; 6(26)
- McGavigan AD, Dunn FG, Goodfield NE: Secondary harmonic imaging overestimates left ventricular mass compared to fundamental echocardiography. *Eur J Echocardiogr* 2003; 4: 178-181
- Morrison SA, Moise NS, Scarlett J, Mohammed H, Yeager AE: Effect of breed and bodyweight on echocardiographic values in four breeds of dogs of differing somatotype (Abstract). *J Vet Intern Med* 1992; 6: 220-224

Muzzi RAL, Muzzi LAL, de Araújo RB, Cherem M: Echocardiographic indices in normal German shepherd dogs. *J Vet Sci* 2006; 7(2): 193-198

Noble MIM, Wyler J, Milne ENC, Trenchard D, Guz A: Effect of changes in heart rate on left ventricular performance in conscious dogs. *Circulation Research* 1969; 44: 285-295

Nosir YFM, Vletter WB, Boersma E, Frowijn R, Ten Cate FJ, Fioretti PM, Roelandt JRTC: The apical long-axis rather than the two-chamber view should be used in combination with the four-chamber view for accurate assessment of left ventricular volumes and function. *Eur Heart J* 1997; 18: 1175-1185

Nosir YFM, Lequin MH, Kasprzak JD, van Domburg RT, Vletter WB, Yao J, Stoker J, Ten Cate FJ, Roelandt RTC: Measurements and day-to-day variabilities of left ventricular volumes and ejection fraction by three-dimensional echocardiography and comparison with magnetic resonance imaging. *Am J Cardiol* 1998; 82: 209-214

O'Grady MR, Bonagura JD, Powers JD, Herring DS: Quantitative cross-sectional echocardiography in the normal dog. *Vet Radiol* 1986; 27(2): 34-49

O'Grady MR: Echocardiographic findings in 51 normal Doberman pinschers. *J Vet Intern Med* 1995a; 9: 202 (Abstract).

O'Leary CA, Mackay BM, Taplin RH, Atwell RB: Echocardiographic parameters in 14 healthy English Bull Terriers. *Aust Vet J* 2003; 81(9): 535-542

Otterstad JE: Measuring left ventricular volume and ejection fraction with the biplane Simpson's method. *Heart* 2002; 88: 559-560

- Piccione G, Caola G, Refinetti R: Daily rhythms of blood pressure, heart rate and body temperature in fed and fasted male dogs. *J Vet Med A Physiol Pathol Clin Med* 2005; 52(8): 377-81
- Pombo JF, Troy BL, Russell RO: Left Ventricular Volumes and Ejection Fraction by Echocardiography. *Circulation* 1971; 43: 480-490
- Pouleur AC, le Polain de Waroux JB, Pasquet A, Gerber BL, Gérard O, Allain P, Vanoverschelde JLJ: Assessment of left ventricular mass and volumes by three-dimensional echocardiography in patients with or without wall motion abnormalities: comparison against cine magnetic resonance imaging. *Heart* 2008; 94: 1050-1057
- Poulsen Nautrup C, Tobias R: Atlas und Lehrbuch der Ultraschalldiagnostik bei Hund und Katze; 2. Auflage. Schlütersche, 1998
- Poulsen Nautrup C: "Dreidimensionale Echokardiografie" in Tobias R, Skrodzki M, Schneider M: Kleintierkardiologie kompakt. Schlütersche, 2008
- Qi X, Cogar B, Chon Hsiung M, Nanda NC, Miller AP, Yelamanchilli P, Baysan O, Shu Wu Y, Yau Lan G, Ko JS, Cheng CH, Chyi Lin C, Ming Huang C, Hsian Yin W, Shing Young M: Live/real time three-dimensional transthoracic echocardiographic assessment of left ventricular volumes, ejection fraction, and mass compared with magnetic resonance imaging. *Echocardiography* 2007; 24(2): 166-173
- Qin JX, Shiota T, Thomas JD: Determination of left ventricular volume, ejection fraction, and myocardial mass by real-time three-dimensional echocardiography. *Echocardiography* 2000; 17(8): 781-786
- Sawada H, Fujii J, Kato K, Onoe M, Kuno Y: Three dimensional reconstruction of the left ventricle from multiple cross sectional echocardiograms. Value for measuring left ventricular volume. *Br Heart J* 1983; 50: 438-442

Schmidt MA, Freidlin RZ, Ohazama CJ, Jones M, Laurienza JM, Brenneman CL, Norman JE, von Ramm OT, Panza JA: Anatomic validation of a novel method for left ventricular volume and mass. Measurements with use of real-time 3-dimensional echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 2001; 14(1): 1-10

Schober KE, Baade H: Comparability of left ventricular M-Mode echocardiography in dogs performed in long-axis and short-axis. *Vet Radiol Ultrasound* 2000; 41(6): 543-549

Serres F, Chetboul V, Tissier R, Poujol L, Gouni V, Carlos Sampedrano C, Pouchelon JL: Comparison of 3 ultrasound methods for quantifying left ventricular systolic function: Correlation with disease severity and prognostic value in dogs with mitral valve disease. *J Vet Intern Med* 2008; 22: 566-577

Simak J: Evaluierung echokardiographischer Methoden zur Diagnose der dilatativen Kardiomyopathie beim Dobermann. Dissertation, 2008, München

Siu SC, Rivera JM, Handschumacher MD, Weyman AE, Levine RA, Picard MH: Three-dimensional echocardiography: The influence of number of component images on accuracy of left ventricular volume quantification. *J Am Soc Echocardiogr* 1996; 9(2): 147-155

Snyder PS, Sato T, Atkins CE: A comparison of echocardiographic indices of the nonracing, healthy Greyhound to reference values from other breeds. *Vet Radiol Ultrasound* 1995; 36(5): 387-392

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(9): 967-974

Stamm RB, Carabello BA, Mayeres DL, Martin RP: Two-dimensional echocardiographic measurement of left ventricular ejection fraction: Prospective analysis of what constitutes an adequate determination. *Am Heart J* 1982; 104(1): 136-144

Stolzmann P, Scheffel H, Trindade PT, Plass AR, Husmann L, Leschka S, Genoni M, Marincek B, Kaufmann PA, Alkadhi H: Left ventricular and left atrial dimensions and volumes: Comparison between dual-source CT and echocardiography. *Invest Radiol* 2008; 43(5): 284-289

Sugeng L, Mor-Avi V, Weinert L, Niel J, Ebner C, Steringer-Mascherbauer R, Schmidt F, Galuschky C, Schummers G, Lang RM, Nesser HJ: Quantitative assessment of left ventricular size and function: Side-by-side comparison of real-time three-dimensional echocardiography and computed tomography with magnetic resonance reference. *Circulation* 2006; 114: 654-661

Sundermann T: Echokardiografische Beurteilung der Herzkinetik in Ruhe und nach aktiver Belastung bei herzkranken Warmblutpferden. Dissertation 2006, Hannover

Takuma S, Ota T, Muro T, Hozumi T, Sciacca R, Di Tullio MR, Blood DK, Yoshikawa J, Homma S: Assessment of left ventricular function by real-time 3-dimensional echocardiography compared with conventional noninvasive methods. *J Am Soc Echocardiogr* 2001; 14(4): 275-284



Teichholz LE, Cohn MV, Sonnenblick EH, Gorlin R: Study of left ventricular geometry and function by B-scan ultra sonography in patients with and without asynergy. *New Engl J Med* 1974; 291: 1222-1226

Teichholz LE, Kreulen T, Herrmann MV, Gorlin R: Problems in echocardiographic volume determinations. Echocardiographic - angiographic correlations in the presence or absence of asynergy. *Am J Cardiol* 1976; 37: 7-11

Thomas WP, Gaber CE, Jacobs GJ, Kaplan GM, Lombard CW, Moise NS, Moses BL: Recommendations for standards in transthoracic two-dimensional echocardiography in the dog and cat. Echocardiography Committee of the Specialty of Cardiology, American College of Veterinary Internal Medicine. *J Vet Intern Med* 1993; 7(4): 247-252

Tobias R, Skrodzki M, Schneider M: *Kleintierkardiologie kompakt*. Schlütersche, 2008

Vollmar AC, Echocardiographic examinations in Deerhounds, reference values for echocardiography. *Kleintierpraxis* 1998; 43: 497 – 508

Vollmar AC: Echocardiographic measurements in the Irish Wolfhound: Reference values for the breed. *J Am Anim Hosp Assoc* 1999; 35: 271-277

Weiss JL, Eaton LW, Kallman CH, Maughan WL: Accuracy of volume determination by two-dimensional echocardiography: Defining requirements under controlled conditions in the ejecting canine left ventricle. *Circulation* 1983; 67(4): 889-895

**Anhang***Tabelle 25: Daten der untersuchten Beagle*

Beagle Nr.	Alter (Jahre)	Geschlecht	Gewicht (kg)
1	10	wk	15
2	2	w	13,5
3	2	mk	16,5
4	2,5	m	20
5	1	w	14,5
6	2	mk	16
7	2	w	14,5
8	2	w	13,5
9	4	w	16
10	7	w	13,5
11	7	w	13,5
12	7	w	14
13	4	w	15
14	2	w	13
15	8	w	12,5
16	2	w	13
17	5	w	14
18	2	w	12
19	6	wk	16
20	6	wk	15

Tabelle 26: Daten der untersuchten Dackel

Dackel Nr.	Dackelart	Alter (Jahre)	Geschlecht	Gewicht (kg)
1	RHD	6	m	5,5
2	RHD	2	w	4
3	LHD	13,5	mk	9
4	KHD	1	wk	7,5
5	LHD	7	m	6,2
6	RHD	11	mk	10
7	RHD	12	m	12
8	KHD	12	w	6
9	KHD	14	wk	7
10	RHD	8,5	w	12
11	RHD	6	m	7,5
12	RHD	12	w	6,5
13	RHD	11	w	9
14	KHD	8	mk	9
15	KHD	1	w	5,5
16	RHD	5	m	10
17	RHD	5	m	8
18	RHD	12	w	11
19	RHD	10	m	10
20	RHD	1,5	m	11
21	RHD	1	m	7
22	RHD	5	wk	11

*m = männlich; mk = männlich-kastriert; w = weiblich; wk = weiblich-kastriert*

Tabelle 27: Herzfrequenzen der Beagle bei den verschiedenen Messungen

Analyseverfahren	Schallposition	Parameter	Mittelwert +/- SD	Minimum	Maximum
Teichholz	rKA	HF in bpm	104,6 +/- 19,7	78	146
	rLA	HF in bpm	102,0 +/- 19,6	77	144
	rKA + rLA	HF in bpm	103 +/- 19,0	78	142
mp MOD	rLA	HF in bpm	99,5 +/- 17,1	76	128
	I4K	HF in bpm	101,2 +/- 16,7	76	133
	rLA + I4K	HF in bpm	100,4 +/- 16,5	77	130
bp MOD	I4K + I2K	HF in bpm	99,8 +/- 16,1	80	130
bp MOD X4	I4K + I2K	HF in bpm	93 +/- 36,3	83	140
bp MOD QLAB	rLA	HF in bpm	110,3 +/- 18,1	69	138
	I4K	HF in bpm	99,7 +/- 19,9	75	148
	rLA + I4K		100,0 +/- 18,7	72	143
3DE QLAB	rLA	HF in bpm	110,3 +/- 18,1	69	138
	I4K	HF in bpm	99,7 +/- 19,9	75	148
	rLA + I4K		100,0 +/- 18,7	72	143

Tabelle 28: Herzfrequenzen der Dackel bei den verschiedenen Messungen

Analyseverfahren	Schallposition	Parameter	Mittelwert +/- SD	Minimum	Maximum
Teichholz	rKA	HF in bpm	119,2 +/- 31,8	63	170
	rLA	HF in bpm	106,2 +/- 21,3	72	147
	rKA + rLA	HF in bpm	112,7 +/- 25,9	67	157
mp MOD	rLA	HF in bpm	112,7 +/- 28,0	77	151
	l4K	HF in bpm	110,6 +/- 24,6	77	156
	rLA + l4K	HF in bpm	111,7 +/- 24,6	83	154
bp MOD	l4K + l2K	HF in bpm	110,6 +/- 23,4	77	156
bp MOD X4	l4K + l2K	HF in bpm	107,7 +/- 27,9	72	162
bp MOD QLAB	rLA	HF in bpm	104,9 +/- 19,4	75	134
	l4K	HF in bpm	106,2 +/- 24,6	73	161
	rLA + l4K	HF in bpm	105,5 +/- 20,9	76	146
3DE QLAB	rLA	HF in bpm	104,9 +/- 19,4	75	134
	l4K	HF in bpm	106,2 +/- 24,6	73	161
	rLA + l4K	HF in bpm	105,5 +/- 20,9	76	146

*mp* = monoplan; *MOD* = Method of Discs; *bp* = biplan; *X4* = Matrixschallkopf; *rKA* = rechtsparasternale Kurzachse; *rLA* = rechtsparasternale Längsachse; *l4K* = linksapikaler Vierkammerblick; *l2K* = linksapikaler Zweikammerblick; *HF* = Herzfrequenz; *bpm* = beats per minute

Tabelle 29: Vergleich der verschiedenen Schallfenster

Beagle:

Analyseverfahren	Parameter	ICC
Teichholz rKA : rLA	EDV in ml	0,605
	ESV in ml	0,781
	EF in %	0,721
mp MOD I4K : rLA	EDV in ml	0,991
	ESV in ml	0,986
	EF in %	0,971
bp MOD QLAB I4K : rLA	EDV in ml	0,968
	ESV in ml	0,941
	EF in %	0,983
3DE I4K : rLA	EDV in ml	0,998
	ESV in ml	0,988
	EF in %	0,990

Dackel:

Analyseverfahren	Parameter	ICC
Teichholz rKA : rLA	EDV in ml	0,893
	ESV in ml	0,934
	EF in %	0,795
mp MOD I4K : rLA	EDV in ml	0,995
	ESV in ml	0,995
	EF in %	0,990
bp MOD QLAB I4K : rLA	EDV in ml	0,988
	ESV in ml	0,987
	EF in %	0,988
3DE I4K : rLA	EDV in ml	0,994
	ESV in ml	0,993
	EF in %	0,989

*mp* = monoplan; *MOD* = Method of Discs; *bp* = biplan; *rKA* = rechtsparasternale Kurzachse; *rLA* = rechtsparasternale Längsachse; *I4K* = linksapikaler Vierkammerblick; *HF* = Herzfrequenz; *bpm* = Schläge/Minute; *ICC* = Intraklassen-Korrelationskoeffizient

Tabelle 30: Methodenvergleich Beagle

Analyseverfahren	Parameter	ICC	Test	Signifikanz
bp MOD : mp MOD	EDV in ml	0,931	Wilcoxon-Test	< 0,001
	ESV in ml	0,955	T-Test	< 0,001
	EF in %	0,966	Wilcoxon-Test	0,184
bp MOD : bp MOD X4	EDV in ml	0,991	T-Test	0,004
	ESV in ml	0,989	T-Test	0,062
	EF in %	0,990	Wilcoxon-Test	0,936
bp MOD : bp MOD QLAB	EDV in ml	0,975	T-Test	0,027
	ESV in ml	0,964	T-Test	0,022
	EF in %	0,962	Wilcoxon-Test	0,260
3DE : Teichholz	EDV in ml	0,145	T-Test	< 0,001
	ESV in ml	0,564	T-Test	0,007
	EF in %	0,153	Wilcoxon-Test	0,300
3DE : mp MOD	EDV in ml	0,452	Wilcoxon-Test	< 0,001
	ESV in ml	0,652	T-Test	< 0,001
	EF in %	0,961	Wilcoxon-Test	0,334
3DE : bp MOD	EDV in ml	0,598	Wilcoxon-Test	< 0,001
	ESV in ml	0,796	T-Test	< 0,001
	EF in %	0,962	Wilcoxon-Test	0,546
3DE : bp MOD QLAB	EDV in ml	0,677	T-Test	< 0,001
	ESV in ml	0,855	T-Test	< 0,001
	EF in %	0,998	Wilcoxon-Test	0,004

Tabelle 31: Methodenvergleich Dackel

Analyseverfahren	Parameter	ICC	Test	Signifikanz
bp MOD : mp MOD	EDV in ml	0,988	Wilcoxon-Test	< 0,001
	ESV in ml	0,985	T-Test	< 0,001
	EF in %	0,990	Wilcoxon-Test	0,027
bp MOD : bp MOD X4	EDV in ml	0,997	Wilcoxon-Test	< 0,001
	ESV in ml	0,997	T-Test	0,014
	EF in %	0,987	Wilcoxon-Test	0,520
bp MOD : bp MOD QLAB	EDV in ml	0,989	Wilcoxon-Test	0,028
	ESV in ml	0,989	T-Test	0,334
	EF in %	0,959	Wilcoxon-Test	0,099
3DE : Teichholz	EDV in ml	0,358	Wilcoxon-Test	< 0,001
	ESV in ml	0,681	T-Test	0,048
	EF in %	0,455	Wilcoxon-Test	< 0,001
3DE : mp MOD	EDV in ml	0,746	Wilcoxon-Test	< 0,001
	ESV in ml	0,812	T-Test	< 0,001
	EF in %	0,963	Wilcoxon-Test	0,809
3DE : bp MOD	EDV in ml	0,827	Wilcoxon-Test	< 0,001
	ESV in ml	0,891	T-Test	< 0,001
	EF in %	0,958	Wilcoxon-Test	0,099
3DE : bp MOD QLAB	EDV in ml	0,869	Wilcoxon-Test	< 0,001
	ESV in ml	0,912	T-Test	< 0,001
	EF in %	0,997	Wilcoxon-Test	0,469

Tabelle 32: Methodenvergleich Herzpräparate

Analyseverfahren	Parameter	ICC	Test	Signifikanz
bp MOD QLAB : mp MOD	V in ml	0,936	T-Test	0,001
3DE : mp MOD	V in ml	0,845	T-Test	< 0,001
3DE : bp MOD QLAB	V in ml	0,968	T-Test	0,001
MRT : mp MOD	V in ml	0,812	T-Test	< 0,001
MRT : bp MOD QLAB	V in ml	0,952	T-Test	< 0,001
MRT : 3DE QLAB	V in ml	0,997	T-Test	0,007

*mp = monoplan; MOD = Method of Discs; bp = biplan; X4 = Matrixschallkopf; ICC = Intraklassen-Korrelationskoeffizient*

Tabelle 33: Methodenvergleich Beagle

Analyseverfahren	Schallposition	Parameter	Mittelwert +/- SD	Minimum	Maximum
Teichholz	rKA	EDV in ml	53,9 +/- 10,1	42,2	76,4
		ESV in ml	21,8 +/- 4,9	15,5	29,8
		EF in %	59,4 +/- 5,5	50,9	67,8
	rLA	EDV in ml	49,6 +/- 9,0	31,9	64,1
		ESV in ml	20,3 +/- 4,7	11,5	26,6
		EF in %	59,1 +/- 5,7	51,7	70,2
	rKA + rLA	EDV in ml	51,8 +/- 8,8	37	65,5
		ESV in ml	21,1 +/- 4,6	13,5	27,8
		EF in %	58,4 +/- 5,7	47,3	68,6
mp Simpson MOD	rLA	EDV in ml	35,5 +/- 5,0	28,9	46,3
		ESV in ml	15,7 +/- 3,0	11,5	22,4
		EF in %	55,8 +/- 5,3	47,8	68,8
	I4K	EDV in ml	35,7 +/- 5,1	30	46
		ESV in ml	15,9 +/- 3,3	11,4	23
		EF in %	55,4 +/- 5,8	47,6	69,1
	rLA + I4K	EDV in ml	35,6 +/- 5,1	29,3	46,4
		ESV in ml	15,8 +/- 3,1	11,5	22,7
		EF in %	55,6 +/- 5,5	47,7	68,9
bp Simpson MOD	I4K + I2K	EDV in ml	36,9 +/- 4,8	30,7	46,9
		ESV in ml	16,5 +/- 3,1	11,9	23,1
		EF in %	55,3 +/- 5,5	48,6	67,7
bp Simpson MOD X4	I4K + I2K	EDV in ml	36,5 +/- 4,8	30,3	46,7
		ESV in ml	16,3 +/- 3,1	11,4	22,4
		EF in %	55,3 +/- 5,7	49,2	68,3
bp Simpson MOD QLAB	rLa	EDV in ml	37,2 +/- 4,6	30,4	46,9
		ESV in ml	16,6 +/- 3,2	11,5	23
		EF in %	55,4 +/- 5,7	50,1	68,2
bp Simpson MOD QLAB	I4K	EDV in ml	37,7 +/- 5,3	30,2	48
		ESV in ml	17,3 +/- 3,4	11,9	23,8
		EF in %	54,7 +/- 5,4	49,9	67,1
bp Simpson MOD QLAB	rLA + I4K	EDV in ml	37,5 +/- 4,9	30,5	47,7
		ESV in ml	17,0 +/- 3,2	12	23,4
		EF in %	55,1 +/- 5,5	50	67,7
3DE QLAB	rLA	EDV in ml	41,7 +/- 5,4	34,7	53,6
		ESV in ml	18,5 +/- 3,5	13	25,9
		EF in %	55,6 +/- 5,6	50,6	68
	I4K	EDV in ml	42,1 +/- 5,5	34,8	54
		ESV in ml	19,0 +/- 3,6	13,5	26,3
		EF in %	55,0 +/- 5,4	49,9	67
	rLA + I4K	EDV in ml	41,9 +/- 5,5	34,7	53,8
		ESV in ml	18,7 +/- 3,5	13,3	26,1
		EF in %	55,3 +/- 5,5	50,4	67,5

Tabelle 34: Methodenvergleich Dackel

Analyseverfahren	Schallposition	Parameter	Mittelwert +/- SD	Minimum	Maximum
Teichholz	rKA	EDV in ml	30,4 +/- 12,6	11,5	61,4
		ESV in ml	10,0 +/- 6,5	2,3	32,1
		EF in %	67,9 +/- 9,2	47,8	87,1
	rLA	EDV in ml	28,8 +/- 10,4	12,7	55,5
		ESV in ml	10,2 +/- 5,3	3,4	26,3
		EF in %	65,1 +/- 9,6	51,8	83,6
	rKA + rLA	EDV in ml	29,6 +/- 11,3	12,1	58,4
		ESV in ml	10,1 +/- 5,8	2,8	29,2
		EF in %	66,5 +/- 9,0	50,1	85,3
mp Simpson MOD	rLA	EDV in ml	15,1 +/- 5,4	8	28,9
		ESV in ml	6,6 +/- 2,7	2,3	14
		EF in %	57,0 +/- 6,4	50,5	71,1
	I4K	EDV in ml	15,0 +/- 5,4	7	28
		ESV in ml	6,6 +/- 2,7	2,3	13,3
		EF in %	56,7 +/- 6,6	50	71,7
	rLA + I4K	EDV in ml	15,1 +/- 5,4	7,7	28,5
		ESV in ml	6,6 +/- 2,7	2,3	13,6
		EF in %	56,9 +/- 6,5	50,2	71,4
bp Simpson MOD	I4K + I2K	EDV in ml	15,9 +/- 5,6	8,2	29,7
		ESV in ml	7,0 +/- 2,9	2,4	14,7
		EF in %	56,4 +/- 6,7	50,2	71,6
bp Simpson MOD X4	I4K + I2K	EDV in ml	15,5 +/- 5,5	7,9	29
		ESV in ml	6,9 +/- 2,8	2,2	14,5
		EF in %	56,3 +/- 7,0	49,8	72,4
bp Simpson MOD QLAB	rLA	EDV in ml	16,2 +/- 5,7	8,3	29,8
		ESV in ml	7,0 +/- 2,9	2,5	14,3
		EF in %	57,4 +/- 6,6	51,3	71,5
bp Simpson MOD QLAB	I4K	EDV in ml	16,3 +/- 5,9	7,3	29,4
		ESV in ml	7,2 +/- 3,1	2,2	14,9
		EF in %	56,8 +/- 6,9	49,2	71,2
bp Simpson MOD QLAB	rLA + I4K	EDV in ml	16,3 +/- 5,8	8	29,6
		ESV in ml	7,1 +/- 3,0	2,3	14,6
		EF in %	57,1 +/- 6,7	50,7	71,4
3DE	rLA	EDV in ml	19,4 +/- 6,8	10,3	34,4
		ESV in ml	8,3 +/- 3,3	3,1	16
		EF in %	57,4 +/- 6,7	51,2	71,5
3DE	I4K	EDV in ml	19,2 +/- 6,8	9,8	33,6
		ESV in ml	8,4 +/- 3,4	2,9	16,7
		EF in %	56,9 +/- 6,8	49,8	72,1
3DE	rLA + I4K	EDV in ml	19,3 +/- 6,8	10,2	34
		ESV in ml	8,3 +/- 3,4	3	16,3
		EF in %	57,2 +/- 6,7	50,9	71,8



Tabelle 35: Methodenvergleich Herzpräparate

Analyseverfahren	Schallposition	Parameter	Mittelwert +/- SD	Minimum	Maximum
mp Simpson MOD	l4K	V in ml	14,6 +/- 8,0	6,9	27,4
bp Simpson MOD QLAB	l4K	V in ml	17,5 +/- 8,6	8,8	33,3
3DE QLAB	l4K	V in ml	19,5 +/- 9,8	10,1	37,4
MRT		V in ml	20,2 +/- 9,8	10,3	37,6

*mp = monoplan; MOD = Method of Discs; bp = biplan; X4 = Matrixschallkopf; rKA = rechtsparasternale Kurzachse; rLA = rechtsparasternale Längsachse; l4K = linksapikaler Vierkammerblick; l2K = linksapikaler Zweikammerblick*

## **Danksagung**

Ganz herzlich bedanken möchte ich mich bei

Frau Univ-Prof. Dr. Cordula Poulsen Nautrup für ihren wertvollen fachlichen Rat, ihre Unterstützung und Geduld bei manchmal bis spät in die Nacht dauernden Diskussionen und Problemlösungen. Für Ihre tatkräftige Unterstützung und dafür, dass sie auch in schwierigen Situationen immer hinter mir stand und an mich glaubte.

Herrn PD Dr. Sven Reese für seine Hilfe und unermüdliche Geduld bei allen Statistikfragen.

meinen Mitstreiterinnen Susi, Fiona und Bea für ihre Unterstützung in fachlichen und privaten Dingen und beim Fixieren der Patienten.

Herrn Dr. Bernd Junge von Philips Healthcare ohne dessen prompte Nothilfe und Telefonberatung auch an Wochenenden und Feiertagen diese Arbeit wesentlich später fertig geworden wäre.

Frau Univ.-Prof Dr. Ulrike Matis von der Chirurgischen Tierklinik der LMU München für die Ermöglichung der MRT-Aufnahmen.

Frau Dr. Katharina Flatz und Herrn Dr. Andreas Brühschwein (Chirurgische Tierklinik der LMU München) für ihre Hilfe beim Erstellen der MRT-Bilder.

den Präparatoren des Institutes für Tieranatomie I für ihre Hilfe und ihre Ratschläge beim Präparieren der Hundeherzen.

allen Dackel- und Beaglebesitzern sowie den Tierpflegern des Instituts für Tierernährung für die Bereitstellung ihrer Hunde.

Frau Dr. Sabine Fischer und Herrn Dr. Thomas Schafhauser für die anregenden Kardio-Diskussionen und so manchen guten Rat.

meinem Mann Christian für seine unermüdliche Sorge um mein seelisches, geistiges und körperliches Wohl und dafür, dass er mich während der ganzen Doktorarbeit ertragen hat.

meinem Hund Dana für seine Geduld als "Ultraschallversuchsobjekt" und ihr heiteres Wesen, das mich aus so mancher Doktorarbeitsdepression rettete.

meinem Vater dafür, dass er mich mein ganzes Leben unterstützt und an mich geglaubt hat.

meinen Freunden Burkhard, Irene, Isabella, Meli, Petra, Silke und Tina dafür, dass sie sich meine Doktoranden-Sorgen angehört und mich auch mal von der Doktorarbeit abgelenkt haben.