

Aus der
Klinik für Pferde, Chirurgie und Radiologie
des Fachbereichs Veterinärmedizin
der Freien Universität Berlin

Einflüsse von Geräteeinstellungen auf myokardiale Geschwindigkeitsprofile in der Gewebedopplerechokardiographie beim Pferd

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Grades eines Doktors der Veterinärmedizin
an der
Freien Universität Berlin

vorgelegt von
Jasmin-Isabelle Michutta
Tierärztin aus Berlin

Berlin 2011

Journal-Nr.: 3549

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs Veterinärmedizin
der Freien Universität Berlin

Dekan: Univ.-Prof. Dr. Leo Brunnberg
Erster Gutachter: Prof. Dr. Arthur Grabner
Zweiter Gutachter: Univ.-Prof. Dr. Jorg Aschenbach
Dritter Gutachter: Univ.-Prof. Dr. Barbara Kohn

Deskriptoren (nach CAB-Thesaurus):

Diagnostic techniques, Doppler (MeSH), echocardiography, heart, horse,
myocardium, velocity

Tag der Promotion: 31.05.2012

Bibliografische Information der *Deutschen Nationalbibliothek*

Die Deutsche Nationalbibliothek verzeichnet diese Publikation in der Deutschen
Nationalbibliografie; detaillierte bibliografische Daten sind im Internet über
<<http://dnb.ddb.de>> abrufbar.

ISBN: 978-3-86387-180-2

Zugl.: Berlin, Freie Univ., Diss., 2011

Dissertation, Freie Universität Berlin

D 188

Dieses Werk ist urheberrechtlich geschützt.

Alle Rechte, auch die der Übersetzung, des Nachdruckes und der Vervielfältigung des Buches, oder
Teilen daraus, vorbehalten. Kein Teil des Werkes darf ohne schriftliche Genehmigung des Verlages in
irgendeiner Form reproduziert oder unter Verwendung elektronischer Systeme verarbeitet,
vervielfältigt oder verbreitet werden.

Die Wiedergabe von Gebrauchsnamen, Warenbezeichnungen, usw. in diesem Werk berechtigt auch
ohne besondere Kennzeichnung nicht zu der Annahme, dass solche Namen im Sinne der
Warenzeichen- und Markenschutz-Gesetzgebung als frei zu betrachten wären und daher von
jedermann benutzt werden dürfen.

This document is protected by copyright law.

No part of this document may be reproduced in any form by any means without prior written
authorization of the publisher.

Alle Rechte vorbehalten | all rights reserved

© Mensch und Buch Verlag 2012

Choriner Str. 85 - 10119 Berlin

verlag@menschundbuch.de – www.menschundbuch.de

Meiner Familie:

Dafür,

*dass sie mich auf den richtigen Weg brachten,
an mich glaubten und mich stets unterstützten
in dem was ich tat.*

Inhaltsverzeichnis

1	<i>Einleitung</i>	1
2	<i>Literaturübersicht</i>	2
2.1	Normale Myokardfunktion	2
2.1.1	Faserarchitektur des Myokards und räumliche Bewegung des Herzens	2
2.1.2	Komponenten der Myokardverformung.....	3
2.1.3	Koordinatensysteme	4
2.1.4	Koordinatentransformation	6
2.1.5	Aktionsphasen des Herzens.....	6
2.1.6	Kurvenidentifikation	8
2.2	Technische Grundlagen	11
2.2.1	Schallfeldgeometrie.....	11
2.2.2	Dopplerprinzip	12
2.2.3	Signalverarbeitung	12
2.2.4	Gewebedopplerprinzip	12
2.3	Einflussfaktoren auf Gewebedopplerdaten	17
2.3.1	Herzfrequenz.....	17
2.3.2	Tethering (passive Kontraktion).....	18
2.3.3	Geschwindigkeitsgradienten	19
2.3.4	Bildqualität.....	20
2.3.5	Bildraten.....	23
2.3.6	Bildsektorbreite	25
2.3.7	Nyquist-Limit und Aliasing	25
2.3.8	Winkelfehler.....	27
2.3.9	Softwareeinstellungen	28
2.4	Aktueller Wissensstand der GDE beim Pferd	31
3	<i>Material und Methoden</i>	36
3.1	Einschlusskriterien	36
3.2	Studienpopulation	36
3.3	Allgemeine Untersuchung	37
3.3.1	Signalement.....	37
3.3.2	Klinische Untersuchung	37
3.3.3	Kardiovaskuläre Untersuchung	37
3.4	Spezielle kardiologische Untersuchung	38
3.4.1	Elektrokardiogramm	38
3.4.2	Echokardiographische Untersuchung.....	38

3.5 Gewebedopplerechokardiographie	41
3.5.1 Allgemeine Geräteeinstellungen	41
3.5.2 Aufgezeichnete Bildebenen.....	41
3.5.3 Positionierung der ROI.....	42
3.5.4 Bildrate.....	43
3.5.5 Puls-Repetitions-Frequenz (PRF).....	43
3.5.6 Sektorwinkeleinstellung	43
3.6 Datenauswertung.....	44
3.6.1 Kurvenanalyse.....	45
3.6.2 Datenauswertung der Spektralgewebedoppleruntersuchung.....	47
3.6.3 Datenauswertung der farbkodierten Gewebedoppleruntersuchung.....	47
3.7 Statistische Auswertung.....	52
3.7.1 Bildratenvariation.....	52
3.7.2 Kurvenglättung.....	52
3.7.3 ROI.....	52
3.7.4 Modalitätsvergleich.....	53
3.7.5 Einfluss des Sektorwinkels.....	53
3.7.6 Subjektive Graubildbeurteilung	53
4 Ergebnisse	54
4.1 Studienpopulation	54
4.2 Echokardiographische 2D-Untersuchung	54
4.3 Gewebedopplerechokardiographische Ergebnisse.....	55
4.3.1 Einfluss der Bildrate.....	55
4.3.2 Einfluss der Kurvenglättung.....	65
4.3.3 Einfluss der ROI-Größe	69
4.3.4 Vergleich der Daten des FGD und des SGD	74
4.3.5 Einfluss der Sektorwinkelgröße	75
4.3.6 Einfluss der Graubildqualität	76
5 Diskussion	77
5.1 Probandengut.....	77
5.2 Gewebedopplerechokardiographische Anschallpositionen	79
5.3 Kurvenidentifikation und Messmethodik	80
5.4 Einfluss der Bildrate	80
5.5 Einfluss der Kurvenglättung	83
5.6 Einfluss der ROI-Größe.....	86

5.7	Vergleich der Modalitäten FGD und SGD.....	88
5.8	Einfluss der Sektorwinkelgröße	90
5.9	Einfluss der Qualität des Graubildmodus.....	91
6	<i>Zusammenfassung</i>	92
7	<i>Summary</i>	94
8	<i>Literaturverzeichnis</i>	96
9	<i>Anhang</i>	108
9.1	Basisdaten der echokardiographischen Standarduntersuchungen.....	108
9.2	Auswirkung der Bildrate auf die myokardialen Geschwindigkeitsprofile.....	111
9.3	Einfluss der Größe der ROI auf das myokardiale Geschwindigkeitsprofil	120
9.4	Einfluss der Filterfunktion „Kurvenglättung“	124
9.5	Einfluss der Sektorwinkeleinstellung	127
9.6	Vergleich der myokardialen Geschwindigkeit/Phasendauer des FGD und SGD.....	128

Abbildungsverzeichnis

Abb. 2-1: Hauptverformungskomponenten eines Myokardsegments (VOIGT, 2002)	3
Abb. 2-2: Kartesisches Koordinatensystem (D'HOOGHE et al., 2000b).....	4
Abb. 2-3: Ultraschallkoordinatensystem (D'HOOGHE et al., 2000b)	5
Abb. 2-4: Lokales Koordinatensystem (D'HOOGHE et al., 2000b)	5
Abb. 2-5: Übersicht über das myokardiale Geschwindigkeitsprofil, die Phasendauer, sowie der Beschleunigung (IVA) im zeitlichen Verlauf zum EKG (Arat et al., 2008).....	8
Abb. 2-6: Geschwindigkeitsprofil im Spektralgewebedopplermodus im Bereich der linksventrikulären Hinterwand aus der RKDKA (Iversen, 2008)	9
Abb. 2-7: Darstellung des longitudinalen Kurvenprofils der myokardialen Geschwindigkeit gemessen an zwei Lokalisationen im Bereich des IVS.....	11
Abb. 2-8: Direkter Vergleich der Gewebedopplerechokardiographie und der Blutflussdopplerechokardiographie in der apikalen Schnittebene beim Menschen (PAVLOPOULOS und NIHOYANNOPOULOS, 2008).....	13
Abb. 2-9: Geschwindigkeitsprofil gemessen mit dem Spektralgewebedopplermodus eines Pferdes im Bereich der abgesenkten basalen rechtsventrikulären freien Wand (Stahl, 2010).....	14
Abb. 2-10: TVI im Bereich des rechtsventrikulären Ausflusstraktes beim Pferd (Stahl, 2010) [QS – elektromechanische Kopplungszeit.....	16
Abb. 2-11 Veranschaulichung des Zusammenhanges zwischen der Herzfrequenz-änderung und Konformation der E- und der A-Welle anhand von vier Herzzyklen.	17
Abb. 2-12: Darstellung der Fusion der E- und A- Welle	18
Abb. 2-13: Darstellung des Effektes der Bildrate auf den Kurvenverlauf.	23
Abb. 2-14: Zustandekommen des Aliasing-Phänomens (VOIGT, 2002)	26
Abb. 2-15: Veranschaulichung des Winkelfehlers in apikalen und basalen Bereichen. Die wahre longitudinale myokardiale Bewegung ist grün dargestellt. Die Ultraschallwellen rot (Støylen, 2011).	28

Abb. 2-16: Veranschaulichung der Anschallposition des rechtsventrikulären basalen Segmentes aus der RKDLA (Stahl, 2010)..... 33

Abb. 3-1: RKDKA unterhalb der Mitralklappe..... 42

Abb. 3-2: RKDKA auf Höhe der Papillarmuskeln..... 42

Abb. 3-3: Schnittebene auf Höhe der Papillarmuskeln 44

Abb. 3-4: Schnittebene unterhalb der Mitralklappe 44

Abb. 3-5: Charakteristischer Kurvenverlauf einer farbkodierten Gewebedoppler-untersuchung i..... 46

Abb. 3-6: Charakteristischer myokardialer Kurvenverlauf einer Spektralgewebe-doppleruntersuchung 46

Abb. 3-7: Einfluss der ROI-Größe auf das myokardiale Geschwindigkeitsprofil..... 48

Abb. 3-8: Myokardiales Geschwindigkeitsprofil bei einer ROI-Größe von 9 x 9 pixel..... 49

Abb. 3-9: Myokardiales Geschwindigkeitsprofil bei einer ROI-Größe von 15 x 15 pixel..... 49

Abb. 3-10: Myokardiales Geschwindigkeitsprofil bei einer ROI-Größe von 21 x 21 pixel..... 50

Abb. 3-11: Myokardiales Geschwindigkeitsprofil ohne eingeschaltete Filterfunktion „Kurvenglättung“..... 51

Abb. 3-12: Myokardiales Geschwindigkeitsprofil mit eingeschalteter Filterfunktion „Kurvenglättung“..... 51

Abb. 4-1: Graphische Darstellung des Einfluss der Bildrate auf die isovolämische Kontraktion..... 57

Abb. 4-2: Graphische Darstellung des Einfluss der Bildrate auf die isovolämische Kontraktion..... 58

Abb. 4-3: Darstellung des Anstieges der myokardialen Geschwindigkeitswerte der spätdiastolischen Füllungsphase 59

Abb. 4-4: Darstellung der myokardialen Geschwindigkeitswerte der frühdiaastolischen Füllungsphase 60

Abb. 4-5: Graphische Darstellung des Anstieges der myokardialen Geschwindigkeitswerte der isovolumischen Kontraktion 61

Abb. 4-6: Darstellung der myokardialen Geschwindigkeitswerte der systolischen Kontraktionsphase	62
Abb. 4-7: Graphische Darstellung der Entwicklung der myokardialen Geschwindigkeitswerte der frühdiastolischen Füllungsphase	63
Abb. 4-8: Graphische Darstellung des Einflusses der Höhe der Bildrate auf die Phasendauer der isovolämischen Kontraktion	64
Abb. 4-9: Graphische Darstellung des Einfluss der Kurvenglättung auf die Mittelwerte der myokardialen Geschwindigkeit der spätdiastolischen Füllungsphase	66
Abb. 4-10: Graphische Darstellung des Einfluss der Kurvenglättung auf die Mittelwerte der myokardialen Geschwindigkeit der isovolumischen Kontraktion	67
Abb. 4-11: Graphische Darstellung des Einfluss der vier verschiedenen ROI-Größen auf die myokardialen Geschwindigkeitmaxima der isovolumischen Kontraktion	70
Abb. 4-12: Graphische Darstellung des Einflusses der Messebene auf die Geschwindigkeitsdaten der frühdiastolische Füllungsphase mittels Boxplots	71
Abb. 4-13: Graphische Darstellung des Einflusses der vier verschiedenen ROI-Größen auf die Variationskoeffizienten der systolischen Kontraktionsphase mittels Boxplots.....	73
Abb. 4-14: Graphische Darstellung des Einflusses der vier verschiedenen ROI-Größen auf die Variationskoeffizienten der isovolämischen Kontraktionsphase mittels Streudiagramm und Anpassungsgerade...	73
Abb. 4-15: Graphische Darstellung der myokardialen Geschwindigkeitsdifferenz der isovolumischen Relaxation zwischen der Farbgewebedoppler- und Spektralgewebedopplermessung	74
Abb. 4-16: Graphische Darstellung des Einflusses der Messmodalität auf die Variationskoeffizienten der spätdiastolischen Füllungsphasen aller Messebenen mittels Boxplots.....	75
Abb. 4-17: Graphische Darstellung des Einflusses der Graubildqualität auf die myokardiale Geschwindigkeit der einzelnen Herzphasen mittels Boxplots.	76

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Eigenschaften von pw- und cw-Doppler im Vergleich (Kunert, 2006).....	15
Tabelle 2: Alter, Gewicht, Größe und Geschlecht der Studienprobanden.....	37
Tabelle 3: Messkategorien der PRF und der daraus resultierenden Bildraten im Bereich des Interventrikularseptums (IVS) und der linksventrikulären Wand (LVW)	43
Tabelle 4: Darstellung der Größe des Sektorwinkels und der daraus resultierenden Bildraten im Bereich des IVS und der LVW	44
Tabelle 5: Darstellung der ROI-Größe in „pixel und Millimeter“ bei einer Auflösung von 150 dpi	48
Tabelle 6: Übersicht über die Mittelwerte, die Standardabweichung, sowie die Referenzwerte der Herzdimensionen im B-Mode aus den Schnittebenen RKDLA, RKDLA-Ao und RKRLA.....	54
Tabelle 7: Übersicht über die Mittelwerte, das Minimum und das Maximum, sowie die Standardabweichung der Herzdimensionen im M-Mode	55
Tabelle 8: Übersicht über das Signifikanzniveau zwischen der Höhe der Bildrate (BR) und den Mittelwerten der myokardialen Geschwindigkeit der einzelnen Herzaktionen in Bereich der vier Messebenen.....	56
Tabelle 9: Übersicht über die Signifikanz des Einflusses der Bildrate auf die einzelnen myokardialen Geschwindigkeiten der jeweiligen Wellen jeder Messebene. Dargestellt werden die Ergebnisse der Regressionsanalyse (R) und der Korrelationsanalyse (K).....	64
Tabelle 10: Übersicht über den Einfluss der Filterfunktion „Kurvenglättung“ auf die mittleren Geschwindigkeitswerte der isovolämischen Kontraktion, der systolischen Kontraktion und der frühdiastolischen Füllungsphase im Bereich aller vier Messebenen.	68
Tabelle 11: Übersicht über den Einfluss der ROI-Größe auf die mittleren Variationskoeffizienten der einzelnen myokardialen Wellen.....	72

Abkürzungsverzeichnis

A	spätdiastolische Füllungsphase
AVC	Aortenklappenschluß
AVO	Aortenklappenöffnung
AoDsinusval	Aortendurchmesser auf Höhe des Sinus valsalvae
Cfvar	Variationskoeffizient
CTD	color-coded tissue Doppler
cw-Doppler	continuous-wave-Doppler
E	frühdiaastolische Füllungsphase
ET	Ejektionszeit
FFT	fast Fourier transformation
FGD	farbkodierter Gewebedoppler
FR	frame rate
FS	Fraktionelle Verkürzung
GDE	Gewebedopplerechokardiographie
HR	heart rate
IVC	isovolämische Kontraktion
IVCT	isovolämische Kontraktionszeit
IVR	isovolämische Relaxation
IVRT	isovolämische Relaxationszeit
IVS	Interventrikularseptum
kHz	kilo Hertz (Einheit der Bildrate)
KG	Filterfunktion Kurvenglättung
LAD	linksatrialer Durchmesser
LVD	linksventrikulärer Durchmesser
LVW	linksventrikuläre Wand
MVC	Mitralklappenschluß
MVO	Mitralklappenöffnung,
Ppm	Messebene auf Papillarmuskelhöhe (Medialebene)
PRF	pulse repetition frequency
PVDd	diastolischer Durchmesser der Vena pulmonales
pw-Doppler	Pulsed-Wave-Doppler
RAD	rechtsatrialer Durchmesser
RADr	rechtsatrialer Durchmesser aus der kranialen Achse
RKDLA	rechte kaudale lange Achse

RKDLA-Ao	rechte kaudale lange Achse mit eingedrehter Aorta
RKRLA	rechte kraniale lange Achse
RKDKA	rechte kaudale kurze Achse
ROI	region of interest
RVDr	rechtsventrikulärer Durchmesser aus der kranialen Achse
RVW	rechtsventrikuläre Wand
S	systolische Ejektionsphase
SGD	Spektralgewebedoppler
TVI	tissue doppler imagine
Va	myokardiale Geschwindigkeit der spätdiastolischen Füllungsphase
Vic	myokardiale Geschwindigkeit der isovolämischen Kontraktion
Vir	myokardiale Geschwindigkeit der isovolämischen Relaxation
Ve	myokardiale Geschwindigkeit der frühdiaastolischen Füllungsphase
Vs	myokardiale Geschwindigkeit der systolischen Ejektionsphase
umv	Messebene unterhalb der Mitralklappe (Basalebene)

1 EINLEITUNG

Die Gewebedopplerechokardiographie ist eine diagnostische Methode, mit der Messungen der myokardialen Wandbewegungsgeschwindigkeit ermöglicht werden. Wie bei der Blutflussechokardiographie basiert die Geschwindigkeitserhebung auf der Erfassung von Frequenzveränderungen der Ultraschallstrahlen infolge von Reflektionen an beweglichen Objekten (VOIGT, 2002). Bei dieser Technik werden zwei verschiedene Dopplervarianten voneinander unterschieden. Die gepulste Spektraldoppleruntersuchung nutzt ein „Messfenster“ (ROI - region of interest) um eine genau definierte Myokardregion darzustellen. Das Geschwindigkeitsprofil kann sofort online mit einer hohen zeitlichen Auflösung ausgewertet werden. Nachteilig ist jedoch, dass jedes Myokardsegment einzeln direkt am Patienten untersucht werden muss, wodurch dieses Verfahren eine relativ lange Untersuchungsdauer notwendig macht.

Der farbkodierte Gewebedoppler ermöglicht im Unterschied zur ersten Methode durch Überlagerung des Myokards mittels eines Farbsektors die gleichzeitige Erfassung von Geschwindigkeitsinformationen für eine gesamte echokardiographische Schnittebene. Die Geschwindigkeitsprofile können nachträglich offline für jede beliebige Myokardregion innerhalb des Farbsektors rekonstruiert werden (HOFFMANN, 2002).

Mit Hilfe dieser Techniken können bedeutsame quantitative Informationen über den regionalen Funktionszustand definierter Myokardareale gewonnen werden. In der Humanmedizin hat diese Diagnostik insbesondere bei der Identifikation subklinischer myokardialer Erkrankungen, die noch mit einer unveränderten globalen Ventrikelfunktion einhergehen, Bedeutung erlangt (VOIGT, 2002).

Seit dem Jahr 2005 wird die Gewebedopplerechokardiographie auch in der Veterinärmedizin bei Pferden angewendet (SEPULVEDA et al., 2005). Aufgrund der Ergebnisse mehrerer Studien verspricht das Verfahren auch auf diesem Gebiet ein wertvoller diagnostischer Bestandteil insbesondere bei der Frühdiagnostik von kardiologischen Erkrankungen, aber auch bei der Abschätzung der klinischen Relevanz zu werden (STAHL, 2010).

Ziel dieser Arbeit ist die Evaluierung der Einflüsse von Geräteeinstellungen auf das myokardiale Geschwindigkeitsprofil. Hierzu wurden Einstellungsparameter wie die Höhe der Bildrate, die Größe des Sektorwinkels, der Einfluss der Kurvenglättung, die Größe der ROI und der Unterschied zwischen Spektral- und Farbgewebedoppler untersucht.

Die Ergebnisse sollen erstmals Empfehlungen für die Geräteeinstellungen bei der Gewebedoppleruntersuchung des Pferdes geben, um die Reproduzierbarkeit der Datenerhebung zu erhöhen.

2 LITERATURÜBERSICHT

2.1 Normale Myokardfunktion

2.1.1 Faserarchitektur des Myokards und räumliche Bewegung des Herzens

Das Myokard besteht aus roten, modifizierten quergestreiften und netzartig miteinander verwobenen Myozyten mit zentral liegendem Kern (KOCH und BERG, 1993). Von entscheidender Bedeutung für die myokardiale Bewegung ist die Faserarchitektur des Herzens. Sie ist der Grund für die Existenz der drei Komponenten der myokardialen Bewegung (VOIGT, 2002). Im Bereich der Vorhöfe verläuft das Myokard bogenförmig und bildet an den Gefäßeinmündungen schlingenförmige und zirkuläre Faserzüge aus. Ähnlich wie bei anderen Hohlorganen, besteht der Myokardaufbau aus einer inneren und äußeren Längsmuskelschicht und einer mittig gelegenen Ringmuskelschicht. Innerhalb der äußeren Längsmuskelschicht verlaufen die Faserzüge spiralig gegen den Uhrzeigersinn zur Herzspitze. Einige Fasern dringen hier nach innen und scheren mit Fasern der Ringmuskelschicht aus, um die innere Längsmuskelschicht zu bilden. Die subendokardialen Fasern zeigen einen, mit dem Uhrzeigersinn ausgerichteten spiraligen Verlauf. Der Anstiegswinkel beider Längsfaserzüge flacht von basal nach apikal deutlich ab (KÖNIG und LIEBICH, 2002). Durch diesen spiralähnlichen Verlauf ergibt sich die für die aktive Relaxation notwendige „Federenergie“ der diastolischen Myokarddehnung (VOIGT, 2002). Die mittlere Ringmuskelschicht ist am stärksten im Bereich der Ausstrombahnen und im linken Ventrikel vertreten. Hier zeigen die Fasern eine Längsausrichtung (KÖNIG und LIEBICH, 2002). Weiterhin bewirkt dieser Verlauf auch eine Torsionsbewegung des gesamten Ventrikels um seine Längsachse, die basal im Uhrzeigersinn und apikal gegen den Uhrzeigersinn verläuft (VOIGT, 2002). Eine weitere räumliche Bewegung des Herzens wird durch den Ventilebenenmechanismus bedingt. Durch die Fixation des Herzbeutels im Bereich der Herzspitze am Sternum kommt eine nach rechts ventral gerichtete Bewegung der Herzbasis zustande. Dies bewirkt eine Dehnung der Vorhöfe und großen Venen und somit eine Sogwirkung. Aus der in der Diastole folgenden Anhebung der Ventilebene resultiert zudem eine Unterstützung der Füllungsphase der Ventrikel (ENGELHARDT und BREVES, 2000).

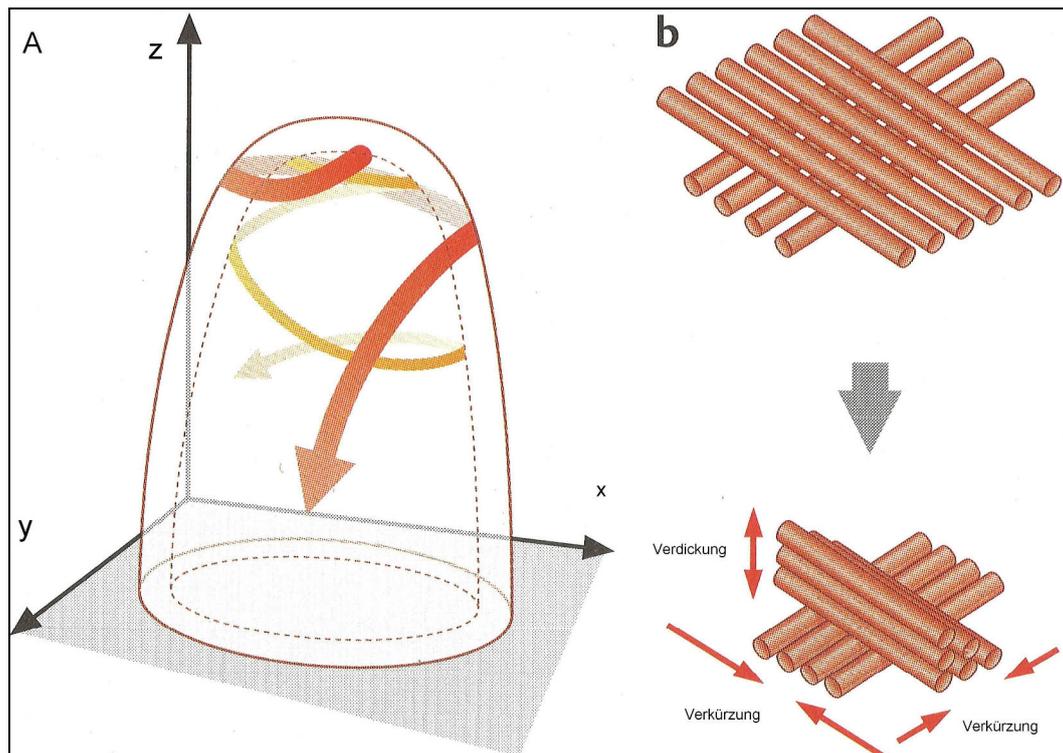


Abb. 2-1: Hauptverformungskomponenten eines Myokardsegments (VOIGT, 2002)

2.1.2 Komponenten der Myokardverformung

Jeder Lokalisationspunkt im Raum lässt sich mittels drei verschiedener Vektoren genau definieren. Die myokardiale dreidimensionale Bewegung ist somit auch über Vektoren zu beschreiben. Aus der dargestellten Faserarchitektur leiten sich die longitudinale, die radiale und die zirkumferentielle Myokardbewegung ab (Abb. 2-1). Die radiale Komponente zeigt in Bezug auf das Epikard einen senkrechten Verlauf. Sie entspricht der lateralen Schallstrahlenachse. Die longitudinale Komponente steht senkrecht zur radialen Achse und tangential zum Epikard. Die Vektorspitze zeigt in Richtung Apex cordis. Die zirkumferentielle Komponente ist in Bezug auf die anderen Komponenten perpendicular ausgerichtet (D'HOOGHE et al., 2000b). Während das Myokard longitudinal und zirkumferentiell seine Länge ändert, ist radial nur die Myokarddicke variabel (RADEMAKERS et al., 1994; SUTHERLAND et al., 2004). In der Systole kommt es zu einer Verkürzung der longitudinalen Fasern und somit kurzfristig zur Abrundung des Ventrikels, bevor die Kontraktion der zirkumferentiellen Fasern wieder die zylindrische Form herstellt (RUSHMER, 1954; RANKIN et al., 1976; JONES et al., 1990).

2.1.3 Koordinatensysteme

Aufgrund der dreidimensionalen Herzaktion ist ein Bezugssystem zur Bewegungsdefinition notwendig (D'HOOGHE et al., 2000b).

Die globale Myokardbewegung wird im *Kartesischen Koordinatensystem* dargestellt. Man nutzt hierzu die drei senkrecht zueinander stehenden Achsen, die auf die Herzmuskellängsachse ausgerichtet sind (Abb. 2-2). Diese Achsenausrichtung ist für eine Beschreibung der globalen Myokardbewegung, weniger jedoch für die Bewegungsbeschreibung eines Meßpunktes des Myokards geeignet. Zur genauen Myokardpunktbeschreibung sind Vektorgleichungen notwendig, die aufgrund ihrer Komplexität den praktischen Nutzen dieses Systems einschränken (D'HOOGHE et al., 2000b).

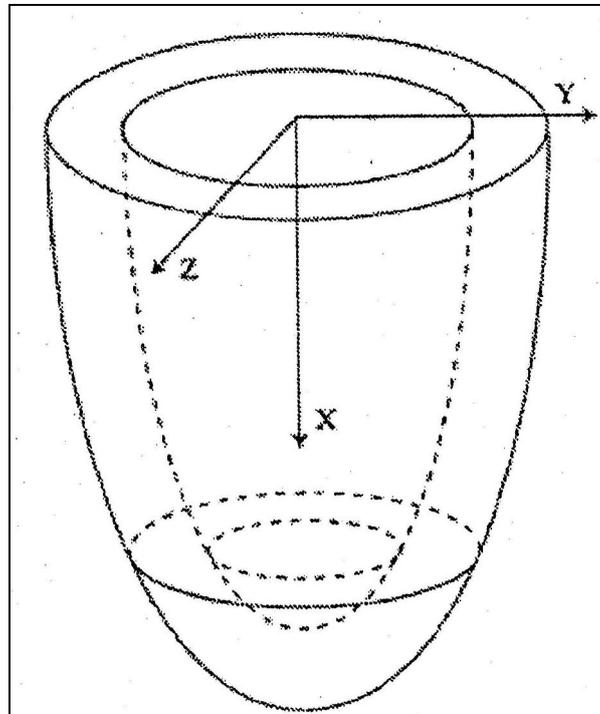


Abb. 2-2: Kartesisches Koordinatensystem (D'HOOGHE et al., 2000b)

Das *Ultraschallkoordinatensystem* nutzt ebenso drei senkrecht zueinander stehende Achsen, jedoch ist hier als Bezugspunkt der Ultraschallkopf festgelegt (Abb. 2-3). In diesem System liegt die axiale Achse in Richtung der ausgesandten Schallstrahlen, die laterale Achse liegt senkrecht in der Bildebene zur ersten. Die Elevationsachse steht senkrecht zu der Bildebene (D'HOOGHE et al., 2000b; SUTHERLAND et al., 2004).

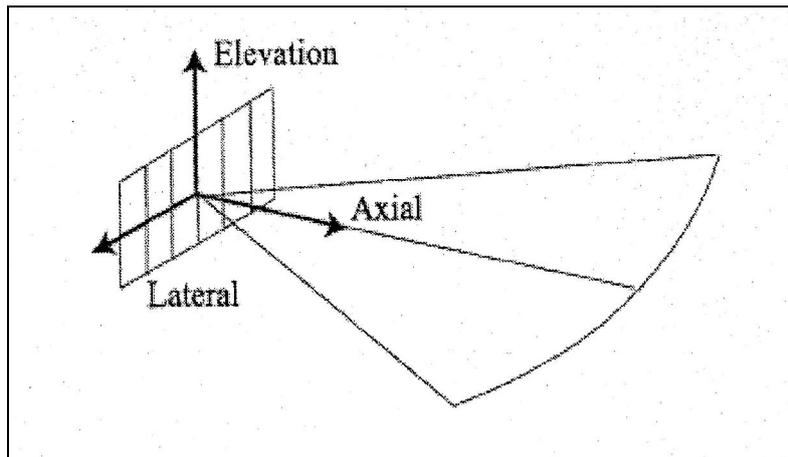


Abb. 2-3: Ultraschallkoordinatensystem (D'HOOGHE et al., 2000b)

Das *lokale Koordinatensystem* besitzt als Bezugspunkt der Achsen die Bewegungsrichtung der Herzmuskelfasern, wodurch die räumliche Orientierung im globalen Bezug für jeden Messpunkt im Myokard unterschiedlich ist. Die longitudinale Achse beschreibt die Myokardbewegung in Längsrichtung der Herzachse. Die radiale Achse steht senkrecht zur longitudinalen Achse und gibt somit die Bewegung vom Lumen in Richtung Epikard wieder. Die zirkumferentielle Achse steht senkrecht zu den ersten beiden und gibt die Bewegung der kurzen Herzachse entgegen dem Uhrzeigersinn wieder (Abb. 2-4). Da dieses Koordinatensystem in den apikalen Bereichen aufgrund der fehlenden longitudinalen und zirkumferentiellen Achsenausrichtung nur bedingt genutzt werden kann, ist es nur teilweise zur Anwendung geeignet (D'HOOGHE et al., 2000b; SUTHERLAND et al., 2004).

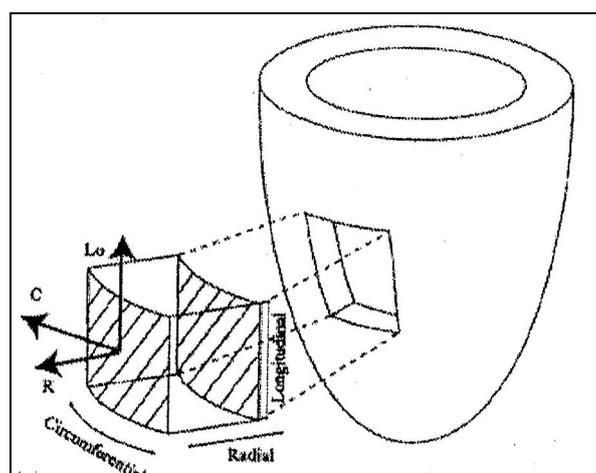


Abb. 2-4: Lokales Koordinatensystem (D'HOOGHE et al., 2000b)
 (Legende: Lo – longitudinale Achse, R- radiale Achse, C – zirkumferentielle Achse)

2.1.4 Koordinatentransformation

Die im Ultraschallbild mit Hilfe der Koordinatensysteme gemessenen Informationen müssen nun umgewandelt werden, um z.B. Verformungsparameter zu bestimmen. Nur Myokardbewegungen, die sich auf der axialen Achse oder senkrecht zu dieser befinden, können genutzt werden. Der Schallstrahl muss also entweder parallel oder senkrecht zur Bewegung ausgerichtet sein (D'HOOGHE et al., 2000b). Aufgrund dieser technischen Limitation ist es nur in bestimmten Myokardregionen möglich, die radiale und die zirkumferentielle Bewegungsgeschwindigkeit zu bestimmen. Die longitudinalen Messungen können sowohl beim Menschen wie auch bei Kleintieren an dem Interventrikularseptum, der freien linksventrikulären Wand und der rechtsventrikulären Wand bestimmt werden (SUTHERLAND et al., 2004). Longitudinale Bewegungsmuster werden im apikalen Vierkammerblick gemessen. Diese Anschallposition ist aufgrund der anatomischen Ausprägung des Sternums und des Brustkorbes beim Pferd nicht möglich, so dass nur radiale und zirkumferentielle Myokardereignisse bestimmt werden können (GEHLEN et al., 2009b).

2.1.5 Aktionsphasen des Herzens

Allgemein werden zwei diastolische und zwei systolische Aktionsphasen des Herzens unterschieden, die sich zeitlich durch den Öffnungszustand der Klappen definieren. Während es in der Füllungsphase der Diastole und in der Auswurfphase der Systole zu deutlichen Volumenänderungen in den Herzkammern kommt, zeichnen sich die isovolumentrischen Phasen der Systole und Diastole durch Volumenkonstanz aus (KITTLESON und KIENLE, 1998; FEIGENBAUM et al., 2005). Alle vier Phasen sind durch charakteristische Kurvenverläufe im Gewebedopplerbild gekennzeichnet, wobei Bewegungen auf den Schallkopf zu positiv und entgegen gesetzte Bewegungen negativ dargestellt werden (VOIGT, 2002).

2.1.5.1 Isovolumische Relaxation (IVR)

Als isovolämische Relaxation wird die Phase zwischen der Austreibungsphase und der Mitralklappenöffnung bezeichnet. Vor dem Ende der Austreibungsphase fällt der intraventrikuläre Druck stark ab, bedingt durch die abnehmende Auswurfleistung der Kammern und dem erhöhten physikalischen Impuls des Blutes in den Gefäßen. Durch einen Stillstand sowie ein kurzes Rückströmen des Blutes am Ende der Systole werden die Taschenklappen geschlossen, was den Beginn der isovolämischen Relaxation markiert. In dieser kurzen Phase fällt der intraventrikuläre Druck bei konstantem Volumen relativ schnell auf nahezu 0 ab, wobei eine Unterschreitung des atrialen Druckes die Öffnung der Atrioventrikularklappen zur Folge hat (VOIGT, 2002).

2.1.5.2 Frühdiastolische Füllung (E-Welle – „early relaxation“)

Das Öffnen der Atrioventrikularklappen ist der Beginn der frühdiastolischen Füllung der Diastole. Die Herzbasis bewegt sich von der Herzspitze weg, so dass das Myokard radial an Umfang abnimmt und longitudinal an Länge zunimmt. Diese Bewegung ist der systolischen Bewegung entgegen gesetzt und unterstützt die passive Ventrikelfüllung (SUTHERLAND et al., 2004). Trotz des geringen Anstieges des Ventrikeldruckes kommt es in dieser schnellen Füllungsphase zu einem großen Volumenanstieg. Innerhalb des ersten Viertels dieser Phase werden die Kammern bereits weitgehend mit Blut gefüllt, so dass bei normaler Herzfrequenz die Kammerfüllung fast vollständig beendet ist (VOIGT, 2002; LANGELAND, 2003; FEIGENBAUM et al., 2005).

2.1.5.3 Diastase

Während der folgenden Diastase kommt es zu einer starken Füllungsverlangsamung, die mit Nachschwankungen des Myokards einhergeht (VOIGT, 2002).

2.1.5.4 Spätdiastolische Füllung (A-Welle – „atrial“ oder „active contraction“)

Die spätdiastolische Füllung, die während der P-Welle des EKGs auftritt, ist herzfrequenzabhängig und trägt zu einem kleinen Teil zur Ventrikelfüllung bei. Übersteigt der Druck der Ventrikel den Druck der Vorhöfe, werden die Atrioventrikularklappen geschlossen und die Füllungsphase endet (VOIGT, 2002; LANGELAND, 2003).

2.1.5.5 Isovolumische Kontraktionsphase (IVC)

Als isovolämische Kontraktion wird die Phase zwischen der Füllungsphase und der Aortenklappenöffnung bezeichnet. Zu diesem Zeitpunkt bewegt sich die Herzbasis aufgrund des Fixpunktes der Herzspitze durch das Ligamentum phrenicopericardiacum in Richtung Apex (SUTHERLAND et al., 2004). Das Myokard nimmt radial an Umfang zu und longitudinal an Länge ab. Durch diese Myokardverkürzung steigt der Kammerinnendruck bei gleich bleibendem Füllungsvolumen auf das enddiastolische Maximum an (VOIGT, 2002; LANGELAND, 2003).

2.1.5.6 Systole (S-Welle)

Wenn der Druck der Kammern den Druck der Aorta und der A. pulmonalis übersteigt, resultiert daraus das Öffnen der Taschenklappen. In der nun folgenden Ejektionsphase steigt der Kammerdruck wie auch der Gefäßdruck anfangs steil, später flacher an. Vor dem Ende der Austreibungsphase fällt der Druck stark ab, bedingt durch die abnehmende Auswurfleistung der Kammern und dem erhöhten

physikalischem Impuls des Blutes in den Gefäßen. Durch ein kurzes Rückströmen des Blutes werden die Taschenklappen geschlossen, was im EKG durch das Auftreten des QRS-Komplexes zum Ende der Systole sichtbar wird (VOIGT, 2002).

2.1.6 Kurvenidentifikation

Die oben genannten Herzaktionsphasen können mittels Gewebedopplermodus sowohl hinsichtlich ihrer Zeitdauer als auch ihrer Spitzengeschwindigkeit bei maximaler Amplitude untersucht werden (Abb. 5). Die Zeitdauer wird auf der Abszisse und die Geschwindigkeit auf der Ordinate dargestellt.

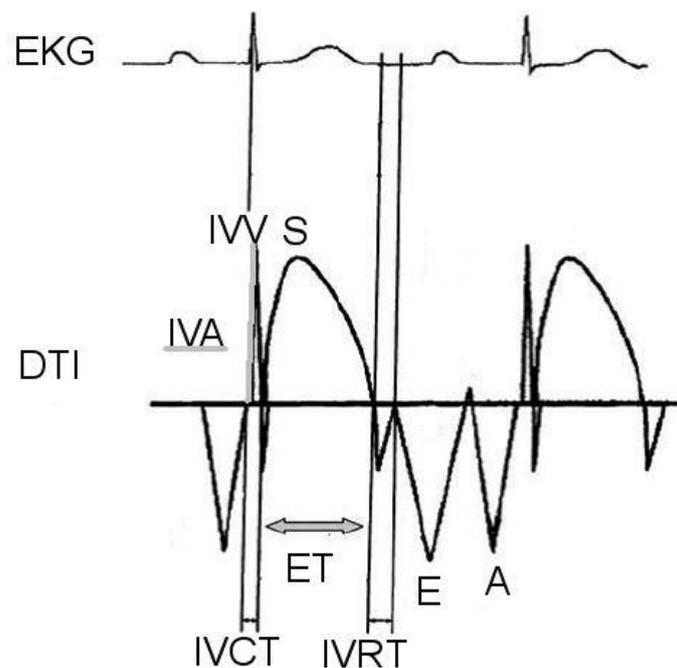


Abb. 2-5: Übersicht über das myokardiale Geschwindigkeitsprofil, die Phasendauer, sowie der Beschleunigung (IVA) im zeitlichen Verlauf zum EKG (Arat et al., 2008) (IVCT - isovolumetrische Kontraktionszeit, ET - Ejektionszeit, IVRT - isovolumetrische Relaxationszeit, IVV – isovolumetrische Kontraktionsgeschwindigkeit, S - systolische, E - frühdiaastolische, A – spätdiaastolische Geschwindigkeit)

2.1.6.1 Isovolumetrische Relaxation (IVR)

Die hämodynamische Definition, die die IVRT als Zeit zwischen Aortenklappenschluss und Mitralklappenöffnung definiert, ist für regionale Geschwindigkeitskurven im Gewebedoppler unbrauchbar (Abb. 2-5). Nach VOIGT (2002) ist allein der Aortenklappenschluss als Orientierungspunkt zur Bewertung geeignet, da die Zeit zwischen Ende der systolischen Bewegung

bis zum Beginn der frühdiastolischen Füllungsbewegung regelmäßig basal kürzer als apikal ist. LIND und Mitarbeiter (2002) definieren dagegen die IVRT als Zeitintervall zwischen dem Ende der Systole bis zum Durchkreuzen der Nulllinie von der aufsteigenden, absteigenden oder biphasischen Geschwindigkeitskurve am Beginn der E-Welle. In der Humanmedizin wird die IVR als biphasisches Signal mit hoher Amplitude, einer mittleren Dauer und einer sehr geringen Nettobewegung (longitudinaler Versatz in mm) beschrieben (VOIGT, 2002).

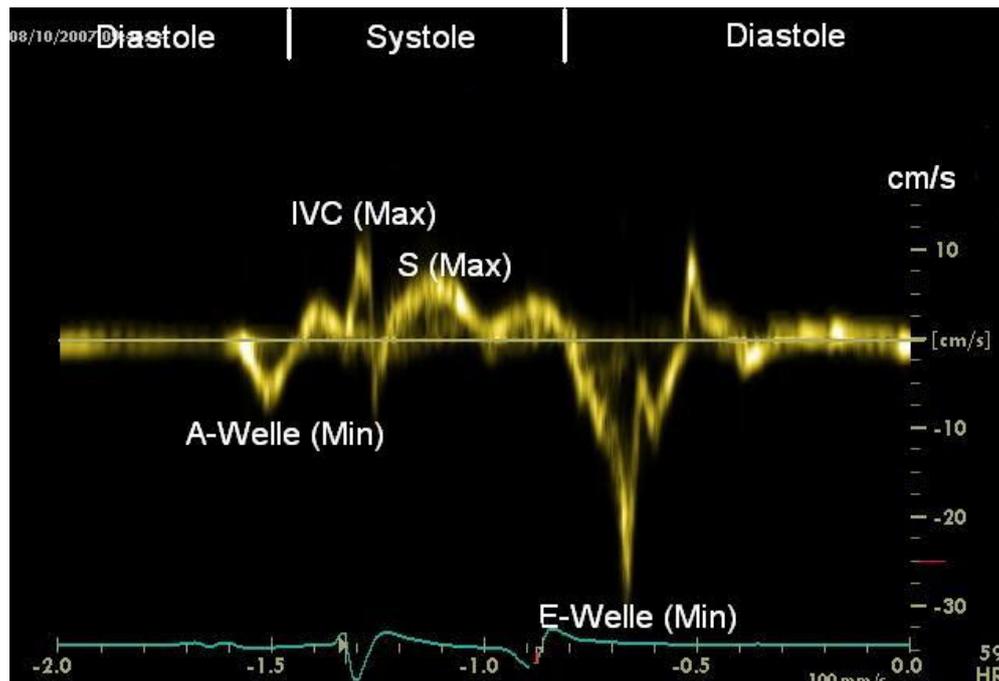


Abb. 2-6: Geschwindigkeitsprofil im Spektralgewebedopplermodus im Bereich der linksventrikulären Hinterwand aus der RKDKA (Iversen, 2008) [IVC (Max) - Maximum der Isovolumetrischen Kontraktion; S (Max) - Maximum der Systole; E-Welle (Min)- Minimum der frühdiastolischen Relaxation; A-Welle (Min) - Minimum der spät-diastolischen Relaxation]

2.1.6.2 Frühdiastolische Füllung

Das Zeitintervall zwischen dem Ende der IVR, also dem Durchkreuzen der Nulllinie und dem höchsten Punkt des aufsteigenden Schenkels der frühdiastolischen Geschwindigkeitskurve, wird nach LIND und Mitarbeiter (2002) als E-Welle definiert (Abb. 2-5, 2-7). Hämodynamisch beginnt die frühdiastolische Füllung mit der Öffnung der Atrioventrikularklappen und endet mit der Vorhofkontraktion. Die vom Apex weggerichtete Bewegung hat allgemein eine höhere

Geschwindigkeit, aber eine kürzere Dauer als die systolische Welle (VOIGT, 2002). Messlokalisationen sollen sich nach VOIGT (2002) speziell, neben Last- und Altersabhängigkeit, in der E-Welle abzeichnen (Abb. 2-6). So beschreibt er höhere Geschwindigkeiten an Messpunkten der freien Lateralwand im Gegensatz zum Septum.

2.1.6.3 Diastase

In dieser Phase zeigt sich manchmal eine Kurve mit niedriger oder wechselnder Amplitude in apikaler Richtung bedingt durch die Nachschwankung des Myokards (VOIGT, 2002).

2.1.6.4 Spätdiastolische Füllung

Der Anfangspunkt der spätdiastolischen Füllung ist gekennzeichnet durch den Abfall/Anstieg der Gewebeschwindigkeitskurve, synchron zur P-Zacke im EKG. Der Kreuzungspunkt mit der Nulllinie des dazu gehörigen entgegengesetzten Schenkels markiert den Endpunkt vor dem Auftreten der IVC (LIND et al., 2002). Im Gegensatz zur E-Welle ist die A-Welle in der Regel von geringerer Geschwindigkeit, aber von höherer Dauer. Sowohl die Geschwindigkeit als auch die Dauer der spätdiastolischen Füllung ist in der Humanmedizin alters-, segment- und lastabhängig (VOIGT, 2002).

2.1.6.5 Isovolumische Kontraktionsphase

Als Orientierung für den Anfangspunkt der isovolämischen Kontraktionsphase wird die Q-Zacke und der Beginn der systolischen Bewegung zur Hilfe genommen (LIND et al., 2002; VOIGT, 2002). Das Ende dieser Phase ist gekennzeichnet durch den aufsteigenden/absteigenden Ast der Gewebeschwindigkeitskurve der systolischen Welle, direkt nach der R-Zacke im EKG (LIND et al., 2002). In der Humanmedizin wird ein schnelles biphasisches Signal mit hohen Geschwindigkeiten beschrieben, wobei die Anstiegssteilheit der positiven Kurvenauslenkung als Marker der Myokardfunktion gewertet wird. Nach Voigt ist dieser Parameter jedoch zu stark von Signalrauschen, der Zeitauflösung der Ultraschalldaten sowie von globalen hämodynamischen Änderungen abhängig, um aussagekräftig zu sein (VOIGT, 2002).

2.1.6.6 Systole

Das oben beschriebene Ende der IVC ist gleichzeitig der Startpunkt für die systolische Welle, die direkt nach der R-Zacke im EKG beginnt. Als Endpunkt beschreiben LIND und Mitarbeiter (2002) den Nulllinienkreuzungspunkt des absteigenden systolischen Schenkels. Die apexwärts gerichtete Hauptbewegung der Systole weist laut VOIGT (2002) einen eher langsamen septalen

Geschwindigkeitsanstieg auf, während die freie laterale Wand ein frühsystolisches Geschwindigkeitsmaximum zeigen kann. In der humanmedizinischen Diagnostik beschreibt er im Geschwindigkeitsprofil der anteroseptalen Wand bei parasternaler Anlotung eine markante Knotung bei Aortenklappenschluss, die als Zeitmarker verwendet werden kann.

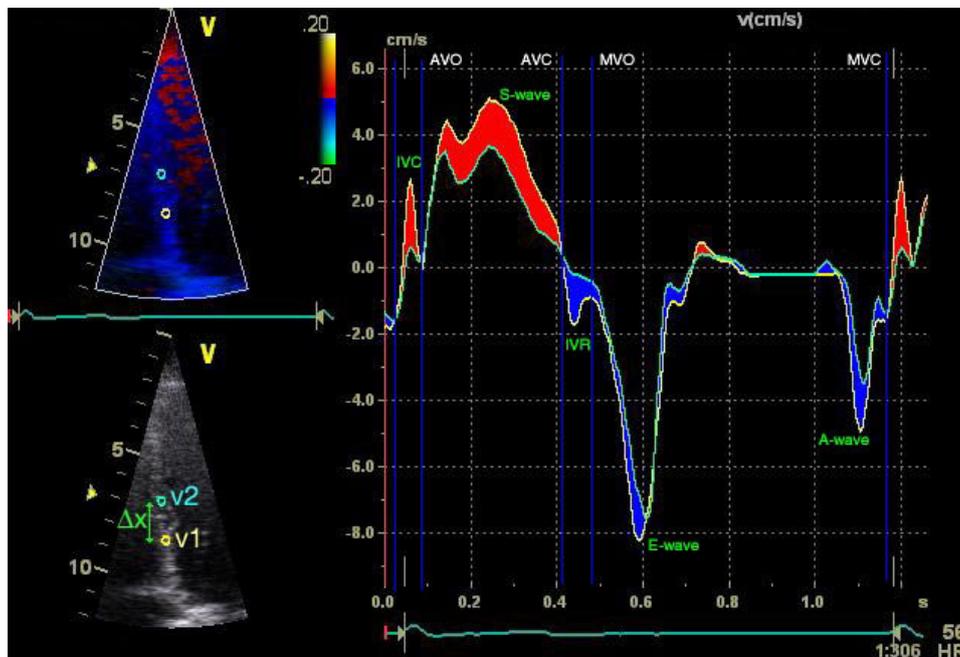


Abb. 2-7: Darstellung des longitudinalen Kurvenprofils der myokardialen Geschwindigkeit gemessen an zwei Lokalisationen im Bereich des IVS (Teske et al., 2007) [AVO – Aortenklappenöffnung, AVC – Aortenklappenschluß, MVO – Mitralklappenöffnung, MVC – Mitralklappenschluß]

2.2 Technische Grundlagen

2.2.1 Schallfeldgeometrie

Die Geometrie des Schallfeldes ist durch die räumliche Ausdehnung der Ultraschallimpulse charakterisiert. Die axiale Ausbreitung wird durch die Länge und Dauer des Sendepulses bestimmt und ist in ihrer Ausdehnung in jedem Abstand zum Schallkopf gleich. Im Gegensatz dazu ist die laterale Ausdehnung variabel und wird durch die Parameter Eindringtiefe und Form der Ultraschallwelle beeinflusst. Über eine senkrechte Unterteilung des Schallfeldes sind das Nahfeld, die Fokuszone und die Fernzone definiert. Die Ausdehnung in der dritten Ebene des Raumes wird als Schichtdicke beschrieben (POULSEN-NAUTRUP und TOBIAS, 2001).

2.2.2 Dopplerprinzip

Christian Doppler beschrieb erstmals im Jahr 1842 das optische und akustische Phänomen der Frequenzänderung einer Welle, infolge einer Relativbewegung zwischen Signalquelle und Objekt (KITTLESON und KIENLE, 1998; POULSEN NAUTRUP und TOBIAS, 2001; GILMAN et al., 2004; FEIGENBAUM et al., 2005; FLACHSKAMPF, 2006). Entfernt sich das Objekt von der Signalquelle resultiert daraus eine Frequenzerniedrigung. Auf eine Objektannäherung folgt eine Frequenzerhöhung. Die direkte Proportionalität der Frequenzänderung zur Entfernungsgeschwindigkeit macht es möglich genaue Geschwindigkeitsmessungen durchzuführen (KITTLESON und KIENLE, 1998; POULSEN NAUTRUP und TOBIAS, 2001; FEIGENBAUM et al., 2005).

2.2.3 Signalverarbeitung

Trifft der Ultraschallstrahl auf einen bewegten Reflektor, kommt es zur Frequenzverschiebung (Doppler-Shift). Diese Frequenzverschiebung ist von der Bewegungsgeschwindigkeit des Reflektors und von der ausgesendeten Ursprungsfrequenz abhängig. Der Dopplershift ist definiert als die Differenz aus der reflektierten und der ausgesandten Frequenz (POULSEN-NAUTRUP und TOBIAS, 2001).

Da sich innerhalb eines Messfensters mehrere Reflektoren unterschiedlicher Geschwindigkeit und Bewegungsrichtung befinden, empfängt der Ultraschallkopf ein Frequenzgemisch als Antwort, das so genannte Dopplerspektrum. Je weiter die Geschwindigkeit und die Bewegungsrichtung der einzelnen Reflektoren differieren, desto breiter ist das Frequenzspektrum. Es wird als Rauschen wahrgenommen. Das eingehende Signal wird für die graphische Wiedergabe verstärkt und demoduliert. Durch eine digitale Rechenoperation, der Fast Fourier Transformation, werden die verschiedenen Frequenzanteile aufgespalten und die Signalenergie wird in Abhängigkeit von der Frequenz dargestellt. Die gewonnenen Ergebnisse werden als Graubild kodiert und auf einer Zeitachse zu einem Bild aneinander gefügt. Aus diesem Bild lassen sich drei Parameter bestimmen (Abb. 2-7):

1. Bewegungsgeschwindigkeit (Ordinate), 2. zeitliche Änderung (Abszisse), 3. Bewegungsrichtung (KITTLESON und KIENLE, 1998; POULSEN-NAUTRUP und TOBIAS, 2001; FEIGENBAUM et al., 2005).

2.2.4 Gewebedopplerprinzip

Mit der Gewebedopplertechnik (TDI - Tissue Doppler Imaging) ist es teilweise möglich, die bestehenden Limitationen der transthorakalen Echokardiographie zu überwinden und objektiver die myokardialen Funktionen einzuschätzen (SMISETH und IHLEN, 2003). Die sich ableitenden Techniken, wie z.B. Strain und Strain Rate (Erläuterung siehe Kapitel 2.4) bieten noch interessantere Interpretationsmöglichkeiten, jedoch sind sie stark artefaktanfällig (STOYLEN, 2005). Der Gewebedoppler misst die Bewegungsgeschwindigkeit, mit der bestimmte Herzmuskelabschnitte ihre Lage in Bezug auf den Schallkopf verändern (SUTHERLAND et al., 2004).

Der in der Gewebedopplerechokardiographie angewendete, gepulste Spektraldoppler entspricht in seiner Technik dem pw-Doppler. Der pw-Doppler besitzt eine piezoelektrische Keramik im Schallkopf, der immer eine Ultraschallwelle aussendet, die vom Gewebe reflektiert wird. Der gleiche Kristall empfängt je nach Entfernung des Reflektionspunktes die Reflektion innerhalb eines bestimmten, vorher festgelegten Zeitfensters. Das Senden und Empfangen findet also nicht gleichzeitig, sondern immer nacheinander statt. Das Verfahren hat den deutlichen Vorteil, dass hier der Ursprungsbereich der Antwortfrequenz genau ermittelt werden kann, jedoch können nur relativ geringe Geschwindigkeiten aufgezeichnet werden. Da es sich aber bei der Gewebebewegungsgeschwindigkeit, im Gegensatz zu den Strömungsgeschwindigkeiten des Blutes, um niederfrequente, amplitudenreiche Signale handelt, ist der pw-Doppler für das Einsatzgebiet gut geeignet (POULSEN-NAUTRUP und TOBIAS, 2001; TILLEY et al., 2008).

Mithilfe eines Messfensters kann die Dauer und die Untersuchungstiefe zwischen Sendeimpuls und Empfangszeitfenster, wie auch die Größe der zu untersuchenden Region, festgelegt werden. (Bestimmung des „sample volume“) (KITTLESON und KIENLE, 1998; POULSEN-NAUTRUP und TOBIAS, 2001; FEIGENBAUM et al., 2005; CHETBOUL et al., 2006a). Damit ist es möglich, eine Aussage über die regionale Quantifizierung der Myokardbewegung an verschiedenen Lokalisationen der Herzwände während der Herzaktion zu treffen (GALDERISI et al., 2006b).

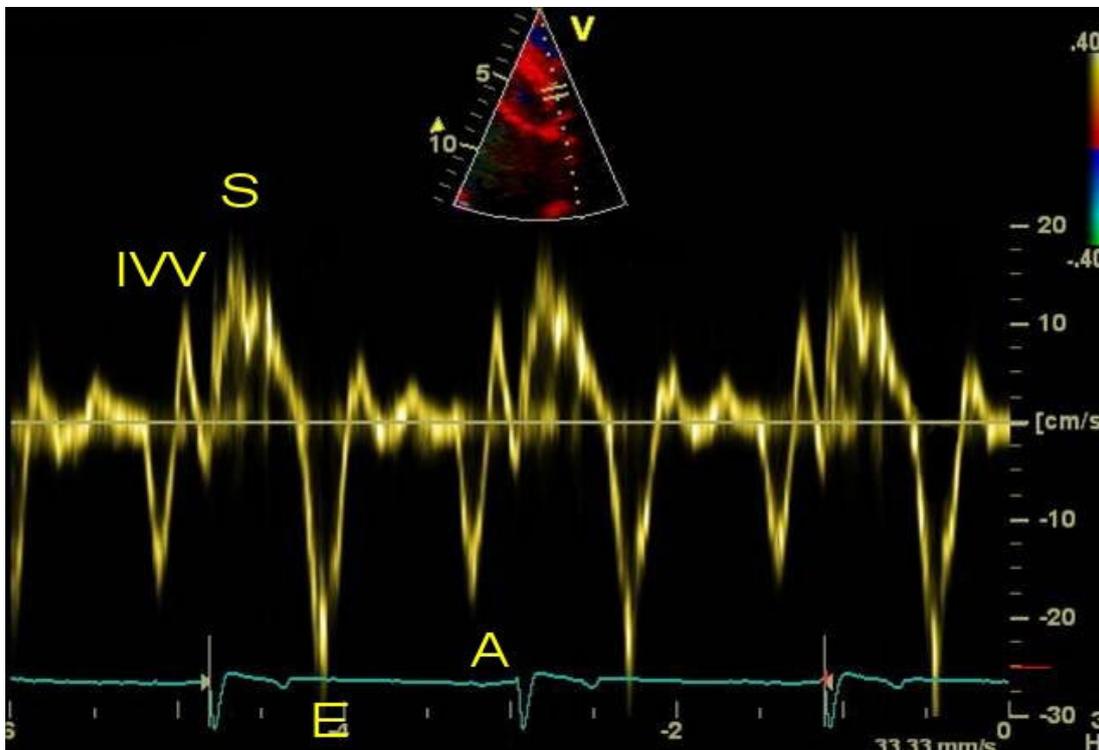


Abb. 2-9: Geschwindigkeitsprofil, gemessen mit dem Spektralgewebedopplermodus eines Pferdes im Bereich der abgesenkten basalen rechtsventrikulären freien Wand (Stahl, 2010)

Die Gewebewegungsgeschwindigkeiten werden graphisch auf der y-Achse, die zeitliche Änderung auf der x-Achse aufgetragen. Bewegungen in Richtung des Schallkopfes werden positiv dargestellt (Abb. 2-9), während Bewegungen entgegen des Schallkopfes negativ dargestellt werden (KITTLESON und KIENLE, 1998; POULSEN-NAUTRUP und TOBIAS, 2001; FEIGENBAUM et al., 2005). Der charakteristische Kurvenverlauf des Spektraldopplers beinhaltet die systolische S-Welle mit breiter Basis, die frühdiastolische E-Welle mit schmaler Basis und mittlerer Amplitude und die spätdiastolische A-Welle mit höherer Amplitude und ebenfalls schmaler Basis (GALDERISI et al., 2006b). Eine Aussage über das Geschwindigkeitsspektrum des Myokards an der zu untersuchenden Lokalisation ist zeitnah zu treffen. Unvorteilhaft bei diesem Verfahren ist die erhebliche Zeitdauer bei der Untersuchung mehrerer Myokardlokalisationen, was besonders bei Belastungstests einen Nachteil darstellt. Weiterhin kommt es bei der Abbildung von höheren Geschwindigkeiten zu Darstellungsartefakten, dem so genannten Aliasingphänomen (KITTLESON und KIENLE, 1998; POULSEN-NAUTRUP und TOBIAS, 2001; FEIGENBAUM et al., 2005).

Tabelle 1: Eigenschaften von pw- und cw-Doppler im Vergleich (Kunert, 2006)

	pw-Doppler	cw-Doppler
Nachteil	Limitierung beim Erfassen hoher Geschwindigkeiten Limitierung bzgl. Eindringtiefe	Messtiefe nicht erfassbar Ggf. Auftreten von Mischprofilen
Vorteil	Tiefenselektive Messung durch Sample-Volume	keine Begrenzung der messbaren Geschwindigkeit
Sensitivität	Gut	Sehr gut
Quantifizierbarkeit	Semiquantitativ	möglich
Untersuchungszeit	Lang	Sehr lang
Einarbeitungszeit	Mittel	lang

2.2.4.2 Farb-Gewebedoppler

Im Gegensatz zum Spektraldoppler werden bei der Gewebegeschwindigkeitsmessung (TVI - Tissue Velocity Imaging) mit dem Farbdoppler viele verschiedene Messvolumina innerhalb des Messsektors dem Graubild farblich kodiert überlagert (Abb. 2-10). Zu diesem Zweck ist es notwendig mehrere Ultraschallimpulse direkt nacheinander auszusenden und die Phasenverschiebung der ankommenden Echos zu ermitteln. Wie auch im Spektraldoppler werden die Bewegungen in Richtung des Schallkopfes rot, in der Gegenrichtung blau dargestellt. Turbulenzen mit fehlerhafter Geschwindigkeitsinformation zeigen sich durch grüne oder gelbe Farbgebung. Zu der Berechnung der Geschwindigkeitsinformation werden die Farbdopplerloops nachträglich an beliebiger Stelle des Myokards mittels der Autokorrelationsmethode ausgewertet. Die Geschwindigkeit wird auf der y-Achse und die zeitliche Verschiebung auf der x-Achse aufgetragen (KITTLESON und KIENLE, 1998; POULSEN-NAUTRUP und TOBIAS, 2001; FEIGENBAUM et al., 2005).

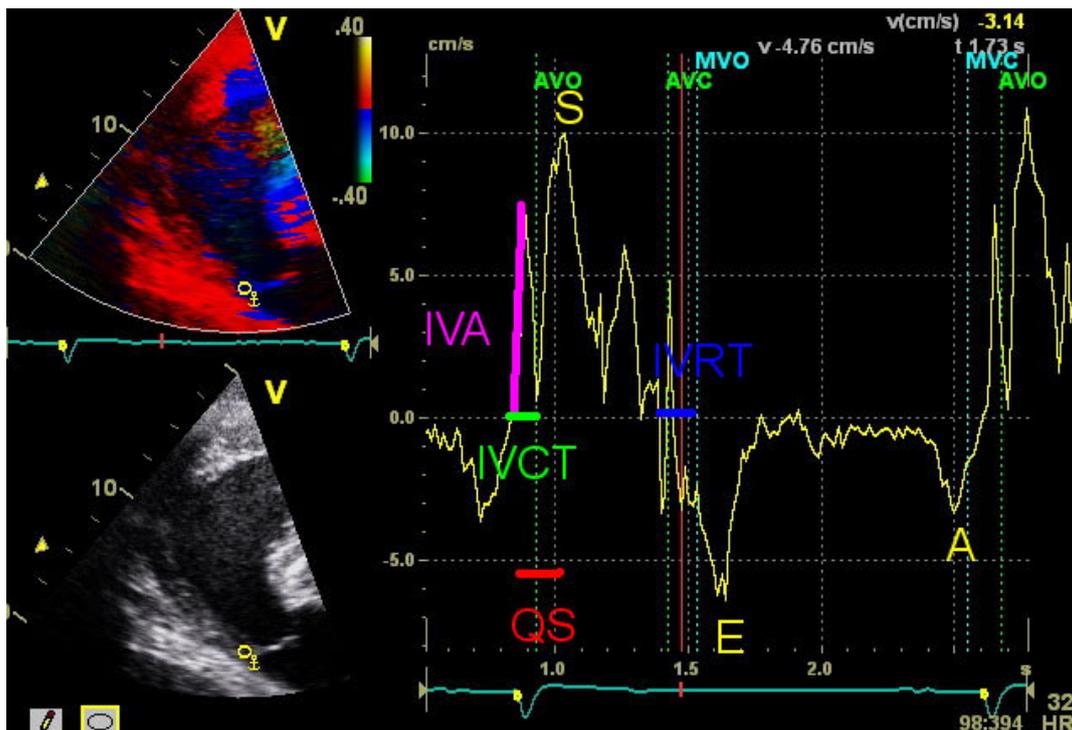


Abb. 2-10: TVI im Bereich des rechtsventrikulären Ausflusstraktes beim Pferd (Stahl, 2010) [QS – elektromechanische Kopplungszeit (Zeitintervall vom QRS-Komplex bis zum S-Peak), IVA – Isovolumetrische Acceleration]

Obwohl erst eine nachträgliche Beurteilung der Farbdopplerloops aufgrund der Komplexität der Farbinformation möglich ist, hat der Farbdoppler viele Vorteile. Besonders bei Belastungsuntersuchungen oder unruhigen Patienten ist eine Bildschleife, die die Geschwindigkeitsinformation der gesamten Schnittebene enthält von Bedeutung, da mehrere Myokardsegmente gleichzeitig ausgewertet werden können. Es ist nachträglich mit der entsprechenden Software möglich, die Geschwindigkeitsprofile an beliebiger Position zu erstellen. Weiterhin ist es möglich, durch diese Arbeitsweise auch intraventrikuläre Dyssynchronisationen zwischen verschiedenen Wänden (horizontale Dyssynchronisation) oder innerhalb derselben Wand (vertikale Dyssynchronisationen) zu erkennen (BRODIN et al., 1998; WILKENSHOFF et al., 1998; VOIGT, 2002).

2.3 Einflussfaktoren auf Gewebedopplerdaten

2.3.1 Herzfrequenz

Die Erregungsleitung des Herzens nimmt ihren Ausgang im Bereich des Sinusknotens, gefolgt von der atrialen Aktivierung und der atrialen Systole. Dies spiegelt sich im EKG in der P, QRS und T-Welle wieder und korrespondierend dazu im Gewebedopplerprofil in der A, S und E-Welle. Kommt es zu einer Herzfrequenzerhöhung verkürzt sich in erster Linie die Diastase und eine Fusion der E- und A-Welle ist möglich (STØYLEN, 2011).

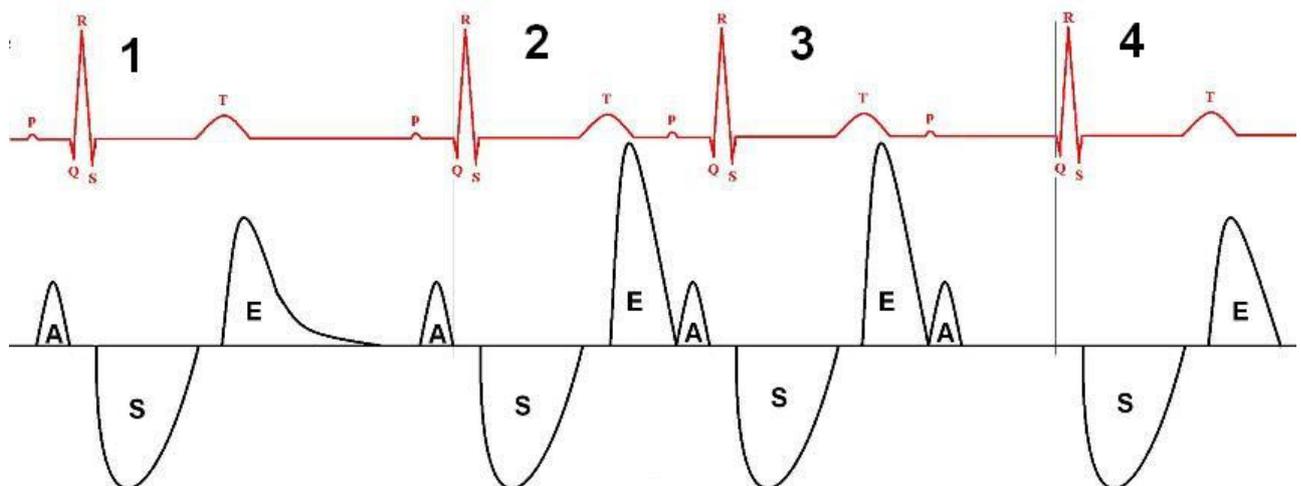


Abb. 2-11 Veranschaulichung des Zusammenhangs zwischen der Herzfrequenzänderung und Konformation der E- und der A-Welle anhand von vier Herzzyklen. In der oberen Zeile wird das EKG und unten das dazu gehörige myokardiale Geschwindigkeitsprofil dargestellt. Mit steigender Herzfrequenz verkürzt sich die T-P-Strecke, woraus eine Verschmelzung der diastolischen Wellen mit einhergehendem additiven Effekt resultiert (Støylen, 2011).

WAGNER (2006) zeigte in seiner Gewebedopplerstudie an Katzen, dass eine hohe Herzfrequenz zum Verschmelzen der E- und der A-Welle führen kann (Abb. 2-11). Zugleich beschreibt er einen damit einhergehenden additiven Effekt (Abb. 2-12), der eine signifikant höhere Amplitude der EA-Welle im Gegensatz zu den separierten Wellen aufweist (WAGNER, 2006).

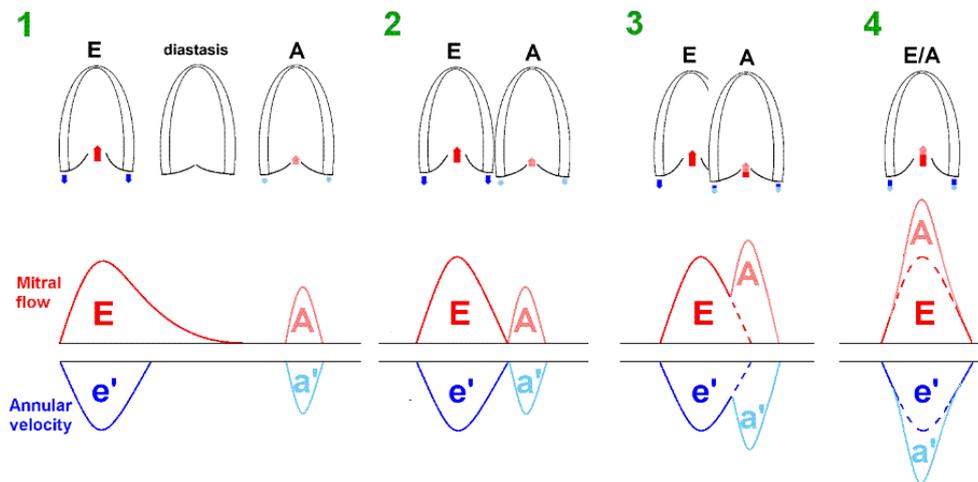


Abb. 2-12: Darstellung der Fusion und der damit einhergehenden Amplitudenveränderung der E- und A- Welle des mitralen Einstromprofils und der Annular velocity bedingt durch eine Herzfrequenzänderung (Støylen, 2011)

2.3.2 Tethering (passive Kontraktion)

Bei der Messung der Gewebegeschwindigkeit mittels TVI ist es nicht möglich, zwischen passiver und aktiver Kontraktion des Myokards zu unterscheiden (MIYATAKE et al., 1995; HEIMDAL et al., 1998; SUN et al., 2004; MIYASAKA et al., 2005). Die aktive Kontraktion des einen Segmentes kann eine passive Bewegung des benachbarten Segmentes zur Folge haben. Dieses Segment wird also passiv mitbewegt (Tethering), obwohl es eventuell pathologisch verändert (z.B. ischämisch) und eine aktive Eigenbewegung unmöglich oder nur mangelhaft möglich ist (MIYATAKE et al., 1995; HEIMDAL et al., 1998; SMISETH und IHLEN, 2003; SUN et al., 2004; MIYASAKA et al., 2005). Umgekehrt sinkt die basale Gewebegeschwindigkeit ab, wenn apikal eine myokardiale Ischämie vorliegt (URHEIM et al., 2000).

Die Verformungsparameter haben hier den deutlichen Vorteil, dass sie nicht von benachbarten Segmenten beeinflusst werden. Aus diesem Grund bieten sie sich für die Beurteilung der regionalen Kontraktilität an (HEIMDAL et al., 1998; URHEIM et al., 2000).

2.3.3 Geschwindigkeitsgradienten

Das Auftreten der Scheitelpunkte der verschiedenen Gewebegeschwindigkeiten für die einzelnen Segmente erfolgt zeitgleich, sie unterscheiden sich aber in der Höhe ihrer Amplitude je nach Untersuchungslokalisation (VOIGT, 2002; SUTHERLAND et al., 2004). Es werden folgende Geschwindigkeitsgradienten unterschieden:

2.3.3.1 Basoapikaler Geschwindigkeitsgradient

Unter dem basoapikalen Geschwindigkeitsgradienten wird eine Abnahme der Gewebegeschwindigkeit von basal nach apikal verstanden, die alle drei Herzwände betrifft (BRODIN et al., 1998; GALIUTO et al., 1998; WILKENSHOFF et al., 1998; D'HOOGHE et al., 2000a; PALMES et al., 2000; VOIGT, 2002). Diese bleibt auch bei einer Herzfrequenzerhöhung oder Inotropieerhöhung erhalten (WILKENSHOFF et al., 1998). Die Ursache hierfür ist die Verbindung der Herzspitze mit dem Diaphragma über das Ligamentum phrenicopericardiacum, was zu der vermehrten Ortsgebundenheit der apikalen Bereiche führt (SLORDAHL et al., 2001; STOYLEN et al., 2001; SMISETH und IHLEN, 2003). Die Relevanz des basoapikalen Geschwindigkeitsgradienten auf das myokardiale Geschwindigkeitsprofil in der Veterinärmedizin konnte in mehreren Studien belegt werden (CHETBOUL et al., 2004; CHETBOUL et al., 2005a; CHETBOUL et al., 2005b; CHETBOUL et al., 2005c; CHETBOUL et al., 2006d; WAGNER, 2006).

2.3.3.2 Radialer Geschwindigkeitsgradient

Die Gewebegeschwindigkeit nimmt von endokardial nach epikardial deutlich ab (SABBAH et al., 1981; CHETBOUL et al., 2004; CHETBOUL et al., 2005a; CHETBOUL et al., 2005c; CHETBOUL et al., 2006d). Des Weiteren wurde ein Geschwindigkeitsgradient zwischen der radialen und der longitudinalen Gewebegeschwindigkeit ermittelt. Die radial gemessenen Geschwindigkeiten sind im Vergleich zu den longitudinalen höher (CHETBOUL et al., 2006c; WAGNER, 2006; KILLICH, 2007).

2.3.3.3 Lokale Geschwindigkeitsgradienten

Ein weiterer Geschwindigkeitsgradient lässt sich an den unterschiedlichen Wandlokalisationen nachweisen. So besitzt die freie Wand höhere Geschwindigkeitsamplituden als das Septum (WILKENSHOFF et al., 1998). Tiermedizinische Studien haben ebenfalls gezeigt, dass rechtsventrikuläre Gewebedopplergeschwindigkeiten höhere Amplituden besitzen als linksventrikuläre (CHETBOUL et al., 2006c; KILLICH, 2007).

2.3.4 Bildqualität

Eine gute artefaktfreie Bildqualität des Graubildes, mit klarer Abgrenzung von Myokard und umliegendem Gewebe, ist entscheidend für die Auswertbarkeit der erhobenen Daten. Nur anhand von qualitativ hochwertigen Aufnahmen ist es möglich, Bildartefakte, die pathologische Symptome suggerieren können, zu erkennen und somit den Qualitätsstandard in der Auswertung zu sichern (STOYLEN, 2005). Die Bildartefaktvermeidung ist auch bei der Gewebedoppleranalyse entscheidend für den diagnostischen Wert der ermittelten Daten (SAGBERG et al., 2004).

Eine fehlerhafte Geräteeinstellung kann zu dem Verlust der Darstellbarkeit der anatomischen Strukturen und zur Verzerrung der Dopplersignale führen (FLACHSKAMPF, 2006). Die Qualität des 2D-Bildes lässt sich durch eine möglichst hohe Bildrate, einer kontrastreichen Signalgesamtverstärkung (Gain) und Kompressionseinstellung, der Fokussierung und durch die Wahl des geeigneten Schallkopfes positiv beeinflussen (HEIMDAL et al., 1998; GILMAN et al., 2004; FEIGENBAUM et al., 2005).

2.3.4.1 Einstellungsparameter der Bildgewinnung

Schallkopf:

Die Schallkopffrequenz ist entscheidend für die Bildauflösung und die mögliche Eindringtiefe. Da beide Parameter gegenseitig negativ korreliert sind, führt eine höhere Bildauflösung durch eine hohe Schallkopffrequenz zu einer reduzierten Eindringtiefe (KITTLESON und KIENLE, 1998; FEIGENBAUM et al., 2005; FLACHSKAMPF, 2006). Hohe Schallkopffrequenzen werden durch piezoelektrische Kristalle mit einem relativ hohen Querdurchmesser erreicht, was eine bestimmte Schallkopfgröße zur Folge hat. Die positive Beeinflussung der Nahfeldauflösung, sowie der axialen und lateralen Auflösung (POULSEN-NAUTRUP und TOBIAS, 2001; FEIGENBAUM et al., 2005) wird limitiert durch die Weite der Interkostalräume, die die Größe der Aufsatzfläche des Schallkopfes (footprint) vorgeben (CARTEE et al., 1995; KITTLESON und KIENLE, 1998; FLACHSKAMPF, 2006).

In der Regel wird ein Schallkopf mit einer 2,5 MHz-Trägerfrequenz verwendet, bei dem auf die Einstellung „harmonische Bildgebung“ umgeschaltet werden kann. Als harmonische Bildgebung wird die Auswertung der im Gewebe entstehenden Oberschwingungen verstanden. Sie besitzen genau die doppelte Frequenz, aber nur die halbe Wellenlänge der Grundschwingung und haben den Vorteil einer rauschärmeren Darstellung durch das Wegfallen des Einflusses der Brustwand. Nachteil der harmonischen Bildgebung ist die Notwendigkeit mit höheren Pulsdauern und höherer Verstärkung zu arbeiten, was die axiale Auflösung reduziert und somit filigrane Strukturen, wie z.B. die Klappensegel verdickt erscheinen lassen kann (FLACHSKAMPF, 2006).

Schalleistung und Fokus:

Die Schalleistung (transmit power) gibt an, mit welcher Energie die Schallstrahlen ausgesendet werden. In der Regel wird die maximale Einstellung zur Darstellung der gesamten Strukturen innerhalb der Eindringtiefe gewählt. Eine zu hohe Einstellung der „transmit power“ lässt sich über eine verringerte Verstärkung (gain) kompensieren (FLACHSKAMPF, 2006).

Mittels der Fokussierung ist es möglich, bei problematischer Bildqualität die Schallenergie in der Elevationsebene zu konzentrieren und somit die axiale Auflösung zu erhöhen (POULSEN-NAUTRUP und TOBIAS, 2001; POULSEN NAUTRUP und TOBIAS, 2001).

2.3.4.2 Bildartefakte

Fokussierungsartefakte:

Um den fokussierten axialen Zentralstrahl („Hauptkeule“) bilden sich konzentrisch die peripheren Strahlen mit geringerer Schallenergie als sogenannte „Nebenkeulen“ aus. Existiert eine stark echogene Struktur in der Peripherie, wird diese in der Datenverarbeitung so bearbeitet, als würde sie in der gewählten Schnittebene liegen. Aus diesem Grund ist es möglich, dass starke Reflektoren die sich in der Peripherie, also z.B. in der rechten Kammer in der apikalen Anschallebene befinden, zentral also z.B. in der linken Kammer abgebildet werden (FLACHSKAMPF, 2006).

Schallschatten:

Eine komplette Schallreflektion von schallwellenundurchlässigen Strukturen hat eine absolute Schallauslöschung distal der Struktur (Position aus Lage des Schallkopfes) zur Folge. Bei inkompletten Schallauslöschungen ist die Durchdringung des Objektes von einer kleinen Menge von Schallstrahlen noch möglich. In der Regel handelt es sich bei den strahlendichten Objekten um kalzifizierte Strukturen wie den Rippen, kalzifizierte Aortenstenosen u.ä. (FEIGENBAUM et al., 2005). Im Bereich dieser Objekte können keine Geschwindigkeitsinformationen abgeleitet werden. Schallauslöschungen müssen erkannt werden, um die Differenzierung zur Akinesie treffen zu können und somit fehlerhafte Daten von fehlender kardialer Funktion unterscheiden zu können (STOYLEN, 2005).

Reverberationsartefakte:

Unter Reverberationsartefakten werden Spiegelartefakte verstanden, die an hyperechogenen Grenzflächen und Strukturen entstehen. Die Schallwellen laufen in diesen Bereichen vom Reflektor zum Schallkopf hin und her. Dadurch ist ein Auftreten von Pseudostrukturen in exakt der doppelten Eindringtiefe möglich. Die gespiegelte Struktur kann ein Dopplerflußprofil aufweisen, welches dem der wahren Struktur ähnelt. Charakteristisch zur Artefakterkennung sind die Synchronizität der

Bewegung und der Abstand zur wahren Struktur (FLACHSKAMPF, 2006). Die Reverberationsartefakte führen zur fehlerhaften Geschwindigkeitsdarstellung, da unterhalb der Wiederholungsartefakte keine Bewegung gemessen werden kann (HEIMDAL et al., 1998).

Nahfeldartefakt:

Im Nahfeld ist die Bildqualität von der gewählten Fokussierung, der Schallenergie und der Eindringtiefe abhängig (FLACHSKAMPF, 2006). Da hier die Schallwellen annähernd parallel verlaufen und erheblich interferieren, ist eine optimale Bildgebung in diesen Bereichen nicht möglich. In der Nahzone werden gleichwertige Reflexionsqualitäten durch die Auslöschung der Schallwellen als Folge der Interferenz mit unterschiedlicher Echogenität abgebildet. Die laterale Auflösung ist aufgrund der relativ großen Breite des Schallfeldes mangelhaft. Eine Verringerung des Nahfeldes ist nur über eine hohe Frequenz oder einen kleinen Transducer möglich (POULSEN-NAUTRUP und TOBIAS, 2001).

2.3.4.3 Einstellungsparameter der Bildwiedergabe

Verstärkung (gain):

Bei den Verstärkungsparametern handelt es sich um Einstellungen, die für jede Schnittebene neu optimiert werden müssen, um Strukturen detailliert darstellen zu können und pathologische Hyperechogenitäten zu erkennen. Allgemein werden die Gesamtverstärkung (gain), die Tiefenregulation (auch TCG, time compensated gain = zeitabhängige Verstärkung) und die laterale Verstärkung (enhancement) voneinander unterschieden (FLACHSKAMPF, 2006).

Mithilfe der Gesamtsignalverstärkung lässt sich die Kontrastschärfe innerhalb des gesamten Bildsektors regulieren. Wird sie zu hoch gewählt, wird das Bild aufgehellt, während es bei zu niedriger Einstellung zu einer dunklen Bilddarstellung mit meist hellerer Sektorspitze kommt (FLACHSKAMPF, 2006). Häufig wird für eine gute Detailerkennbarkeit, insbesondere bei problematisch zu untersuchenden Patienten, die Maximalverstärkung notwendig sein (POULSEN-NAUTRUP und TOBIAS, 2001; POULSEN NAUTRUP und TOBIAS, 2001).

Die Bildqualität wird dann durch die Tiefenregulation optimiert. Da die Schallenergie mit zunehmender Eindringtiefe abnimmt, wird diese im Fernfeld verstärkt. Die minimale Verstärkung ist zu wählen, da eine zu hohe Einstellung zur Verzerrung der Strukturen und zur verminderten Grauwertdifferenzierung führt.

Die laterale Verstärkung (lateral gain control), die nur einige Geräte integriert haben, ist von Vorteil, um einzelne Strukturen wie z.B. das Endokard hervorzuheben (FLACHSKAMPF, 2006).

Kompression und weitere Einstellungsoptionen:

Unter der Kompression wird ein gerätetypischer Vorgang verstanden, bei dem die hohe Bandbreite der ankommenden Amplituden (dynamic range) auf die vom menschlichen Auge differenzierbaren Bildschirmgraustufen aufgeteilt werden müssen. Dieser Prozess geht mit einem nicht vermeidbaren Informationsverlust einher und wird in der Geräteeinstellung meist konstant belassen. Eine zu hohe Kompressionseinstellung führt zu wenig kontrastreichen Bildern, während eine zu niedrige Einstellung zu einem körnigen kontrastreichen Bild führt.

Die Bildschirmeinstellungen sind wie an jedem Monitor zu optimieren. Als Einstellungskriterium dient das Textbild. Je nach subjektivem Empfinden ist es möglich, die Helligkeit, den Kontrast und die Farbtönung einzustellen (FLACHSKAMPF, 2006).

2.3.5 Bildraten

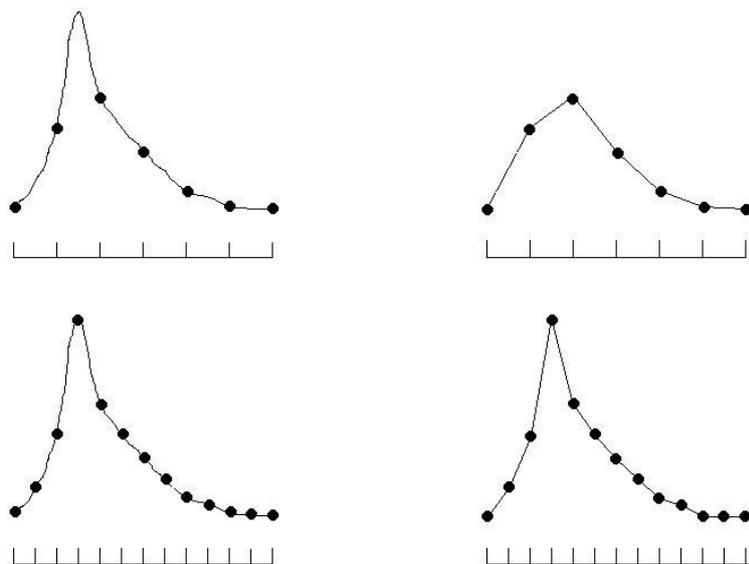


Abb. 2-13: Darstellung des Effektes der Bildrate auf den Kurvenverlauf. Die rekonstruierten Kurvenverläufe unten rechts und links wurden mit einer zweifachen Bildrate im Vergleich zu den Kurven oben links und rechts erstellt. Die Datenerhebung mit hoher Bildrate ermöglicht eine genauere Kurvendarstellung (Støylen, 2011).

2.3.5.1 Farbdoppler

Unter der Bildrate wird die Abtastrate des myokardialen Geschwindigkeitsprofils verstanden. Sie gibt die Anzahl dafür an, wie oft innerhalb einer Sekunde die Lokalisation des Myokards bestimmt werden muss, um dessen Bewegungsgeschwindigkeit korrekt zu rekonstruieren. Daraus folgt ihre entscheidende Bedeutung für die richtige Darstellung der Gewebegeschwindigkeitskurven (VOIGT, 2002).

Zu niedrig gewählte Bildraten führen zur Fehlerhaftigkeit der rekonstruierten Daten (Abb. 2-13) (LIND et al., 2002). Erste Geschwindigkeitsartefakte zeigen sich während der raschen Geschwindigkeitsänderungen der IVR und der IVC (VOIGT, 2002), später bis zu deren Verlust. Der Darstellungsverlust der isovolämischen Phasen der Herzaktion führt wiederum zu einer Überschätzung der Zeitdauer der systolischen Ejektion und der diastolischen Füllungsphase (LIND et al., 2002). Ebenfalls zu Geschwindigkeitsminimierungen kommt es in den diastolischen E- und A-Wellen, die jedoch erst bei höherer Unterschreitung der geforderten Bildraten auftreten (VOIGT, 2002). Auch hier kommt es sowohl zu einer Unterschätzung der Höhe der gemessenen Scheitelpunkte als auch zu einer Unterschätzung der Zeitdauer (LIND et al., 2002).

Da verringerte Maximalgeschwindigkeiten und veränderte Zeitintervalle mit Ischämien und Myokardinfarkten in Verbindung gebracht werden, ist der Diagnostiker veranlasst, die erhobenen Parameter auf Richtigkeit zu überprüfen (GARCIA-FERNANDEZ et al., 1999; PALMES et al., 2000). Zur Zeit werden für humanmedizinische Gewebedoppleruntersuchungen Bildraten von mindestens 100-120 Bildern/s empfohlen (LIND et al., 2002; VOIGT, 2002; STORAA et al., 2004; SUTHERLAND et al., 2004). Für die korrekte Darstellung der raschen Geschwindigkeitsänderungen der IVR und der IVC empfiehlt SUTHERLAND (2004) Bildraten von 200 Bildern/s. Aufgrund der relativ langsamen Geschwindigkeitsänderungen des gesunden Myokards in der Systole ist diese Aktionsphase weniger artefaktanfällig (Voigt, 2002). Laut Voigt (2002) genügen hier schon Bildraten von 60-90 Bildern/s zur korrekten Kurvendarstellung.

Eine gravierende Erhöhung der Bildraten auf 200-300 Bilder/s und noch darüber hinaus ist nur über eine Größenverringering des Bildausschnittes oder eine Verringerung der Schallstrahlenanzahl pro Bildsektor möglich (LANGELAND, 2003). Die Schallstrahlenreduzierung hat jedoch den Nachteil, dass sie eine Verringerung der lateralen Auflösung zur Folge hat und somit nicht sinnvoll ist. Die andere Möglichkeit ist die Anhebung der Bildraten über die Verkleinerung des Bildausschnittes, was es teilweise notwendig macht, die Herzwände separat zu untersuchen (GILMAN et al., 2004; SUTHERLAND et al., 2004). Eine weitere Abhängigkeit der Bildrate ergibt sich in Bezug auf die Pulsrepetitionfrequenz (PRF). Unter der PRF wird die maximale Anzahl der vom Schallkopf ausgesendeten bzw. empfangenen Impulse pro Sekunde verstanden. Um eine bestimmte Schwingungsfrequenz exakt darzustellen, muss diese mit mindestens der doppelten Frequenz abgetastet werden (Nyquist-Gesetz). Daraus wiederum lässt sich schließen, dass die detektierbaren

Frequenzen maximal der Hälfte der Bildrate entsprechen dürfen. Dies erklärt ebenfalls, dass niedrige Bildraten zu einer Reduzierung der Messergebnisse führen (FEIGENBAUM et al., 2005).

Die individuelle Herzfrequenz ist ebenfalls ein Faktor von dem die Anzahl der Bilder pro Sekunde abhängig ist, da sie die Dauer der Zeitintervalle beeinflusst. Die Firma General Electrics (GE) schlägt hier für das Gewebedopplerprogramm 2D-Strain-Kombi-Graubildrateneinstellungen vor, die sich nach der Gleichung 1 errechnen. Die Bildrate FR (frame rate) ist dabei direkt abhängig von der Herzfrequenz HR (heart rate). Das Ergebnis gibt ein Drittel der notwendigen Gewebedopplerbildrate an (SCHILLER, 2007).

Gleichung 1: Abhängigkeit der Bildrate von der Herzfrequenz
[FR: Bildrate (frame rate) HR: Herzfrequenz (heart rate)]

$$FR = 0,7 \times HR \times 3$$

2.3.5.2 Spektraldoppler

Da im Gegensatz zum Farbdoppler bei dem Spektraldoppler kein 2D-Bildaufbau erfolgen muss, sind die Bildraten und somit die Abtastfrequenz immer ausreichend hoch und somit nicht von Bedeutung (VOIGT, 2002).

2.3.6 Bildsektorbreite

Durch Verminderung der Bildsektorbreite ist es möglich, die zeitliche und räumliche Auflösung zu verbessern und höhere Bildraten zu erzielen. Die geringere Bildsektorbreite ermöglicht eine Scanlinienverdichtung. Dies hat besonders für den Farbdopplermodus Relevanz, bei dem auch der farb-kodierte Sektor auf ein Minimum an Breite reduziert werden sollte. Die Ausschnittsvergrößerung von bestimmten Strukturen erlaubt ebenfalls eine sehr hohe räumliche Auflösung, auch wenn die Strukturen vergrößert dargestellt werden (FLACHSKAMPF, 2006).

2.3.7 Nyquist-Limit und Aliasing

Das Nyquist-Gesetz besagt, dass eine Schwingung mit bestimmter Frequenz zur exakten Darstellung mit der doppelten Schallstrahlenfrequenz abgetastet werden muss (Abb 2-14). Daraus folgt, dass die PRF, also die Ultraschallwiederholungsrate, die die maximale Anzahl der vom Schallkopf ausgesendeten bzw. empfangenen Impulse pro Sekunde angibt, doppelt so hoch eingestellt sein muss wie die Frequenz des zu messenden Dopplersignals (FEIGENBAUM et al., 2005). Je höher jedoch die PRF eingestellt wird, desto mehr Ultraschallimpulse müssen pro Sekunde ausgesendet und auch wieder empfangen werden. Der Weg vom Ultraschallkopf zum Reflektor und wieder zurück innerhalb einer bestimmten Zeit bestimmt wiederum die in der vorgegebenen Zeit mögliche Eindringtiefe. Es limitieren sich somit der erfassbare Geschwindigkeitsbereich und Eindringtiefe gegenseitig, d.h. je

höher die zu detektierende Frequenz, desto geringer ist die mögliche Eindringtiefe. Durch die Tatsache, dass die Geschwindigkeiten in Richtung des Schallkopfes und entgegengesetzt dargestellt werden müssen, halbiert sich der darstellbare Geschwindigkeitsbereich nochmals (VOIGT, 2002). Der jetzt noch maximal erfassbare Geschwindigkeitsbereich wird als Nyquist-Limit bezeichnet und entspricht, wie oben ausgeführt, der halben PRF oder der halben Bildrate (Storaa et al., 2004). Kommt es zur Überschreitung des Nyquist-Limits tritt das Aliasing auf, also das fehlerhafte Abtasten des Dopplershifts (FEIGENBAUM et al., 2005). Über eine Erhöhung der PRF ist es innerhalb bestimmter Grenzen möglich ein Aliasing zu verhindern. Eine beliebige Erhöhung kann jedoch nicht vorgenommen werden, da bei zunehmender Gewebegeschwindigkeit die Geschwindigkeitsauflösung aufgrund von einer begrenzten Anzahl darstellbarer Geschwindigkeitswerte abnimmt (LANGELAND, 2003; SUTHERLAND et al., 2004). Die PRF sollte kurz unterhalb des Nyquist-Limits eingestellt werden, so dass kein Aliasing auftritt (SUTHERLAND et al., 2004).

Während die Dopplerkurve des pw-Dopplers bei auftretendem Aliasing den Anzeigebereich an einer Seite überschreitet und an der gegenüberliegenden wieder auftritt, zeichnet sich das Aliasing im Farbdopplermodus durch abrupte Farbumschläge aus (FEIGENBAUM et al., 2005). Im Gewebedoppler ist ein Farbumschlag von rot/blau zu grün/gelb im Graubild, und eine Deformation der Tissue-Velocity-Kurven zu erkennen. Dies ist jedoch aufgrund der relativ geringen Myokardgeschwindigkeiten durch korrekte Geräteeinstellungen gut zu vermeiden (VOIGT, 2002; STOYLEN, 2005).

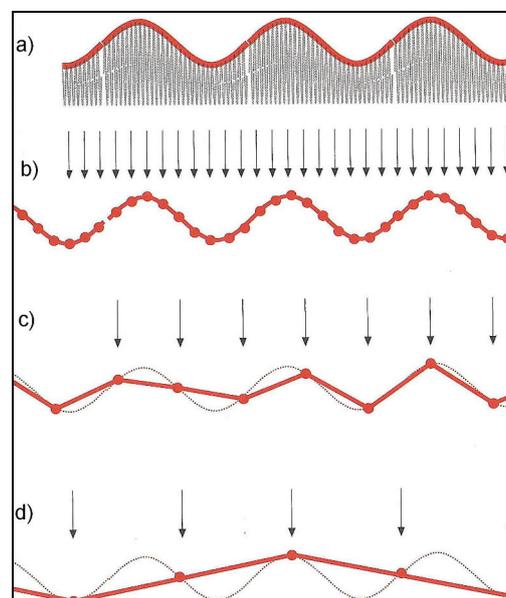


Abb. 2-14: Zustandekommen des Aliasing-Phänomens (VOIGT, 2002)
 [a) Dopplersignal; b) hohe Abtastfrequenz ($PRF \gg 2 \times$ Dopplerfrequenz) -exakte Abbildung; c) reduzierte Abtastfrequenz - Dopplersignal noch korrekt; d) geringe Abtastfrequenz ($PRF < 2 \times$ Dopplerfrequenz)- fehlerhafte Wiedergabe]

2.3.8 Winkelfehler

Der Winkel zwischen der ausgesandten und der reflektierten Schallwelle hat eine entscheidende Bedeutung für die Differenz der gemessenen zur tatsächlichen Geschwindigkeit (POULSEN-NAUTRUP und TOBIAS, 2001; TILLEY et al., 2008). Der Winkelfehler gilt als einer der größten limitierenden Faktoren der Reproduzierbarkeit der Ergebnisse der Gewebedopplerechokardiographie (D'HOOGHE et al., 2000b; GALDERISI et al., 2006a). Zusammen mit der Aussendefrequenz der Schallwellen, ihrer Ausbreitungsgeschwindigkeit im Gewebe und des ermittelten Dopplershifts lässt sich mit Hilfe des Winkels zwischen der Schallwellenausbreitungsrichtung und der Bewegungsrichtung des Objektes, die Objektgeschwindigkeit ermitteln. Nur in Fällen, in denen der Winkel null Grad beträgt, also der wahre Geschwindigkeitsvektor mit der axialen Richtung der Schallstrahlen übereinstimmt, gibt das errechnete Ergebnis die tatsächliche Objektgeschwindigkeit wieder. Jeder andere Winkel hätte eine Unterschätzung der errechneten Geschwindigkeit zur Folge (KITTLESON und KIENLE, 1998; POULSEN-NAUTRUP und TOBIAS, 2001; STORAA et al., 2003; SUTHERLAND et al., 2004). Dies lässt sich durch die Gleichung 2 veranschaulichen:

Gleichung 2: Einfluss des Winkelfehlers auf die myokardiale Geschwindigkeit

v *Geschwindigkeit des Objektes*

f_x *Dopplershift*

c *Ausbreitungsgeschwindigkeit der Schallwellen im Gewebe*

f_o *ausgesandte Schallwellenfrequenz*

$\cos \varphi$ *Cosinus des Winkels zw. Schallwellenausbreitungsrichtung und Bewegungsrichtung des Objektes*

$$v = f_x \times c / 2 \times f_o \times \cos \varphi$$

Die Gleichung veranschaulicht die Forderung nach einem Winkel von $w = 0^\circ$, da $\cos 0^\circ = 1$ ist und somit keine Geschwindigkeitsunterschätzung vorliegt. Es ist also notwendig die myokardiale Bewegung der zu untersuchenden Segmente möglichst parallel bzw. senkrecht zu schallen (SUTHERLAND et al., 1994; D'HOOGHE et al., 2000b; LANGELAND, 2003; SUTHERLAND et al., 2004). Diese Tatsache hat eine deutliche Minimierung der praktischen Umsetzung zur Folge, da sich das bewegende Objekt nur axial auf den Schallkopf zu oder wegbewegen darf. Aus diesem Grund ist es bislang nur möglich bestimmte Myokardabschnitte mit Hilfe des Gewebedopplers zu untersuchen (SUTHERLAND et al., 2004). Besonders apikale und hochbasale Segmente in der longitudinalen Schnittebene wie auch die stark gekrümmte Wand des rechten Ventrikels im Vierkammerblick, sind

anfällig für Winkelfehler (Abb. 2-15). Teilweise ist eine fokussierte Anschallung bestimmter Segmente notwendig, um den Winkelfehler klein zu halten. Durch Erhöhung der lateralen Auflösung wird der Fehler reduziert (STOYLEN, 2005).

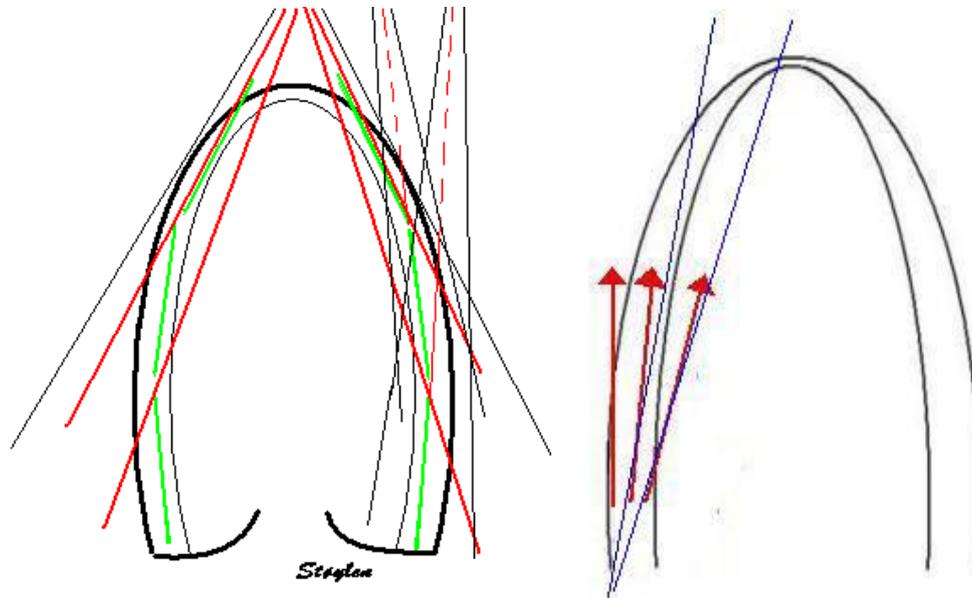


Abb. 2-15: Veranschaulichung des Winkelfehlers in apikalen und basalen Bereichen. Die wahre longitudinale myokardiale Bewegung ist grün dargestellt. Die Ultraschallwellen rot (Støylen, 2011).

Auch bei der Bestimmung der Verformungsparameter Strain und Strain Rate mittels der Autokorrelationsmethode spielt der Winkelfehler eine wichtige Rolle. Diese Parameter werden über den Geschwindigkeitsgradienten zwischen zwei Punkten und deren Distanz zueinander bestimmt (ISAAZ et al., 1989; HEIMDAL et al., 1998; D'HOOGHE et al., 2000b; URHEIM et al., 2000; GILMAN et al., 2004). Ein Winkelfehler von 45° bedeutet, dass die Strain sich null annähert (URHEIM et al., 2000), während ein Winkelfehler von 16° eine Abweichung von 20% bedeutet. Aus diesem Grund wird zurzeit eine Abweichung von maximal 15° toleriert.

2.3.9 Softwareeinstellungen

2.3.9.1 Filtereinstellungen

Allgemein verfügen alle Wellen über eine räumliche und eine zeitliche Ausdehnung. Das Arbeiten mit dem Gewebedoppler macht es notwendig hochfrequente und amplitudenärmere Signale wie sie bei der Messung der schnellen Blutflussgeschwindigkeiten mittels Dopplerprinzip auftreten, mit Hilfe von

speziellen Filtern zu eliminieren (ISAAZ et al., 1989; FEIGENBAUM et al., 2005; GALDERISI et al., 2006a). Diese Signale werden auch als Hintergrundrauschen bezeichnet. Da sich die Signale sowohl bei der Geschwindigkeits-, als auch bei der Verformungsberechnung potenzieren, müssen sie auf ein Minimum reduziert werden (D'HOOGHE et al., 2000b). Dies wird mittels verschiedener Filtereinstellungen realisiert (STOYLEN, 2005). Im einfachen Sinne werden zur Elimination der hochfrequenten und amplitudenarmen Signale die Einstellungen des Blutflussdopplerfilters umgekehrt (ISAAZ et al., 1993; FEIGENBAUM et al., 2005; GALDERISI et al., 2006a).

Neben dem Einsatz von räumlichen und zeitlichen Filtern gibt es die Möglichkeit, durch Mittelung der Herzzyklen („cine compound“) das Hintergrundrauschen zu minimieren (STOYLEN, 2005).

Zeitliche und Räumliche Filter (Kurvenglättung):

Bei einem zeitlichen Filter handelt es sich um eine Mittelung der Messwerte innerhalb einer vorgegebenen Zeitspanne. Wird zum Beispiel ein zeitlicher Filter von 50 ms eingestellt, werden alle Werte innerhalb dieses Zeitfensters gemittelt. Dadurch ist eine Minimierung des Hintergrundrauschens, besonders bei steigenden Bildraten möglich (GUNNES et al., 2004; SUTHERLAND et al., 2004). Wird die Filtereinstellung zu hoch gewählt, führt dies zu einem Informationsverlust der mit einer Unterschätzung oder einer Elimination von Geschwindigkeitswerten einhergeht. Hiervon sind insbesondere die schnellen kardialen isovolumischen Ereignisse und die Dauer der Zeitintervalle betroffen (GUNNES et al., 2004). Da das Hintergrundrauschen in Zusammenhang mit zunehmenden Bildraten steigt und somit zu unruhigen und verrauschten Kurven führt, ist es ebenfalls möglich zur Rauschverminderung die Bildraten zu reduzieren. Dies ist jedoch aufgrund des damit einhergehenden Informationsverlustes über die myokardiale Bewegung nicht empfehlenswert. Der Einsatz von Filtern wird in diesem Bereich auch als „Kurvenglättung“ bezeichnet (GUNNES et al., 2004). Je nach Arbeitsweise lassen sich verschiedene Filterverfahren unterscheiden.

Unter einem „low-pass-Filter“ oder Tiefpassfilter wird ein Filter verstanden, der Signalanteile, die unterhalb einer bestimmten Grenzfrequenz liegen, annähernd ungeschwächt passieren lässt. Dagegen werden Signale mit Frequenzen oberhalb der Grenzfrequenz abgeschwächt. Da noch kein idealer Tiefpassfilter existiert, werden teilweise auch Ausreißer und hochfrequente Geschwindigkeiten in die Messung mit einbezogen.

Im Gegensatz dazu arbeiten Filter mit Gauß-Funktion schon beim Eingang der Werte innerhalb der vorgegebenen Grenzen, so dass der Medianwert im Gegensatz zu den peripheren Werten die höchste Gewichtung erhält. Aus diesem Grund werden hier hochfrequente Signale effektiver selektiert (STORAA et al., 2004). Die Einstellung der Filterbreite lässt sich über die Angabe der gewünschten Millisekunden, in der eine Mittelung stattfinden soll, realisieren. Weiterhin besteht die Möglichkeit eine Bildanzahl innerhalb derer die Messwerte gemittelt werden sollen anzugeben. Hierbei sind immer

ungerade Bildzahlen anzugeben, damit sich eine identische Anzahl sowohl oberhalb, als auch unterhalb des Zentralwertes befinden (GUNNES et al., 2004).

Die zu wählende Filterbreite ist in der folgenden Gleichung ersichtlich, wobei das Ergebnis auf ungerade Bildzahlen abzurunden ist.

Gleichung 3: Abhängigkeit der Bildmittelung von Filterbreite und Bildrate

n Anzahl der zu mittelnden Bilder

FR Frame rate (Bildrate)

T Filterbreite in Sekunden

[] Abrundung des Ergebniswertes auf den nächsten ungeraden Nenner

$$n = [FR \times T]$$

2.3.9.2 Zeitliche Mittelung (cine compound)

Bei der Funktion des „cine compound“ werden über eine bestimmte Zeit die Herzzyklen gemittelt. Da das Hintergrundrauschen von Herzzyklus zu Herzzyklus variiert ist dadurch eine Reduktion der Störgeräusche möglich (LANGELAND, 2003; STOYLEN, 2005). Eine wechselnde Herzfrequenz innerhalb der zu mittelnden Zyklen kann sich hierbei jedoch nachteilig auf die zeitliche Auflösung auswirken und käme einer Bildratensenkung gleich (STOYLEN, 2005).

2.3.9.3 Räumliche Auflösung

Die räumliche Auflösung ist ein Maß für die Fähigkeit eines Messgerätes, eng benachbarte Objekte getrennt voneinander wahrnehmen zu können. Allgemein wird das axiale von dem lateralen Auflösungsvermögen unterschieden (Poulsen-Nautrup und Tobias, 2001).

Das laterale Auflösungsvermögen ist abhängig von der Anzahl der ausgesandten Schallstrahlen pro Bildsektor. Messtechnisch wird dieser Wert bestimmt, indem ein Objekt vom Fokusbereich des Schallkopfes senkrecht zur Strahlenachse nach lateral bewegt wird. Anhand der sinkenden Amplitude des Echosignales wird das laterale Ortsauflösungsvermögen rechnerisch bestimmt. Qualitätsbeeinflussend für diesen Parameter ist somit die Schallstrahlenfrequenz, die Geometrie der Schallquelle und die Eindringtiefe. Innerhalb der Fokuszone ist die laterale Auflösung am höchsten, jedoch wird für eine optimale Fokuszone eine relativ große Schallquelle mit hoher Frequenz und mit mechanischer und elektronischer Fokussierung benötigt (Poulsen Nautrup und Tobias, 2001). Die

Abhängigkeit der lateralen Auflösung von der Ultraschallanzahl innerhalb eines Sektors im Farbgewebedopplermodus ist negativ korreliert mit der Bildrate. Wird eine hohe Bildrate gewählt, können weniger Schallstrahlen pro Sekunde ausgesendet und empfangen werden, was wiederum eine verringerte Schallstrahlenbreite und damit eine niedrigere laterale Auflösung bedingt. Als Folge dieser Problematik sind identische Kurvenverläufe an geringgradig differierenden Messlokalisationen zu erwarten (STOYLEN, 2005).

Das axiale Auflösungsvermögen beschreibt die Fähigkeit des Messgerätes zwei hintereinanderliegende Gewebeschichten voneinander getrennt wahrzunehmen. Multipliziert man die halbe Länge des Ultraschallimpulses mit der Schallausbreitungsgeschwindigkeit innerhalb des Gewebes, muss der Abstand der Grenzflächen geringgradig größer sein, um dargestellt werden zu können. Qualitätsbeeinflussend sind hier die Schallfrequenz und die zeitliche Dauer und Form des Sendesignales, jedoch kann letzteres in der medizinischen Praxis meist nicht variabel gewählt werden (Poulsen-Nautrup und Tobias, 2001; Tilley et al., 2008).

2.3.9.4 Größe der Region of Interest (ROI)

Unter einer „Region of Interest“ wird im einfachen Sinne eine Messsonde mit beliebiger Größe und Form verstanden, die in eine repräsentative Unterregion des zu untersuchenden Organs gelegt wird. Innerhalb dieser ROI werden die zu ermittelnden Parameter erhoben.

Die Wahl der Größe der ROI ist entscheidend für die Anzahl der zu mittelnden axialen und lateralen Geschwindigkeitsdaten. Sie beeinflusst in Verbindung mit den Einstellungsparametern Bildrate und Sektorbreite die räumliche Auflösung und die Anzahl der zu erhebenden Daten. Mit steigender Größe der ROI nimmt die räumliche Auflösung deutlich ab, was zu einer mangelnden Differenzierung von Daten benachbarter Messlokalisationen führt (STOYLEN, 2005). Im Gegensatz dazu erhöht sich bei einer kleinen ROI das Hintergrundrauschen, jedoch sinkt auch das Risiko, Artefakte, z.B. Reverberationsartefakte in die Mittelung mit einzubeziehen (D'HOOGHE et al., 2000b; STOYLEN, 2005). Somit muss ein Kompromiss zwischen maximaler Größe und maximaler räumlicher Auflösung getroffen werden (Gilman et al., 2004).

2.4 Aktueller Wissensstand der GDE beim Pferd

Als Erste beschäftigten sich SEPULVEDA und Mitarbeiter 2005 mit der Gewebedopplerechokardiographie beim Pferd. Ziel der Studie war es, eine Aussage über die Reproduzierbarkeit der Untersuchungsmethode mit direktem Vergleich des Farb- und des Spektralgewebedopplers zu treffen. Sie untersuchten 20 zweijährige, klinisch gesunde Vollblüter vergleichend mit dem Farbgewebedopplermodus und dem Spektraldopplermodus. An fünf Lokalisationen evaluierten sie die Gewebebewegungsgeschwindigkeiten mittels beider Methoden. Hierzu wählten sie die linke, die kaudale und die rechte Region des linken Ventrikels, die rechte

Ventrikularwand und das Interventrikularseptum als Messlokalisationen. Weiterhin wurde ein sechsjähriger Vollblüter in sechs Sitzungen hinsichtlich der individuellen Datenreproduzierbarkeit untersucht. Vergleichend betrachtet kam die Arbeitsgruppe zu dem Ergebnis, dass eine Gewebegeschwindigkeitsanalyse bei Pferden möglich ist und dass deutliche Geschwindigkeitsdifferenzen der unterschiedlichen Lokalisationen zu verzeichnen sind. Eine eindeutige Identifikation der Kurvenverläufe war während der systolischen Bewegung und der Bewegung der frühen und späten diastolischen Füllungsphase möglich. Die rechte Region des linken Ventrikels und das Interventrikularseptum besitzen hierbei die höchsten Spitzengeschwindigkeiten, wobei das Interventrikularseptum ein komplexes Bewegungsmuster besitzt. Während die individuelle Reproduzierbarkeit mittels Farbgewebedopplermodus als ungenügend einzustufen war, lieferte der Spektralgewebedoppler sowohl in der Systole als auch in der frühen diastolischen Füllungsphase reproduzierbare Werte. Die erzielten Geschwindigkeitsschätzungen der zwei verschiedenen Modi sind jedoch nicht gegeneinander austauschbar, regionale Differenzen konnten jedoch in der Systole und frühen diastolischen Füllungsphase aufgezeigt werden (SEPULVEDA et al., 2005).

In einer Studie von SPIEKER (2006) wurde an 42 Warmblütern die Kurvenidentifikation und die Relevanz der Gewebedoppleruntersuchung mittels beider Modi in der Diagnostik kardiologischer Erkrankungen beim Pferd überprüft. Hierzu wurden die Studienprobanden in fünf Gruppen geordnet nach pathologischen Befunden eingeteilt. Im Bereich der linksventrikulären Hinterwand konnten bei der Messung der radialen Gewebegeschwindigkeiten die Kurven der systolischen Phase, die früh- und spätdiastolischen Füllungsphasen und die isovolumetrischen Kontraktionsphasen identifiziert werden. Der Messpunkt der isovolumetrischen Relaxationsphase konnte nicht festgelegt werden. Die Untersuchung der Pferde mit Aortenklappeninsuffizienz zeigte eine signifikant erhöhte systolische Spitzengeschwindigkeit im Messbereich des Interventrikularseptums. Dieses Ergebnis wurde mittels beider Gewebedopplermodi einheitlich erzielt. Die Gruppe der Pferde mit atrialer Fibrillation wies konstant fehlende A-Wellen sowohl am Interventrikularseptum als auch an der linksventrikulären Hinterwand, gemessen mit beiden Modi, auf. Weiterhin waren bei diesen Tieren deutlich erhöhte Spitzengeschwindigkeiten in der Phase der isovolumetrischen Kontraktion der linksventrikulären Hinterwand zu verzeichnen (SPIEKER, 2006).

Eine weiterführende Arbeit, die sich mit der Gewebedopplerechokardiographie bei Warmblutpferden in Ruhe und nach Belastung beschäftigte, bekräftigte diese Feststellung (IVERSEN, 2008). Insgesamt wurden 94 Warmblüter vor und nach standardisierter Belastung untersucht. Pferde, die abweichende kardiologische Befunde aufwiesen, zeigten im Vergleich zu gesunden Tieren ähnliche Myokardgeschwindigkeitsveränderungen, wie sie schon beim Menschen oder beim Hund beobachtet wurden (IVERSEN, 2008).

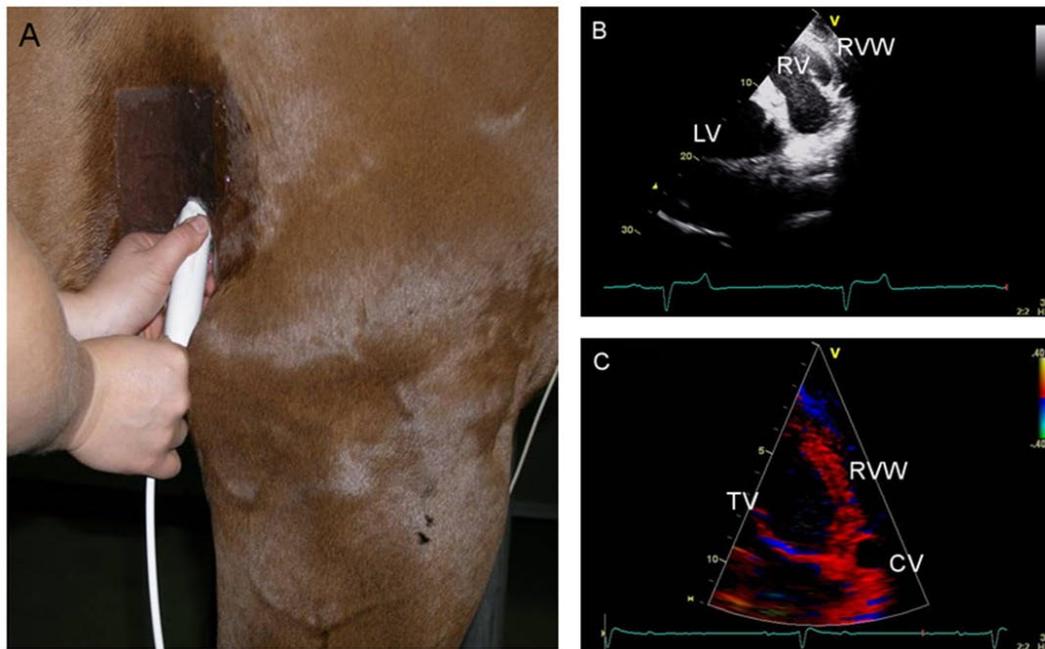


Abb. 2-16: Veranschaulichung der Anschallposition des rechtsventrikulären basalen Segmentes aus der RKDLA (Stahl, 2010) (A – parasternales echokardiographisches Fenster, B – Korrespondierende B-Mode-Darstellung, C – korrespondierende farbcodierte Gewebedopplerdarstellung)

Mit den Schnittebenen der myokardialen Wandbewegungsanalyse beim Pferd beschäftigt sich die Arbeit von KLAUS (2009). Ziel dieser Studie war es, anhand des 16-Segment-Modells der American Society of Echocardiography der Humanmedizin Schnittebenen für die Gewebedopplerechokardiographie beim Pferd zu definieren. Hierzu wurden insgesamt 12 herzgesunde Tiere und 22 weitere Pferde mit pathologischen Herzbefunden mittels Spektral- und Farbgewebedoppler untersucht. Dabei wurden mittels farbkodiertem Modus sechs linksventrikuläre Messpunktlokalisationen betrachtet und bei der Spektraldoppleruntersuchung jeweils fünf. Es wurde festgestellt, dass das Segmentmodell teilweise für die Definition der Messpunkte geeignet ist. Während eine zuverlässige Bestimmung der longitudinalen Bewegungsgeschwindigkeiten nicht erreicht werden konnte, erwies sich die Messung der radiären Daten als realisierbar. Auch in dieser Studie konnte eine signifikante Erhöhung der myokardialen Geschwindigkeiten bei Pferden mit einer Aortenklappeninsuffizienz an allen Messpunkten des Interventrikularseptums mit beiden Untersuchungsmodalitäten festgestellt werden. Pferde mit Mitralklappeninsuffizienzen zeigten hingegen nur teilweise signifikante Veränderungen der Geschwindigkeitsparameter (KLAUS, 2009).

Eine gewebedopplerechokardiographische Untersuchung bei Pferden mit Vorhofflimmern in Ruhe und nach Belastung nahm GEHLEN (2009) vor. Hierzu wurden die Daten von 15 Pferden mit atrialer Fibrillation vergleichend mit den Daten von 20 gesunden Warmblütern einer Kontrollgruppe erhoben.

Alle Pferde wurden unter Ruhebedingungen und nach einer standardisierten Longenbelastung mittels farbkodiertem Gewebedoppler und Spektralgewebedoppler untersucht. Als Messlokalisation wurden die linksventrikuläre Hinterwand und das Interventrikularseptum gewählt. Es wurden bei allen Tieren die Werte der systolischen Phase, der frühen und späten diastolischen Füllungsphase und der isovolumetrischen Kontraktionsphase ermittelt. Ein Teil der Pferde der Studiengruppe zeigte ein Fehlen der A-Welle, während die übrigen Pferde mit Vorhofflimmern eine signifikant verringerte Myokardgeschwindigkeit in der spätdiastolischen Füllungsphase aufwiesen. Unter Ruhebedingungen konnten bei diesen Pferden signifikant höhere Daten innerhalb der systolischen und frühdiaastolischen Phasen im Gegensatz zur Kontrollgruppe festgestellt werden. Unter Belastung wurden signifikant höhere systolische Spitzengeschwindigkeiten bei Pferden mit Vorhofflimmern ermittelt (GEHLEN et al., 2009a).

SCHWARZWALD und Mitarbeiter untersuchten die Methoden und die Datenverlässlichkeit der Gewebedopplerechokardiographie hinsichtlich der Beurteilung der linksventrikulären radialen Wandbewegung beim Pferd. Hierzu wurden die Realisierbarkeit, die Technik und die Zuverlässigkeit der Untersuchung bei insgesamt sechs Pferden ermittelt. Die Tiere wurden von zwei Kardiologen unabhängig voneinander wiederholt am gleichen Tag und an verschiedenen Tagen untersucht. Die Durchführbarkeit der Untersuchung war bei allen Tieren gegeben. Sowohl die Inter- als auch die Intraobserver-Variabilität zeigten hier niedrige Variationskoeffizienten, wobei die Reliabilität am gleichen Tag mit der Reliabilität an verschiedenen Tagen zu vergleichen war. Auch in dieser Studie erzielten die systolischen Werte die höchste Übereinstimmung, wobei die Reproduzierbarkeit der Werte der Spektraldoppleruntersuchung im Vergleich mit den Werten der Farbgewebedoppleruntersuchung deutlich besser zu bewerten war (SCHWARZWALD et al., 2009b).

In einer weiterführenden Studie wendeten SCHWARZWALD und Mitarbeiter (2009) neue Techniken der Evaluierung der radialen und zirkumferentiellen Wandbewegungsanalyse des linken Ventrikels beim Pferd an. Zu diesem Zweck wurden insgesamt sechs Pferde echokardiographisch untersucht, um die Anwendbarkeit, die Technik und die Reproduzierbarkeit der Daten, gewonnen aus der Untersuchung der Strain Rate, der Strain und dem 2D-Speckle Tracking zu überprüfen (SCHWARZWALD et al., 2009a). Unter der Strain wird ein Verformungsparameter eines elastischen Objektes verstanden, der die Längenänderung bzw. die Abstandsänderung zweier Punkte voneinander in der Bewegung wiedergibt. Praktisch handelt es sich bei der Strain um eine dimensionslose Größe, deren Ergebnis in Prozent angegeben wird. Die Ableitung der Strain über die Zeit ergibt die Strain Rate bzw. die Verformungsrate (D'HOOGHE et al., 2000b). Das Speckle-Tracking ist hingegen eine Methode der quantitativen Gewebeanalyse, die sich die Charakteristika des myokardialen Binnenechos („Speckle“) und der Texturerkennung zu Nutze macht. Dadurch ist es möglich kleine Myokardbereiche gezielt zu untersuchen, ohne das Sample Volume manuell korrigieren zu müssen (VOIGT, 2002).

SCHWARZWALD und Mitarbeiter erzielten hinsichtlich der systolischen myokardialen Ereignisse reproduzierbare Ergebnisse. Die diastolischen Füllungsphasen konnten mittels der Speckle-Tracking-Analyse nicht korrekt wiedergegeben werden. Vergleichend betrachtet, wiesen die radialen Analysedaten eine bessere Reliabilität auf als die Daten der zirkumferentiellen Wandbewegungen. Insgesamt sind jedoch noch weiterführende Studien zu diesem Themenkomplex notwendig (SCHWARZWALD et al., 2009a).

Eine Evaluierung der rechtsventrikulären Myokardfunktion klinisch unauffälliger und an COB erkrankter Pferde mittels der Gewebedopplerechokardiographie führte STAHL (2010) durch. In dieser Studie wurde die rechtsventrikuläre longitudinale, zirkumferentielle und radiale Myokardfunktion sowohl mittels Spektral-, als auch mittels Farbgewebedoppler untersucht. Zusätzlich wurde auch die Graustufenanalyse verwendet. In einer Vorstudie, bei der sechs gesunde und sechs an COB-erkrankte Tiere untersucht wurden, erwies sich die longitudinale Bewegung des rechtsventrikulären Myokards in einer Schnittebene, bei der der Vierkammerblick abgesenkt wird (Trikuspidalklappenannulus), am aussagekräftigsten. Diese Ebene wies die geringste intraindividuelle Variabilität auf und zeigte die deutlichsten Unterschiede zwischen gesunden und COB-kranken Pferden. Die Untersuchung des Gesamtprobandengutes zeigte in dieser gewählten Anschallposition eine rechtsventrikuläre diastolische Dysfunktion bei COB-erkrankten Pferden. Es wurden erniedrigte frühdiastolische sowie erhöhte spätdiastolische Füllungsgeschwindigkeiten, sowie eine kompensatorisch gesteigerte myokardiale Kontraktilität festgestellt (STAHL, 2010).

3 MATERIAL UND METHODEN

3.1 Einschlusskriterien

Bei den Probanden handelte es sich um Warmblüter mit einem Gewicht zwischen 580 und 603 kg.

Das Alter der Tiere lag zwischen 8 und 16 Jahren, womit deutliche Veränderungen der ermittelten Werte infolge des altersbedingten Remodelings vermieden werden sollten.

Der aktuelle Leistungsstand betraf Pferde im leichten bis mittleren sportlichen Bereich (Dressur/Springen Klasse A-M). Trainingsbedingte Messwertabweichungen konnten somit auf ein Minimum reduziert werden.

Nur Tiere mit einer einwandfreien klinischen Untersuchung und somit ungestörtem Allgemeinbefinden wurden in die Studie aufgenommen. Anamnestisch durften weder Lungenerkrankungen, noch Krankheiten mit hämodynamischen Auswirkungen wie z.B. Kolikerkrankungen, Lebererkrankungen, Nierenerkrankungen usw. vorliegen bzw. innerhalb der letzten Zeit vorgelegen haben. Tiere mit einer bekannten Leistungsinsuffizienz wurden aus der Studie ausgeschlossen.

Bei der echokardiographischen Untersuchung wurden Tiere mit strukturellen oder funktionellen Veränderungen, wie z.B. Herzdimensionsveränderungen von der Studie ausgeschlossen. Im Farbdopplermodus durften weder Insuffizienzen noch Stenosen der Herzklappen erkennbar sein. Pferde mit klappenschlussassoziierten Regurgitationen ohne hämodynamische Bedeutung wurden zur Studie zugelassen. Die mittels Spektraldoppler erhobenen Geschwindigkeiten des Aorten- und Pulmonalflusses mussten annäherungsweise gleich sein.

Ferner führte ein unkooperatives und nervöses Verhalten der Pferde zum Ausschluss aus der Studie, da die dadurch verursachten verstärkt auftretenden Bewegungsartefakte eine mangelhafte Qualität der Ultraschallergebnisse bedingen. Die meist damit einhergehende Tachykardie zieht wiederum eine deutliche Veränderung der Messergebnisse nach sich.

3.2 Studienpopulation

In die Studie wurden insgesamt 9 Warmblutpferde aufgenommen (Tab. 2), die die Einschlusskriterien erfüllten. Es handelte sich um 3 Stuten und 6 Wallache. Das durchschnittliche Lebensalter der Tiere lag bei 12 Jahren, das Durchschnittsgewicht bei 590 kg und die Durchschnittsgröße bei 1,68 cm.

Tabelle 2: Alter, Gewicht, Größe und Geschlecht der Studienprobanden

Pferd Nr.	Alter/Jahre	Gewicht/kg	Größe/cm	Geschlecht
01	8	585	1,68	Stute
02	16	591	1,65	Wallach
03	12	580	1,68	Wallach
04	13	575	1,66	Wallach
05	12	601	1,70	Wallach
06	16	603	1,68	Wallach
07	8	585	1,65	Stute
08	13	590	1,74	Stute
09	13	603	1,72	Wallach

3.3 Allgemeine Untersuchung

3.3.1 Signalement

Vor Beginn der klinischen Untersuchung wurden das Alter, das Zuchtgebiet, das Geschlecht und das Gewicht der zu untersuchenden Pferde ermittelt.

3.3.2 Klinische Untersuchung

Jeder Proband wurde einer vollständigen klinischen Untersuchung unterzogen. Ausschließlich klinisch unauffällige Tiere wurden in die Studie einbezogen. Vorberichtlich durften weder Lungenerkrankungen, noch Erkrankungen mit hämodynamischer Bedeutung innerhalb der letzten Zeit vom Besitzer bemerkt oder vom Tierarzt diagnostiziert worden sein.

3.3.3 Kardiovaskuläre Untersuchung

Bei der kardiovaskulären Untersuchung wurden die Schleimhäute, die kapilläre Füllungszeit, der Hautturgor und die peripheren Gefäße hinsichtlich pathologischer Befunde bewertet. Durch die Palpation der A. faciales wurde die Qualität, die Frequenz, der Rhythmus und die Regelmäßigkeit des Puls beurteilt. Die Auskultation der Puncta maxima erfolgte hinsichtlich Herzfrequenz, Intensität der Herztöne, Herzrhythmus, Abgesetztheit der Herztöne und dem Vorhandensein von Herzgeräuschen und Herznebengeräuschen.

3.4 Spezielle kardiologische Untersuchung

3.4.1 Elektrokardiogramm

Während der gesamten Ultraschalluntersuchung wurde parallel ein EKG aufgezeichnet und über den Monitor wiedergegeben. Für die bipolare Basis-Apex-Ableitung wurde die Null-Elektrode eine handbreit vor dem Schulterblatt, die positive Elektrode im Bereich des sechsten Interkostalraumes auf Höhe des Olekranons und die negative Elektrode in der linken Fossa jugulares auf Höhe der Herzbasis positioniert. Die Elektroden wurden mittels Krokodilklemmen befestigt.

3.4.2 Echokardiographische Untersuchung

3.4.2.1 Technische Ausrüstung

Die echokardiographische Untersuchung erfolgte mittels einem Ultraschallgerät der Firma GE Vingmed Ultrasound System Five® (General Electrics Norwegen). Bei der verwendeten Ultraschallsonde handelte es sich um eine 2,5 MHz Annular Phased-Array Sonde, mit einer maximalen Eindringtiefe von 30 cm und einem maximalen Sektorwinkel von 90°. Die Untersuchungen erfolgten unter Verwendung der harmonischen Bildgebung (Coded Octave Imaging®).

Alle gewonnenen Ultraschalldaten wurden initial in Form von Bildschleifen („cineloop“) oder Einzelbildern zur späteren Offline-Analyse auf der Festplatte des integrierten Macintosh Computers gespeichert. Die dauerhafte Sicherung der Daten erfolgte durch den Transfer auf Magneto-Optical-Discs durch das integrierte MO-Laufwerk der Firma Sony. Die Offline-Analyse, die mittels der Software EchoPac®, Version 6.3 erfolgte, wurde nach Sicherung der Daten durchgeführt.

3.4.2.2 Vorbereitung

Die Untersuchung der Pferde erfolgte in einem separaten Raum der Klinik für Pferde der Freien Universität Berlin. Hierbei wurde besonderes Augenmerk auf eine ruhige und ablenkungsarme Umgebung gelegt. Die Tiere wurden in einen, an 3 Seiten geschlossenen, Untersuchungsstand geführt. Es erfolgte keine spezielle Fixation des Kopfes. Auf Zwangsmaßnahmen wurde verzichtet. Die Pferde wurden weder zur Untersuchung noch 3 Tage vor der Untersuchung sediert. Im Bereich des dritten bis vierten Interkostalraumes auf Höhe des Olekranons wurde beidseits eine ca. handtellergröße Fläche des Haarkleides geschoren. Der geschorene Bereich wurde mit medizinischem Alkohol gereinigt und entfettet. Anschließend wurde Ultraschall-Kontaktgel auf die Haut aufgetragen.

3.4.2.3 Konventionelle 2D-Ultraschalluntersuchung

Die echokardiographische Untersuchung erfolgte nach den Richtlinien und in der Schnittebenendarstellung, die für das Pferd international anerkannt und beschrieben sind (STADLER, 1988).

Zur Herzdimentsbestimmung und zur Beurteilung des Bewegungsmusters der Klappen, sowie zur Darstellung der Flussgeschwindigkeiten der Pulmonal- und Aortenklappe wurden folgende Schnittebenen gewählt:

Rechte kaudale lange Achse (RKDLA):

Diese Schnittebenendarstellung erfolgt im rechten vierten Interkostalraum, wobei die Schallkopforientierungsmarke auf der Position 0° ausgerichtet ist. Zur Datenreproduzierbarkeit wurde eine waagerechte Darstellung des Interventrikularseptums, die Darstellung des linken Atriums/Ventrikels im größtmöglichen Durchmesser, ohne Darstellung der Chordae tendineae angestrebt. Nach der subjektiven Beurteilung der anatomischen Strukturen und deren Bewegungsmustern wurden die Dimensionen des linken Atriums, des linken Ventrikels und der Durchmesser des Anulus mitralis enddiastolisch bestimmt.

Rechte kaudale lange Achse mit Aorta (RKDLA-Ao):

Für die erweiterte Darstellung der ersten Schnittebene zur Erkennung der Aortenklappensegel und der Aorta wurde die Schallkopfposition im Wesentlichen beibehalten, bei Drehung des Schallfeldes um ca. 10° im Uhrzeigersinn. Nach der subjektiven Beurteilung wurde der enddiastolische Aortendurchmesser im Sinus valsalvae unmittelbar hinter den Aortenklappensegeln bei größtmöglichem Durchmesser ermittelt.

Rechte kraniale lange Achse (RKRLA):

Innerhalb des dritten Interkostalraumes bei einer schräg-kranialen Ausrichtung des Schallkopfes und einer eventuell notwendigen Drehung um ca. 10° wurden der rechtsventrikuläre Ausflusstrakt bestehend aus rechtem Atrium/Ventrikel, Pulmonalklappe und Arteria pulmonalis dargestellt. In dieser Schnittebene wurde eine Vermessung der Dimensionen des Truncus pulmonalis, des rechten Atriums und des rechten Ventrikels durchgeführt.

Rechte kaudale kurze Achse unterhalb der Mitralklappenebene (RKDKA-uMV):

Zur Darstellung der kurzen Herzachse wird der Schallkopf innerhalb des vierten Interkostalraumes positioniert und die Orientierungsmarke auf 90° bzw. 270° ausgerichtet. Durch leichte Verschiebung der dorso-ventralen Ebene ist die Darstellbarkeit auf unterschiedlicher Höhe zwischen Herzbasis und

Apex cordis möglich. In diesen Schnittebenen erfolgte lediglich eine subjektive Bewegungsbeurteilung im zweidimensionalen B-Mode.

Linke kaudale lange Achse (LKDLA):

Analog zur Schallkopfposition der rechten Seite wird hier der Schallkopf im linken vierten Interkostalraum bei 0° positioniert. Durch die so verbesserte Auflösung der Mitralklappe und des linken Vorhofes sind hier exakte linksatriale Dimensionsbestimmungen möglich.

Linke kaudale lange Achse mit Aorta (LKDLA-Ao):

Eine leichte Drehung des nach kranial ausgerichteten Schallfeldes um ca. 10° ermöglicht linksseitig die Darstellung der Aorta.

3.4.2.4 M-Mode

Um den aktuellen Herzstatus der Pferde als physiologisch definieren zu können, wurden Aufzeichnungen im M-Mode aus der RKDLA angefertigt. Die Messung zur Bestimmung der prozentualen myokardialen Verkürzungsfraction (FS% = fractional shortening) erfolgte kurz unterhalb der Mitralklappenebene. Zur Darstellung des Bewegungsmusters der Mitralklappensegel wurde der M-Mode-Strahl auf Höhe der Klappenspitzen positioniert. Probanden, die ein diastolisches Flattern (Undulieren) des vorderen Mitralklappensegels aufwiesen, wurden aus der Studie ausgeschlossen. Ebenfalls ausgeschlossen wurden Tiere, die einen sogenannten B-notch aufwiesen. Hierbei handelt es sich um einen frühdiaastolischen Klappenschluss aufgrund einer linksatrialen Druckerhöhung.

3.4.2.5 Dopplerechokardiographie

Unter Anwendung des PW-Doppler-Modus wurde der physiologisch-systolische Blutaustrom vom rechten Ventrikel in die Pulmonalarterie aus der RKRLA gemessen. Der Aortenfluß wurde in gleicher Weise aus der LKDLA-Ao bestimmt. Nur Pferde mit annähernd gleich großem Schlagvolumen beider Gefäße wurden zur Studie zugelassen.

Mit einer Eindringtiefe von 24 cm wurde die Integrität der Trikuspidalklappe im Farbdopplermodus in der RKDLA überprüft. Die Aortenklappe (RKDLA-Ao), die Mitralklappe (LKDLA) und die Pulmonalklappe (RKRLA) wurden mit einer Eindringtiefe von 30cm auf pathologische Rückflüsse untersucht. Pferde die eine geringgradige klappenschlussassoziierte Regurgitation mit geringer Geschwindigkeit und kurzem Auftreten (< 1 s) aufwiesen, wurden als Studienprobanden zugelassen.

3.5 Gewebedopplerechokardiographie

Allgemein wird die farbkodierte Gewebedoppleruntersuchung (FGD) von der Spektralgewebedoppleruntersuchung (SD) unterschieden. In der vorliegenden Studie wurden beide Modalitäten verwendet.

Bei der FGD wird dem 2D-Schnittbild ein farbkodierter Bildsektor überlagert. Die in Form von Farbpixeln wiedergegebene Geschwindigkeitsinformation ist mittels einer Farbskala definiert und wird im Offline-Modus ausgewertet. Während bei der FGD eine Offline-Analyse notwendig ist, werden die Ergebnisse der SD sofort in einem Geschwindigkeits-Zeit-Diagramm dargestellt.

3.5.1 Allgemeine Geräteeinstellungen

Für die Gewebedopplerechokardiographie sind spezielle Filtereinstellungen notwendig, um die hochfrequenten, amplitudenarmen Signale des Blutflusses von den niedrigfrequenten, amplitudenreichen Signalen der Myokardbewegung zu selektieren. Praktisch wird hierzu der „High-Pass-Filter“, der der Reduzierung von Hintergrundrauschen bei Blutflussdopplersignalen dient, ausgeschaltet.

Nur bei der Erzielung einer qualitativ hochwertigen und artefaktfreien Bildgebung im Bereich des Graubildmodus wurde eine Datenerhebung vorgenommen.

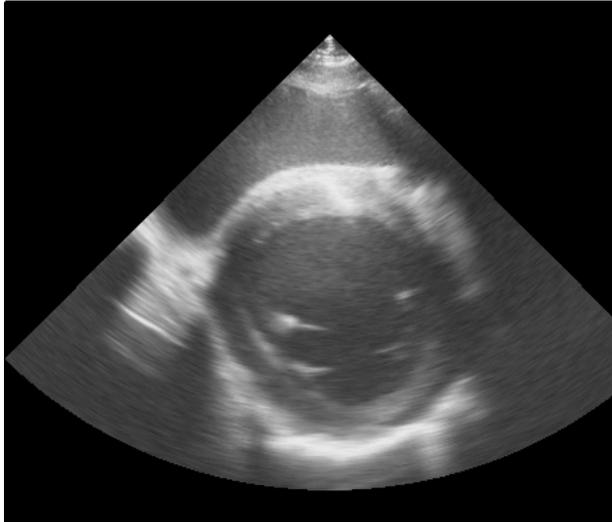
Zur verbesserten Detektierung der Myokardgrenzen wurde der Modus „harmonic Imaging“ eingeschaltet. Es handelt sich um eine spezielle Filtertechnik, bei der Streuechos und Reflexionen von oberflächlich gelegenen Strukturen eliminiert werden.

Weiterhin werden die eingehenden Signale einer Graustufenregulation für eine verbesserte Kontrastschärfe (gain adjustment) unterzogen.

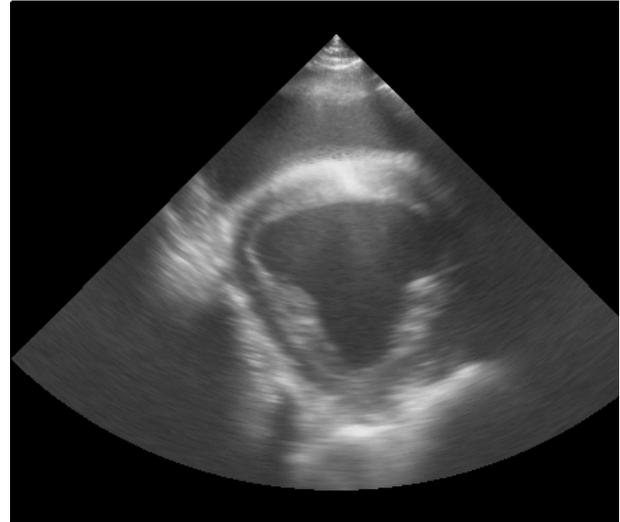
Die modifizierten Signale werden mittels der Autokorrelationsmethode analysiert.

3.5.2 Aufgezeichnete Bildebenen

Aufgrund der anatomischen Verhältnisse des Pferdethoraxes ist die longitudinale Messung der Bewegungsgeschwindigkeit des Myokards nicht durchführbar. Aus diesem Grund wurden lediglich die radialen Myokardbewegungen zur Studiendurchführung herangezogen. Die Untersuchungen erfolgten in der Schnittebene der RKDKA. Entsprechend dem „16-Segment-Modell“ der American Society of Echocardiography wurden die Messpositionen festgelegt. Im medialen Segment wurden die Papillarmuskeln seitenparallel mit Darstellung des Ansatzes der Chordae tendineae als Schnittebene gewählt (Abb. 3-2). Im basalen Segment wurde die Darstellung des in der Diastole gerade noch zu erkennenden Mitralklappensignals als Schnittebenenhöhe definiert (Abb. 3-1).



**Abb. 3-1: RKDKA unterhalb der Mitralklappe
Messposition im Bereich des basalen Segmentes**



**Abb. 3-2: RKDKA auf Höhe der Papillarmuskeln
Messposition im Bereich des medialen Segmentes**

3.5.3 Positionierung der ROI

Sowohl in der farbkodierten Gewebedoppleruntersuchung (FGD) als auch in der Spektral-Gewebedoppleruntersuchung (SD) wurde zur Minimierung des Winkelfehlers eine in Bezug auf das axiale Schallstrahlenbündel parallele Bewegungsdarstellung des Myokards angestrebt. Das Sample Volume in Form des Farbsektors bei der FGD oder des Messtores bei der SD wurde im 90° Winkel zum Schallkopf positioniert.

Pro Schnittebene wurden die Werte im Bereich des Interventrikularseptums (IVS) und im Bereich der linksventrikulären freien Hinterwand (Lateralwand) ermittelt.

In der FGD war hierzu im basalen Segment eine Neuausrichtung des Farbsektors pro Messregion notwendig, während die Daten im medialen Segment teilweise gleichzeitig vom IVS und von der Lateralwand erhoben werden konnten. An insgesamt vier Lokalisationen wurden somit Aufzeichnungen angefertigt. Diese wurden in Form von Bildschleifen (cineloops) von drei bis vier konsekutiven Herzzyklen digital gespeichert. Die genaue Position der ROI wurde Offline festgelegt.

Aufgrund des bestehenden radialen Geschwindigkeitsgradienten wurde bei der Positionierung der ROI eine myokardiale Messlokalisierung ohne Einbeziehung des Endo- bzw. Epikards an allen Messstellen angestrebt. Die Position wurde durch die genaue Betrachtung der Einzelbilder mittels Freezefunktion im Offlinemodus überprüft.

Bei der Positionierung des Sample Volumes der SD wurde ebenfalls eine myokardiale Messlokalisierung ohne Einbeziehung des Endo- bzw. Epikards an allen Messstellen erzielt. Die Datenerhebung der SD erfolgte an den oben genannten vier definierten Bereichen.

Je Messlokalisierung wurden drei bis vier konsekutive Herzzyklen als Standbild zur Analyse digital gespeichert.

3.5.4 Bildrate

Um den Einfluss der Bildrate auf die erhobenen Farbgewebedopplerdaten zu überprüfen, wurde jede Messstelle mittels fünf verschiedener Geräteeinstellungen aufgezeichnet. Insgesamt wurden vier verschiedene Einstellungen der Pulsrepetitionfrequenz und zwei verschiedene Sektorwinkeleinstellungen zur Variation der Bildraten im Farbgewebedopplermodus gewählt (siehe Tab. 3, 4).

3.5.5 Puls-Repetitions-Frequenz (PRF)

Unter der Pulsrepetitionfrequenz (PRF) wird die maximale Anzahl der vom Schallkopf ausgesendeten bzw. empfangenen Impulse pro Sekunde verstanden. In der vorliegenden Studie wurde die PRF der Farbgewebedopplerdaten in vier Stufen erhöht, wodurch sich folgende Bildraten ergaben (Tab. 3):

Tabelle 3: Messkategorien der PRF und der daraus resultierenden Bildraten im Bereich des Interventrikularseptums (IVS) und der linksventrikulären Wand (LVW)

Kategorie	PRF (kHz)	Bildrate IVS (Bilder pro Sekunde)	Bildrate LVW (Bilder pro Sekunde)
1	1,00	(35,2) 37	48
2	1,50	(55,0) 59	59
3	2,00	(61,8) 67	67
4	2,50	(66,7) 73	73

Die erste Stufe (Kategorie 1) wurde so gewählt, dass es in keiner Aufnahme zum Auftreten von Aliasing kam (abrupte Farbumschläge von rot und blau auf grün und gelb).

3.5.6 Sektorwinkeleinstellung

Eine weitere Erhöhung der Bildraten des Farbgewebedopplermodus wurde durch die Verminderung der Bildsektorbreite erzielt (Abb. 3-3, 3-4). Jede Messlokalisation wurde mit zwei verschiedenen Sektorwinkeleinstellungen bei einer PRF von 2,5 kHz untersucht. Durch diese gewählten Geräteeinstellungen wurden folgende Bildraten erzielt (Tab. 4):

Tabelle 4: Darstellung der Größe des Sektorwinkels und der daraus resultierenden Bildraten im Bereich des IVS und der LVW

Sektorwinkel	Bildrate IVS (Bilder pro Sekunde)	Bildrate LVW (Bilder pro Sekunde)
75°	73 (66,7)	73
30°	114 (114,3)	114

Der Sektorwinkel des farbkodierten Sektors wurde konstant auf ein Minimum an Breite (15°) reduziert.

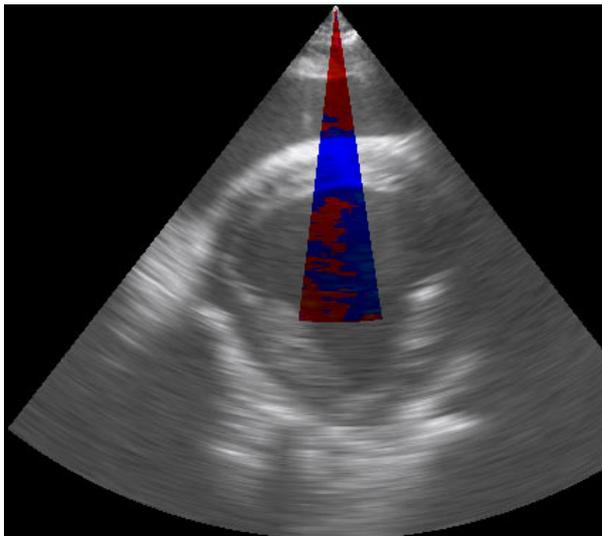


Abb. 3-3:
Darstellung eines Graubildsektorwinkels von 75° im Bereich des medialen Segmentes in der RKDKA. Der farbcodierte Sektor wurde konstant auf ein Minimum reduziert

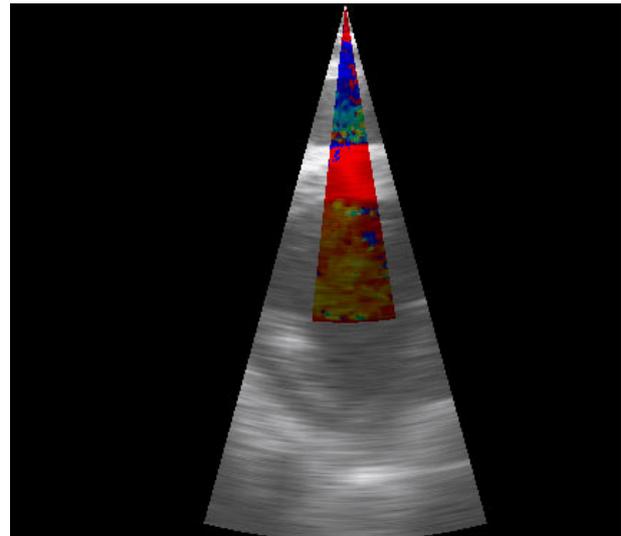


Abb. 3-4:
Minimierung des Sektorwinkels auf 30° im Bereich des medialen Segmentes um eine Erhöhung der Bildrate zu erzielen.

3.6 Datenauswertung

Die Datenanalyse erfolgte „offline“ mittels der Echopac Software-Version 6.3 (GE-Vingmed Ultrasound A/S, Horten, Norwegen).

3.6.1 Kurvenanalyse

Die Zeitintervalle der Herzaktionsphasen wurden folgendermaßen bestimmt (Abb. 3-5, Abb. 3-6):

Isovolämische Relaxation (IVR):

Die IVR wurde als das Zeitintervall zwischen dem Ende der systolischen Myokardbewegung bis zum Durchkreuzen der Nulllinie der aufsteigenden, absteigenden oder biphasischen Geschwindigkeitskurve der frühdiaistolischen Füllungsphase (Beginn der E-Welle) definiert.

Frühdiastolische Füllungsphase (E-Welle):

Das Zeitintervall zwischen dem Ende der IVR und dem erneuten Durchkreuzen der Nulllinie der frühdiaistolischen Geschwindigkeitskurve wurde als E-Welle definiert.

Diastase:

Die darauf folgenden Schwankungen des Myokards, bis zum Auftreten der A-Welle wurden als Diastase bezeichnet.

Spätdiastolische Füllungsphase (A-Welle):

Als Anfangspunkt der A-Welle wurde der Abfall/Anstieg der Gewebegeschwindigkeitskurve, synchron zur P-Zacke des EKG's bestimmt. Der Nulllinienkreuzungspunkt, des dazu gehörigen entgegen gesetzten Schenkels markiert den Endpunkt, vor dem Auftreten der isovolämischen Kontraktionsphase.

Isovolämische Kontraktionsphase (IVC):

Als Orientierungshilfe zur Bestimmung des Anfangspunktes der IVC wurde die Q- Zacke und der Beginn der systolischen Bewegung zur Hilfe hinzu gezogen. Der aufsteigende/absteigende Ast der Gewebegeschwindigkeitskurve der systolischen Welle, direkt nach der R-Zacke im EKG wurde als Endpunkt dieser Phase definiert.

Systolische Welle (S-Welle):

Das oben beschriebene Ende der IVC ist gleichzeitig der Startpunkt für die S-Welle, die direkt nach der R-Zacke im EKG beginnt. Als Endpunkt wurde der Nulllinienkreuzungspunkt des absteigenden/aufsteigenden systolischen Schenkels definiert.

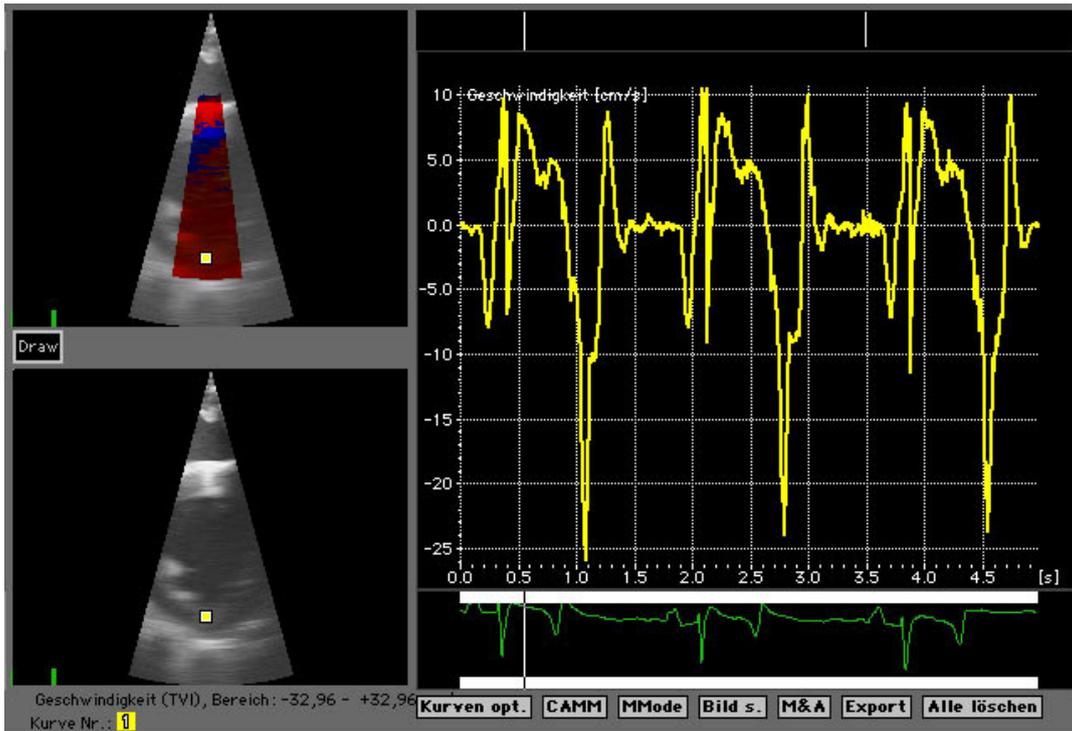


Abb. 3-5: Charakteristischer Kurvenverlauf einer farbkodierten Gewebedoppleruntersuchung im Bereich des medialen Segmentes der LVW. Die x-Achse gibt die zeitliche Veränderung und die y-Achse die Geschwindigkeit in cm/s wieder.

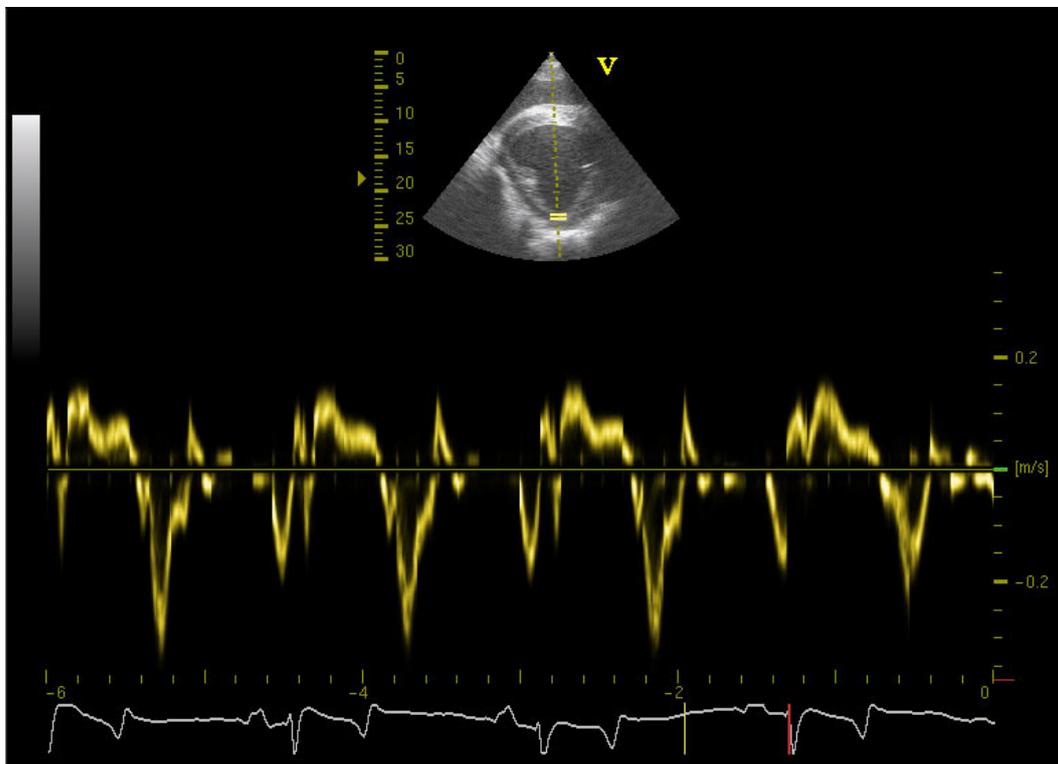


Abb. 3-6: Charakteristischer myokardialer Kurvenverlauf einer Spektralgewebedoppleruntersuchung im Bereich des medialen Segmentes der LVW. Die x-Achse gibt die zeitliche Veränderung und die y-Achse die Geschwindigkeit in m/s wieder.

3.6.2 Datenauswertung der Spektralgewebedoppleruntersuchung

Die Kurvenidentifizierung erfolgte unter den in Punkt 3.6.1 genannten Kriterien. Anhand der zeitlichen Korrelation der Geschwindigkeitspeaks und des EKG's wurden die maximalen Scheitelpunkte der S-, E- und A-Welle, sowie der isovolumischen Phasen manuell gemessen. Lagen deutliche Geschwindigkeitsdifferenzen der aufgezeichneten Herzzyklen vor, wurden alle Werte bestimmt und ein Mittelwert ermittelt. Insgesamt wurde bei der Datenerhebung auf ein homogenes Kurvenbild geachtet. Auch die Phasendauer wurde nach den oben genannten Kriterien bestimmt, und erfolgte zur Vereinheitlichung auf Höhe der Nulllinie.

3.6.3 Datenauswertung der farbkodierten Gewebedoppleruntersuchung

Die Auswertung der farbkodierten Gewebedopplerdaten erfolgte „offline“ mittels der Echopac Software-Version 6.3 (GE-Vingmed Ultrasound A/S, Horten, Norwegen). Im ersten Schritt wurde die Qualität des Graubildes und die Richtung des Myokard in Bezug auf den Schallkopf subjektiv bewertet. Um einen Einfluss auf die Geschwindigkeitsdaten darzustellen wurden die Bonitätsklassen 1 (gute Qualität) und 2 (mäßige Qualität) eingeführt. Im Anschluss wurde die ROI in den zu messenden Myokardabschnitten nach den in Abschnitt 3.5.4 genannten Kriterien gesetzt.

3.6.3.1 Datenauswertung „Bildratenvariationen“

Für die Auswertung der verschiedenen Kurvenverläufe aufgrund der fünf Bildratenvariationen (PRF-Einstellungen, Sektorwinkeleinstellungen) wurde die Größe der ROI auf 3 x 3 pixel festgelegt. Die Filtereinstellung „Kurvenglättung“ wurde nur zur Vereinfachung der Kurvenidentifikation eingesetzt, aber zur Datenerhebung ausgeschaltet.

Im ersten Schritt wurde die Identifikation der einzelnen Wellen, sowie deren Messbarkeit beurteilt. Im Anschluss wurden die Phasendauer und die Geschwindigkeitsmaxima der S-, E und A-Welle, sowie der isovolumischen Wellen an allen vier Messlokalisationen bestimmt.

3.6.3.2 Datenauswertung „Variation der ROI-Größe“

Die Auswirkung der Größe der ROI auf die erhobenen Parameter wurde in insgesamt vier Stufen untersucht (Tab. 5). Als Grundeinstellung wurde eine PRF von 2,5 kHz gewählt, eine Sektorwinkeleinstellung von 30°, was eine Bildrate von 114 Bildern pro Sekunde zur Folge hatte (Abb. 3-7, 3-8, 3-9, 3-10). Die Filtereinstellung „Kurvenglättung“ wurde ausgeschaltet und die Kurven wurden nach den in Abschnitt 3.6.1 genannten Kriterien identifiziert und ausgewertet. Die Datenerhebung erfolgte an vier verschiedenen Messlokalisationen.

Tabelle 5: Darstellung der ROI-Größe in „pixel und Millimeter“ bei einer Auflösung von 150 dpi

Größe der ROI (pixel)	Größe der ROI (mm)
03 x 03	2 x 2
09 x 09	5 x 5
15 x 15	25 x 25
21 x 21	36 x 36

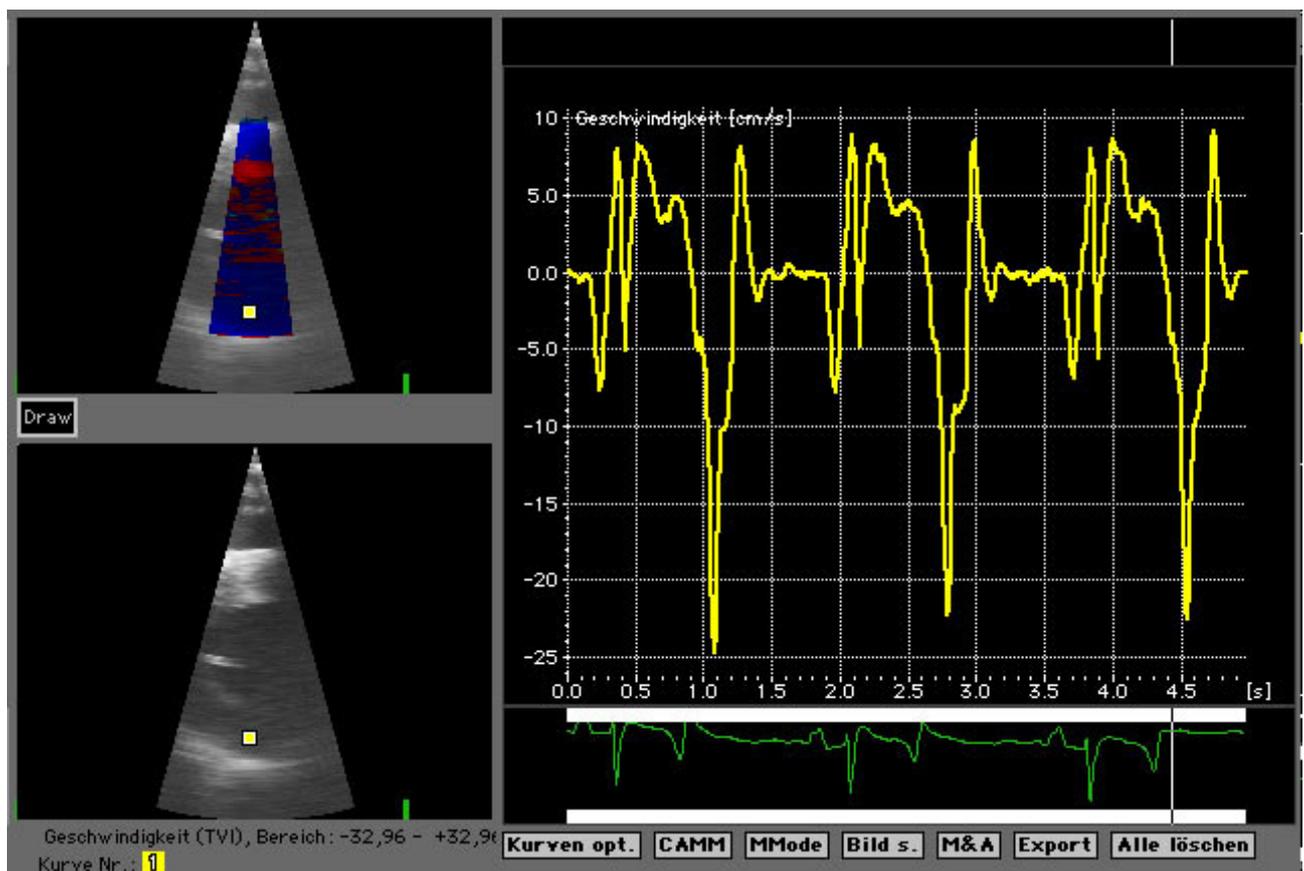


Abb. 3-7: Einfluss der ROI-Größe auf das myokardiale Geschwindigkeitsprofil. Verhältnis der ROI-Größe von 3 x 3 pixel und der Myokarddicke im Bereich der LVW. Auf der X-Achse wird die zeitliche Veränderung und auf der Y-Achse die Geschwindigkeit in cm/s dargestellt.

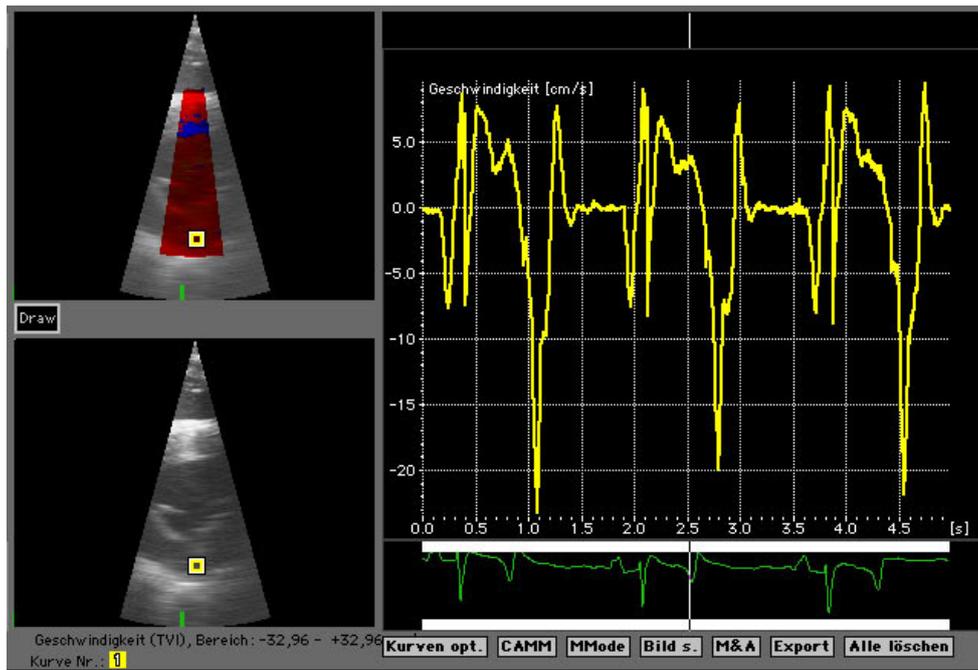


Abb. 3-8: Myokardiales Geschwindigkeitsprofil bei einer ROI-Größe von 9 x 9 pixel im Bereich der LVW (Erläuterung siehe Abb. 3-7)

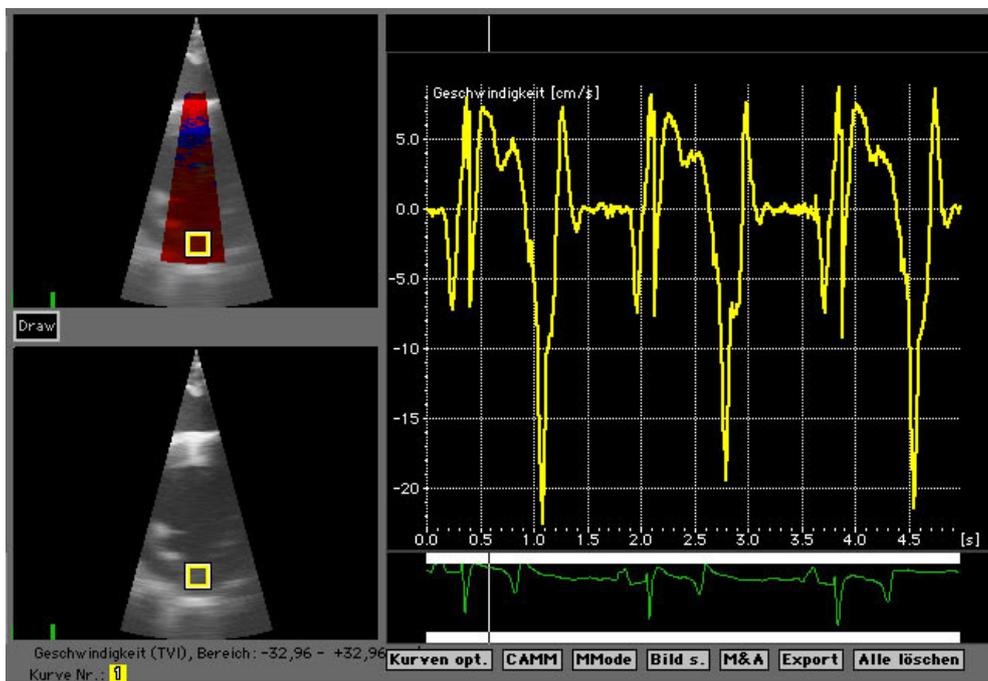


Abb. 3-9: Myokardiales Geschwindigkeitsprofil bei einer ROI-Größe von 15 x 15 pixel im Bereich der LVW (Erläuterung siehe Abb. 3-7)

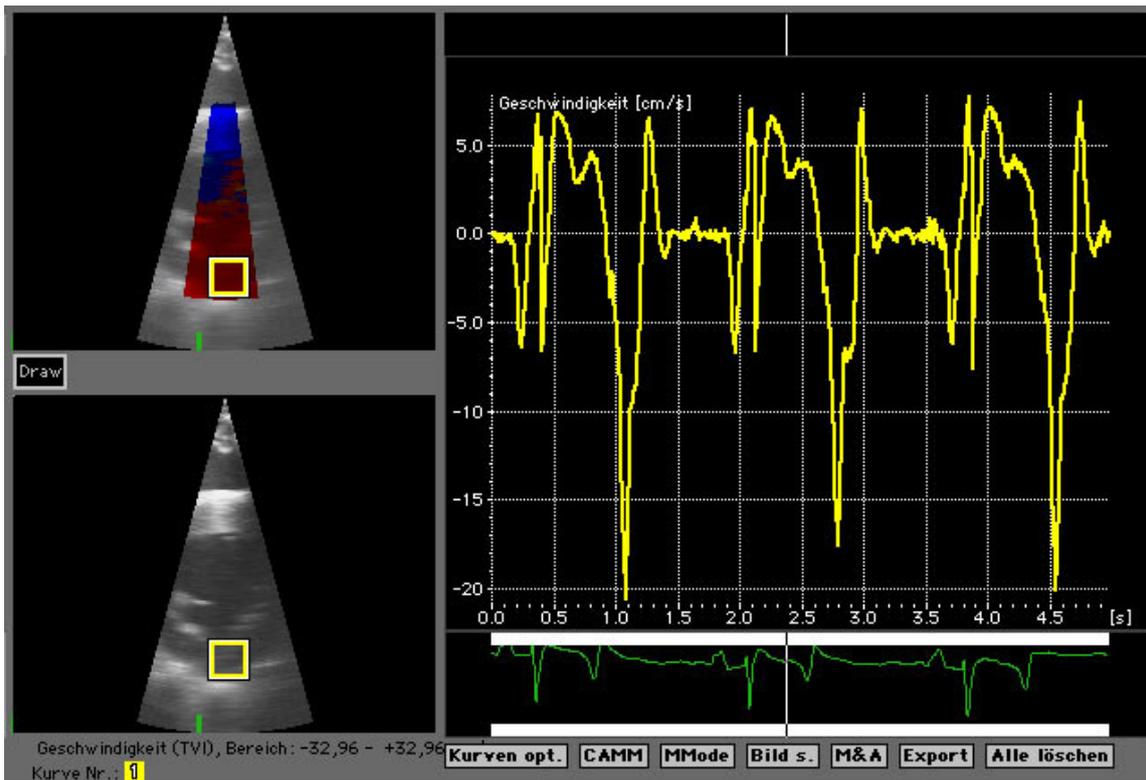


Abb. 3-10: Myokardiales Geschwindigkeitsprofil bei einer ROI-Größe von 21 x 21 pixel im Bereich der LVW (Erläuterung siehe Abb. 3-7)

3.6.3.3 Datenauswertung „Einfluss der Kurvenglättung“

Zur Evaluation des Einflusses der Filtereinstellung „Kurvenglättung“ wurde mit einer ROI-Größe von 3 x 3 pixel, einer PRF von 2,5 kHz, einer Sektorwinklereinstellung von 30° und somit mit einer Bildrate von 114 Bildern pro Sekunde gearbeitet. Der gleiche Herzzyklus wurde sowohl ohne als auch mit Einschaltung der „Kurvenglättung“ ausgewertet (Abb. 3-11, 3-12). Die Lokalisation der ROI wurde auf der identischen Messlokalisierung beibehalten. Insgesamt erfolgte die Datenauswertung an allen vier Messstellen und es wurden erneut die Geschwindigkeitsmaxima und die Dauer der Herzaktionsphasen bestimmt.

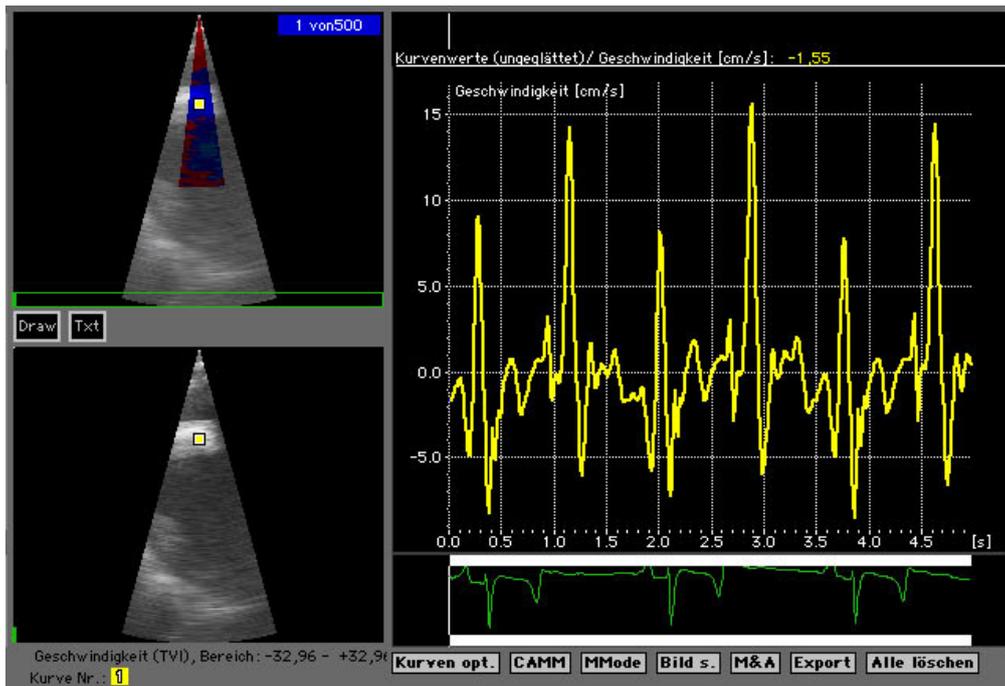


Abb. 3-11: Myokardiales Geschwindigkeitsprofil ohne eingeschaltete Filterfunktion „Kurvenglättung“ im Bereich des IVS. Im Vergleich zu Abb. 3-12 erscheint die Kurve aufgrund der erhöhten Anzahl an Rauschartefakten unruhiger. Zusätzlich liegt eine deutliche Differenz der Geschwindigkeitsmaxima vor.

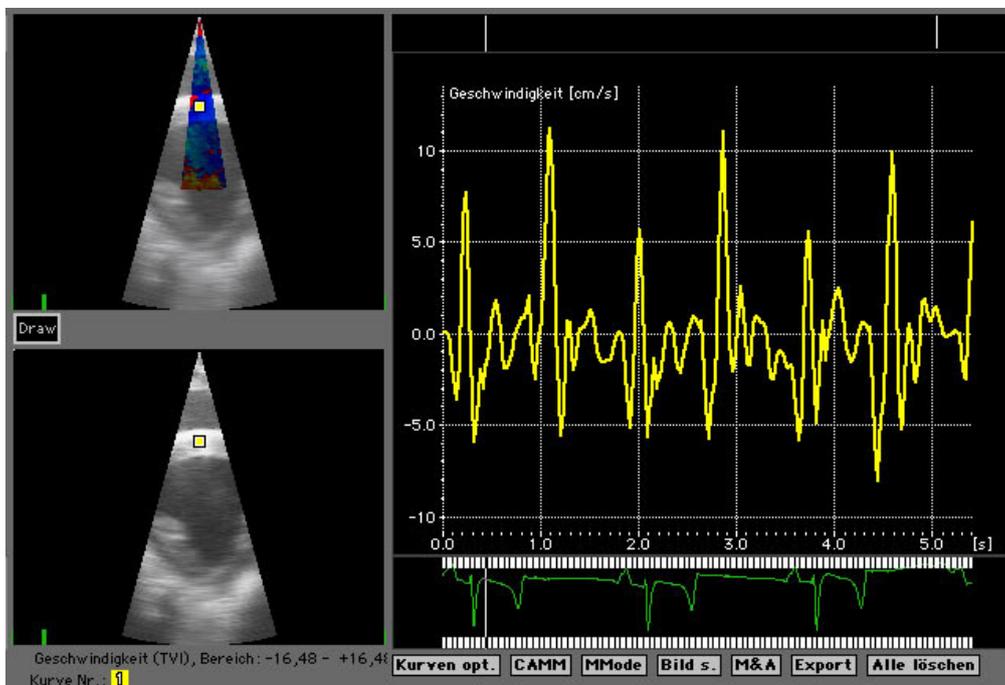


Abb. 3-12: Myokardiales Geschwindigkeitsprofil mit eingeschalteter Filterfunktion „Kurvenglättung“ im Bereich des IVS. Das Kurvenbild erscheint im Vergleich zu Abb. 3-11 weniger „verrauscht“.

3.7 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung erfolgte mithilfe der Computersoftware PASW Statistics (SPSS Inc., Chicago IL, USA, Version 19.0).

Für die Irrtumswahrscheinlichkeit p wurden folgende Signifikanzstufen festgelegt:

$p \leq 0,01$	=	hoch signifikant (**)
$p \leq 0,05$	=	signifikant (*)
$p > 0,05$	=	nicht signifikant

3.7.1 Bildratenvariation

Zur Validierung des Einflusses der Bildraten wurde eine deskriptive Datenanalyse mit Angabe des arithmetischen Mittelwertes, der Standardabweichung und der Varianz, sowie der fehlenden Werte für jede Messebene und jede myokardiale Welle erstellt. Zur Darstellung der Geschwindigkeitsänderungen wurde eine Regressionsanalyse durchgeführt, bei der der Wert kHz als unabhängige Variable und die Geschwindigkeitsvariable als abhängige Variable definiert wurde. Hierbei erfolgte die Signifikanzprüfung auf R^2 (Anpassung der Regression an die empirischen Werte) mittels einer ANOVA. Zusätzlich wurde der Regressionskoeffizient, der die Steigung der Regressionsgerade beschreibt, bestimmt und mittels eines t-Testes überprüft, ob er von Null verschieden ist.

Wurden keine Signifikanzen festgestellt, erfolgte eine weitere Überprüfung der Daten mittels einer Korrelationsanalyse, bei der der Spearmansche Rangkorrelationskoeffizient bestimmt wurde. Bei diesem Test muss kein linearer Zusammenhang vorausgesetzt werden, es muss lediglich eine Monotonie bestehen.

3.7.2 Kurvenglättung

Der Vergleich der Verteilung der zwei zusammenhängenden Variablen „eingeschaltete Kurvenglättung“ und „ausgeschaltete Kurvenglättung“ wurde mit dem parameterfreien Wilcoxon-Test durchgeführt. Hierfür wurden die Wertdifferenzen berechnet und die mittleren Rangzahlen ermittelt. Anhand eines Testwertes Z wurde anschließend die asymptotische-zweiseitige Signifikanz (Überschreitungswahrscheinlichkeit) der erhobenen Daten bestimmt. Die deskriptive Analyse erfolgte analog zu der Bildratenanalyse.

3.7.3 ROI

Bei der statistischen Auswertung des Einflusses der ROI auf das myokardiale Geschwindigkeitsprofil wurde eine zweifaktorielle Varianzanalyse durchgeführt (Faktor 1 = Größe der ROI, Faktor 2 = Messebene). Die Homogenität der Varianzen wurde durch einen Levene-Test überprüft. Für die Nullhypothese (Varianzhomogenität) wurde ein Signifikanzniveau von $\alpha > 0,20$ festgelegt. Lag bei der

Analyse der Geschwindigkeitsdaten eine Varianzheterogenität vor, wurde eine logarithmische Datentransformation vorgenommen und erneut ein Levene-Test durchgeführt.

Die Überprüfung der Signifikanz aller Haupt- und Interaktionseffekte erfolgte durch eine UNIANOVA. Wurde die Verwerfung der Nullhypothese bezüglich eines Faktors bewiesen, wurde ein Post-Hoc-Mehrfachvergleich durchgeführt. Hierzu wurde die studentisierte Spannweitenstatistik nach TUKEY verwendet, die die signifikante Differenz für paarweise Vergleiche zwischen den Gruppen analysiert.

Zur Überprüfung der Präzision wurden die Variationskoeffizienten, definiert als Quotient von Mittelwert und Standardabweichung, berechnet und deskriptiv mittels Box-and-Whisker-Plots sowie anhand von Streudiagrammen mit eingezeichneter Anpassungsgerade verglichen. Zum Nachweis eines signifikanten Unterschiedes wurde der nichtparametrische Kruskal-Wallis-H-Test angewendet. Im Anschluss wurde eine deskriptive Analyse der fehlenden Werte durchgeführt.

3.7.4 Modalitätsvergleich

Der Vergleich der Geschwindigkeitsdaten des FGD und des SGD erfolgte durch den Kruskal-Wallis-H-Test (Rangvarianzanalyse). Zur Überprüfung der Präzision der beiden Modalitäten wurden eine Variationskoeffizientenanalyse, sowie eine deskriptive Analyse durchgeführt.

3.7.5 Einfluss des Sektorwinkels

Der Einfluss des Sektorwinkels auf die Geschwindigkeitsdaten erfolgte durch einen Kruskal-Wallis-H-Test. Dieser parameterfreie Test führt eine einfaktorielle Varianzanalyse durch, um signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Faktorstufen zu ermitteln. Zusätzlich wurde eine deskriptive Datenanalyse durchgeführt.

3.7.6 Subjektive Graubildbeurteilung

Die Bewertung der Qualität des Graubildes erfolgte subjektiv in Bonitätsklassen. Zur Evaluierung des Einflusses der Graubildqualität, sowie der Ausrichtung der Messebene wurde eine deskriptive Datenanalyse durchgeführt.

4 ERGEBNISSE

4.1 Studienpopulation

Das Durchschnittsalter der Probanden betrug $12,3 \pm 3$ Jahre (Spannweite 8 bis 16 Jahre), das mittlere Gewicht $590,3 \pm 10,2$ kg (575 - 603 kg) und die mittlere Größe $168,4 \pm 3$ cm (Spannweite 165 bis 174 cm). Es wurden sechs Wallache und drei Stuten untersucht. Bei diesen Pferden handelte es sich ausschließlich um Warmblüter.

4.2 Echokardiographische 2D-Untersuchung

In der Studienpopulation befanden sich alle kardiometrischen Messwerte sowohl im B-Mode (Tab. 6), als auch im M-Mode (Tab. 7) innerhalb des Referenzbereiches. Die mittels Dopplerechokardiographie überprüfte Klappenintegrität zeigte bei keinem der Probanden eine Insuffizienz der Herzklappen. Bei einzelnen Pferden waren geringgradige Regurgitationen an einzelnen Herzklappen nachweisbar, die jedoch aufgrund mehrerer Kriterien wie niedriger Strömungsgeschwindigkeiten und Dauer der Zyklusphase als unbedeutend eingestuft wurden.

Tabelle 6: Übersicht über die Mittelwerte, die Standardabweichung, sowie die Referenzwerte der Herzdimensionen im B-Mode aus den Schnittebenen RKDLA, RKDLA-Ao und RKRLA

Lokalisation	Messfaktor	Messwert (cm)	Standardabweichung	Referenzwert (cm)
RKDLA	RVW	1,50	0,09	1,5 + 0,2
	IVS	2,44	0,23	3,4 + 0,6
	LVW	1,99	0,18	3,2 + 0,6
	LVD (ppm)	9,69	1,48	9,3 + 1,1
	LVD (umv)	12,52	1,25	12,8 + 0,7
	LAD	10,55	0,63	10,5 + 1,2
RKDLA-Ao	RAD	6,17	0,87	6,7 + 0,8
	AoDsinusval	8,19	0,73	8,0 + 0,4
RKRLA	RADr	8,14	0,64	7,1 + 1,1
	RVDr	9,40	0,63	7,4 + 0,9
	PVDd	6,10	0,66	5,6 + 0,6

(Legende zu Tab. 6: AoDsinusval – Aortendurchmesser auf Höhe des Sinus valsalvae, IVS – Interventrikularseptum, LAD – linksatrialer Durchmesser, LVD – linksventrikulärer Durchmesser, LVW – linksventrikuläre Wand, ppm – Papillarmuskelhöhe, PVDd - diastolischer Durchmesser der Vena pulmonales, RAD- rechtsatrialer Durchmesser, RADr – rechtsatrialer Durchmesser aus der kranialen Achse, RVDr - rechtsventrikulärer Durchmesser aus der kranialen Achse, RVW - rechtsventrikuläre Wand, umv- Messebene unterhalb der Mitralklappe)

Tabelle 7: Übersicht über die Mittelwerte, das Minimum und das Maximum, sowie die Standardabweichung der Herzdimensionen im M-Mode

	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
LVDd (cm)	12,080	14,220	13,343	0,701
LVDs (cm)	7,430	9,850	8,643	0,763
IVSd (cm)	2,420	3,800	3,289	0,448
IVSs (cm)	3,280	5,250	4,469	0,632
LVWd (cm)	1,750	3,280	2,411	0,477
LVWs (cm)	2,590	5,710	3,328	0,916
FS (%)	29,630	44,160	35,222	4,647

(Legende zu Tab. 7 : FS – Fraktionelle Verkürzung, IVSd - diastolischer Durchmesser des Interventrikularseptums, IVSs - systolischer Durchmesser des Interventrikularseptums, LVDd – diastolischer linksventrikulärer Durchmesser, LVDs – systolischer linksventrikulärer Durchmesser, LVWd - diastolischer Durchmesser des linksventrikulären Wand, LVWs - systolischer Durchmesser des linksventrikulären Wand)

4.3 Gewebedopplerechokardiographische Ergebnisse

Zur Simplifizierung der Darstellung und Auswertung der Gewebedopplerergebnisse wurden ausschließlich positive Werte verwendet. Da das Vorzeichen lediglich die Bewegungsrichtung des Myokards in Bezug auf den Schallkopf angibt, kommt es durch diese Maßnahme nicht zu einer Veränderung des quantitativen Betrages der erhobenen Werte.

4.3.1 Einfluss der Bildrate

Die Bildrate wurde in vier Kategorien eingeteilt, die je durch die jeweils verwendeten kHz-Werte definiert wurden. Somit ergaben sich folgende Einstellungen in jeder einzelnen Messebene:

- Kategorie 1 = 1,0 kHz
- Kategorie 2 = 1,5 kHz
- Kategorie 3 = 2,0 kHz
- Kategorie 4 = 2,5 kHz

Tabelle 8: Übersicht über das Signifikanzniveau zwischen der Höhe der Bildrate (BR) und den Mittelwerten der myokardialen Geschwindigkeit der einzelnen Herzaktionen im Bereich der vier Messebenen (*Die Korrelation ist auf dem Niveau 0,05 signifikant, ** Die Korrelation ist auf dem Niveau 0,01 signifikant)

		Geschwindigkeitsmittelwert (cm/s)				
Messregion	Messwelle	BR 1	BR 2	BR 3	BR 4	Signifikanz
IVS ppm	Vic	2,79	3,51	3,91	3,61	0,034*
	Vs	5,32	6,13	6,21	6,58	0,016*
	Vir	2,55	4,28	4,65	4,80	0,005**
	Ve	12,59	14,80	14,94	16,36	0,017*
	Va	3,63	3,63	4,24	4,24	0,044*
IVS umv	Vic	1,18	4,34	4,46	4,42	0,001**
	Vs	4,11	4,59	4,15	4,75	0,328
	Vir	1,93	2,09	2,38	2,75	0,37
	Ve	12,05	10,98	11,55	12,05	0,948
	Va	2,24	2,30	3,33	3,70	0,001**
LVW ppm	Vic	5,65	6,49	6,04	7,18	0,207
	Vs	7,29	8,16	8,42	8,46	0,013*
	Vir	8,01	7,61	6,21	5,10	0,001**
	Ve	14,13	21,55	22,39	23,41	0,001**
	Va	8,21	9,77	9,43	10,57	0,035*
LVW umv	Vic	6,20	6,59	6,42	6,43	0,054
	Vs	8,74	9,19	9,95	11,11	0,008**
	Vir	8,01	6,38	5,09	5,54	0,007**
	Ve	14,11	21,36	21,34	23,49	0,001**
	Va	5,72	7,39	8,12	10,60	0,001**

(Legende zu Tab. 8: IVS – Interventrikularseptum, LVW – linksventrikuläre Wand, ppm – Messebene auf Papillarmuskelhöhe, umv – Messebene unterhalb der Mitralklappe, Vic – Geschwindigkeit der isovolämischen Kontraktion, Vs - Geschwindigkeit der systolischen Kontraktion, Vir - Geschwindigkeit der isovolämischen Relaxation, Ve - Geschwindigkeit der frühdiastolischen Füllungsphase, Va - Geschwindigkeit der spät-diastolischen Füllungsphase)

Im Bereich des Interventrikularseptums auf Höhe der Medialebene (IVSppm) wirkte sich die Bildrate signifikant auf die myokardialen Geschwindigkeitspeaks der isovolämischen Kontraktion (IVC-Welle; Abb. 4-1), isovolämischen Relaxation (IVR-Welle), systolischen Kontraktion (S-Welle) und der frühdiastolischen Füllungsphase (E-Welle) aus. Nicht-signifikante Ergebnisse in Bezug auf die myokardiale Geschwindigkeit in diesem Bereich lieferte die Regressionsanalyse für die spät-diastolische Füllungsphase (A-Welle). Die Überprüfung einer Korrelation der Peaks der A-Welle mittels Spearmanschen Rangkorrelationskoeffizienten zeigte für diese myokardiale Bewegungsphase einen signifikanten Zusammenhang zwischen der Einstellung der Bildrate und der Höhe des Geschwindigkeitspeaks (Tab. 8).

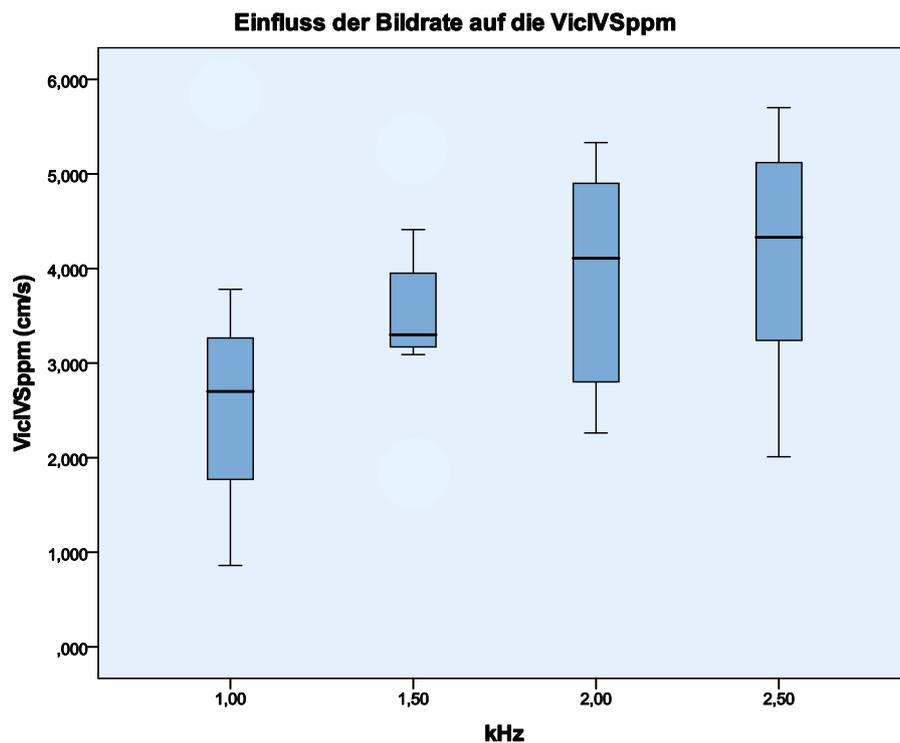


Abb. 4-1: Graphische Darstellung des Einfluss der Bildrate auf die isovolämische Kontraktion im Bereich des Interventrikularseptums (Medialebene) mittels Boxplots. (Legende: VicIVSppm – myokardiale Geschwindigkeit der isovolämischen Kontraktion im Bereich der Medialebene, kHz – Einheit der Bildrate)

Im Bereich des Interventrikularseptums (IVSumv) der Basalebene konnte für die isovolumische Kontraktion ein hochsignifikanter Zusammenhang zwischen Bildratenerhöhung und Geschwindigkeitspeak ermittelt werden (Abb. 4-2). Ein signifikanter Einfluss wurde auch für die spät-diastolische Füllungsphase dieser Messebene nachgewiesen. Kein signifikanter Zusammenhang der kHz-Einstellung und der myokardialen Geschwindigkeit ergab sich sowohl mit der Regressionsanalyse, als auch mit dem Spearmanschen Rangkorrelationskoeffizienten für die systolische Austreibungsphase, die isovolumische Relaxation und die frühdiastolische Füllungsphase (Tab. 8). Graphisch lassen sich jedoch auch für diese Herzphasen tendenzielle Erhöhungen der Geschwindigkeitswerte erkennen (Abb. 4-3).

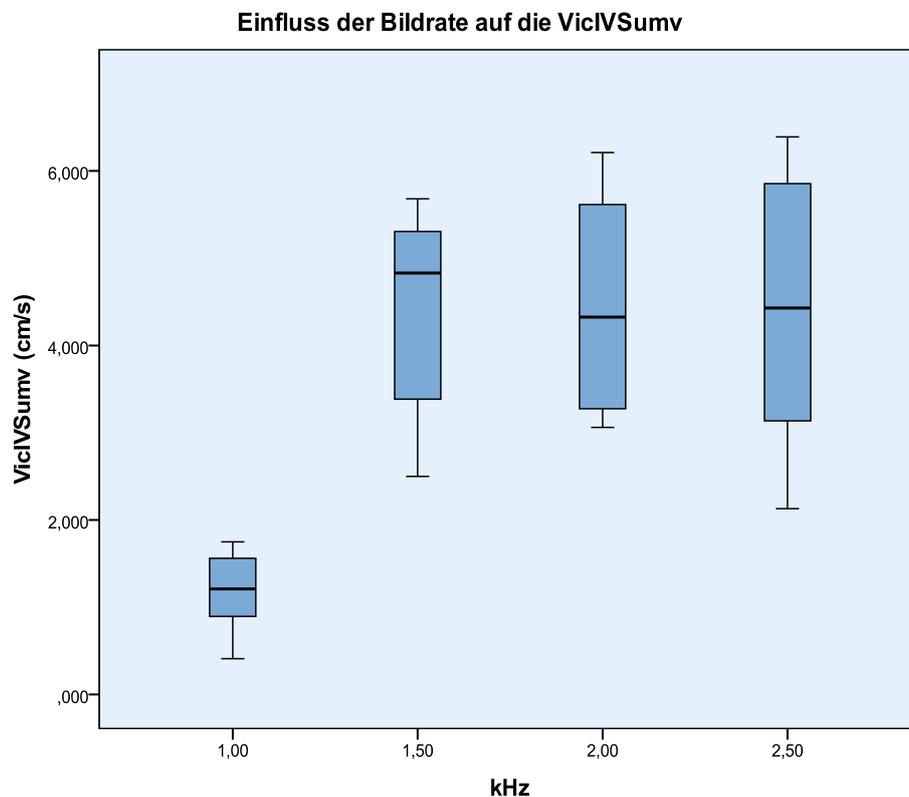


Abb. 4-2: Graphische Darstellung des Einfluss der Bildrate auf die isovolämische Kontraktion im Bereich des Interventrikularseptums (Basalebene) mittels Boxplots. (Legende: VicIVSppm – myokardiale Geschwindigkeit der isovolämischen Kontraktion im Bereich der Medialebene, kHz – Einheit der Bildrate)

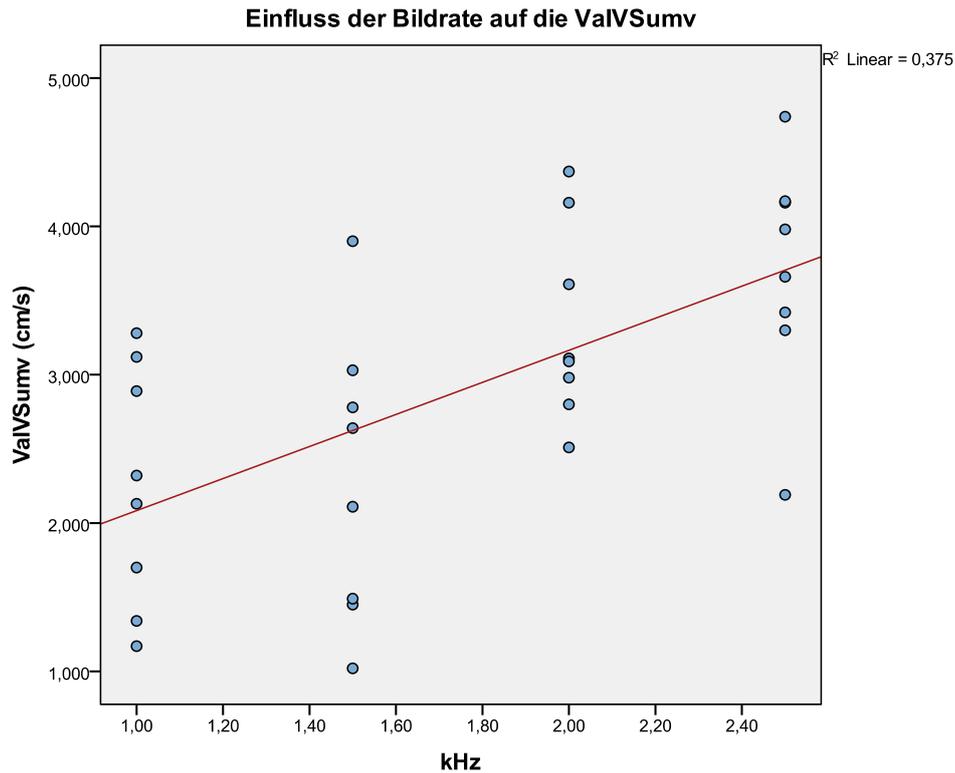


Abb. 4-3: Darstellung des Anstieges der myokardialen Geschwindigkeitswerte der spätdiastolischen Füllungsphase gemessen im Bereich des Interventrikularseptums unterhalb der Mitralklappe mittels Anpassungslinie im Streudiagramm (Legende: ValVSumv – myokardiale Geschwindigkeit der A-Welle im Bereich der Medialebene, kHz – Einheit der Bildrate)

Im Bereich der linksventrikulären freien Wand der Medialebene (LVWppm) konnte ein hochsignifikanter Einfluss für die Geschwindigkeitswerte der frühdiaastolischen Füllungsphase ermittelt werden (Abb. 4-4). Eine signifikante Veränderung wurde auch für die Geschwindigkeitsdaten der isovolämischen Relaxation und der spätdiaastolischen Füllungsphase nachgewiesen. Nicht signifikante Ergebnisse lieferte die Regressionsanalyse für den Einfluss der Bildrate im Bereich des LVWppm auf die myokardiale Geschwindigkeit der systolischen Kontraktion. Die Überprüfung mittels Spearmanschen Rangkorrelationskoeffizienten zeigte auch für diese myokardiale Bewegungsphase eine signifikante Korrelation zwischen Bildrateneinstellung und Höhe des Geschwindigkeitspeaks (Tab. 8). Kein signifikanter Nachweis konnte für die isovolumische Kontraktion in diesem Bereich erbracht werden, auch wenn graphisch ein tendenzieller Anstieg verzeichnet werden konnte (Abb. 4-5).

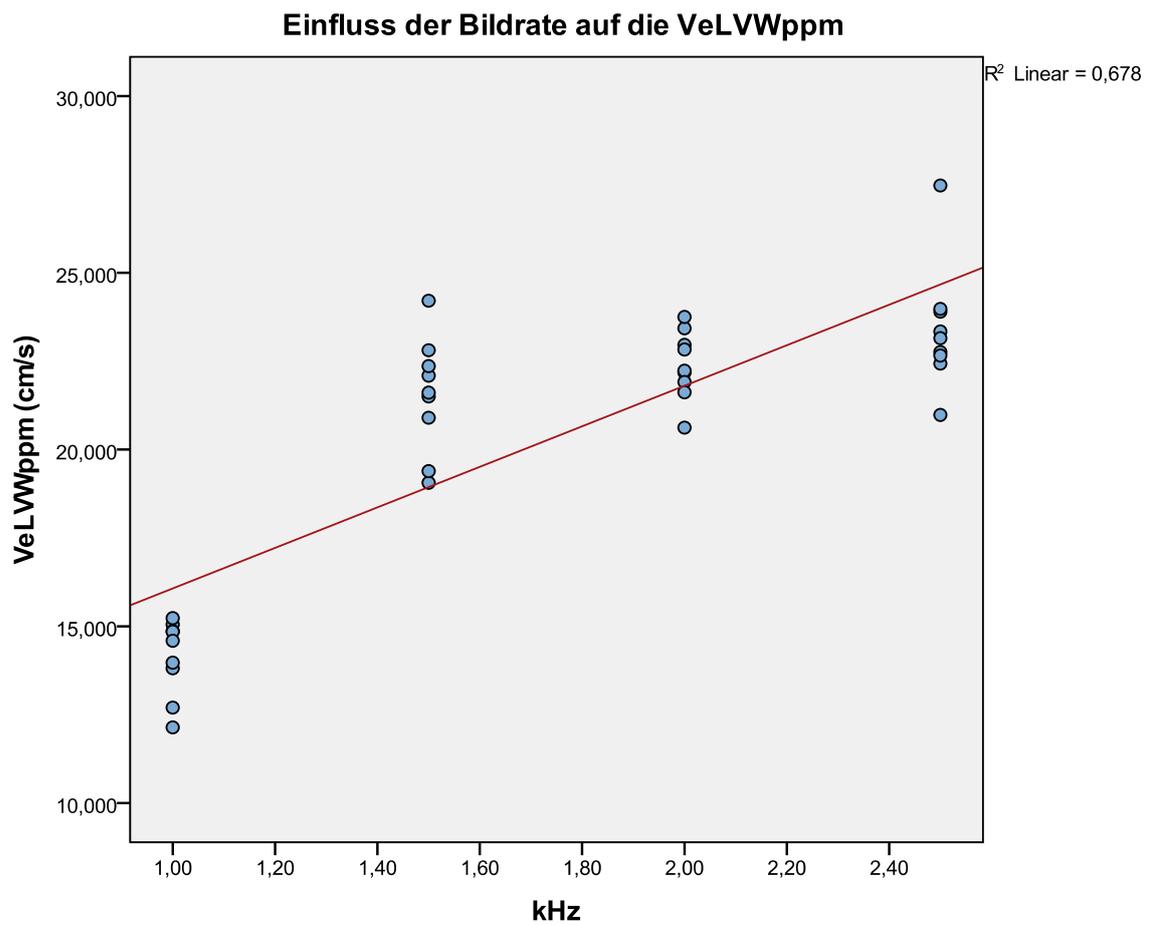


Abb. 4-4: Graphische Darstellung der myokardialen Geschwindigkeitswerte der früdiastolischen Füllungsphase gemessen im Bereich der linksventrikulären Wand auf Höhe der Papillarmuskeln (LVWppm) mittels Anpassungslinie im Streudiagramm. Der Anstieg der Geschwindigkeitsmaxima mit steigender von der Bildrate ist **signifikant. (Legende: VeLVWppm – myokardiale Geschwindigkeit der E-Welle im Bereich der Medialebene, kHz – Einheit der Bildrate)**

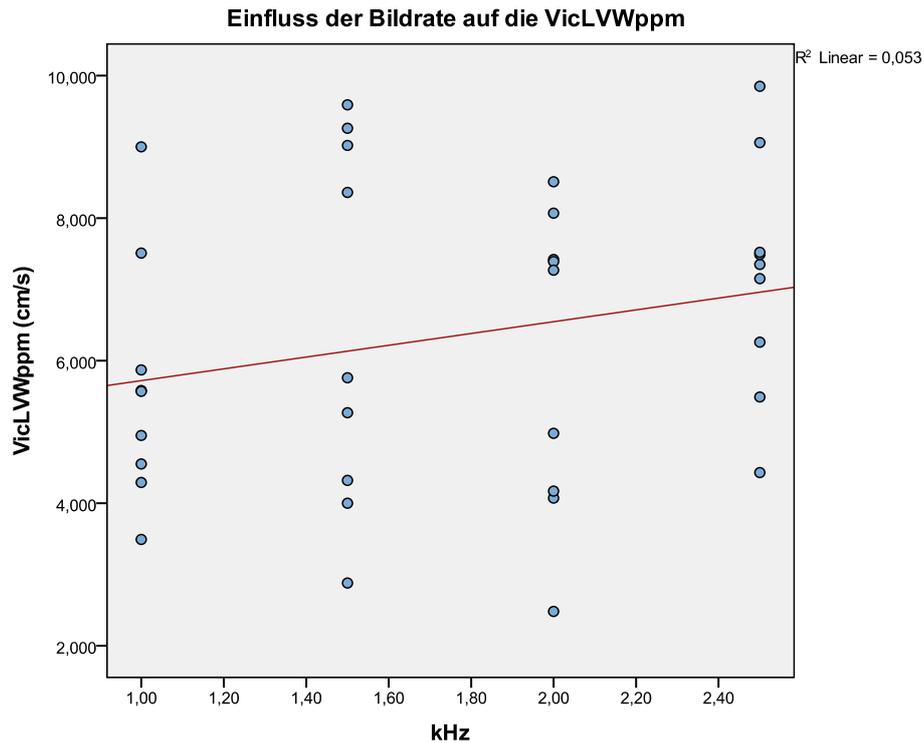


Abb. 4-5: Graphische Darstellung des Anstieges der myokardialen Geschwindigkeitswerte der isovolumentrischen Kontraktion gemessen im Bereich der linksventrikulären Wand auf Höhe der Papillarmuskeln (LVWppm) mittels Anpassungslinie im Streudiagramm. Statistisch konnte keine Signifikanz nachgewiesen werden, jedoch kann durch diese Abbildung ein tendenzieller Anstieg der Geschwindigkeitsmaxima mit steigender Bildrate gezeigt werden. (Legende: VicLVWppm – myokardiale Geschwindigkeit der IC-Welle im Bereich der Medialebene, kHz – Einheit der Bildrate)

Im Bereich der Lateralwand der Basalebene (LVWumv) wurde ein hochsignifikanter Einfluss der kHz-Einstellung auf den Geschwindigkeitspeak der frühdiastolischen Füllungsphase ermittelt. Für die myokardialen Geschwindigkeitsdaten der systolischen Kontraktion (Abb. 4-6), sowie der isovolumentrischen Relaxation konnten signifikante Veränderungen nachgewiesen werden. Keinen signifikanten Einfluss auf die Daten hatte die Bildratenerhöhung auf die spät-diastolische Füllungsphase in der Regressionsanalyse. Die Überprüfung durch den Spearmanschen Rangkorrelationskoeffizienten ergab jedoch eine signifikante Korrelation der Werte in dieser Phase (Abb. 4-7, Tab. 8). Keine Signifikanz konnte für die isovolumentrische Kontraktionsphase nachgewiesen werden, jedoch wurde auch hier ein tendenzieller Anstieg der Geschwindigkeit zwischen Bildratenkategorie 1 und Bildratenkategorie 4 festgestellt.

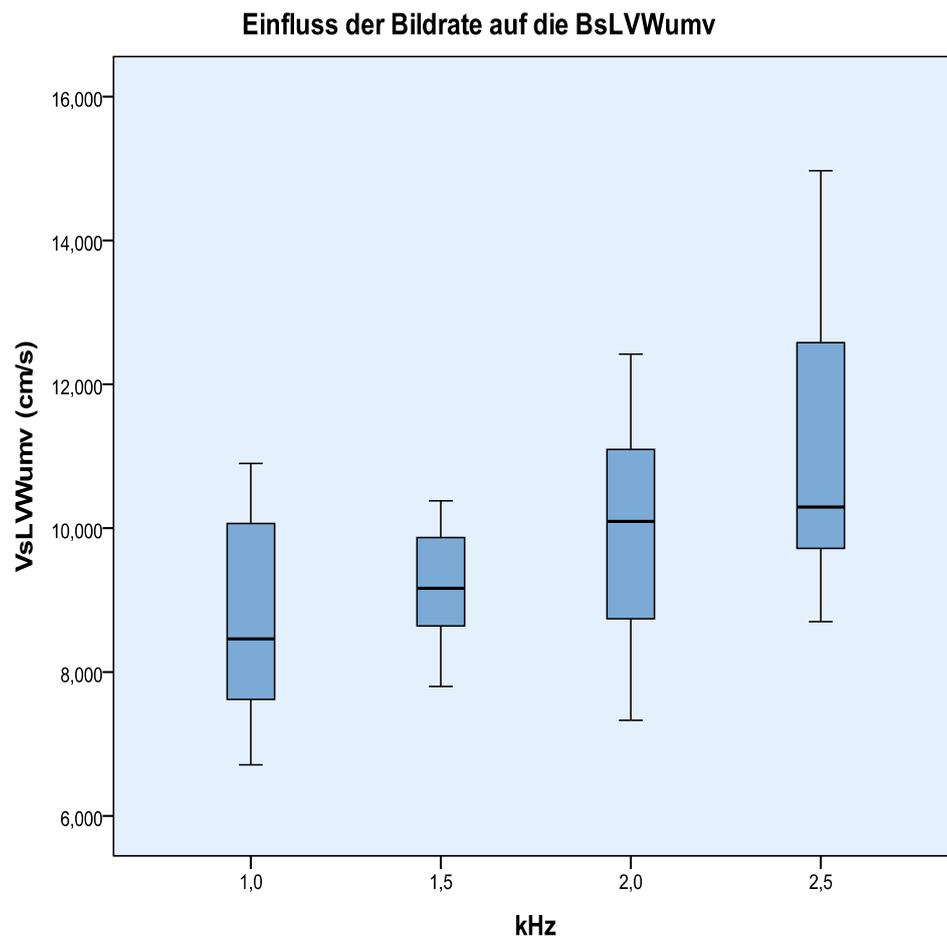


Abb. 4-6: Graphische Darstellung der myokardialen Geschwindigkeitswerte der systolischen Kontraktionsphase gemessen im Bereich der linksventrikulären Wand unterhalb der Mitralklappe (LVWumv) mittels Boxplots in Abhängigkeit zu der Bildrate. Mit steigender Bildrate wird ein statistisch signifikanter Anstieg der Geschwindigkeitsmaxima verzeichnet. (Legende: VsLVWumv – myokardiale Geschwindigkeit der S-Welle im Bereich der Basalebene, kHz – Einheit der Bildrate)

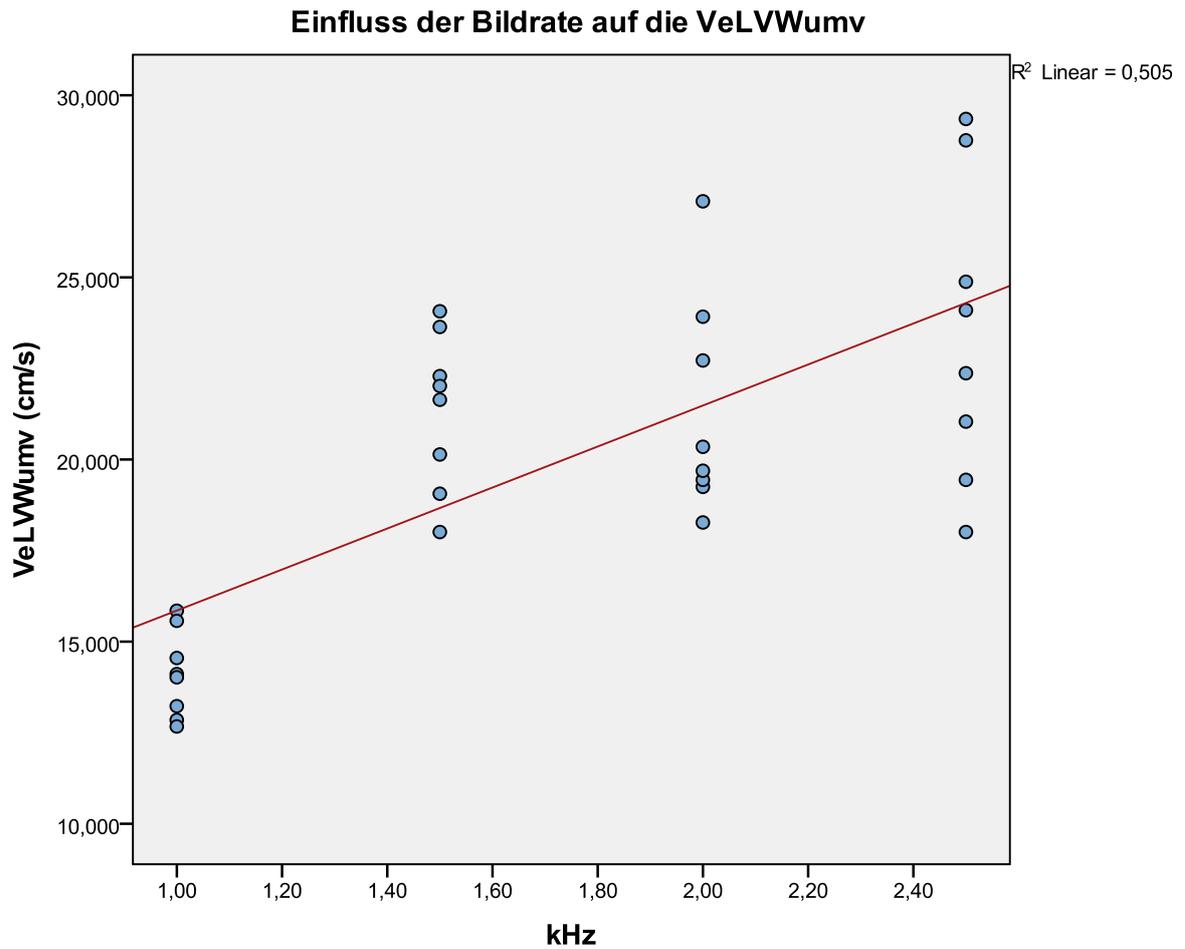


Abb. 4-7: Graphische Darstellung der Entwicklung der myokardialen Geschwindigkeitswerte der frühdiastolischen Füllungsphase im Bereich der linksventrikulären Wand unterhalb der Mitralklappe (LVWumv) mit steigender Bildrate mittels einer Anpassungslinie im Streudiagramm. (Legende: VeLVWumv – myokardiale Geschwindigkeit der E-Welle im Bereich der Basalebene, kHz – Einheit der Bildrate)

Tabelle 9: Übersicht über die Signifikanz des Einflusses der Bildrate auf die einzelnen myokardialen Geschwindigkeiten der jeweiligen Wellen jeder Messebene. Dargestellt werden die Ergebnisse der Regressionsanalyse (R) und der Korrelationsanalyse (K) (S - hochsignifikant, s - signifikant, ns – nicht signifikant)**

Lokalisation	Vic		Vs		Vir		Ve		Va	
Test	R	K	R	K	R	K	R	K	R	K
IVSumv	S**	S**	ns	ns	ns	ns	ns	ns	s	s
LVWppm	ns	ns	ns	s	s	s	S**	S**	s	s
IVSppm	s	s	s	s	s	s	s	s	s	ns
LVWumv	ns	ns	s	s	s	s	S**	S**	ns	s

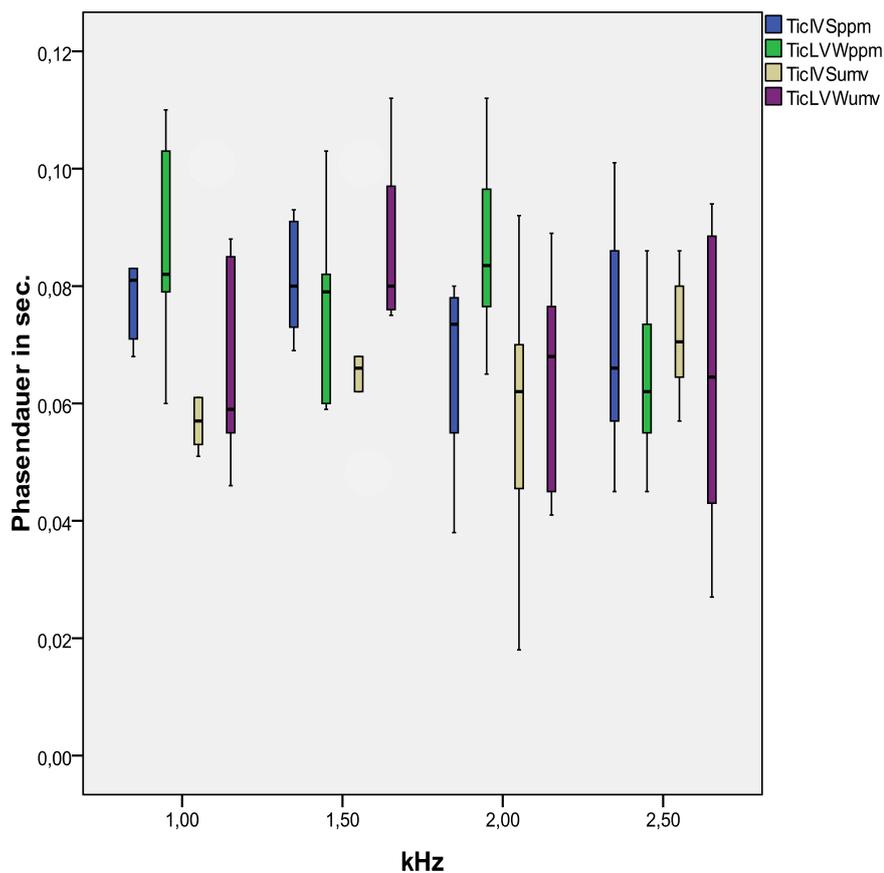


Abb. 4-8: Graphische Darstellung des Einflusses der Höhe der Bildrate auf die Phasendauer der isovolämischen Kontraktion der vier verschiedenen Messebenen. Es konnte kein signifikanter Unterschied ermittelt werden.

(Legende zu Abb. 4-8: IVS – Interventrikularseptum, LVW – linksventrikuläre Wand, ppm – Messebene auf Papillarmuskelhöhe, Tic – zeitliche Dauer der isovolämischen Kontraktion, umv – Messebene unterhalb der Mitralklappe)

Die Überprüfung des Einflusses der Bildraten auf die einzelnen Phasendauern erbrachte in keiner Messebene und bei keiner Herzphase signifikante Ergebnisse. Insgesamt wurde eine hohe Inhomogenität und Varianz der Zeitdaten festgestellt (Abb. 4-8).

Die Analyse der fehlenden Werte der isovolumischen Phasen ergab eine deutliche Differenz zwischen den niedrigen und hohen Bildraten. Während bei der Bildratenkategorie 1 und 2 insgesamt 12 bzw. 11 fehlende Werte zu verzeichnen waren, konnten bei Bildratenkategorie 3 und 4 jeweils nur insgesamt 3 Werte aufgrund mangelnder Identifikation nicht gemessen werden.

4.3.2 Einfluss der Kurvenglättung

Der zeitliche Filter „Kurvenglättung“ bewirkt innerhalb eines festgelegten Zeitfensters eine Mittelung benachbarter Messwerte. Im Rahmen dieser Arbeit wurde der Einfluss dieser Filterfunktion auf die myokardialen Geschwindigkeitsdaten überprüft.

Die Einschaltung der Filterfunktion „Kurvenglättung“ führte bei fast allen gemessenen myokardialen Geschwindigkeiten zu einer statistisch signifikanten Senkung der Geschwindigkeitsmaxima (Abb. 4-9, 4-10). Keine Signifikanz konnte für die systolische Kontraktion im Bereich des Interventrikularseptums der Basalebene, sowie für die isovolumische Relaxation und die spätdiastolische Füllungsphase im Bereich der linksventrikulären Wand der Basalebene nachgewiesen werden. Generell bestand aber auch bei diesen Werten eine deutliche Reduzierungstendenz bei eingeschalteter Kurvenglättung im Vergleich zu ungefilterten myokardialen Geschwindigkeiten (Tab. 10).

Die durchgeführte analytische Betrachtung der fehlenden Werte der isovolumischen Phasen erbrachte kein signifikantes Verteilungsmuster zwischen den zwei untersuchten Kategorien. Lediglich im Bereich der basalen Lateralwand konnte für die isovolumische Relaxation ein Ansteigen der fehlenden Werte von 1 auf 3 mit eingeschalteter Glättungsfunktion verzeichnet werden.

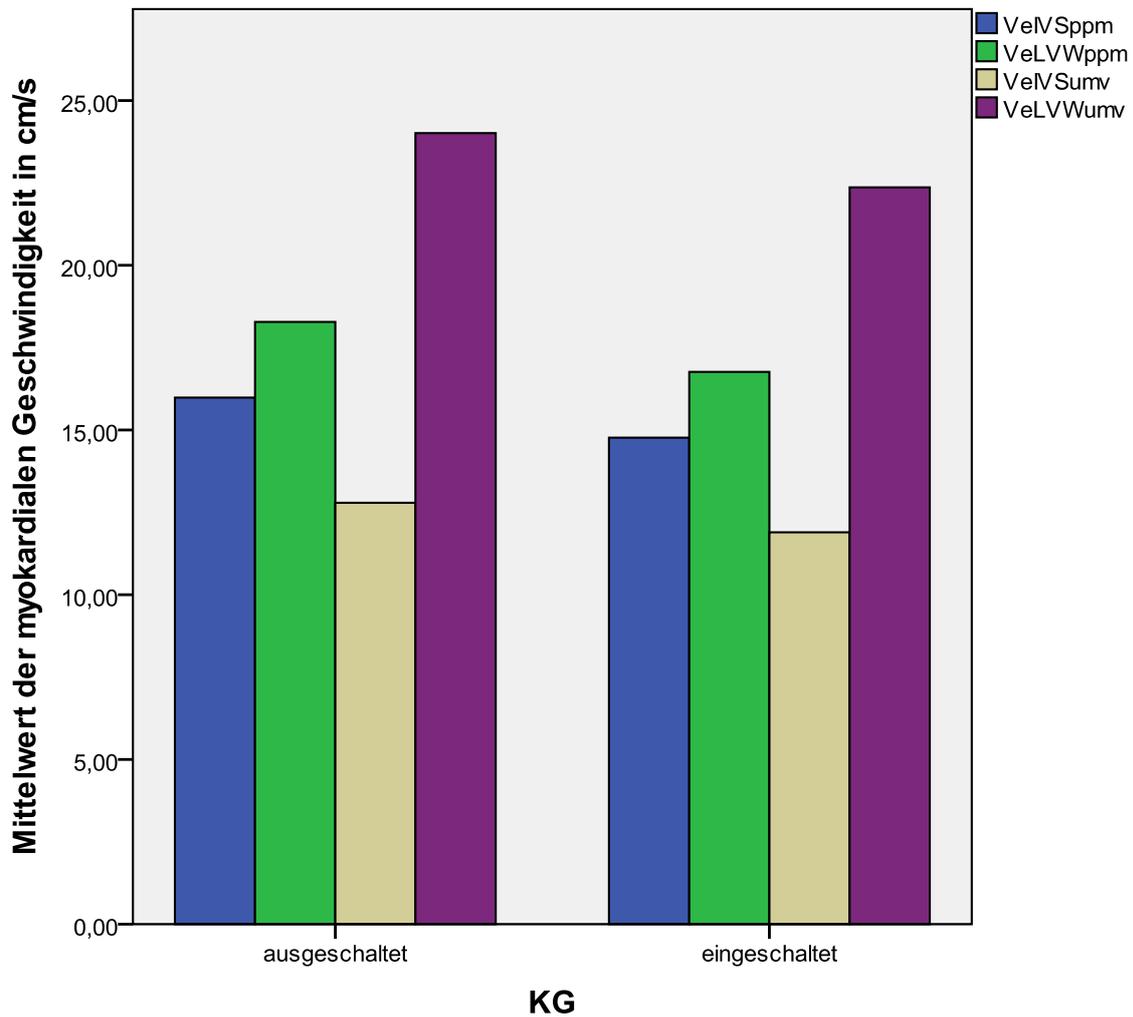


Abb. 4-9: Graphische Darstellung des Einflusses der Kurvenglättung auf die Mittelwerte der myokardialen Geschwindigkeit der spätdiastolischen Füllungsphase im Bereich der vier gewählten Messebenen mittels eines Säulendiagramms. Bei ausgeschalteter Kurvenglättung(links) konnten insgesamt deutlich höhere Geschwindigkeitsmaxima im Vergleich zur eingeschalteten Kurvenglättung ermittelt werden(rechts).

(Legende: IVS – Interventrikularseptum, KG – Kurvenglättung, LVW – linksventrikuläre Wand, ppm – Messebene auf Höhe der Papillarmuskeln, umv – Messebene unterhalb der Mitralklappe, Ve – frühdiastolische myokardiale Geschwindigkeit)

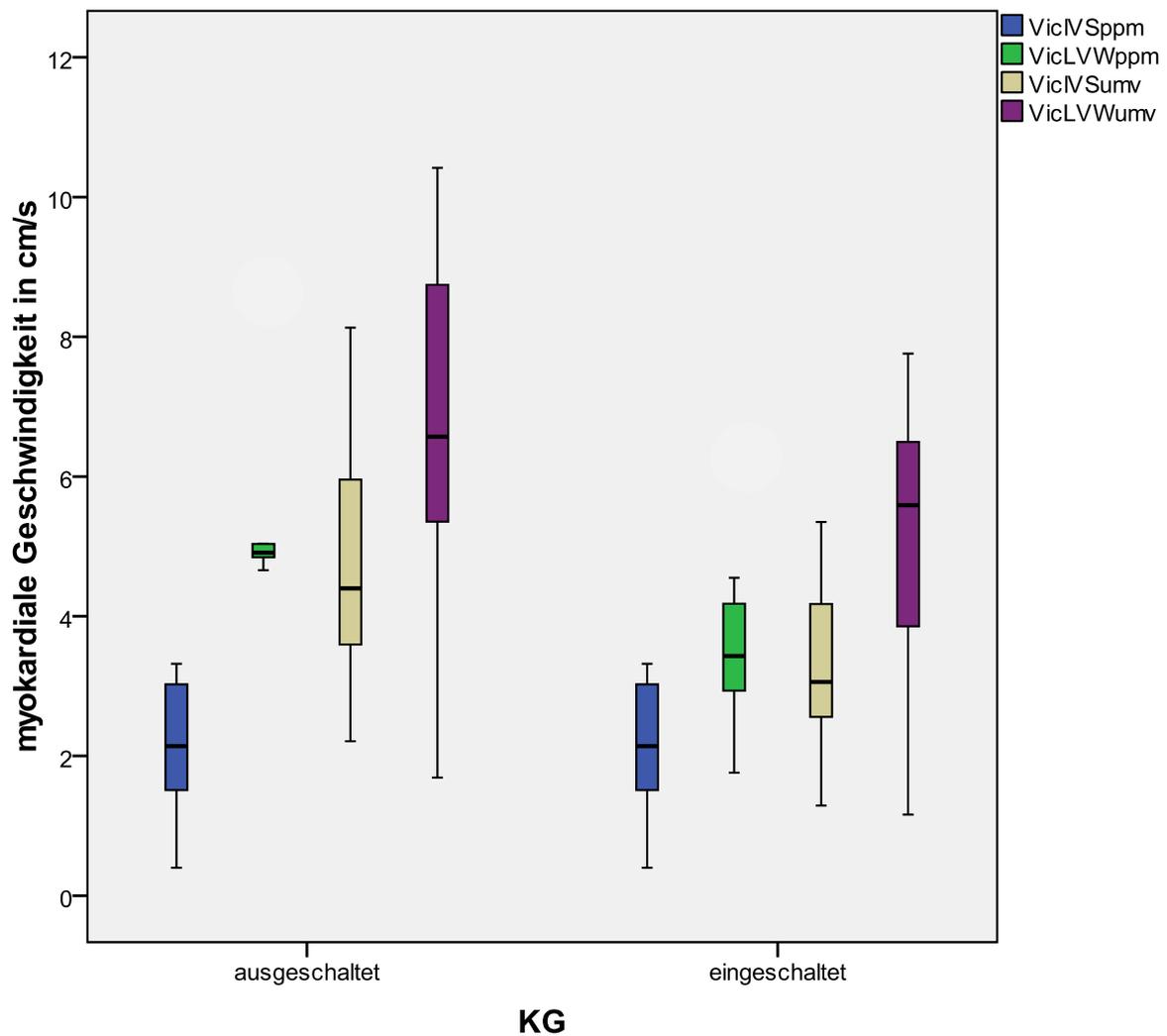


Abb. 4-10: Graphische Darstellung des Einfluss der Kurvenglättung auf die Mittelwerte der myokardialen Geschwindigkeit der isovolumentischen Kontraktion im Bereich der vier gewählten Messebenen mittels Boxplots. Bei ausgeschalteter Kurvenglättung (links) konnten insgesamt deutlich höhere Geschwindigkeitsmaxima im Vergleich zur eingeschalteten Kurvenglättung ermittelt werden (rechts). (Legende: IVS – Interventrikularseptum, KG – Kurvenglättung, LVW – linksventrikuläre Wand, ppm – Messebene auf Höhe der Papillarmuskeln, umv – Messebene unterhalb der Mitralklappe, Vic – myokardiale Geschwindigkeit der isovolumentischen Kontraktionsphase)

Tabelle 10: Übersicht über den Einfluss der Filterfunktion „Kurvenglättung“ auf die mittleren Geschwindigkeitswerte der isovolämischen Kontraktion, der systolischen Kontraktion und der frühdiastolischen Füllungsphase im Bereich aller vier Messebenen.

KG		VicIVSppm	VicLVWppm	VicLVWumv	VicIVSumv
ausgeschaltet	Mittelwert	2,01	5,58	6,70	4,83
	Standardabweichung	1,02	1,34	2,95	2,03
eingeschaltet	Mittelwert	2,01	3,91	5,03	3,31
	Standardabweichung	1,02	1,48	2,29	1,38

KG		VsIVSppm	VsLVWppm	VsIVSumv	VsLVWumv
ausgeschaltet	Mittelwert	5,18	7,80	4,85	10,47
	Standardabweichung	1,24	1,59	1,39	1,84
eingeschaltet	Mittelwert	4,65	6,83	3,31	9,77
	Standardabweichung	1,60	1,03	1,38	1,29

KG		VeIVSppm	VeLVWppm	VeIVSumv	VeLVWumv
ausgeschaltet	Mittelwert	15,28	18,85	12,79	24,01
	Standardabweichung	3,10	4,00	3,54	5,14
eingeschaltet	Mittelwert	14,13	17,25	11,89	22,37
	Standardabweichung	3,23	4,63	3,38	5,82

(Legende: IVS – Interventrikularseptum, KG – Kurvenglättung, LVW – linksventrikuläre Wand, ppm – Messebene auf Höhe der Papillarmuskeln, umv – Messebene unterhalb der Mitralklappe, Vic – Geschwindigkeit der isovolämischen Kontraktion, Ve – Geschwindigkeit der frühdiastolischen Füllungsphase, Vs – Geschwindigkeit der systolischen Kontraktion)

4.3.3 Einfluss der ROI-Größe

Zur Validierung des Einflusses der Größe der „Region-of-interest“ (ROI) wurden folgende Messzellgrößen gewählt:

ROI-Kategorie 1	-	3 x 3	pixel
ROI-Kategorie 2	-	9 x 9	pixel
ROI-Kategorie 3	-	15 x 15	pixel
ROI-Kategorie 4	-	21 x 21	pixel

Die Untersuchung auf homogene Varianzen mit Hilfe des Levene-Tests ergab für die isovolämische Kontraktionsphase, die frühdiastolische Füllungsphase, sowie die spätdiastolische Füllungsphase eine deutliche Varianzheterogenität. Um die Bedingungen für eine Varianzanalyse zu erfüllen, wurden diese Datensätze einer logarithmischen Variablentransformation unterzogen.

Die Varianzanalyse zeigte lediglich einen statistisch signifikanten Zusammenhang zwischen der myokardialen Geschwindigkeit der frühdiastolischen Füllungsphase und der ROI-Größe 2 zu 3 im Bereich der linksventrikulären Wand auf Höhe der Papillarmuskeln und des basalen Interventrikularseptums. Weitere signifikante Veränderungen der myokardialen Geschwindigkeit aufgrund der ROI-Größe konnten für keine Herzphase in keiner Messebene ermittelt werden (Abb. 4-11). Ebenso wenig konnte eine musterhafte Verteilung der fehlenden Werte, insbesondere der isovolämischen Phasen nachgewiesen werden.

Bei der Analyse der Geschwindigkeitsdaten der einzelnen Messebenen wurden signifikante Unterschiede, insbesondere zwischen den Messwerten des Interventrikularseptums und der Lateralwand, nachgewiesen. Die früh- und spätdiastolischen Füllungsphasen, sowie die systolische Kontraktionsphase zeigten konstant statistisch signifikante Unterschiede in diesen Bereichen (Abb. 4-12), während die isovolumischen Herzphasen vereinzelt nicht-signifikante Ergebnisse lieferten. Generell betrachtet wurden an der Messlokalisierung der Lateralwand im Vergleich zum Interventrikularseptum im Mittel höhere Geschwindigkeitswerte ermittelt.

Der Vergleich der Geschwindigkeitsdaten der Basalebene im Verhältnis zu der Medialebene ergab bis auf wenige Ausnahmen signifikant höhere Werte im Bereich der Basalebene. Durchgehend signifikant waren die Ergebnisse der früh- und der spätdiastolischen Phasen, sowie der systolischen Kontraktionsphase. Die isovolämische Kontraktion des medialen Interventrikularseptums unterschied sich signifikant von der Basalebene, während im Bereich der medialen Lateralwand im Verhältnis zur Basalebene keine Signifikanz nachgewiesen wurde.

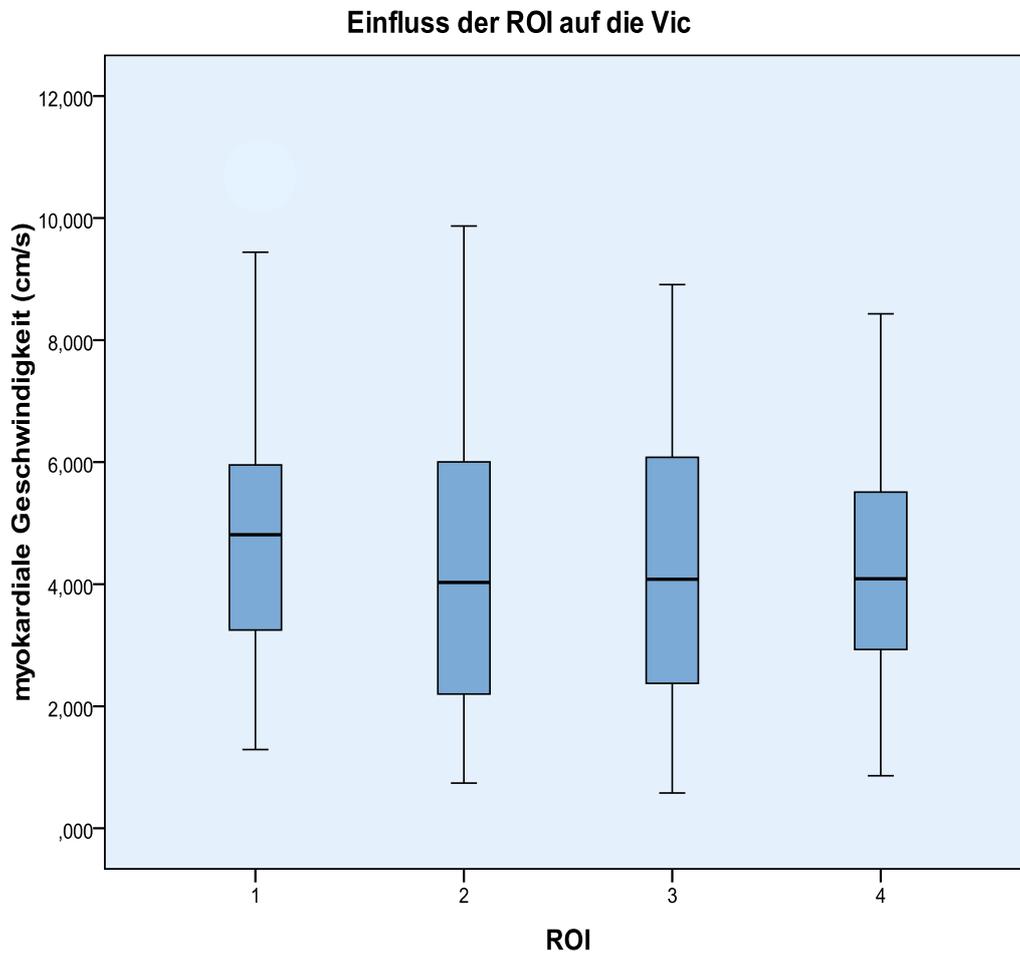


Abb. 4-11: Graphische Darstellung des Einfluss der vier verschiedenen ROI-Größen auf die myokardialen Geschwindigkeitmaxima der isovolumischen Kontraktion im Bereich der linksventrikulären Wand auf Höhe der Papillarmuskeln mittels Boxplots. Statistisch konnte kein Zusammenhang zwischen der myokardialen Geschwindigkeit und der ROI-Größe ermittelt werden. (Legende: ROI – region of interest, Vic – myokardiale Geschwindigkeit der isovolämischen Kontraktion)

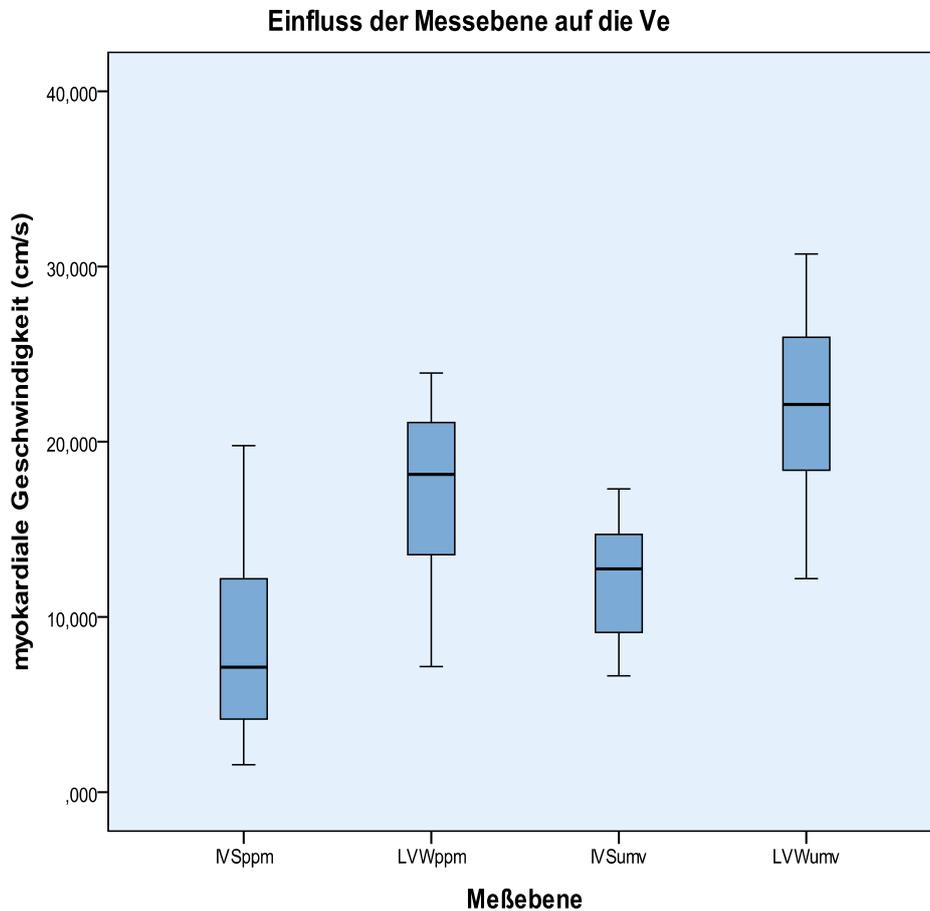


Abb. 4-12: Graphische Darstellung des Einflusses der Messebene auf die Geschwindigkeitsdaten der frühdiaastolischen Füllungsphase mittels Boxplots. Auf derselben Messebenenhöhe konnten im Bereich des Interventrikularseptums niedrigere Geschwindigkeitsmaxima im Vergleich zu der linksventrikulären Wand ermittelt werden. (Legende: IVS – Interventrikularseptum, LVW – linksventrikuläre Wand, ppm – Messebene auf Höhe der Papillarmuskeln umv – Messebenenhöhe unterhalb der Mitralklappe, Ve – myokardiale Geschwindigkeit der frühdiaastolischen Füllungsphase)

Tabelle 11: Übersicht über den Einfluss der ROI-Größe auf die mittleren Variationskoeffizienten der einzelnen myokardialen Wellen.

ROI	Variationskoeffizienten (Mittelwerte / Standardabweichung)				
	Vic	Vs	Vir	Ve	Va
1	0,86 / 0,24	1,02 / 0,13	0,82 / 0,27	1,09 / 0,30	0,91 / 0,26
2	0,51 / 0,26	0,7 / 0,22	0,53 / 0,26	1,08 / 0,11	0,61 / 0,28
3	0,41 / 0,24	0,47 / 0,21	0,34 / 0,19	0,77 / 0,32	0,42 / 0,24
4	0,29 / 0,24	0,32 / 0,18	0,32 / 0,34	0,75 / 0,19	0,35 / 0,17

(Legende: ROI – region of interest, Vic – Geschwindigkeit der isovolämischen Kontraktion, Vs - Geschwindigkeit der systolischen Kontraktion, Vir - Geschwindigkeit der isovolämischen Relaxation, Ve - Geschwindigkeit der frühdiaistolischen Füllungsphase, Va - Geschwindigkeit der spätdiaistolischen Füllungsphase)

Die Berechnung der Variationskoeffizienten und deren Auswertung zeigten eine hochsignifikante Reduzierung der Messwerte einhergehend mit steigender Größe der ROI für alle Messebenen und myokardialen Geschwindigkeiten (Abb. 4-13, 4-14, Tab. 11).

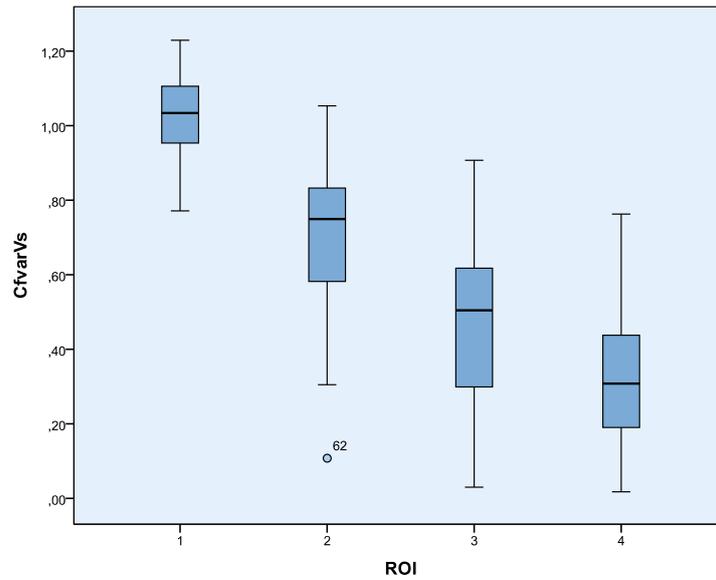


Abb. 4-13: Graphische Darstellung des Einflusses der vier verschiedenen ROI-Größen auf die Variationskoeffizienten der systolischen Kontraktionsphase mittels Boxplots. Mit steigender ROI-Größe konnte eine statistisch signifikante Veränderung der Variationskoeffizienten ermittelt werden. (Legende: CfvarVS – Variationskoeffizient der systolischen myokardialen Geschwindigkeit, ROI – Größe der region of interest)

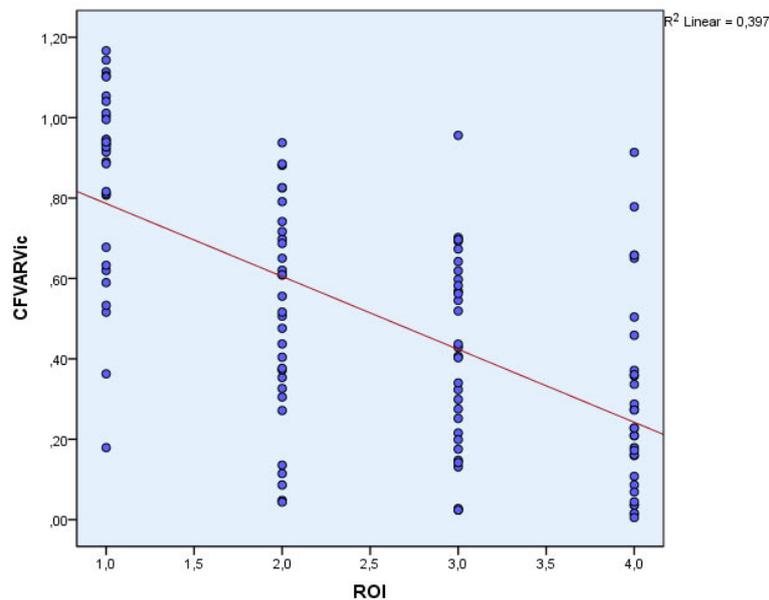


Abb. 4-14: Graphische Darstellung des Einflusses der vier verschiedenen ROI-Größen auf die Variationskoeffizienten der isovolämischen Kontraktionsphase mittels Streudiagramm und Anpassungsgerade. Mit steigender ROI-Größe konnte eine statistisch signifikante Veränderung der Variationskoeffizienten ermittelt werden. (Legende: CfvarVic – Variationskoeffizient der isovolämischen myokardialen Kontraktionsgeschwindigkeit, ROI – Größe der region of interest)

4.3.4 Vergleich der Daten des FGD und des SGD

Der Vergleich des Farbgewebedopplers (FGD) und des Spektralgewebedopplers (SGD) erfolgte in Hinblick auf Geschwindigkeits- und Variationsdifferenzen.

Insgesamt lieferte der SGD im Vergleich zum FGD tendenziell in allen Messebenen und für alle Messwellen höhere Geschwindigkeitsdaten. Eine signifikante Differenz mittels der Rangvarianzanalyse konnte für alle Wellen im Bereich der medialen linksventrikulären Wand nachgewiesen werden. Im Bereich des basalen Interventrikularseptums konnten Signifikanzen für die myokardiale Geschwindigkeit der systolischen Kontraktion und der isovolumischen Relaxation ermittelt werden (Abb. 4-15). Während sich an der Messlokalisierung des medialen Interventrikularseptums keine signifikante Differenz zeigte, konnte für die basale linksventrikuläre Wand allein für das Geschwindigkeitsmaximum der isovolumischen Relaxation ein signifikanter Unterschied gezeigt werden.

Der Vergleich der Mittelwerte der Variationskoeffizienten für den FGD im Verhältnis zum SGD zeigte für die frühdiastolische und die spätdiastolische Füllungsphase, sowie für die systolische Kontraktionsphase durchgehend höhere Variationskoeffizienten (Abb. 4-16). Signifikante Differenzen konnten jedoch nicht nachgewiesen werden. Ein ähnliches Muster mit Ausnahmen ließen die isovolämischen Phasen erkennen. Lediglich im Bereich des Interventrikularseptums basal unterlag der Spektralgewebedoppler den Ergebnissen des FGD für die isovolumische Relaxation, sowie für die isovolumische Kontraktion im Bereich der medialen linksventrikulären Wand.

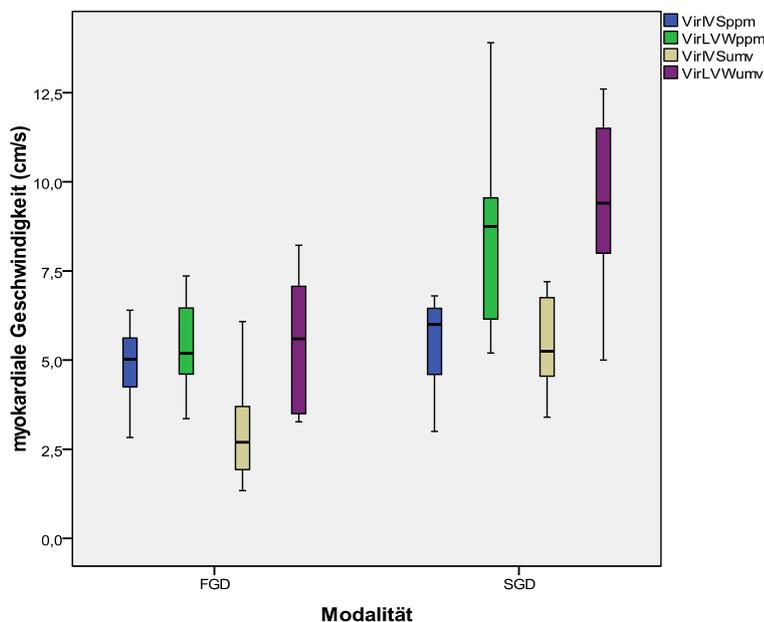


Abb. 4-15: Graphische Darstellung der myokardialen Geschwindigkeitsdifferenz der isovolumischen Relaxation zwischen der Farbgewebedoppler- und Spektralgewebedopplermessung

(Legende zu Abb. 4-15: FGD – Farbgewebedoppler, IVS – Interventrikularseptum, LVW – linksventrikuläre Wand, ppm – Messebene auf Höhe der Papillarmuskeln, SGD – Spektralgewebedoppler, umv – Messebenenhöhe unterhalb der Mitralklappe)

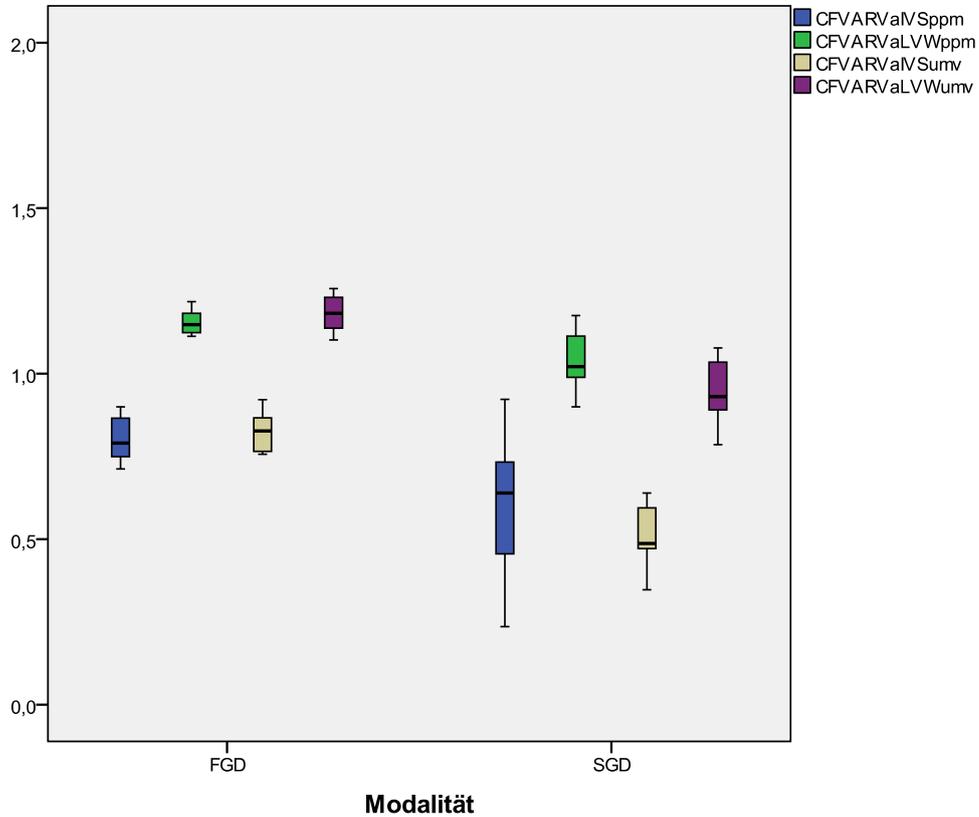


Abb. 4-16: Graphische Darstellung des Einflusses der Messmodalität auf die Variationskoeffizienten der spätdiastolischen Füllungsphasen aller Messebenen mittels Boxplots. (Legende: CfvarVa – Variationskoeffizient der spätdiastolischen Füllungsphase, FGD – Farbgewebedoppler, IVS – Interventrikularseptum, LVW – linksventrikuläre Wand ppm – Messebene auf Höhe der Papillarmuskeln, SGD – Spektralgewebedoppler, umv – Messebenenhöhe unterhalb der Mitralklappe)

4.3.5 Einfluss der Sektorwinkelgröße

Zur Überprüfung des Einflusses einer Bildratenerhöhung mittels Verkleinerung des Sektorwinkels wurden zwei verschiedene Einstellungen untersucht:

- Kategorie 1 - 75° Sektorwinkel
- Kategorie 2 - 30° Sektorwinkel

Diese Maßnahme führte nur in wenigen Ausnahmefällen zu signifikanten Veränderungen der verschiedenen Messwerte. Im Bereich der medialen linksventrikulären Wand wirkte sich der Sektorwinkel signifikant auf das myokardiale Geschwindigkeitsmaximum der isovolämischen Kontraktionsphase sowie der frühdiastolischen Füllungsphase aus. Eine weitere signifikante Änderung wurde im Bereich des Interventrikularseptums für die systolische Kontraktionsphase verzeichnet. Die ermittelten Daten der isovolämischen Relaxation, sowie der spätdiastolischen Füllungsphase waren konstant nicht signifikant.

4.3.6 Einfluss der Graubildqualität

Zur Beurteilung des Einflusses der Qualität des Graubildmodus bei der Datenerhebung wurden subjektiv folgende Bonitätsnoten vergeben:

- Note 1 - gute Qualität
 Note 2 - mäßige Qualität

Von insgesamt 32 Messwerten jeder myokardialen Welle wurden 13 Aufnahmen mit der Note 1 und 19 Aufnahmen mit der Note 2 beurteilt. Bei der Auswertung der Mittelwerte, der Varianz und der Standardabweichung, sowie der Konfidenzintervalle konnten keine signifikanten Veränderungen der Daten festgestellt werden.

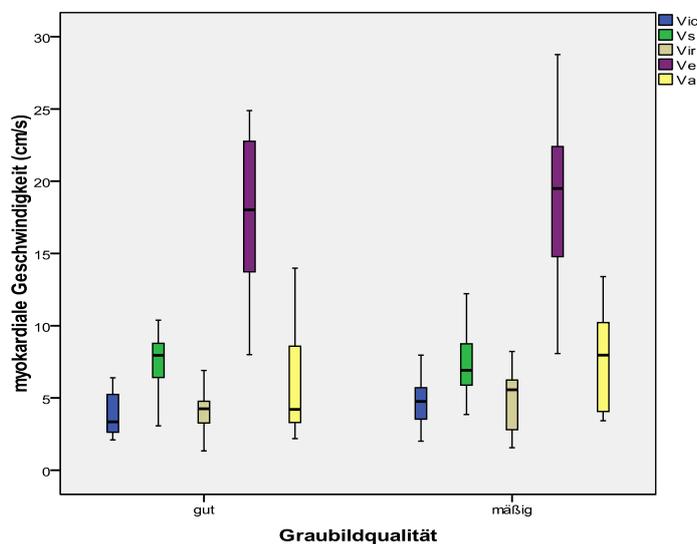


Abb. 4-17: Graphische Darstellung des Einflusses der Graubildqualität auf die myokardiale Geschwindigkeit der einzelnen Herzphasen mittels Boxplots. (Legende: Va - myokardiale Geschwindigkeit der spätdiastolischen Füllungsphase, Ve - myokardiale Geschwindigkeit der frühdiastolischen Füllungsphase, Vic - myokardiale Geschwindigkeit der isovolämischen Kontraktion, Vir - myokardiale Geschwindigkeit der isovolämischen Relaxation, Vs - myokardiale Geschwindigkeit der systolischen Kontraktion)

5 DISKUSSION

In den letzten Jahren verspricht die Gewebedopplerechokardiographie sich nicht nur in der Humanmedizin, sondern auch in der Veterinärmedizin zu einem wertvollen Hilfsmittel in der Diagnostik kardialer Erkrankungen zu entwickeln (SEPULVEDA et al., 2005; SPIEKER, 2006; SCHWARZWALD et al., 2007a; KLAUS, 2009). Die Hauptkritikpunkte dieser Technologie sind momentan die hohe Datenvariabilität, sowohl intraindividuell als auch interindividuell bei Observer- und Readervergleichen. Diese Tatsache bedingt eine Limitierung der Datenauswertung einzelner Patienten, da eine breite Referenzwertskala existiert und regelmäßig hohe Variationskoeffizienten nachgewiesen werden (SCHWARZWALD et al., 2007b).

Ziel der vorliegenden Studie war es die Gültigkeit der Werte mittels FGD und SGD zu eruieren sowie eine Evaluierung von Fehlerquellen und Einflussfaktoren auf die Datenauswertung durchzuführen. Mit Hilfe dieser Arbeit sollte somit eine Grundlage für die Standardisierung der Geräteeinstellungen von Gewebedoppleraufnahmen und -auswertungen geschaffen werden, um insgesamt die Reproduzierbarkeit der Datenerhebung zu erhöhen.

Zur Vereinfachung des Verständnisses wurden ausschließlich positive Werte für die Auswertung und Diskussion der Geschwindigkeitsdaten verwendet. Faktisch geben die Vorzeichen lediglich die myokardiale Bewegungsrichtung an und sind somit nicht quantitativ zu werten.

5.1 Probandengut

Um ein möglichst homogenes Patientengut zu gewährleisten wurden ausschließlich Warmblüter mit relativ einheitlichem Gewicht und Größe in die Studie aufgenommen. Es handelte sich bei diesen Tieren um Patienten der Klinik für Pferde sowie um Tiere aus Privatbesitz, die uns für die Studie zur Verfügung gestellt wurden.

Ein entscheidendes Kriterium der Einschlussfaktoren war eine möglichst eng gefasste Altersverteilung der Probanden. In der Humanmedizin wurde eine funktionelle Verminderung der myokardialen Kontraktionsgeschwindigkeit in der Systole sowie eine verzögerte myokardiale Relaxation in der Diastole mit steigendem Alter festgestellt. Bedingt wird diese Tatsache durch eine verminderte Calcium-Myosin-ATPase-Aktivität des sarkoplasmatischen Retikulums sowie einer Reduktion von kardialen Schrittmacherzellen. Ebenfalls involviert in diesen Prozess sind eine fettige Degeneration und Fibrose des kardialen Reizleitungssystems, was einen Verlust von spezifischen Reizleitungsfasern und von betaadrenergen Rezeptoren nach sich zieht (HUONKER M., 2002). In der Veterinärmedizin konnten diese beobachteten Veränderungen von mehreren Autoren aus der Kleintiermedizin bestätigt werden (WAGNER, 2006; KILLICH, 2007). Im Rahmen der myokardialen Umbauvorgänge nahm die systolische und frühdiastolische Tissue Velocity mit zunehmendem Alter ab, während die spätdiastolische Gewebegeschwindigkeit zunahm (JAVORNIK, 2007).

Um die beschriebenen möglichen Einflüsse dieser altersbedingten Veränderungen auf die Datenerhebung zu minimieren, wurden lediglich Tiere mit einem Alter von 8 bis 16 Jahren in die Untersuchung aufgenommen. In wie weit das myokardiale altersbedingte Remodeling in der Echokardiographie des Pferdes relevante Veränderungen der myokardialen Gewebegeschwindigkeit bedingt, muss in folgenden Studien geprüft werden.

Da ein regelmäßiges dynamisches muskuläres Ausdauertraining zu funktionell-strukturellen Anpassungen des Herzkreislaufsystems führt, stellte der aktuelle Leistungsstand der Probanden einen weiteren potentiellen Beeinflussungsfaktor der Datenakquirierung dar.

Die in der Humanmedizin als physiologisches Remodeling bezeichneten Anpassungsvorgänge sind eine Folge der myokardialen Kontraktilitätssteigerung sowie der damit einhergehenden verstärkten systolischen Entleerung des Herzens bei Ausdauerbelastungen. Die Erregung von kreislaufregulierenden Neuronen der Medulla oblongata sowie die Aktivierung von efferenten Nervenbahnen des spinalen Sympathikus und der humoralen adrenergen Systeme bewirken eine über β 1-Rezeptoren induzierte, positiv inotrope und chronotrope Wirkung am Myokard. Dies führt zu einer Steigerung der myokardialen Verkürzungsfraction, des Schlagvolumens und der Herzfrequenz sowie schlussendlich des Herzzeitvolumens (HUONKER M., 2001).

Aufgrund dieser aus der Humanmedizin stammenden Erkenntnisse wurden als Probanden nur Pferde mit einem aktuellen Leistungsstand im leichten bis mittleren Bereich (Dressur/ Springen Leistungskategorie A - M) in die Studienpopulation aufgenommen. Somit sollte der Einfluss von trainingsbedingten Messwertabweichungen bei der Datenerhebung auf ein Minimum reduziert werden.

Als weitere Ausschlusskriterien wurden Erkrankungen des Respirationstraktes und Krankheiten mit hämodynamischen Auswirkungen, wie z.B. Kolikerkrankungen, Lebererkrankungen und Nierenerkrankungen definiert. Zudem wurden Tiere, die Anzeichen einer Leistungsinsuffizienz ungeklärter Genese zeigten, als Probanden abgelehnt. Mittlerweile wurde wissenschaftlich belegt, dass insbesondere Erkrankungen des Respirationstraktes sich signifikant auf myokardiale Geschwindigkeitsprofile auswirken können (STAHL, 2010).

Ebenfalls zum Ausschluss aus der Studie führte ein unkooperatives bzw. nervöses Verhalten der Tiere, da es mit einer erhöhten Anzahl von Bewegungsartefakten und einer erhöhten Herzfrequenz einherging. Eine Tachykardie bewirkt nachweislich eine Veränderung der myokardialen Geschwindigkeitsparameter (VOIGT, 2002; IVERSEN, 2008). Zudem wurde in der Humanmedizin belegt, dass bei einer höheren Herzfrequenz höhere Bildraten zur Evaluierung der myokardialen Funktion benötigt werden (VOIGT, 2002). Zur Reduktion von Messwertabweichungen erfolgte die Datenakquirierung ausschließlich bei einer aktuellen Herzfrequenz von 36 – 48 Schlägen pro Minute.

5.2 Gewebedopplerechokardiographische Anschallpositionen

Im Rahmen dieser Studie wurde die parasternale rechte kurze Herzachse sowohl basal, als auch medial zur Analyse der radialen Myokardbewegung im Bereich des Interventrikularseptums und der linksventrikulären Wand gewählt.

Basierend auf dem „16-Segment-Modell“ der „American Society of Echocardiography“ (KÖHLER, 2001) und den international gültigen Standardschnittebenen beim Pferd (STADLER, 1988; REEF, 1998) erfolgte die Myokarddarstellung durch Rotation des Schallkopfes um 270° rechtsseitig im Bereich des dritten und vierten Interkostalraumes. Um den Einfluss des Winkelfehlers auf ein Minimum zu reduzieren, wurde eine geringe Modifikation des Standardschnittes durch leichte Drehung des Schallkopfes um seine Längsachse durchgeführt, um eine senkrechte Myokardbewegung auf den Schallkopf zu gewährleisten. Zusätzlich wurde hierdurch eine Beeinflussung der Geschwindigkeitsmessung im Bereich der Lateralwand durch Überlagerungsartefakte der Papillarmuskeln vermieden. Geringe Abweichungen mussten hingenommen werden, da nicht in allen Fällen eine akkurat senkrechte Darstellung ermöglicht werden konnte, so dass ein minimaler Einfluss des Winkelfehlers in Kauf genommen werden musste.

Zur Minimierung des Einflusses des basoapikalen Geschwindigkeitsgradienten erfolgte die Festlegung der Messhöhe in Anlehnung an die Arbeit von Klaus (2009). Zur Identifikation der medialen Schnittebene wurde der Ansatz der Chordae tendineae an den Papillarmuskeln gewählt, während das gerade noch sichtbare enddiastolische Signal der Mitralklappe in der Basalebene als Kriterium bestimmt wurde. Diese Identifikationsmarker sind leicht auffindbar und gelten sowohl in der Human- (KÖHLER, 2001; VOIGT, 2002) als auch in der Veterinärmedizin (KLAUS, 2009) als relativ zuverlässig, jedoch kann der Einfluss des Geschwindigkeitsgradienten durch anatomische Variationen insbesondere im Ansatzbereich der Chordae tendineae nicht vollständig ausgeschlossen werden.

Das myokardiale Bewegungsmuster wird sowohl durch regionale Ortsveränderungen der Herzwand, als auch durch globale Torsions- und Rotationsbewegungen des Herzens beeinflusst. Während in der Human- und Kleintiermedizin die Möglichkeit besteht, die radiale, zirkumferentielle und longitudinale Myokardbewegung zu analysieren, sind aufgrund anatomischer Gegebenheiten beim Pferd lediglich die radialen und zirkumferentiellen Bewegungsamplituden messbar. Aufgrund der schräg verlaufenden Herzachse und des breiten schallundurchlässigen Sternums entfällt beim Pferd die Möglichkeit, das Herz in einer apikalen Ebene darzustellen, was allein die Messung der longitudinalen Bewegung ermöglicht. In der Human- und Kleintiermedizin bildet die longitudinale Messung die Grundlage für den Hauptanteil der diagnostischen und prognostischen Aussagen, so dass deren Verlust eine erhebliche Limitation darstellt (PÖRNER, 2006). Zudem konnte eine höhere Sensitivität für die

longitudinalen, verglichen mit den radialen Parametern ermittelt werden (KREMER, 2001; VOIGT, 2002), was zusätzlich zu einer Reduktion des diagnostischen Nutzens beim Pferd beitragen kann.

Neben der Untersuchung des Myokards auf basaler und medialer Höhe, existiert noch die Möglichkeit die apikale Schnittebene darzustellen. In der vorliegenden Arbeit wurden lediglich die basale und mediale Messhöhe gewählt, da ein Fehlen von exakten Anhaltspunkten zur Messhöhenidentifikation in der apikalen Ebene fehlen. Erschwerend kommt hinzu, dass die Papillarmuskellänge stark variiert, eine individuelle Bemuskelung und Fettansammlung in diesem Bereich besteht (KLAUS, 2009), sowie eine stärkere Herzkrümmung den Einfluss des Winkelfehlers vergrößern kann. Aufgrund dieser Limitationsfaktoren und deren Einfluss auf die Datenvariabilität wurde auf die Darstellung der apikalen Schnittebene verzichtet.

5.3 Kurvenidentifikation und Messmethodik

Die Kurvenidentifikation erfolgte auf der Grundlage der Empfehlungen für die Humanmedizin (VOIGT, 2002) sowie in Anlehnung an Gewebedopplerstudien des Pferdes (SPIEKER, 2006; IVERSEN, 2008; GEHLEN et al., 2009a; KLAUS, 2009; STAHL, 2010).

Im Rahmen dieser Arbeit musste aus Softwaregründen auf die Setzung von Zeitmarkern verzichtet werden. Zeitmarker, die die Klappenöffnung und den Klappenschluss im EKG kennzeichnen, vereinfachen die Kurvenidentifikation und erhöhen somit die Messgenauigkeit, insbesondere der zeitlichen Parameter.

In der vorliegenden Studie wurde insgesamt eine hohe Datenvariabilität der einzelnen Phasendauern festgestellt, die auf ein Fehlen der Zeitmarker zurückzuführen sein könnte. Zusätzlich arbeitete das zur Verfügung stehende digitale Messinstrument, visuell beurteilt, im Millisekundenbereich mit einer mangelnden Präzision, was insbesondere die schnellen kurzen isovolumischen Phasen gravierend beeinflusste. Aus diesem Grund wurde in den meisten Einzelstudien auf eine Auswertung der zeitlichen Daten verzichtet.

5.4 Einfluss der Bildrate

Die Bildrate ist definiert als Abtastrate des myokardialen Bewegungsprofils und gibt die Anzahl an, wie oft innerhalb einer Sekunde die Lokalisation des Myokards bestimmt werden muss, um dessen Bewegungsgeschwindigkeit korrekt zu rekonstruieren (VOIGT, 2002). Studien aus der Humanmedizin zeigten, dass zu niedrig gewählte Bildraten zu Geschwindigkeitsartefakten während der raschen Geschwindigkeitsänderungen der isovolumischen Phasen, sowie zu Geschwindigkeitsminimierungen der diastolischen Wellen führen (LIND et al., 2002; VOIGT, 2002). Da der Wert der Maximalgeschwindigkeiten für die Diagnose kardialer Erkrankungen und der Analyse der

Funktionsparameter entscheidend ist, müssen die erhobenen Daten auf Richtigkeit überprüft werden (GARCIA-FERNANDEZ et al., 1999; PALMES et al., 2000).

Ziel der vorliegenden Arbeit war die Evaluierung des Einflusses der Bildrate, insbesondere auf die Höhe der Geschwindigkeitsscheitelpunkte, auf die Phasendauer der einzelnen Wellen, sowie auf die Kurvenidentifikation der isovolumischen Phasen in der Gewebedopplerechokardiographie des Pferdes.

Die Erhöhung der Bildrate erfolgte in vier Stufen durch die Erhöhung der Pulsreplikationsfrequenz (PRF). Zur exakten Darstellung einer Schwingung, muss diese mit der doppelten Schallstrahlenfrequenz abgetastet werden, woraus sich ergibt, dass die maximale Anzahl der vom Schallkopf ausgesendeten bzw. empfangenen Impulse pro Sekunde, doppelt so hoch eingestellt sein muss, wie die Frequenz des zu messenden Dopplersignals (FEIGENBAUM et al., 2005). In der vorliegenden Studie erfolgte die Datenakquisition bei 1,0 kHz, 1,5 kHz, 2,0 kHz und 2,5 kHz, was Bildraten von 48, 59, 67 und 73 Bildern pro Sekunde zur Folge hatte.

Verglichen mit den Qualitätsstandards der Humankardiologie handelt es sich bei den gewählten Einstellungsparametern um relativ niedrige Bildraten. Zur Zeit werden für humanmedizinische Gewebedoppleruntersuchungen Bildraten von mindestens 100-120 Bildern/s empfohlen (LIND et al., 2002; VOIGT, 2002; STORAA et al., 2004; SUTHERLAND et al., 2004). Insbesondere die korrekte Darstellung der raschen Geschwindigkeitsänderungen der isovolumischen Phasen benötigt verhältnismäßig hohe Bildraten, während die relativ langsamen myokardialen Bewegungen in der Systole weniger artefaktanfällig sind (SUTHERLAND et al., 2004).

Im Unterschied zum Menschen besitzt das Pferd eine niedrigere Herzfrequenz, dafür ist aber die Eindringtiefe bei der echokardiographischen Untersuchung mit 28 bis 30 cm im Vergleich deutlich höher.

Zum einen besteht eine deutliche Abhängigkeit der Bildrate in Bezug auf die Herzfrequenz, was die relativ niedrigen Bildraten bei der Datenerhebung des Pferdes rechtfertigt. Eine hohe Herzfrequenz bedeutet eine höher frequente Schwingung, die zur exakten Darstellung eine höhere Abtastfrequenz nach sich zieht. Im Umkehrschluss sinkt somit bei niedrigerer Herzfrequenz die Schwingungsfrequenz, was eine niedrigere Abtastrate notwendig macht.

Zum anderen stellt die Eindringtiefe einen wesentlichen Limitationsfaktor bei der Datenakquisition dar, da die Ultraschallwellen den Weg vom Ultraschallkopf zum Reflektor und wieder zurück innerhalb einer bestimmten Zeit zurücklegen müssen (VOIGT, 2002). Es limitieren sich somit der erfassbare Geschwindigkeitsbereich und die Eindringtiefe gegenseitig, was dazu führt, dass die Bildrate beim Pferd nicht beliebig erhöht werden kann.

Eine weitere Erhöhung der Bildraten ist durch eine Verringerung der Schallstrahlenanzahl pro Bildsektor möglich (LANGELAND, 2003). Diese Maßnahme bewirkt jedoch auch eine Verringerung der lateralen Auflösung und ist somit nicht sinnvoll. Alternativ besteht noch die Möglichkeit die

Bildraten durch eine Verkleinerung des Bildausschnittes zu erhöhen, jedoch müssen hierfür Herzwände teilweise separat aufgenommen werden (GILMAN et al., 2004; SUTHERLAND et al., 2004). Beim Pferd bedeutet dies ein eingeschränktes Blickfeld im Graubildmodus, was die exakte Beibehaltung der Schallebene zusätzlich, zu der in der Veterinärmedizin ohnehin erhöhten Anzahl von Bewegungsartefakten, erschwert.

Ähnlich den Ergebnissen vorhergehender Studien aus Human- und Veterinärmedizin (SCHILLER, 2007; MOLADOUST et al., 2008) wirkte sich die Bildratenerhöhung bis auf wenige Ausnahmen signifikant auf die Höhe der Geschwindigkeitsmaxima der myokardialen Bewegungsamplitude aus. Somit sollten für die Datenakquirierung bei Pferden mit einer Ruheherzfrequenz mindestens Bildraten von 73 Bildern pro Sekunde verwendet werden. Für Untersuchungen bei höheren Herzfrequenzraten, wie z.B. im Rahmen von Belastungsuntersuchungen, sollte der Auswahl der Bildrate besondere Bedeutung beigemessen werden. Bedingt durch die Limitierung der Bildratenerhöhung ist es notwendig, die für die Untersuchung notwendige Herzfrequenzspanne im Vorfeld genau zu definieren, um eine fehlerhafte Datenakquisition zu vermeiden. In Studien zur Evaluierung der Gewebedopplerechokardiographie bei Pferden nach Belastung (SCHEFER et al., ; IVERSEN, 2008) erfolgte die Datenerhebung bei einer mittleren Herzfrequenz von 83 - 111 bzw. 120 – 80 Schlägen/Minute mit einer Bildrate von 53,9 bzw. 60 Bildern/Sekunde. In vielen Fällen konnte als Resultat eine Verschmelzung der E- und A-Welle beobachtet werden. Dieses Phänomen wurde in der Veterinärmedizin auch bei der Katze beschrieben (WAGNER, 2006). Zwischen den Kurvenamplituden der E- und der EA-Welle besteht ein statistisch hochsignifikanter Unterschied, basierend auf einem additiven Effekt, was aus klinischer Sicht eine Differenzierung der Einzelwellen und der EA-Welle notwendig macht (WAGNER, 2006). Eine mögliche Konsequenz könnte in der Erstellung separater Referenzwerte liegen, falls aufgrund der Limitation der Bildratenerhöhung dieses Phänomen nicht vermieden werden kann.

Ein weiterer zu prüfender Aspekt dieser Studie war die Auswirkung der Bildrate auf die Phasendauer der isovolumischen Herzaktionen, für die in humanmedizinischen Untersuchungen eine besondere Sensibilität für Bildratenunterschreitungen ermittelt wurde (LIND et al., 2002; VOIGT, 2002). Während für eine korrekte Darstellung der relativ langsamen systolischen myokardialen Bewegung in humanmedizinischen Untersuchungen laut Voigt (2002) schon Bildraten von 60-90 Bildern/s genügen, werden für die artefaktfreie Darstellung der isovolämischen Phasen Bildraten von 200 Bildern/s gefordert (VOIGT, 2002; SUTHERLAND et al., 2004). Zu niedrig gewählte Bildraten führen zur Fehlerhaftigkeit der rekonstruierten Daten, was zu einer Unterschätzung der Zeitdauer bis hin zum vollständigen Darstellungsverlust führt (LIND et al., 2002).

In der vorliegenden Studie wurden die Phasendauern der isovolumischen Kontraktion und Relaxation ermittelt. Obwohl bei der alleinigen Beurteilung der zeitlichen Phasendauern keine signifikanten

Unterschiede zwischen den einzelnen Bildratenkategorien ermittelt werden konnten, nahm bei steigender Bildrate die Anzahl der fehlenden Werte deutlich ab. Mögliche Erklärungsansätze für das Ausbleiben einer signifikanten Veränderung der Phasendauer mit steigender Bildrate sind in erster Linie in der Messtechnik zu suchen. Hauptlimitationssfaktoren sind vermutlich die Messungengenauigkeit des zur Verfügung stehenden Messinstrumentes im Millisekundenbereich und die fehlende Zeitmarkersetzung.

Zeitmarker ermöglichen eine genaue Definition der Zeitdauer der isovolumischen Phasen durch Markierung des Zeitpunktes der Mitralklappenöffnung, des Aortenklappenschlusses und der Aortenklappenöffnung im EKG (MOLADOUST et al., 2008). Obwohl keine Unterschiede in der Phasendauer ermittelt wurden, konnte aufgrund der Analyse der fehlenden Werte dennoch ein Einfluss der Bildrate auf die Darstellungsgenauigkeit dieser Phasen ermittelt werden. Die korrekte Datenakquirierung insbesondere der isovolumischen Relaxationszeit, aber auch der Akzelerations- und Dezelerationszeit der E- und A-Welle ist von besonderem Interesse, da es sich um wertvolle sensitive Parameter in der Diagnostik myokardialer Erkrankungen handelt (ABDUL-KHALIQ et al., 2003; EDVARSDEN et al., 2005; CHETBOUL et al., 2006b; SCHOBER et al., 2008). Weitere Messwerte, die auch in der Echokardiographie des Pferdes zur Anwendung kommen (SCHWARZWALD et al., 2007a), wie z.B. die Phasendauer der spätdiastolischen Füllungsphase, sowie der Time-to-peak der A-Welle, erlauben Rückschlüsse auf die kardiale Funktion, weshalb die Genauigkeit der Datenerhebung besondere Aufmerksamkeit verlangt.

5.5 Einfluss der Kurvenglättung

Die Kurvenglättung ist ein Filterverfahren, welches durch Mittelung der Messwerte innerhalb einer vorgegebenen Zeitspanne die Auswirkungen von Rauschartefakten reduziert. Humanmedizinische Studien belegen, dass hieraus ein Informationsverlust resultieren kann, der mit einer Unterschätzung oder Elimination von Geschwindigkeitsdaten einhergeht. Hiervon sollen insbesondere die schnellen isovolämischen Phasen betroffen sein (GUNNES et al., 2004; SUTHERLAND et al., 2004; MANOURAS et al., 2009).

In der vorliegenden Studie wurde der Einfluss der Kurvenglättung auf die myokardialen Geschwindigkeitsdaten im Vergleich zu ungefilterten Werten ermittelt. Hierfür wurden Untersuchungen der Geschwindigkeitsmaxima und Analysen der fehlenden Werte durchgeführt. Während die Filtereinstellung „Kurvenglättung“, abgesehen von wenigen Ausnahmen, zu signifikanten Veränderungen der Geschwindigkeitsdaten führte, konnte kein negativer Einfluss auf die Identifizierbarkeit der einzelnen Kurven nachgewiesen werden. Die Anzahl der fehlenden Werte war annähernd konstant.

Um eine korrekte Datenakquisition durchzuführen, ist es notwendig, anhand von Vergleichen eine Vorstellung über den wahren und somit reproduzierbaren Messwert zu entwickeln. Ein Ansatzpunkt

im Bereich der myokardialen Geschwindigkeitsmessungen liegt im Vergleich der Geschwindigkeitsdaten des Farbgewebedopplers und des Spektralgewebedopplers. Aufgrund der unterschiedlichen Auswertungsmethodik wird den Daten des Spektralgewebedopplers, unter der Voraussetzung, dass die Datenerhebung unter optimalen Einstellungsvoraussetzungen erfolgte, eine höhere Datenreproduzierbarkeit zugesprochen. Unter Verwendung der Spektralgewebedopplerdaten als Bezugspunkt, konnte für den Einsatz von Filtern in der Farbgewebedopplerechokardiographie nachweislich eine Abweichung der Geschwindigkeitsdaten ermittelt werden. Je höher die zeitliche Einstellung des Filters gewählt wurde, desto höher war die daraus resultierende Datendivergenz (MANOURAS et al., 2009). Diese Beobachtungen sind mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie vereinbar, in der eine signifikante Reduktion der Geschwindigkeitsmaxima mit eingeschalteter Filterfunktion, sowohl in Bezug auf die ungefilterten Daten, als auch in Bezug auf die Spektralgewebedopplerdaten nachgewiesen werden konnte.

Eine sich hieraus ergebende Problematik stellt die Erstellung von Referenzwerten dar. Die, für die Gewebedopplertechnik benötigte, hohe Datenakquisition erfordert eine optimale zeitliche Auflösung, sowie eine akkurate Kurvendarstellung. Zur Optimierung der Geschwindigkeitsinformation wird häufig eine Signalmodulation mittels Filteranwendung durchgeführt, wobei die oben genannten Veränderungen in Kauf genommen werden. Die eigentliche Problematik besteht nun darin, dass die mit der Filtereinstellung einhergehende Veränderung der Geschwindigkeitsdaten keinem stetigen Muster folgt. Sie erfolgt diskontinuierlich, so dass ihr Einfluss weder für den allgemeinen Kurvenverlauf noch für die einzelnen myokardialen Herzaktionen vorhergesehen werden kann. Dies erklärt die Tatsache, dass in dieser Arbeit deutliche Unterschiede im Einfluss der Filteranwendung auf die einzelnen myokardialen Geschwindigkeitswellen nachgewiesen werden konnten. Während die eingeschaltete Filterfunktion zu einer maximalen Geschwindigkeitsreduktion der diastolischen Wellen von 10 % führte, betrug der Darstellungsverlust für die systolische Bewegungsamplitude 7 – 20 % und für die schnellen isovolämischen Phasen sogar bis zu 30 %. Andere Studien, in denen die zeitliche Filterspanne variiert wurde, zeigten zusätzlich, dass auch die Veränderung des Gesamtkurvenverlaufes nicht vorhersagbar ist. Grund hierfür ist die Abhängigkeit der Filterauswirkungen von der Höhe der Bildrate, welche durch folgende Formel veranschaulicht wird:

Gleichung 4: Abhängigkeit der Filterauswirkungen von der Bildrate

n: gemittelte Bildanzahl

FR: Bildrate

T: Zeitfilterbreite in Sekunden

[]: Abrundung auf folgende ungerade Zahl

$$n = [FR \times T]$$

Wendet man die Formel auf die gewählten Einstellungsparameter dieser Arbeit an, resultiert hieraus bei einer Zeitfilterbreite von 30 ms und einer Bildrate von 114 Bildern/sec eine Datenmittelung von 3 Bildern pro Sekunde.

Der Anstieg der Bildrate geht immer mit einem Anstieg von Störgeräuschen einher, die zu einem unruhigen und verrauschten Kurvenverlauf führen. Während in der Humanmedizin Bildraten in Höhe von 200 Bildern/s und höher verwendet werden, kommen aufgrund der oben genannten Limitationen in der Echokardiographie des Pferdes selten Bildraten von über 120 Bildern/s zur Verwendung. Niedrigere Bildraten bedingen eine Reduktion der Störgeräusche, was zu der Argumentation beitragen könnte, in der Pferdechokardiographie auf den Einsatz von Filtern zu verzichten. Dagegen spricht, dass in einer veterinärmedizinischen Studie bei Einschaltung des Zeitfilters eine Erhöhung der Datenreproduzierbarkeit beschrieben wurde, was vermutlich das Resultat einer Vereinfachung der Identifikation der Messwellen darstellt (SCHILLER, 2007). Diese Aussage steht im Gegensatz zu den Ergebnissen dieser Arbeit, bei der durch Einschalten der Filterfunktion kein Vorteil in der Datenidentifikation ermittelt werden konnte, aber auch kein Datenverlust oder Nachteil in der Identifikation bestand. Ein möglicher Erklärungsansatz für die Differenz der Ergebnisse ist die Tatsache, dass die Untersuchungen von Schiller (2007) an Katzen durchgeführt wurden, was bedingt durch die höhere Herzfrequenz im Vergleich zum Pferd einen Einsatz von höheren Bildraten notwendig macht. Im Gegensatz konnte jedoch eine humanmedizinische Studie eine graduelle Erhöhung der Datenvariabilität bei steigender Einstellung der Filterweite nachweisen (MANOURAS et al., 2009).

Letztendlich zeigen die Ergebnisse dieser Studie, dass die Filtereinstellung immer im Zusammenhang mit der Bildrateneinstellung und diese abhängig von der Herzfrequenz gewählt werden sollte. Um reproduzierbare Referenzwerte zu erstellen, sollte in der Echokardiographie beim Pferd entweder komplett auf die Verwendung der Kurvenglättung verzichtet werden oder die Geräteeinstellungen klar

bei jeder Referenzwertangabe definiert sein, da Zeitfilter gravierende Veränderungen der Geschwindigkeitsdaten bedingen.

5.6 Einfluss der ROI-Größe

Die „Region of Interest“ (ROI) ist definiert als Messsonde, die zur Datenerhebung in einer repräsentativen Unterregion des zu untersuchenden Organs (Myokard) positioniert wird. Innerhalb dieses Bereiches erfolgt eine Mittelung der Geschwindigkeitsdaten, aus der die Ableitung der myokardialen Kurven erfolgt. Die Größe und die Form kann beliebig gewählt werden, wobei kreisförmige, rechteckige und ovale ROI-Begrenzungen am häufigsten zur Anwendung kommen.

In der vorliegenden Studie wurde der Einfluss von vier verschiedenen rechteckigen ROI-Größen auf die radialen Geschwindigkeitsdaten und die Datenvariabilität untersucht. Die Auswahl der kleinsten ROI-Größe (2 x 2 mm) erfolgte, da es sich um die Standardeinstellung der verwendeten EchoPac-Software handelte. Die vierte ROI-Größe (36 x 36 mm) deckt die zu untersuchende Myokardregion annähernd ab, weshalb sie als Maximalwert ausgewählt wurde. Die Positionierung erfolgte manuell. Während kein statistisch signifikanter Einfluss auf die Geschwindigkeitsdaten ermittelt werden konnte, wirkte sich die ROI-Größe hochsignifikant auf die Höhe der Datenvariabilität aus. Der graduelle Anstieg der ROI-Größe führte zu einer stetigen Reduktion der Variationskoeffizienten.

Die aktuellen Richtlinien, herausgegeben von der „American Society of Echocardiography“ und der „Heart Rhythm Society“, empfehlen für humanmedizinische Untersuchungen ROI-Größen zwischen 10 x 5 mm und 15 x 7 mm. Bisher existieren in der Humanmedizin nur wenig wissenschaftliche Arbeiten, die sich mit dem Einfluss der ROI auf myokardiale Geschwindigkeitsprofile auseinandersetzen. In einer Vielzahl von humanmedizinischen Veröffentlichungen zum Thema Gewebedopplerechokardiographie erfolgte keine Angabe zur ROI-Größe. In den restlichen Arbeiten wurden ROI-Größen von 2 x 2 mm oder 6 x 6 mm verwendet (FORNWALT et al., 2009). Ähnlich verhält es sich in der Veterinärmedizin. Bezogen auf die Gewebedopplerechokardiographie des Pferdes erfolgte die Größenangabe der ROI lediglich in zwei von acht Arbeiten. Während in der ersten Studie eine ROI-Größe von 7 x 7 mm gewählt wurde (STAHL, 2010), erfolgte die Untersuchung in der zweiten Arbeit mit einer ROI-Größe von 20 x 30 mm (SCHWARZWALD et al., 2009b).

Ziel dieser Studie war es, die mit der ROI-Größe einhergehenden Limitationen näher zu untersuchen, um letztendlich eine Empfehlung für eine annähernd optimale Einstellung und eine Vereinheitlichung der verwendeten ROI-Größe entwickeln zu können.

Sowohl in der Humanmedizin als auch in der Veterinärmedizin wird die Variabilität der Gewebedopplerdaten immer wieder als Hauptkritikpunkt angeführt. Übereinstimmend mit den Ergebnissen dieser Studie konnte kürzlich in einer humanmedizinischen Arbeit nachgewiesen werden,

dass eine ROI-Größe von 30 x 6 mm im Vergleich zu 6 x 6 mm zu einer Reduktion des Variationskoeffizienten um 47% führt (FORNWALT et al., 2009).

Ein möglicher Erklärungsansatz ist die, mit steigender ROI-Größe einhergehende, Reduktion der Auswirkungen des radialen Geschwindigkeitsgradienten, welcher charakterisiert ist durch das Abnehmen der Gewebegeschwindigkeit von endokardial nach epikardial (SABBAH et al., 1981; CHETBOUL et al., 2004; CHETBOUL et al., 2005a; CHETBOUL et al., 2005c; CHETBOUL et al., 2006d). Bezogen auf die vorliegende Studie führt eine ROI-Größe von 2 x 2 mm verglichen mit einer ROI von 36 x 36 mm zu einer Erhöhung der zu mittelnden Daten um 98%. Bei der Verwendung einer kleinen ROI ist es entscheidend, dass die Messsonde mittig im Myokard platziert wird, um die Auswirkungen des radialen Geschwindigkeitsgradienten zu reduzieren. Zudem ist es notwendig bei der Datenerhebung jedes Untersuchungsganges möglichst das gleiche Myokardareal zu untersuchen, was durch eine kleine ROI deutlich erschwert wird. Im Gegensatz dazu deckt eine große ROI das zu untersuchende Areal großflächig unter Einbeziehung der subepikardialen und subendokardialen Region ab, wodurch diese Geschwindigkeitsdaten in die Mittelung einbezogen werden können. Außerdem wird die wiederholte exakte Positionierung erleichtert, was zu einer Reduktion der Intra- und Interobservervariabilität führt (FORNWALT et al., 2009). Die „American Society of Echocardiography“ empfiehlt zurzeit eine „räumliche manuelle Mittelung“ zur Bestimmung der Region mit der besten Datenreproduzierbarkeit durchzuführen. Zu diesem Zweck wird die meist kleine ROI während der Systole zu allen Seiten hin verschoben, um einen charakteristischen Kurvenverlauf zu erzeugen. Der Vorteil einer großen ROI liegt bezogen auf diesen Aspekt in der Minimierung der Positionierungsmöglichkeiten, wodurch dieses Verfahren unnötig wird.

Nachteilig für eine große ROI ist jedoch die Auswirkung auf die räumliche Auflösung, woraus eine mangelnde Differenzierung von Daten benachbarter Messlokalisationen resultieren kann (STOYLEN, 2005). Hieraus kann z.B. eine Senkung der Sensitivität bei Untersuchungen einer myokardialen Dyssynchronizität vermutet werden (FORNWALT et al., 2009). Im Gegensatz dazu erhöht sich bei Verwendung einer kleinen ROI das Hintergrundrauschen (D'HOOGHE et al., 2000b; STOYLEN, 2005), so dass ein Kompromiss zwischen maximaler Größe und maximaler räumlicher Auflösung getroffen werden sollte (Gilman et al., 2004).

Ein zusätzlicher Einfluss wurde für die Anwendung des manuellen ROI-Trackings in humanmedizinischen Studien nachgewiesen (FORNWALT et al., 2008). Während bei einer stationären ROI die Untersuchungsposition beibehalten wird, wird beim Tracking eine manuelle Korrektur in einer Einzelbildkontrolle durchgeführt, um die Position innerhalb der Myokardgrenzen zu gewährleisten. Hierdurch wird das Auswandern in intrakavitäre Bereiche, was insbesondere große ROI's betrifft, vermindert. Aufgrund der bestehenden Empfehlungen wurde in dieser Arbeit das manuelle Tracking eingesetzt, deren Einfluss jedoch nicht Gegenstand der Studie war.

Zu erwähnen ist noch, dass in dieser Arbeit keine Korrelation zwischen der ROI-Größe und der Kurvenidentifizierbarkeit, der Anzahl der fehlenden Werte sowie der Höhe der Geschwindigkeitsdaten ermittelt werden konnte.

Aufgrund dieser Ergebnisse sollte möglichst eine maximale ROI-Größe in Relation zur Myokarddicke gewählt werden, um die Datenvariabilität zu reduzieren. Zusätzlich liegen Hinweise aus der Humanmedizin vor, die einen positiven Effekt des manuellen Trackings beschreiben, was jedoch durch weitere Studien evaluiert werden sollte.

5.7 Vergleich der Modalitäten FGD und SGD

In der echokardiologischen Praxis werden zurzeit zwei verschiedene Methoden zur myokardialen Geschwindigkeitsmessung angewendet, die im Vergleich zueinander essentielle Unterschiede aufweisen. Sowohl der farbcodierte Gewebedoppler (FGD) als auch der Spektralgewebedoppler (SGD) sind für bestimmte Anwendungsgebiete aufgrund der Vor- und Nachteile besser oder weniger gut geeignet. Gegenstand dieser Arbeit war es, den Einfluss des Untersuchungsverfahrens auf das Geschwindigkeitsprofil in der Echokardiographie des Pferdes zu untersuchen. Insbesondere in Hinblick auf die Befundbeurteilung sollte die Datenerhebung auf einem wiederholbaren Verfahren basieren, um reproduzierbare Ergebnisse zu ermöglichen. Aus diesem Grund wurde speziell die Datenvariabilität beider Verfahren verglichen.

Insgesamt konnten für den SGD verglichen mit dem FGD signifikant höhere Geschwindigkeitspeaks ermittelt werden. Diese Ergebnisse stimmen mit anderen Studien, sowohl aus der Humanmedizin als auch der Veterinärmedizin überein, in denen ebenfalls Unterschätzungen der FGD-Daten im Vergleich zum SGD festgestellt wurden (FORNWALT et al., 2008; MANOURAS et al., 2009; WESS et al., 2010). Die Differenz der Geschwindigkeitsdaten beider Modalitäten lässt sich aus der unterschiedlichen Berechnungsmethodik erklären, die der Datenerhebung zu Grunde liegt. Während die SGD-Technik mit einer „fast Fourier transformation“ (FFT) arbeitet, nutzt die FGD-Technik die Autokorrelationsmethodik.

Der SGD ermittelt den Frequenzshift zwischen dem ausgesendeten und dem wiederkehrenden Ultraschallsignal, welches der FFT unterzogen wird, um das Geschwindigkeitsprofil in einer festgelegten Myokardregion zu ermitteln. Bei der FFT-Technik handelt es sich um ein vollständig digitalisiertes Rechnungsverfahren, welches innerhalb kürzester Zeit das komplexe Dopplerprofil in seine Basiskomponenten zerlegt.

Im Gegensatz dazu arbeitet der FGD mit der Autokorrelationsmethode, die mittels eines Algorithmus den Dopplershift indirekt mittels einer Phasenshiftanalyse abschätzt, und somit einen Durchschnittswert für die myokardiale Geschwindigkeit ermittelt. Während bei dem SGD nur innerhalb einer definierten Untersuchungsregion die Datenerhebung erfolgt, nutzt die Autokorrelation

eine Vielzahl von Daten aus verschiedenen Myokardregionen zur Datenmittelung. Diese methodischen Unterschiede sind vermutlich als Ursache für die Geschwindigkeitsdifferenz der Daten anzusehen (WESS et al., 2010).

Eine weitere Erklärung ist in der Wahl der Gaineinstellung beim SGD und der Filtereinstellung beim FGD zu suchen. Eine humanmedizinische Arbeitsgruppe konnte insgesamt eine signifikante Korrelation der Werte beider Methoden mit einer SGD-Gainsättigung von 50% und einer Ausschaltung der zeitlichen Filter des FGD ermitteln. Mit steigender Filterweite und Erhöhung der Gain konnte ein deutlicher Anstieg der Datendifferenz zwischen beiden Methoden festgestellt werden (MANOURAS et al., 2009).

Zusätzlich ist zu bedenken, dass das Dopplerspektrum auch von der Größe des Winkelfehlers abhängig ist. Aus der Verwendung eines ungünstigen Schalleinfallswinkels resultiert für beide Modalitäten eine Unterschätzung der myokardialen Geschwindigkeiten. Um diese Fehlermöglichkeit zu reduzieren wurde bei der Datenaufzeichnung Wert auf eine absolut senkrechte myokardiale Bewegung in Richtung des Schallkopfes gelegt. Insgesamt kann der Einfluss eines Winkelfehlers auf die erhobenen Werte nicht vollständig ausgeschlossen werden, jedoch ist es unwahrscheinlich, dass die damit einhergehenden Verminderungen der Geschwindigkeitsdaten gravierenden Einfluss auf die Auswertung besaßen.

Übereinstimmend mit anderen Studien (MANOURAS et al., 2009; WESS et al., 2010) konnte in dieser Arbeit durch den Vergleich der Variationskoeffizienten eine niedrigere Datenvariabilität für den SGD ermittelt werden. Möglicherweise resultiert dieses Ergebnis aus der Tatsache, dass methodikbedingt im Gegensatz zum FGD bei dem SGD ein fixes „Sample Volume“ verwendet wird. Wie vorhergehend besprochen, kann eine Positionsabweichung der ROI zu gravierenden Veränderungen des myokardialen Geschwindigkeitsprofils führen, was die erhöhte Datenvariabilität des FGD erklären könnte. Zusätzlich zu diskutieren ist, dass sowohl in dieser als auch in der Studie von Manouras (2009) bei dem FGD eine relativ kleine ROI verwendet wurde, die ebenfalls zu einer Erhöhung der Datenvariabilität führt. Auch die niedrigere zeitliche Auflösung des FGD, die jedoch mittels neuerer Technik annähernd ausgeglichen wurde, kann zu diesem Ergebnis beitragen.

Letztendlich kann die Aussage getroffen werden, dass der SGD eine akkuratere Geschwindigkeitsdarstellung mit einer niedrigeren Datenvariabilität im Vergleich zum FGD ermöglicht. Ein Vorteil des FGD liegt in der geringeren Untersuchungszeit, da gleichzeitig aus einer Vielzahl von Untersuchungsregionen Daten akquiriert werden können, um offline analysiert zu werden. Insgesamt kann aufgrund der vorliegenden Ergebnisse keine Empfehlung für eine bestimmte Technik ausgesprochen werden, da beide Methoden Berechtigung besitzen. Aufgrund der ermittelten

methodebedingten Geschwindigkeitsdifferenzen sollten aber separate Referenzwerte verwendet werden, die auf die jeweilige Untersuchungsmethode bezogen sind.

5.8 Einfluss der Sektorwinkelgröße

Die Sektorwinkelgröße ist ein wichtiges Maß für die Scanliniendichte, aus der die zeitliche und räumliche Auflösung resultiert. Mit einer Verringerung des Sektorwinkels ist es möglich eine Anhebung der Bildrate zu bewirken.

In der vorliegenden Arbeit wurde der Einfluss der Sektorwinkelgröße auf die Geschwindigkeitsdaten ermittelt. Es wurden die Einstellungen von 75° und 30° gewählt, woraus Bildraten von 73 und 114 Bildern/sec resultierten. Bei der vergleichenden Betrachtung konnten keine signifikanten Veränderungen des Geschwindigkeitsprofils nachgewiesen werden.

Diese Ergebnisse stehen im Widerspruch zu der aufgestellten Hypothese, dass eine zusätzliche Anhebung der Bildrate eine Veränderung der Geschwindigkeitsdaten bedingt. Ein möglicher Erklärungsansatz besteht darin, dass eine Bildrate von 73 Bildern/s für ein Pferd mit einer Ruheherzfrequenz ausreichend, ist um eine akkurate Datenakquisition durchzuführen. Diese Vermutung wird unterstrichen durch die Tatsache, dass andere Arbeitsgruppen, die für Gewebedopplerstudien des Pferdes mit einer Bildrate von 120 Bildern/s. arbeiteten (SCHWARZWALD et al., 2009b), vergleichbare Maximalgeschwindigkeiten ermittelten.

Zum anderen kann eine Verkleinerung des Sektorwinkels einen Anstieg des Winkelfehlers bedingen, da das Auffinden und Halten der exakten Anschallposition erschwert wird. Gerade in der Veterinärmedizin, in der gehäuft Bewegungsartefakte die Datenakquirierung erschweren, ist eine schnelle Ultraschalluntersuchung unabdingbar. Aufgrund einer Sektorwinkelverkleinerung ist es teilweise notwendig, Herzwände einzeln zu untersuchen und somit die Untersuchungsdauer zu verlängern.

Positiv zu bewerten ist, dass eine Verkleinerung des Bildsektors zu einer Erhöhung sowohl der zeitlichen als auch der räumlichen Auflösung führt. Während die zeitliche Auflösung gekennzeichnet ist durch den zeitlichen Abstand, der zwischen zwei Aufnahmen derselben myokardialen Region liegt, handelt es sich bei der räumlichen Auflösung um ein Maß der kleinsten identifizierbaren Fläche des Ultraschallbildes. Dies führt zu einer deutlichen Erhöhung der Bildqualität, was wiederum die Befunderhebung verfeinert und die Datenreproduzierbarkeit erhöht.

Insgesamt betrachtet sollte der Sektorwinkel soweit wie möglich verkleinert werden, ohne dass die Datenerhebung durch eine zu starke Einschränkung des Blickfeldes beeinträchtigt wird. Der farbkodierte Sektor des FGD sollte, wenn möglich, konstant auf ein Minimum an Breite reduziert werden.

5.9 Einfluss der Qualität des Graubildmodus

Eine hohe Graubildqualität ist die Voraussetzung für eine akkurate Datenerhebung, weshalb alle Gewebedoppleraufnahmen dieser Studie in die Bonitätsklassen 1 und 2 eingeteilt wurden. Um den Einfluss auf die Geschwindigkeitsdaten zu ermitteln, wurde eine deskriptive Statistik zum Vergleich durchgeführt. Es konnten keine signifikanten Veränderungen in Zusammenhang mit der Bonitätsklasse nachgewiesen werden.

In der Echokardiographie beim Pferd wirkt sich eine mangelhafte Bildgebung aufgrund eines sehr guten bis adipösen Ernährungszustandes limitierend auf die Datenakquirierung aus. Ein gutes Graubild stellt jedoch nicht nur die Grundlage für die Ermittlung der Geschwindigkeitsdaten dar, sondern ist auch entscheidend zur Evaluierung der akkuraten Schnittebene. Ein schlechtes Graubild erschwert somit nicht nur die Datengenerierung, sondern kann zusätzlich den Winkelfehler deutlich vergrößern. In der vorliegenden Arbeit wurden Aufnahmen mit einer mangelhaften Bildqualität von vornherein ausgeschlossen. Lediglich die verwendeten Aufnahmen wurden beurteilt, was erklärt, dass keine signifikanten Veränderungen nachgewiesen werden konnten.

6 ZUSAMMENFASSUNG

Die Gewebedopplerechokardiographie ist ein diagnostisches Verfahren zur Ermittlung der myokardialen Wandbewegungsgeschwindigkeit, basierend auf der Erfassung von Frequenzveränderungen der Ultraschallstrahlen infolge von Reflektionen an beweglichen Objekten. In der Humanmedizin stellt diese Methode bereits einen wertvollen diagnostischen Bestandteil der kardiologischen Untersuchung dar. Sie ermöglicht die Gewinnung bedeutsamer quantitativer Informationen über den regionalen Funktionszustand definierter Myokardareale und ist insbesondere bei der Identifikation subklinischer myokardialer Erkrankungen hilfreich. Seit dem Jahr 2005 wird die GDE auch in der Echokardiographie des Pferdes verwendet, jedoch gestaltet sich bis heute die Befundbeurteilung aufgrund der hohen Datenvariabilität teilweise als schwierig.

In der vorliegenden Arbeit wurden die Einflüsse von Geräteeinstellungen auf das myokardiale Geschwindigkeitsprofil evaluiert. Hierzu wurden Einstellungsparameter wie die Höhe der Bildrate, die Größe des Sektorwinkels, der Einfluss der Kurvenglättung, die Größe der ROI und der Unterschied zwischen Spektral- und Farbgewebedoppler untersucht.

Ziel dieser Arbeit war es, eine Empfehlung für Geräteeinstellungen bei der Gewebedoppleruntersuchung des Pferdes zu geben, um die Reproduzierbarkeit der Datenerhebung zu erhöhen.

Für die Evaluierung des Einflusses der Bildraten auf das myokardiale Geschwindigkeitsprofil wurden die Geschwindigkeitsmaxima bei 1.0, 1.5, 2.0, 2.5 kHz, woraus Bildraten von 48-114 Bildern/s resultierten, gemessen. Die Erhöhung erfolgte durch Veränderung der Pulsrepetitionfrequenz in vier Stufen und des Sektorwinkels in zwei Stufen. Mit steigender Bildrate konnte bis zu einer Bildrate von 73 Bildern/s ein signifikanter Anstieg der Geschwindigkeitsmaxima ermittelt werden. Eine weitere Erhöhung durch Verkleinerung des Sektorwinkels führte vermutlich bedingt durch die Minimierung des Sichtwinkels und der damit einhergehenden Verminderung der akkuraten Positionierung des Schallkopfes zu keiner weiteren Verbesserung. Ein weiterer Erklärungsansatz ist, dass eine Bildrate von 73 Bildern/s bei einer Ruheherzfrequenz des Pferdes für eine exakte Kurvendarstellung ausreichend ist.

Die Evaluierung der Größe der ROI (region of interest) in der FGD –Echokardiographie erfolgte hauptsächlich in Hinblick auf die Höhe der Datenvariabilität. Bei der ROI handelt es sich um eine Messsonde, die in eine repräsentative Unterregion des Myokards zur Datenakquisition gelegt wird. Innerhalb der ROI werden die Daten im Bereich jedes Pixels gemessen und anschließend gemittelt. Insgesamt wurden vier verschiedene ROI-Einstellungen von 3 x 3 bis 21 x 21 pixel gewählt und die Variationskoeffizienten der ermittelten Daten verglichen. Mit Anstieg der ROI wurde eine statistisch

signifikante Senkung der Variationskoeffizienten verzeichnet, weshalb die Verwendung einer größeren ROI empfohlen werden sollte.

Zusätzlich wurde der Einfluss der Kurvenglättung untersucht, einem Filterverfahren zur Reduzierung von Rauschartefakten. Bei einer Bildrate von 114 Bildern/s und einer ROI von 3 x 3 pixel wurde eine Datenerhebung mit ein- und ausgeschalteter Filterfunktion durchgeführt. Für alle myokardialen Herzphasen konnte eine signifikante Senkung der Geschwindigkeitsmaxima ermittelt werden. Zusätzlich ergab die Analyse der fehlenden Werte, dass eine eingeschaltete Kurvenglättung zu einem erhöhten Darstellungsverlust der isovolumischen Phasen führt, weshalb insgesamt von dem Einsatz der Kurvenglättung abgesehen werden sollte.

Schließlich wurde ein Vergleich der beiden Gewebedopplervarianten, dem Farbgewebedoppler (FGD) und dem Spektralgewebedoppler (SGD) durchgeführt. Der SGD nutzt eine ROI, um eine genau definierte Myokardregion darzustellen. Das Geschwindigkeitsprofil wird mittels Fast-Fourier-Transformation sofort online mit einer hohen zeitlichen Auflösung ausgewertet. Der FGD ermöglicht im Unterschied zur ersten Methode durch Überlagerung der gesamten Myokardregion mittels eines Farbsektors die gleichzeitige Erfassung von Geschwindigkeitsinformationen für eine gesamte echokardiographische Schnittebene. Die Geschwindigkeitsprofile werden nachträglich mittels der Autokorrelationsmethode offline für jede beliebige Myokardregion innerhalb des Farbsektors rekonstruiert. In Übereinstimmung zu anderen veterinärmedizinischen Studien wurden durchgehend höhere Geschwindigkeitsmaxima für den SGD verglichen mit dem FGD ermittelt. Insgesamt kann jedoch keine abschließende Empfehlung für ein Verfahren gegeben werden, da beide für bestimmte Einsatzgebiete ihre Berechtigung besitzen.

Aufgrund der im Rahmen dieser Studie gewonnenen Ergebnisse empfehlen wir für FGD-Untersuchungen des Pferdes mit einer Ruheherzfrequenz eine Mindestbildrate von 73 Bildern/s und eine ROI, die ca. 2/3 des Myokards einschließt, zu verwenden. Die Kurvenglättung sollte wenn möglich ausgeschaltet bzw. der zeitliche Filter auf ein Minimum reduziert werden.

Wird eine Minimierung der Datenvariabilität durch eine Standardisierung des Verfahrens erreicht, handelt es sich bei der Gewebedopplerechokardiographie um einen wertvollen Bestandteil der echokardiographischen Untersuchung mit hohem diagnostischem Potential.

7 SUMMARY

Influences of instrument adjustment on myocardial velocity profiles in equines

Tissue Doppler Imaging (TDI) is a research tool for assessment of myocardial wall motion velocity, based on measurement of frequency shift as a result of reflection by moveable objects. In human medicine this method is already a valuable diagnostic tool in the cardiac examination. This ultrasound technique allows quantification of regional myocardial function and has been shown to be more sensitive than conventional echocardiography in detecting sub clinic abnormalities of myocardial function. Since 2005 TDI is used in equine echocardiography, but its use is limited in clinical interpretation due to high variability of some variables.

In the present study the influence of instrument adjustment to myocardial velocity shape was evaluated. For this, effects of adjustment parameters like frame rate, sector angle, shape smoothing, size of ROI and differences between colour TDI and pulsed-wave TDI were reviewed.

The goal of our study was to formulate preliminary recommendations for instrument adjustment of echocardiographic assessment in horses by TDI to increase the reproducibility of data acquisition.

Influence of frame rate on measurement of myocardial velocity was evaluated by 1.0, 1.5, 2.0 and 2.5 kHz, resulted in 48-114 pictures per second. The enhancement was acquired using a modification of pulse repetition frequency in four steps and a differentiation of sector angle in two steps. A significant increase of myocardial velocity with an increased frame rate of 73 pictures per second was determined. Further enhancement by reduction of the sector angle doesn't result in significant alterations. Probably caused by a decrease view angle which is attended by minimisation of an accurate positioning of the probe. Another potential factor which explains that a frame rate of 73 pictures per second is adequate for exact curve construction is in the low heart rate of the horse.

The effect of ROI size on the variability was investigated for colour TDI. The ROI represents the area over which the DTI data is averaged in order to generate the myocardial velocity curve. A coefficient of variation was calculated to determine variability for four different ROI sizes (3 x 3 to 21 x 21 pixels). A statistically significant decrease of variability with increasing ROI-size was determined.

Another aim of this study was to evaluate the effect of temporal smoothing on the results of velocity measurements. At a frame rate of 114 pictures per second and a ROI with 3 x 3 pixels data acquisition was performed with and without filtering. As can be seen, the use of filtering resulted in a significant alteration of the retrieved velocity information. In addition the filtering resulted in an increase of

missing values, especially in the isovolumic phases. Hence, in order to ensure an optimal signal-to-noise ratio temporal filtering should be used with caution.

At last, a comparison between colour-coded (CTD) and spectral tissue Doppler (STD) measurements was conducted. STD detects the frequency shift with a high temporal resolution of myocardial velocity by using the Fast Fourier analyses in a given myocardial location. The CTD appreciates Doppler shift using phase shift analysis with an autocorrelation technique and allowed an offline analysis over a greater myocardial area. In compliance with other veterinary studies, peak velocities were significantly higher for SGD than FGD. These methods should not be used interchangeably, and different reference ranges for each method should be used.

In conclusion with the results of this study we suggest to use CTD with a frame rate of at least 73 pictures per second and a ROI, which is large enough to cover one-third of myocardial thickness, in horses with resting heart rates. Smoothing by filtering should be use with caution, and if possible filtering should be deactivated.

If we achieve a standardisation of the method to minimize the variation of data, it would be a precious tool in echocardiographic examination with a high diagnostic potential.

8 LITERATURVERZEICHNIS

- Zeitschriftentitelabkürzungen gemäß List of Journals indexed in Index Medicus, Bethesda, MD: National Library of Medicine, 2000

ABDUL-KHALIQ H, SCHMITT B, RENTZSCH A, HELWEG A, GUTBERLET M, YEGITBASI M, NURNBERG JH, ALEXI-MESKHISHVILI V, HETZER R, LANGE PE (2003):

Evaluation of abnormal myocardial wall motions in patients with univentricular heart by tissue Doppler echocardiography.

Z Kardiol 92 (4) 319-325

ARAT N, ALTAY H, KORKMAZ S, ILKAY E (2008):

The effect of baseline pulmonary artery pressure on right ventricular functions after mitral balloon valvuloplasty for rheumatic mitral stenosis: a tissue Doppler imaging study.

Turk Kardiyol Dern Ars 36 (4) 223-230

BRODIN LA, VAN DER LINDEN J, OLSTAD B (1998):

Echocardiographic functional images based on tissue velocity information.

Herz 23 (8) 491-498

CARTEE R, SELCER B, HUDSON J, FINN-BODNER S, MAHAFFEY M, PAMELA J, MARICH K (1995):

Practical Veterinary Ultrasound 1st ed.

Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins

CHETBOUL V, ATHANASSIADIS N, CARLOS C, NICOLLE AP, TISSIER R, POUCHELON JL, CONCORDET D, LEFEBVRE HP (2004):

Quantification, repeatability, and reproducibility of feline radial and longitudinal left ventricular velocities by tissue Doppler imaging.

Am J Vet Res 65 (5) 566-572

CHETBOUL V, BLOT S, SAMPEDRANO CC, THIBAUD JL, GRANGER N, TISSIER R, BRUNEVALL P, GASCHEN F, GOUNI V, NICOLLE AP, POUCHELON JL (2006a):

Tissue Doppler imaging for detection of radial and longitudinal myocardial dysfunction in a family of cats affected by dystrophin-deficient hypertrophic muscular dystrophy.

J Vet Intern Med 20 (3) 640-647

CHETBOUL V, SAMPEDRANO CC, CONCORDET D, TISSIER R, LAMOUR T, GINESTA J, GOUNI V, NICOLLE AP, POUCHELON JL, LEFEBVRE HP (2005a):

Use of quantitative two-dimensional color tissue Doppler imaging for assessment of left ventricular radial and longitudinal myocardial velocities in dogs.

Am J Vet Res 66 (6) 953-961

CHETBOUL V, SAMPEDRANO CC, GOUNI V, CONCORDET D, LAMOUR T, GINESTA J, NICOLLE AP, POUCHLON JL, LEFEBVRE HP (2005b):

Quantitative assessment of regional right ventricular myocardial velocities in awake dogs by Doppler tissue imaging: repeatability, reproducibility, effect of body weight and breed, and comparison with left ventricular myocardial velocities.

J Vet Intern Med 19 (6) 837-844

CHETBOUL V, SAMPEDRANO CC, GOUNI V, NICOLLE AP, POUCHELON JL (2006b):

Two-dimensional color tissue Doppler imaging detects myocardial dysfunction before occurrence of hypertrophy in a young Maine Coon cat.

Vet Radiol Ultrasound 47 (3) 295-300

CHETBOUL V, SAMPEDRANO CC, GOUNI V, NICOLLE AP, POUCHELON JL, TISSIER R (2006c):

Ultrasonographic assessment of regional radial and longitudinal systolic function in healthy awake dogs.

J Vet Intern Med 20 (4) 885-893

CHETBOUL V, SAMPEDRANO CC, TISSIER R, GOUNI V, NICOLLE AP, POUCHELON JL (2005c):

Reference range values of regional left ventricular myocardial velocities and time intervals assessed by tissue Doppler imaging in young nonsedated Maine Coon cats.

Am J Vet Res 66 (11) 1936-1942

CHETBOUL V, SAMPEDRANO CC, GOUNI V, CONCORDET D, LAMOUR T, GINESTA J, NICOLLE AP, POUCHELON JL, LEFEBVRE HP (2006d):

Quantitative assessment of velocities of the annulus of the left atrioventricular valve and left ventricular free wall in healthy cats by use of two-dimensional color tissue Doppler imaging.

Am J Vet Res 67 (2) 250-258

D'HOOGHE J, BINJNENS B, JAMAL F, PISLARU C, PISLARU S, THOEN J, SUETENS P, VAN DE WERF F, ANGERMANN C, RADEMAKERS FE, HERREGODS MC, SUTHERLAND GR (2000a):

High frame rate myocardial integrated backscatter. Does this change our understanding of this acoustic parameter?

Eur J Echocardiogr 1 (1) 32-41

D'HOOGHE J, HEIMDAL A, JAMAL F, KUKULSKI T, BIJNENS B, RADEMAKERS F, HATLE L, SUETENS P, SUTHERLAND GR (2000b):

Regional strain and strain rate measurements by cardiac ultrasound: principles, implementation and limitations.

Eur J Echocardiogr 1 (3) 154-170

EDVARDBSEN T, RODEVAND O, ENDRESEN K, IHLEN H (2005):

Interaction between left ventricular wall motion and intraventricular flow propagation in acute and chronic ischemia.

Am J Physiol Heart Circ Physiol 289 (2) 732-737

ENGELHARDT W, Breves G (2000):

Physiologie der Haustiere 1. Auflage

Stuttgart: Enke Verlag 136-139

FEIGENBAUM H, AMSTRONG WF, RAYN T (2005):

Feigenbaum's Echocardiography 6th ed

Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins

FLACHSKAMPF F (2006):

Kursbuch Echokardiographie 3. Auflage

Stuttgart: Thieme Verlag

FORNWALT BK, SPRAGUE WW, CAREW JD, MERLINO JD, FYFE DA, LEON AR, OSHINSKI JN (2009):

Variability in tissue Doppler echocardiographic measures of dyssynchrony is reduced with use of a larger region of interest.

J Am Soc Echocardiogr 22 (5) 478-485

FORNWALT BK, THOMAS JA, BHASIN M, MERLINO JD, LEON AR, FYFE DA, OSHINSKI JN (2008):
Effects of region of interest tracking on the diagnosis of left ventricular dyssynchrony from Doppler tissue images.

J Am Soc Echocardiogr 21 (3) 234-240

GALDERISI M, OLIBET M, SIDIROPULOS M, INNELLI P, D'ERRICO A, DE DIVITIIS O (2006a):
Currently available technology for echocardiographic assessment of left ventricular function.

Expert Rev Med Devices 3 (2) 207-214

GALDERISI M, VITALE G, BIANCO A, PIVONELLO R, LOMBARDI G, DIVITIIS O, COLAO A (2006b):
Pulsed tissue Doppler identifies subclinical myocardial biventricular dysfunction in active acromegaly.

Clin Endocrinol (Oxf) 64 (4) 390-397

GALIUTO L, IGNONE G, DEMARIA AN (1998):

Contraction and relaxation velocities of the normal left ventricle using pulsed-wave tissue Doppler echocardiography.

Am J Cardiol 81 (5) 609-614

GARCIA-FERNANDEZ MA, AZEVEDO J, MORENO M, BERMEJO J, PEREZ-CASTELLANO N, PUERTA P, DESCO M, ANTORANZ C, SERRANO JA, GARCIA E, DELCAN JL (1999):

Regional diastolic function in ischaemic heart disease using pulsed wave Doppler tissue imaging.

Eur Heart J 20 (7) 496-505

GEHLEN H, IVERSEN C, STADLER P (2009a):

Gewebedopplerechokardiographische Untersuchung bei Pferden mit Vorhofflimmern in Ruhe und nach Belastung.

Pferdeheilkunde 1 (25) 11- 16

GEHLEN H, IVERSEN C, STADLER P (2009b):

Grundlagen der Gewebedopplerechokardiographie beim Pferd.

Pferdeheilkunde 1 (25) 4-10

GILMAN G, KHANDHERIA BK, HAGEN ME, ABRAHAM TP, SEWARD JB, BELOHLAVEK M (2004):

Strain rate and strain: a step-by-step approach to image and data acquisition.

J Am Soc Echocardiogr 17 (9) 1011-1020

- GUNNES S, STORAA C, LIND B, NOWAK J, BRODIN LA (2004):
Analysis of the effect of temporal filtering in myocardial tissue velocity imaging.
J Am Soc Echocardiogr 17 (11) 1138-1145
- HEIMDAL A, STOYLEN A, TORP H, SKJAERPE T (1998):
Real-time strain rate imaging of the left ventricle by ultrasound.
J Am Soc Echocardiogr 11 (11) 1013-1019
- HOFFMANN R (2002):
Gewebedopplerechokardiographie - Bereits von klinischer Bedeutung?
Zeitschrift für Kardiologie 91 (9) 677-684
- HUONKER M, KEUL J (2001):
Stellenwert von trainingsbedingten Rückwirkungen am arteriellen Gefäßsystem und der Skelettmuskulatur in der Therapie der Herzinsuffizienz NYHA II/III.
Z Kardiol 90: 831-823
- HUONKER M, SCHIMDT-TRUCKSÄB A, HEISS HW, KEUL J (2002):
Trainingseinflüsse auf altersbedingte strukturelle und funktionelle Veränderungen am Herzkreislaufsystem und an der Skelettmuskulatur.
Z Gerontol Geriat 35:151-156
- ISAAZ K, MUNOZ DEL ROMERAL L, LEE E, SCHILLER NB (1993):
Quantitation of the motion of the cardiac base in normal subjects by Doppler echocardiography.
J Am Soc Echocardiogr 6 (2) 166-176
- ISAAZ K, THOMPSON A, ETHEVENOT G, CLOEZ JL, BREMBILLA B, PERNOT C (1989):
Doppler echocardiographic measurement of low velocity motion of the left ventricular posterior wall.
Am J Cardiol 64 (1) 66-75
- IVERSEN C (2008):
Gewebedopplerechokardiographie bei Warmblutpferden in Ruhe und nach Belastung.
Diss. med. vet. Hannover
- JAVORNIK A (2007):
Tissue Velocity, Strain und Strain Rate bei Hunden mit Mitralklappenendokardiose.
Diss. med. vet. München

JONES CJ, RAPOSO L, GIBSON DG (1990):

Functional importance of the long axis dynamics of the human left ventricle.

Br Heart J 63 (4) 215-220

KILLICH M (2007):

Tissue Doppler Imaging: Erstellung von Referenzwerten für Tissue Velocity Imaging, Strain und Strain Rate beim Hund.

Diss. med. vet. München

Kittleson MD, Kienle RD (1998):

Small Animal Cardiovascular Medicine 1th ed.

Berlin/Wiesbaden: Mosby-Verlag

KLAUS CS (2009):

Gewebedoppler-Echokardiographie (GDE) beim Pferd - Schnittebenen der myokardialen Wandbewegungsanalyse.

Diss. med. vet. Berlin

KOCH T, BERG R (1993):

Lehrbuch der Veterinär-Anatomie.

Stuttgart: Gustav-Fischer Verlag Jena (5) 15-36

KÖHLER ET, TATARU MC (2001):

Klinische Echokardiographie.

Stuttgart: Thieme Verlag

KÖNIG H, LIEBICH HG (2002):

Anatomie der Haussäugetiere 2 . Auflage.

Stuttgart: Schattauer Verlag

KREMER M (2001):

Quantitative Gewebe-Doppler-Echokardiographie.

Diss. med. Mainz

KUNERT M (2006):

Praktische Echokardiographie 2. Auflage.

Köln: Deutscher Ärzte-Verlag

Langeland TM (2002):

SPEQLE- Software Package for Echokardiographie Quantification leuven: An integrated approach to ultrasound-based cardiac deformation quantifikation.

IEEE Proceedings on computers in cardiology: 69 -72

LIND B, NOWAK J, DORPH J, VAN DER LINDEN J, BRODIN LA (2002):

Analysis of temporal requirements for myocardial tissue velocity imaging.

Eur J Echocardiogr 3 (3) 214-219

MANOURAS A, SHAHGALDI K, WINTER R, NOWAK J, BRODIN LA (2009):

Comparison between colour-coded and spectral tissue Doppler measurements of systolic and diastolic myocardial velocities: effect of temporal filtering and offline gain setting.

Eur J Echocardiogr 10 (3) 406-413

MIYASAKA Y, HAIDEN M, KAMIHATA H, NISHIUE T, IWASAKA T (2005):

Usefulness of strain rate imaging in detecting ischemic myocardium during dobutamine stress.

Int J Cardiol 102 (2) 225-231

MIYATAKE K, YAMAGISHI M, TANAKA N, UEMATSU M, YAMAZAKI N, MINE Y, SANO A, HIRAMA M (1995):

New method for evaluating left ventricular wall motion by color-coded tissue Doppler imaging: in vitro and in vivo studies.

J Am Coll Cardiol 25 (3) 717-724

MOLADOUST H, MOKHTARI-DIZAJI M, OJAGHI-HAGHIGHI Z, NOOHI F, KHAJAVI A (2008):

Frame rate requirement for tissue Doppler imaging in different phases of cardiac cycle: radial and longitudinal functions.

Int J Cardiovasc Imaging 24 (4) 377-387

PALMES PP, MASUYAMA T, YAMAMOTO K, KONDO H, SAKATA Y, TAKIUCHI S, KUZUYA T, HORI M (2000):

Myocardial longitudinal motion by tissue velocity imaging in the evaluation of patients with myocardial infarction.

J Am Soc Echocardiogr 13 (9) 818-826

PAVLOPOULOS H, NIHOYANNOPOULOS P (2008):

Strain and strain rate deformation parameters: from tissue Doppler to 2D speckle tracking.

Int J Cardiovasc Imaging 24 (5) 479-491

PÖRNER TC (2006):

Echokardiographische Beurteilung der globalen und regionalen diastolischen Funktion. Rolle der Myokarddopplerechokardiographie.

Habil. med.

POULSEN-NAUTRUP C, TOBIAS R (2001):

Atlas und Lehrbuch der Ultraschlldiagnostik bei Hund und Katze 3. Auflage.

Hannover: Schlütersche Verlagsgesellschaft

RADEMAKERS FE, ROGERS WJ, GUIER WH, HUTCHINS GM, SIU CO, WEISFELDT ML, WEISS JL, SHAPIRO EP (1994):

Relation of regional cross-fiber shortening to wall thickening in the intact heart. Three-dimensional strain analysis by NMR tagging.

Circulation 89 (3) 1174-1182

RANKIN HW, HORN DB, MACKAY AW, FORGAN CM (1976):

The control of coronary heart disease risk factors in general practice: a feasibility study.

Health Bull (Edinb) 34 (2) 66-72

REEF VB (1998):

Cardiovascular Ultrasonography In: Equine Diagnostik Ultrasound.

Philadelphia: Saunders, 215-272

RUSHMER RF (1954):

Continuous measurements of left ventricular dimensions in intact, unanesthetized dogs.

Circ Res 2 (1) 14-21

SABBAH HN, MARZILLI M, STEIN PD (1981):

The relative role of subendocardium and subepicardium in left ventricular mechanics.

Am J Physiol 240 (6) 920-926

SAGBERG E, MALM S, INGUL CB, TORP H, STOYLEN A (2004):

Feasibility of 3D reconstructed parametric strain rate data in recognition of myocardial infarction.

Eur J Echocardiogr (5) 143

SCHEFER KD, BITSCHNAU C, WEISHAUPT MA, SCHWARZWALD CC (2010):

Quantitative analysis of stress echocardiograms in healthy horses with 2-dimensional (2D) echocardiography, anatomical M-mode, tissue Doppler imaging, and 2D speckle tracking.

J Vet Intern Med 24 (4) 918-931

SCHILLER S (2007):

Farbgewebedoppler bei der herzgesunden Katze: Einfluss von Auswertungsprogrammen, Software- und Aufnahmeeinstellungen auf den Gewebegeschwindigkeit, Strain und Strain Rate.

Diss. med. vet. München

SCHOBER KE, BONAGURA JD, SCANSEN BA, STERN JA, PONZIO NM (2008):

Estimation of left ventricular filling pressure by use of Doppler echocardiography in healthy anesthetized dogs subjected to acute volume loading.

Am J Vet Res 69 (8) 1034-1049

SCHWARZWALD CC, SCHOBER KE, BERLI AS, BONAURA JD (2009a):

Left ventricular radial and circumferential wall motion analysis in horses using strain, strain rate, and displacement by 2D speckle tracking.

J Vet Intern Med 23 (4) 890-900

SCHWARZWALD CC, SCHOBER KE, BONAURA JD (2007a):

Echocardiographic evidence of left atrial mechanical dysfunction after conversion of atrial fibrillation to sinus rhythm in 5 horses.

J Vet Intern Med 21 (4) 820-827

SCHWARZWALD CC, SCHOBER KE, BONAURA JD (2007b):

Methods and reliability of echocardiographic assessment of left atrial size and mechanical function in horses.

Am J Vet Res 68 (7) 735-747

SCHWARZWALD CC, SCHOBER KE, BONAURA JD (2009b):

Methods and reliability of tissue Doppler imaging for assessment of left ventricular radial wall motion in horses.

J Vet Intern Med 23 (3) 643-652

SEPULVEDA MF, PERKINS JD, BOWEN IM, MARR CM (2005):

Demonstration of regional differences in equine ventricular myocardial velocity in normal 2-year-old Thoroughbreds with Doppler tissue imaging.

Equine Vet J 37 (3) 222-226

SLORDAHL SA, BJAERUM S, AMUNDSEN BH, STOYLEN A, HEIMDAL A, RABBEN SI, TORP H (2001):

High frame rate strain rate imaging of the interventricular septum in healthy subjects.

Eur J Ultrasound 14 (2-3) 149-155

Smiseth OA, Ihlen H (2003):

Strain rate imaging: why do we need it?

J Am Coll Cardiol 42 (9) 1584-1586

SPIEKER EP (2006):

Gewebe-Doppler-Echokardiographie beim Pferd: Eine Pilotstudie.

Diss. med. vet. Berlin

STADLER P (1988):

Echokardiographie beim Pferd / Physikalisch-technische Grundlagen.

Pferdeheilkunde 4 (3) 111-115

STAHL A (2010):

Gewebedopplerechokardiographische Untersuchungen der rechtsventrikulären Myokardfunktion gesunder und COB erkrankter Pferde.

Diss. med. vet. München

STORAA C, ABERG P, LIND B, BRODIN LA (2003):

Effect of angular error on tissue Doppler velocities and strain.

Echocardiography 20 (7) 581-587

STORAA C, LIND B, BRODIN LA (2004):

Distribution of left ventricular longitudinal peak systolic strain and impact of low frame rate.

Ultrasound Med Biol 30 (8) 1049-1055

STOYLEN A (2005):

Problems and pitfalls of strain rate imaging .

Availabe at: <http://ntnu.no/stoylen/strainrate/Howto/Pitfalls.html>.

NTNU Norwegian University of Science and Technology, Faculty of Medicine, Department of Circulation and Imaging

STØYLEN A (2011):

Strain rate imaging, Cardiac deformation imaging by ultrasound / echocardiography Tissue Doppler and Speckle tracking.

NTNU Norwegian University of Science and Technology, Faculty of Medicine, Department of Circulation and Imaging

STOYLEN A, SLORDAHL S, SKJELVAN GK, HEIMDAL A, SKJAERPE T (2001):

Strain rate imaging in normal and reduced diastolic function: comparison with pulsed Doppler tissue imaging of the mitral annulus.

J Am Soc Echocardiogr 14 (4) 264-274

SUN JP, POPOVIC ZB, GREENBERG NL, XU XF, ASHER CR, STEWART WJ, THOMAS JD (2004):

Noninvasive quantification of regional myocardial function using Doppler-derived velocity, displacement, strain rate, and strain in healthy volunteers: effects of aging.

J Am Soc Echocardiogr 17 (2) 132-138

SUTHERLAND GR, DISALVO G, CLAUS P, D'HOOGHE J, BIJNENS B (2004):

Strain and strain rate imaging: a new clinical approach to quantifying regional myocardial function.

J Am Soc Echocardiogr 17 (7) S. 788-802

SUTHERLAND GR, STEWART MJ, GROUNDSTROEM KW, MORAN CM, FLEMING A, GUELL-PERIS FJ, RIEMERSMA RA, FENN LN, FOX KA, MCDICKEN WN (1994):

Color Doppler myocardial imaging: a new technique for the assessment of myocardial function.

J Am Soc Echocardiogr 7 (5) 441-458

TESKE AJ, DEBOECK BW, MELMAN PG, SIESWERDA GT, DOEVENDANS PA, CRAMER MJ (2007):
Echocardiographic quantification of myocardial function using tissue deformation imaging, a guide to
image acquisition and analysis using tissue Doppler and speckle tracking.

Cardiovasc Ultrasound (5) 27

TILLEY L, SMITH F, OYAMA M, SLEEPER M (2008):

Manual of canine and feline cardiology 4th ed.

Missouri: Saunders Elsevier

URHEIM S, EDVARSDEN T, TORP H, ANGELSEN B, SMISETH OA (2000):

Myocardial strain by Doppler echocardiography. Validation of a new method to quantify regional
myocardial function.

Circulation 102 (10) 1158-1164

VOIGT JU (2002):

Gewebedoppler und regionale Funktionsanalyse.

Praxis der Echokardiographie (2) 57-89

WAGNER T (2006):

Tissue-Doppler-Imaging (TDI): Erstellung von Referenzwerten für Tissue Velocity, Strain und Strain
Rate bei der Katze.

Diss. med. vet. München

WESS G, KILLICH M, HARTMANN K (2010):

Comparison of pulsed wave and color Doppler myocardial velocity imaging in healthy dogs.

J Vet Intern Med 24 (2) 360-366

WILKENSHOFF UM, SOVANY A, WIGSTROM L, OLSTAD B, LINDSTROM L, ENGVALL J, JANEROT-
SJOVERG B, WRANNE B, HATLE L, SUTHERLAND GR (1998):

Regional mean systolic myocardial velocity estimation by real-time color Doppler myocardial
imaging: a new technique for quantifying regional systolic function.

J Am Soc Echocardiogr 11 (7) 683-92

9 ANHANG

9.1 Basisdaten der echokardiographischen Standarduntersuchungen

Mittelwerte und Standardabweichung der diastolischen Dimensionsmessungen der Ruhewerte aus dem B-Mode der rechten kaudalen langen Achse in cm					
	N-Gültig	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum
RVW	9	1,50	,09	1,35	1,62
RVD	9	6,68	,75	5,91	8,36
RAD	9	6,17	,87	4,75	7,60
IVS	9	2,44	,23	2,11	2,84
LVWdias	9	1,99	,18	1,80	2,36
LVWsys	9	2,73	,20	2,35	2,99
LVDppm	9	9,69	1,48	8,00	12,68
LVDmv	9	12,52	1,25	10,76	14,31
LADmax	9	10,55	,63	9,73	11,59
LADmv	9	9,51	1,06	8,05	11,01
IVSppmdias	9	3,60	,37	3,33	4,36
IVSppmsys	9	4,84	,44	4,06	5,52
LVDsys	9	8,77	1,13	7,09	10,98

(Legende: N – Anzahl der Probanden, RVW – rechtventrikuläre Wand, RVD – rechtsventrikulärer Durchmesser, RAD- rechtsatrialer Durchmesser, IVS – Interventrikularseptum, LVW – linksventrikuläre Wand, LVD – linksventrikulärer Durchmesser, dias – diastolisch, syst – systolisch, ppm – Messebene auf Höhe der Papillarmuskeln, mv – Messebene unterhalb der Mitralklappe)

Diastolische und systolische Dimensionsmessungen und abgeleitete Parameter aus dem M-Mode der kaudalen langen Achse in cm					
	N-Gültig	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum
LVDd	9,00	13,34	,70	12,08	14,22
LVDs	9,00	8,64	,76	7,43	9,85
IVSd	9,00	3,29	,45	2,42	3,80
IVSs	9,00	4,47	,63	3,28	5,25
LVWd	9,00	2,41	,48	1,75	3,28
LVWs	9,00	3,33	,92	2,59	5,71
FS	9,00	35,22	4,65	29,63	44,16
LVEF	9,00	,72	,06	,65	,83

(Legende: d – diastolisch, FS – faktionelle Verkürzung, IVS – Interventrikularseptum, LVD – linksventrikulärer Durchmesser, LVEF – linksventrikuläre Ejektionsfraktion, LVW – linksventrikuläre Wand, s – systolisch)

Diastolische Messwerte der Aorta aus der RKDLA in cm		
	AoDaoklappe	AoDsinusval
N Gültig	9,00	9,00
Mittelwert	5,82	8,19
Standardabweichung	,56	,73
Minimum	5,12	7,17
Maximum	6,55	9,01

(Legende: AoDaoklappe – Durchmesser auf Höhe der Aortenklappe, AoDsinusval – Durchmesser der Aorta auf Höhe des Sinus valsalvae, RKDLA – Rechte kaudale lange Achse)

Rechtsventrikuläre, -atriale und pulmonale Dimensionsmessungen in cm bestimmt während der Diastole aus der RKRLA			
	RAD	RVD	PVDd
N Gültig	9,00	9,00	9,00
Mittelwert	8,14	9,40	6,10
Standardabweichung	,64	,63	,66
Minimum	7,37	8,12	5,21
Maximum	9,12	10,13	6,99

(Legende: PVDd – diastolischer Durchmesser der Vena pulmonales, RAD – rechtsatrialer Durchmesser, RKRLA- rechte kraniale lange Achse, RVD – rechtsventrikulärer Durchmesser)

Dimensionsmessungen in cm aus der Schnittebene der linken kaudalen langen Achse				
	LADmax	LADmv	LVDd	LVDs
N Gültig	9	9	9	9
Mittelwert	11,72	10,72	12,96	8,53
Standardabweichung	,64	,76	,39	,65
Minimum	10,94	9,53	12,28	7,56
Maximum	12,68	11,89	13,37	9,42

(Legende: d – diastolisch, LAD – linksatrialer Durchmesser, LVD – linksventrikulärer Durchmesser, max – maximal, mv – Messebene auf Höhe der Mitralklappe, s – systolisch)

9.2 Auswirkung der Bildrate auf die myokardialen Geschwindigkeitsprofile

Legende für die in Abschnitt 9.2 folgenden Tabellen:

IVS – Interventrikularseptum, LVW – linksventrikuläre Wand, ppm – Messebene auf Höhe der Papillarmuskeln, PRF – pulse repetitionsfrequency (Bildrate), umv – Messebenen unterhalb der Mitralklappe, Va - myokardiale Geschwindigkeit der spätdiastolischen Füllungsphase, Ve - myokardiale Geschwindigkeit der frühdiaastolischen Füllungsphase, Vic – myokardiale Geschwindigkeit der isovolämischen Kontraktion, Vir - myokardiale Geschwindigkeit der isovolämischen Relaxation, Vs myokardiale Geschwindigkeit der systolischen Kontraktion)

Einfluss der Bildrate auf die Geschwindigkeitswerte der isovolumetrischen Kontraktion im Bereich des Interventrikularseptums oberhalb der Papillarmuskeln (Bildratenvarianz)					
		VicIVSppm PRF1	VicIVSppm PRF2	VicIVSppm PRF3	VicIVSppm PRF4
N	Gültig	7,000	7,000	9,000	9,000
	Fehlend	2,000	2,000	,000	,000
	Mittelwert	-2,794	-3,506	-3,909	-4,036
	Standardabweichung	1,692	1,081	1,170	1,285
	Varianz	2,863	1,169	1,369	1,650
	Minimum	-5,930	-5,220	-5,330	-5,700
	Maximum	-,860	-1,780	-2,260	-2,010

Einfluss der Bildrate auf die Geschwindigkeitswerte der isovolumetrischen Kontraktion im Bereich der linksventrikulären Wand oberhalb der Papillarmuskeln (Bildratenvarianz)					
		VicLVWppm PRF1	VicLVWppm PRF2	VicLVWppm PRF3	VicLVWppm PRF4
N	Gültig	9,000	9,000	9,000	9,000
	Fehlend	,000	,000	,000	,000
Mittelwert		5,646	6,496	6,040	6,622
Standardabweichung		1,694	2,577	2,140	2,037
Varianz		2,870	6,643	4,580	4,151
Minimum		3,490	2,880	2,480	3,430
Maximum		9,000	9,590	8,510	9,850

Einfluss der Bildrate auf die Geschwindigkeitswerte der isovolumetrischen Kontraktion im Bereich des Interventrikularseptums unterhalb der Mitralklappe (Bildratenvarianz)					
		VicIVSumv PRF1	VicIVSumv PRF2	VicIVSumv PRF3	VicIVSumv PRF4
N	Gültig	7,000	7,000	8,000	8,000
	Fehlend	2,000	2,000	1,000	1,000
Mittelwert		-1,183	-4,341	-4,338	-4,420
Standardabweichung		,515	1,284	1,315	1,597
Varianz		,265	1,648	1,729	2,551
Minimum		-1,750	-5,680	-6,210	-6,390
Maximum		-,410	-2,500	-3,060	-2,130

Einfluss der Bildrate auf die Geschwindigkeitswerte der isovolumetrischen Kontraktion im Bereich der linksventrikulären Wand unterhalb der Mitralklappe (Bildratenvarianz)					
		VicLVWumv PRF1	VirLVWumv PRF2	VicLVWumv PRF3	VicLVWumv PRF4
N	Gültig	8,000	5,000	8,000	8,000
	Fehlend	1,000	4,000	1,000	1,000
Mittelwert		6,208	6,378	6,423	6,430
Standardabweichung		2,731	1,794	1,680	2,876
Varianz		7,457	3,219	2,824	8,270
Minimum		1,750	-8,370	3,640	2,100
Maximum		9,900	-3,550	8,650	10,510

Einfluss der Bildrate auf die Geschwindigkeitswerte der systolischen Myokardgeschwindigkeit im Bereich des Interventrikularseptums oberhalb der Papillarmuskel (Bildratenvarianz)					
		VsIVSppm PRF1	VsIVSppm PRF2	VsIVSppm PRF3	VsIVSppm PRF4
N	Gültig	9,000	9,000	9,000	9,000
	Fehlend	,000	,000	,000	,000
Mittelwert		-5,320	-6,130	-6,208	-6,583
Standardabweichung		,939	1,214	1,119	,696
Varianz		,882	1,474	1,253	,485
Minimum		-6,210	-8,460	-7,710	-8,070
Maximum		-3,560	-4,550	-4,330	-5,780

Einfluss der Bildrate auf die Geschwindigkeitswerte der systolischen Myokardgeschwindigkeit im Bereich der linksventrikulären Wand oberhalb der Papillarmuskel (Bildratenvarianz)					
		VsLVWppm PRF1	VsLVWppm PRF2	VsLVWppm PRF3	VsLVWppm PRF4
N	Gültig	9,000	9,000	9,000	9,000
	Fehlend	,000	,000	,000	,000
Mittelwert		7,294	8,167	8,419	8,461
Standardabweichung		1,076	1,664	1,693	,831
Varianz		1,157	2,768	2,865	,690
Minimum		5,650	6,360	6,450	7,160
Maximum		9,450	11,990	12,390	9,640

Einfluss der Bildrate auf die Geschwindigkeitswerte der systolischen Myokardgeschwindigkeit im Bereich des Interventrikularseptums unterhalb der Mitralklappe (Bildratenvarianz)					
		VsIVSumv PRF1	VsIVSumv PRF2	VsIVSumv PRF3	VsIVSumv PRF4
N	Gültig	8,000	8,000	8,000	8,000
	Fehlend	1,000	1,000	1,000	1,000
Mittelwert		-4,111	-4,590	-4,153	-4,750
Standardabweichung		1,241	1,170	1,139	1,114
Varianz		1,539	1,368	1,297	1,240
Minimum		-5,780	-6,360	-6,150	-6,310
Maximum		-2,610	-3,390	-2,150	-3,070

Einfluss der Bildrate auf die Geschwindigkeitswerte der systolischen Myokardgeschwindigkeit im Bereich der linksventrikulären Wand unterhalb der Mitralklappe (Bildratenvarianz)					
		VsLVWumv PRF1	VsLVWumv PRF2	VsLVWumv PRF3	VsLVWumv PRF4
N	Gültig	8,000	8,000	8,000	8,000
	Fehlend	1,000	1,000	1,000	1,000
Mittelwert		8,738	9,191	9,951	11,108
Standardabweichung		1,534	,858	1,663	2,089
Varianz		2,352	,736	2,766	4,362
Minimum		6,710	7,800	7,330	8,700
Maximum		10,900	10,380	12,420	14,970

Einfluss der Bildrate auf die Geschwindigkeitswerte der isovolumetrischen Relaxation im Bereich des Interventrikularseptums oberhalb der Papillarmuskel (Bildratenvarianz)					
		VirIVSppm PRF1	VirIVSppm PRF2	VirIVSppm PRF3	VirIVSppm PRF4
N	Gültig	7,000	9,000	9,000	9,000
	Fehlend	2,000	,000	,000	,000
Mittelwert		2,549	4,281	4,647	4,802
Standardabweichung		1,130	,911	1,293	1,486
Varianz		1,277	,829	1,672	2,207
Minimum		1,440	3,390	2,800	2,540
Maximum		4,420	5,770	6,150	6,900

Einfluss der Bildrate auf die Geschwindigkeitswerte der isovolumetrischen Relaxation im Bereich der linksventrikulären Wand oberhalb der Papillarmuskel (Bildratenvarianz)					
		VirLVWppm PRF1	VirLVWppm PRF2	VirLVWppm PRF3	VirLVWppm PRF4
N	Gültig	6,000	6,000	9,000	9,000
	Fehlend	3,000	3,000	,000	,000
Mittelwert		-8,005	-7,613	-6,209	-5,103
Standardabweichung		,867	2,499	3,187	1,518
Varianz		,753	6,247	10,154	2,304
Minimum		-9,240	-11,860	-11,890	-7,360
Maximum		-6,610	-4,210	-1,390	-2,420

Einfluss der Bildrate auf die Geschwindigkeitswerte der isovolumetrischen Relaxation im Bereich des Interventrikularseptums unterhalb der Mitralklappe (Bildratenvarianz)					
		VirIVSumv PRF1	VirIVSumv PRF2	VirIVSumv PRF3	VirIVSumv PRF4
N	Gültig	6	8	8	8
	Fehlend	3	1	1	1
Mittelwert		1,927	2,095	2,383	2,745
Standardabweichung		,960	1,648	1,828	1,545
Varianz		,922	2,716	3,341	2,387
Minimum		,280	,420	1,080	1,340
Maximum		3,040	4,860	6,160	6,080

Einfluss der Bildrate auf die Geschwindigkeitswerte der isovolumetrischen Relaxation im Bereich der linksventrikulären Wand unterhalb der Mitralklappe (Bildratenvarianz)					
		VirLVWumv PRF1	VirLVWumv PRF2	VirLVWumv PRF3	VirLVWumv PRF4
N	Gültig	4,000	5,000	4,000	6,000
	Fehlend	5,000	4,000	5,000	3,000
Mittelwert		-5,913	-6,378	-5,085	-5,542
Standardabweichung		2,579	1,794	1,783	1,942
Varianz		6,649	3,219	3,180	3,772
Minimum		-7,850	-8,370	-6,640	-8,220
Maximum		-2,230	-3,550	-3,260	-3,270

Einfluss der Bildrate auf die Geschwindigkeitswerte der frühdiastolischen Füllungsphase im Bereich des Interventrikularseptums oberhalb der Papillarmuskel (Bildratenvarianz)					
		VeIVSppm PRF1	VeIVSppm PRF2	VeIVSppm PRF3	VeIVSppm PRF4
N	Gültig	9,000	9,000	9,000	9,000
	Fehlend	,000	,000	,000	,000
Mittelwert		12,586	14,799	14,940	16,360
Standardabweichung		2,448	3,861	4,666	2,540
Varianz		5,995	14,908	21,767	6,454
Minimum		7,340	7,700	7,500	13,560
Maximum		15,010	20,180	23,890	20,870

Einfluss der Bildrate auf die Geschwindigkeitswerte der frühdiaastolischen Füllungsphase im Bereich der linksventrikulären Wand oberhalb der Papillarmuskel (Bildratenvarianz)					
		VeLVWppm PRF1	VeLVWppm PRF2	VeLVWppm PRF3	VeLVWppm PRF4
N	Gültig	9,000	9,000	9,000	9,000
	Fehlend	,000	,000	,000	,000
Mittelwert		-14,133	-21,548	-22,392	-23,408
Standardabweichung		1,087	1,617	,967	1,767
Varianz		1,182	2,613	,934	3,121
Minimum		-15,230	-24,210	-23,750	-27,470
Maximum		-12,140	-19,060	-20,620	-20,980

Einfluss der Bildrate auf die Geschwindigkeitswerte der frühdiaastolischen Füllungsphase im Bereich des Interventrikularseptums unterhalb der Mitralklappe (Bildratenvarianz)					
		VeIVSumv PRF1	VeIVSumv PRF2	VeIVSumv PRF3	VeIVSumv PRF4
N	Gültig	8,000	8,000	8,000	8,000
	Fehlend	1,000	1,000	1,000	1,000
Mittelwert		10,101	10,978	11,555	12,052
Standardabweichung		2,267	2,656	4,218	4,010
Varianz		5,137	7,053	17,794	16,082
Minimum		7,770	6,310	6,460	8,000
Maximum		14,490	13,500	19,190	19,490

Einfluss der Bildrate auf die Geschwindigkeitswerte der frühdiaastolischen Füllungsphase im Bereich der linksventrikulären Wand unterhalb der Mitralklappe (Bildratenvarianz)					
		VeLVWumv PRF1	VeLVWumv PRF2	VeLVWumv PRF3	VeLVWumv PRF4
N	Gültig	8,000	8,000	8,000	8,000
	Fehlend	1,000	1,000	1,000	1,000
Mittelwert		-14,106	-21,359	-21,341	-23,494
Standardabweichung		1,183	2,135	2,994	4,108
Varianz		1,399	4,560	8,961	16,872
Minimum		-15,850	-24,070	-27,090	-29,350
Maximum		-12,670	-18,010	-18,270	-18,010

Einfluss der Bildrate auf die Geschwindigkeitswerte der spätdiaastolischen Füllungsphase im Bereich des Interventrikularseptums oberhalb der Papillarmuskel (Bildratenvarianz)					
		VaIVSppm PRF1	VaIVSppm PRF2	VaIVSppm PRF3	VaIVSppm PRF4
N	Gültig	9,000	9,000	9,000	9,000
	Fehlend	,000	,000	,000	,000
Mittelwert		3,628	3,630	4,243	4,241
Standardabweichung		2,876	1,703	1,700	1,561
Varianz		8,273	2,901	2,891	2,437
Minimum		1,790	1,700	2,520	3,030
Maximum		10,940	6,940	7,630	7,960

Einfluss der Bildrate auf die Geschwindigkeitswerte der spätdiastolischen Füllungsphase im Bereich der linksventrikulären Wand oberhalb der Papillarmuskel (Bildratenvarianz)					
		VaLVWppm PRF1	VaLVWppm PRF2	VaLVWppm PRF3	VaLVWppm PRF4
N	Gültig	9,000	9,000	9,000	9,000
	Fehlend	,000	,000	,000	,000
Mittelwert		-8,212	-9,769	-9,433	-10,571
Standardabweichung		1,655	2,316	2,271	2,122
Varianz		2,737	5,363	5,158	4,503
Minimum		-11,550	-12,850	-13,660	-13,980
Maximum		-5,930	-5,710	-6,870	-8,380

9.3 Einfluss der Größe der ROI auf das myokardiale Geschwindigkeitsprofil

Legende für die in Abschnitt 9.3 folgenden Tabellen:

IVS – Interventrikularseptum, LVW – linksventrikuläre Wand, ppm – Messebene auf Höhe der Papillarmuskeln, PRF – pulse repetitionsfrequency (Bildrate), ROI- region of interest, umv – Messebenen unterhalb der Mitralklappe, Va - myokardiale Geschwindigkeit der spätdiastolischen Füllungsphase, Ve - myokardiale Geschwindigkeit der frühdiaastolischen Füllungsphase, Vic – myokardiale Geschwindigkeit der isovolämischen Kontraktion, Vir - myokardiale Geschwindigkeit der isovolämischen Relaxation, Vs myokardiale Geschwindigkeit der systolischen Kontraktion)

Einfluss der ROI-Größe auf das myokardiale Geschwindigkeitsprofil der isovolumischen Kontraktion im Bereich des Interventrikularseptums oberhalb der Papillarmuskeln (ROI-Varianz)					
		VicIVSppm ROI1	VicIVSppm ROI2	VicIVSppm ROI3	VicIVSppm ROI4
N	Gültig	9,000	9,000	9,000	9,000
	Fehlend	,000	,000	,000	,000
Mittelwert		-2,986	-2,672	-2,404	-2,461
Standardabweichung		1,048	1,617	1,282	1,278
Varianz		1,097	2,616	1,643	1,633
Minimum		-4,740	-5,900	-4,080	-4,210
Maximum		-1,290	-,780	-,580	-,860

Einfluss der ROI-Größe auf das myokardiale Geschwindigkeitsprofil der isovolumischen Kontraktion im Bereich der linksventrikulären Wand oberhalb der Papillarmuskeln (ROI-Varianz)					
		VicLVWppm ROI1	VicLVWppm ROI2	VicLVWppm ROI3	VicLVWppm ROI4
N	Gültig	8,000	8,000	8,000	8,000
	Fehlend	1,000	1,000	1,000	1,000
Mittelwert		5,575	4,781	5,565	4,403
Standardabweichung		1,344	1,953	1,957	1,878
Varianz		1,807	3,813	3,831	3,527
Minimum		4,660	2,140	3,120	2,890
Maximum		8,420	7,600	8,910	7,840

Einfluss der ROI-Größe auf das myokardiale Geschwindigkeitsprofil der systolischen Kontraktion im Bereich des Interventrikularseptums oberhalb der Papillarmuskeln (ROI-Varianz)					
		VsIVSppm ROI1	VsIVSppm ROI2	VsIVSppm ROI3	VsIVSppm ROI4
N	Gültig	9,000	9,000	9,000	9,000
	Fehlend	,000	,000	,000	,000
Mittelwert		-5,183	-5,061	-5,004	-5,602
Standardabweichung		1,238	1,498	1,231	1,149
Varianz		1,532	2,245	1,514	1,320
Minimum		-6,520	-7,120	-6,580	-7,010
Maximum		-3,450	-3,100	-3,400	-3,500

Einfluss der ROI-Größe auf das myokardiale Geschwindigkeitsprofil der systolischen Kontraktion im Bereich des Interventrikularseptums unterhalb der Mitralklappe (ROI-Varianz)					
		VsIVSumv ROI1	VsIVSumv ROI2	VsIVSumv ROI3	VsIVSumv ROI4
N	Gültig	7,000	7,000	7,000	7,000
	Fehlend	2,000	2,000	2,000	2,000
Mittelwert		-4,853	-4,901	-4,960	-4,873
Standardabweichung		1,392	2,035	2,086	1,853
Varianz		1,938	4,140	4,350	3,432
Minimum		-6,760	-8,600	-8,530	-7,810
Maximum		-3,400	-2,330	-2,260	-2,700

Einfluss der ROI-Größe auf das myokardiale Geschwindigkeitsprofil der isovolumischen Relaxation im Bereich des Interventrikularseptums oberhalb der Papillarmuskeln (ROI-Varianz)				
	VirIVSppm ROI1	VirIVSppm ROI2	VirIVSppm ROI3	VirIVSppm ROI4
N	9,000	9,000	9,000	9,000
Gültig				
Fehlend	,000	,000	,000	,000
Mittelwert	4,611	4,578	4,317	4,219
Standardabweichung	1,646	1,792	1,567	1,960
Varianz	2,709	3,212	2,455	3,843
Minimum	2,110	2,110	1,960	,240
Maximum	6,710	7,620	6,520	6,940

Einfluss der ROI-Größe auf das myokardiale Geschwindigkeitsprofil der frühdiaastolischen Füllungsphase im Bereich des Interventrikularseptums Wand oberhalb der Papillarmuskeln (ROI-Varianz)				
	VeIVSppm ROI1	VeIVSppm ROI2	VeIVSppm ROI3	VeIVSppm ROI4
N	9,000	9,000	9,000	9,000
Gültig				
Fehlend	,000	,000	,000	,000
Mittelwert	15,276	14,176	13,489	12,229
Standardabweichung	3,104	3,875	3,314	3,920
Varianz	9,633	15,017	10,982	15,368
Minimum	10,600	9,740	9,930	7,330
Maximum	18,970	19,780	18,590	18,370

Einfluss der ROI-Größe auf das myokardiale Geschwindigkeitsprofil der spätdiastolischen Füllungsphase im Bereich des Interventrikularseptums oberhalb der Papillarmuskeln (ROI-Varianz)					
		VaIVSppm ROI1	VaIVSppm ROI2	VaIVSppm ROI3	VaIVSppm ROI4
N	Gültig	9,000	9,000	9,000	9,000
	Fehlend	,000	,000	,000	,000
Mittelwert		3,529	3,426	3,314	2,961
Standardabweichung		1,839	1,896	1,767	1,758
Varianz		3,381	3,593	3,124	3,091
Minimum		1,560	1,040	1,460	1,270
Maximum		6,930	6,740	6,890	7,130

9.4 Einfluss der Filterfunktion „Kurvenglättung“

Legende für die in Abschnitt 9.4 folgenden Tabellen:

(IVS – Interventrikularseptum, KG – Kurvenglättung, LVW – linksventrikuläre Wand, ppm – Messebene auf Höhe der Papillarmuskeln, PRF – pulse repetitionsfrequency (Bildrate), ROI- region of interest, umv – Messebenen unterhalb der Mitralklappe, Va - myokardiale Geschwindigkeit der spätdiastolischen Füllungsphase, Ve - myokardiale Geschwindigkeit der frühdiastolischen Füllungsphase, Vic – myokardiale Geschwindigkeit der isovolämischen Kontraktion, Vir - myokardiale Geschwindigkeit der isovolämischen Relaxation, Vs myokardiale Geschwindigkeit der systolischen Kontraktion)

Einfluss der Filterfunktion „Kurvenglättung“ auf das myokardiale Geschwindigkeitsprofil der isovolumischen Kontraktion im Bereich des Interventrikularseptums und der linksventrikulären Wand oberhalb der Papillarmuskeln mit und ohne Kurvenglättung					
		VicIVSppm PRF5	VicIVSppm KG	VicLVWppm PRF5	VicLVWppm KG
N	Gültig	9,000	9,000	8,000	8,000
	Fehlend	,000	,000	1,000	1,000
	Mittelwert	-2,986	-2,014	5,575	3,906
	Standardabweichung	1,048	1,024	1,344	1,479
	Varianz	1,097	1,048	1,807	2,188
	Minimum	-4,740	-3,320	4,660	1,760
	Maximum	-1,290	-,400	8,420	6,140

Einfluss der Filterfunktion „Kurvenglättung“ auf das myokardiale Geschwindigkeitsprofil der isovolumischen Relaxation im Bereich des Interventrikularseptums und der linksventrikulären Wand oberhalb der Papillarmuskeln mit und ohne Kurvenglättung					
		VirIVSppm PRF5	VirIVSppm KG	VirLVWppm PRF5	VirLVWppm KG
N	Gültig	9,000	9,000	8,000	6,000
	Fehlend	,000	,000	1,000	3,000
	Mittelwert	4,611	3,833	-5,690	-4,768
	Standardabweichung	1,646	1,597	1,736	1,337
	Varianz	2,709	2,549	3,012	1,787
	Minimum	2,110	,790	-8,520	-6,140
	Maximum	6,710	5,840	-3,440	-2,940

9.4.1

Einfluss der Filterfunktion „Kurvenglättung“ auf das myokardiale Geschwindigkeitsprofil der frühdiastolischen Füllungsphase im Bereich des Interventrikularseptums und der linksventrikulären Wand oberhalb der Papillarmuskeln mit und ohne Kurvenglättung					
		VeIVSppm PRF5	VeIVSppm KG	VeLVWppm PRF5	VeLVWppm KG
N	Gültig	9,000	9,000	8,000	8,000
	Fehlend	,000	,000	1,000	1,000
Mittelwert		15,276	14,131	-18,853	-17,249
Standardabweichung		3,104	3,234	4,001	4,635
Varianz		9,633	10,457	16,006	21,479
Minimum		10,600	9,390	-23,800	-23,320
Maximum		18,970	18,090	-13,470	-11,440

Einfluss der Filterfunktion „Kurvenglättung“ auf das myokardiale Geschwindigkeitsprofil der frühdiastolischen Füllungsphase im Bereich des Interventrikular-septums und der linksventrikulären Wand unterhalb der Mitralklappe mit und ohne Kurvenglättung					
		VeIVSumv PRF5	VeIVSumv KG	VeLVWumv PRF5	VeLVWumv KG
N	Gültig	7,000	7,000	7,000	7,000
	Fehlend	2,000	2,000	2,000	2,000
Mittelwert		12,790	11,893	-24,014	-22,366
Standardabweichung		3,541	3,383	5,140	5,815
Varianz		12,542	11,448	26,424	33,816
Minimum		6,640	6,450	-30,720	-30,060
Maximum		17,310	16,550	-15,350	-14,390

9.5 Einfluss der Sektorwinkeleinstellung

Legende für die in Abschnitt 9.5 folgenden Tabellen:

(IVS – Interventrikularseptum, KG – Kurvenglättung, LVW – linksventrikuläre Wand, ppm – Messebene auf Höhe der Papillarmuskeln, PRF – pulse repetitionsfrequency (Bildrate), ROI- region of interest, umv – Messebenen unterhalb der Mitralklappe, Va - myokardiale Geschwindigkeit der spätdiastolischen Füllungsphase, Ve - myokardiale Geschwindigkeit der frühdiaastolischen Füllungsphase, Vic – myokardiale Geschwindigkeit der isovolämischen Kontraktion, Vir - myokardiale Geschwindigkeit der isovolämischen Relaxation, Vs myokardiale Geschwindigkeit der systolischen Kontraktion)

Einfluss einer Sektorwinkeleinstellung von 75° (PRF4) / 30° (PRF5) und der damit einhergehenden Erhöhung der Bildrate auf das myokardiale Geschwindigkeitsprofil der isovolumischen Kontraktion im Bereich des IVS und der LVW oberhalb der Papillarmuskeln					
		VicIVSppm PRF4	VicIVSppm PRF5	VicLVWppm PRF4	VicLVWppm PRF5
N	Gültig	9,000	9,000	9,000	8,000
	Fehlend	,000	,000	,000	1,000
	Mittelwert	-4,036	-2,986	7,178	5,575
	Standardabweichung	1,285	1,048	1,665	1,344
	Varianz	1,650	1,097	2,771	1,807
	Minimum	-5,700	-4,740	4,430	4,660
	Maximum	-2,010	-1,290	9,850	8,420

Einfluss einer Sektorwinkeleinstellung von 75° (PRF4)/ 30° (PRF5) und der damit einhergehenden Erhöhung der Bildrate auf das myokardiale Geschwindigkeitsprofil der frühdiastolischen Füllungsphase im Bereich des Interventrikularseptums und der linksventrikulären Wand unterhalb der Mitralklappe					
		VeIVSumv PRF4	VeIVSumv PRF5	VeLVWumv PRF4	VeLVWumv PRF5
N	Gültig	8,000	7,000	8,000	7,000
	Fehlend	1,000	2,000	1,000	2,000
Mittelwert		12,052	12,790	-23,494	-24,014
Standardabweichung		4,010	3,541	4,108	5,140
Varianz		16,082	12,542	16,872	26,424
Minimum		8,000	6,640	-29,350	-30,720
Maximum		19,490	17,310	-18,010	-15,350

9.6 Vergleich der myokardialen Geschwindigkeit/Phasendauer des FGD und SGD

Legende für die in Abschnitt 9.6 folgenden Tabellen:

(FGD – Farbgewebedoppler, IVS – Interventrikularseptum, ppm – Messebene auf Höhe der Papillarmuskeln, PRF – pulse repetitionsfrequency (Bildrate), SGD – Spektralgewebedoppler, Vic – myokardiale Geschwindigkeit der isovolämischen Kontraktion, Tic – Dauer der isovolämischen Kontraktion)

Basisdaten der isovolumischen Kontraktionsphase im Bereich des Interventrikularseptums oberhalb der Papillarmuskeln mittels FGD und SGD					
		VicIVSppm PRF4	TicIVSppm PRF4	VicIVSppm SD	TicIVSppm SD
N	Gültig	9,000	9,000	9,000	9,000
	Fehlend	,000	,000	,000	,000
Mittelwert		-4,036	,069	-5,711	,077
Standardabweichung		1,285	,019	1,096	,016
Varianz		1,650	,000	1,201	,000
Minimum		-5,700	,045	-6,900	,054
Maximum		-2,010	,101	-4,000	,102

Danksagung

Meine Promotionsarbeit wäre nicht vollständig, erwähnte ich nicht die Menschen, die mich bei meiner Arbeit in besonderem Maße unterstützt haben.

Danken möchte ich

Herrn Prof. Dr. Arthur Grabner, der für mich fachlich und menschlich immer ein Vorbild sein wird. Vielen Dank für die Überlassung dieses Promotionsthemas und die mir jederzeit entgegengebrachte Unterstützung. Ganz herzlich möchte ich auch **Dr. Robert Schmitz** für die Betreuung und die vielen kleinen unersätzlichen Hilfestellungen danken, die mir auch in anderen Bereichen meiner tierärztlichen Praxis weiterhalfen.

Ein ganz besonders herzliches Dankeschön geht darüber hinaus an meinen Onkel **Prof. Dr. Wolfgang Köhler**, ohne den ich im Statistikumpf untergegangen wäre. Vielen Dank für Deine geduldigen und lehrreichen Nachhilfestunden.

Nicht zu vergessen sind natürlich **meine Eltern, meine Familie** und **meine Freunde**. Vielen lieben Dank für Eure große mentale Unterstützung und Motivation.

Publikationsliste

Ein Teil der Ergebnisse dieser Arbeit wurden im Rahmen eines Vortrages über die „Relevanz myokardialer Geschwindigkeitsprofile in der Echokardiographie des Pferdes“ auf dem 6. Leipziger Tierärztekongress (01/2012) im Themenkreis Kardiologie Pferd vorgestellt.

Selbständigkeitserklärung

Hiermit bestätige ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig angefertigt habe. Ich versichere, dass ich ausschließlich die angegebenen Quellen und Hilfen in Anspruch genommen habe.

Berlin, den 31.05.2012

Jasmin-Isabelle Michutta