

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

**Einfluss des Alters auf die
echokardiografischen
Untersuchungsparameter junger
Warmblutpferde**

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

vorgelegt von
Henrike Luise Lagershausen
Tierärztin aus Oldenburg

Berlin 2017

Journal-Nr.: 3940

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs Veterinärmedizin
der Freien Universität Berlin

Dekan: Univ.-Prof. Dr. Jürgen Zentek
Erster Gutachter: Univ.-Prof. Dr. Heidrun Gehlen
Zweiter Gutachter: Univ.-Prof. Dr. Kerstin E. Müller
Dritter Gutachter: PD Dr. Kerstin Müller

Deskriptoren (nach CAB-Thesaurus):

horses; heart rate; cardiac output; age differences; echocardiography;
ultrasonic diagnosis; ultrasonography; doppler (MeSH); case study

Tag der Promotion: 19.06.2017

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: 978-3-86387-822-1

Zugl.: Berlin, Freie Univ., Diss., 2017

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 2017

Choriner Str. 85 - 10119 Berlin

verlag@menschundbuch.de – www.menschundbuch.de

Meiner Mutter

Inhaltsverzeichnis

1	EINLEITUNG	1
2	LITERATURÜBERSICHT	3
2.1	Anatomie, Bewegung und Wachstum des Herzens	3
2.2	Klinische Untersuchung und Anamnese	6
2.3	Echokardiografische Methoden	6
2.3.1	Standarduntersuchung	7
2.3.1.1	B-Mode	7
2.3.1.2	M-Mode	7
2.3.1.3	Normwerte der B- und M-Mode-Untersuchung beim Fohlen	7
2.3.1.4	Blutflussdoppler	10
2.3.1.5	Bildrate, Pulsrepetitionsfrequenz, Aliasing und Nyquist-Limit als limitierende Faktoren	12
2.3.2	Gewebedopplerechokardiografie	12
2.3.2.1	Spektralgewebedoppler	14
2.3.2.2	Farbgewebedoppler	14
2.3.2.3	Typische Kurvenverläufe und Parameter der Gewebedopplerechokardiografie	15
2.3.2.4	Basoapikaler Gradient der Myokardgeschwindigkeiten	16
2.3.2.5	Limitationen und Herausforderungen bei der Interpretation der Gewebedopplerparameter	16
2.3.3	Deformationsanalyse	18
2.3.3.1	Strain und Strain Rate	18
2.3.3.2	2D-Speckle Tracking (Graustufenanalyse)	20
2.3.3.3	Bildrate und Bildqualität als limitierende Faktoren	21
2.4	Stand der aktuellen Forschung	21
2.4.1	Optimierte Diagnostik in der Humanmedizin	21
2.4.1.1	Einfluss von Alter und Wachstum auf die Myokardgeschwindigkeiten beim Menschen	22
2.4.1.2	Einfluss von Alter und Wachstum auf die myokardialen Verformungsparameter beim Menschen	23

2.4.2	Gewebedopplerechokardiografie und 2D-Speckle Tracking in der Kleintiermedizin	24
2.4.2.1	Einfluss von Alter und Wachstum auf die Gewebedoppler- und Verformungsparameter der Kleintiere	26
2.4.3	Gewebedopplerechokardiografie und 2D-Speckle Tracking in der Pferdemedizin	26
2.4.3.1	Einfluss von Alter und Wachstum auf die Gewebedoppler- und Verformungsparameter des Pferdes	30
2.4.4	Einfluss von Geschlecht, Größe und Gewicht auf die Gewebedoppler- und Verformungsparameter	30
2.4.5	Einfluss der Herzfrequenz auf die Gewebedoppler- und Verformungsparameter in der Veterinärmedizin	31
3	MATERIAL UND METHODEN	33
3.1	Studienpopulation	33
3.1.1	Einteilung in Altersgruppen	34
3.2	Untersuchungen	35
3.2.1	Klinische Untersuchung	35
3.2.2	EKG	35
3.2.3	Echokardiografische Untersuchung	36
3.2.3.1	Geräte	36
3.2.3.2	Vorbereitung des Pferdes	36
3.2.3.3	B- und M-Mode-Standarduntersuchung und Parameter	36
3.2.3.4	Gewebedoppleruntersuchung	37
3.2.3.5	2D-Speckle Tracking zur Ermittlung von Strain und Strain Rate	39
3.3	Datenauswertung	40
3.3.1	Software	40
3.3.2	Auswertung der B- und M-Mode-Untersuchung	40
3.3.3	Auswertung der Farbgewebedopplerdaten	40
3.3.4	Auswertung der Spektralgewebedopplerkurven	41
3.3.5	Identifizierung der Kurven	42
3.3.6	Ermittlung von Strain und Strain Rate	44
3.4	Statistische Auswertung	45
3.4.1	Software	45

3.4.2	Deskriptive Datenanalyse	45
3.4.3	Normalverteilung	46
3.4.4	Gruppenvergleich	46
3.4.5	Einfluss des Wachstums auf die Parameter	46
3.4.6	Variationskoeffizient der drei Messungen	46
3.4.7	Signifikanzstufen	47
4	ERGEBNISSE	48
4.1	Ergebnisse der Allgemeinuntersuchung	48
4.2	Ergebnisse der speziellen klinischen kardiologischen Untersuchung	48
4.3	Gewicht, Größe und Herzfrequenz der Probanden	48
4.4	Ergebnisse der Echokardiografie	51
4.4.1	Ergebnisse der B-Mode-Untersuchung	51
4.4.1.1	Einflüsse auf die B-Mode-Parameter	54
4.4.2	Ergebnisse der M-Mode-Untersuchung	56
4.4.2.1	Einflüsse auf die M-Mode-Parameter	60
4.4.3	Ergebnisse der Gewebedoppler-Untersuchungen	62
4.4.3.1	Ergebnisse der Farbgewebedopplerechokardiografie	62
4.4.3.2	Ergebnisse der Spektralgewebedopplerechokardiografie	68
4.4.4	Ergebnisse des 2D-Speckle Trackings	74
4.4.4.1	Univariable Einflüsse auf Strain und Strain Rate	78
4.4.4.2	Multivariable Einflüsse auf Strain und Strain Rate	79
4.4.5	Variationskoeffizienten innerhalb der Messungen von drei aufeinanderfolgenden Herzzyklen	80
5	DISKUSSION	82
5.1	Probandengut	82
5.2	B- und M-Mode-Untersuchungen	83
5.3	Gewebedoppler	85
5.4	Speckle Tracking	88

5.5	Einfluss von Alter, Gewicht, Größe und Geschlecht auf die echokardiografischen Untersuchungsparameter	90
5.6	Einfluss der Herzfrequenz auf die echokardiografischen Untersuchungsparameter	93
5.7	Schlussbetrachtung	97
6	ZUSAMMENFASSUNG	100
7	SUMMARY	102
8	LITERATURVERZEICHNIS	104
9	ANHANG	120

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: <i>Spiralige Anordnung der Muskelfasern im Herzen (frei nach Holdrege und Creeger 2002)</i>	4
Abbildung 2: <i>Bewegungskomponenten des Myokards: longitudinal (lo), radial (r) und zirkumferentiell (c); (frei nach D'Hooge et al. 2000).</i>	17
Abbildung 3: <i>Altersverteilung der untersuchten Pferde</i>	33
Abbildung 4: <i>Position der Elektroden bei der modifizierten Basis-Apex-Ableitung (modifiziert und ergänzt nach http://www.montalegre-do-cercal.info).</i>	35
Abbildung 5: <i>Farbgewebedopplerkurve aus der linken freien Ventrikelwand</i>	38
Abbildung 6: <i>Spektralgewebedopplerkurve aus der linken freien Ventrikelwand</i>	39
Abbildung 7: <i>Kurve der Verformungsgeschwindigkeit aus der Berechnung der radialen Strain Rate</i>	44
Abbildung 8: <i>Verformungskurve aus der Berechnung der radialen Strain</i>	45
Abbildung 9: <i>Zusammenhang zwischen dem Gewicht und dem Alter der Pferde</i>	48
Abbildung 10: <i>Zusammenhang zwischen der Größe und dem Alter der Pferde</i>	49
Abbildung 11: <i>Herzfrequenz in Abhängigkeit von der Altersgruppe mit Angabe der hochsignifikanten (***) Unterschiede zwischen den Fohlen (Gruppe 1) und den anderen drei Pferdeguppen</i>	50
Abbildung 12: <i>Zusammenhang zwischen dem Sinus Valsalve der Aorta (AoSinVals) und dem Alter der untersuchten Pferde</i>	52
Abbildung 13: <i>Mitralklappendiameter (MVDia) in Abhängigkeit von dem Alter der Pferde</i>	52
Abbildung 14: <i>Pulmonalklappendiameter (PV) in Abhängigkeit von dem Alter der Pferde</i>	53
Abbildung 15: <i>Mitralklappendiameter (MVDia) in Abhängigkeit von der Altersklasse der Pferde mit Kennzeichnung der signifikanten (*), sehr signifikanten (*) und hoch signifikanten (***) Unterschiede zwischen den Gruppen</i>	54
Abbildung 16: <i>Diastolischer linksventrikulärer innerer Diameter (LVIDd) in Abhängigkeit von dem Alter der Pferde</i>	58

Abbildung 17: Zusammenhang zwischen dem Schlagvolumen (SV) und der Altersgruppe, sehr signifikante(**) und hochsignifikante (***) Unterschiede zwischen den Gruppen.....	59
Abbildung 18: Fractional Shortening (FS (%)) in Abhängigkeit von der Altersgruppe, signifikanter (*) Unterschied zwischen Fohlen (Gruppe 1) und Jährlingen (Gruppe 2).....	60
Abbildung 19: Zusammenhang zwischen der mit dem Farbgewebedoppler gemessenen frühdiastolischen Myokardgeschwindigkeit der linken freien Ventrikelwand (TVI_LW_E) und der Altersgruppe, sehr signifikante (**) Unterschiede zwischen den Gruppen.....	64
Abbildung 20: Zusammenhang zwischen der mit dem Farbgewebedoppler gemessenen spätdiastolischen Welle der linken freien Ventrikelwand (TVI_LW_A) und der Altersgruppe der Pferde, signifikanter (*) Unterschied zwischen Gruppe 1 und Gruppe 4 sowie zwischen Gruppe 2 und Gruppe 4.	65
Abbildung 21: Zusammenhang zwischen der mit dem Farbgewebedoppler gemessenen frühdiastolischen Myokardgeschwindigkeit der rechten Wand (TVI_RW_E) und der Altersgruppe der Pferde, hochsignifikanter Unterschied (***) zwischen Gruppe 1 und Gruppe 3; sehr signifikanter (**) Unterschied zwischen Gruppe 2 und Gruppe 3.	66
Abbildung 22: Frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit der linken freien Ventrikelwand (PW_LW_E), gemessen mit dem Spektralgewebedoppler, in Abhängigkeit von der Altersklasse der Pferde, signifikante (*) Unterschiede zwischen Gruppe 1 und Gruppe 3 sowie zwischen Gruppe 1 und Gruppe 4.	70
Abbildung 23: Mit dem Spektralgewebedoppler gemessene frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit der rechten Wand (PW_RW_E) in Abhängigkeit von der Altersklasse, sehr signifikanter (**) Unterschied zwischen den Fohlen (Gruppe 1) und zweijährigen Pferden (Gruppe 3).....	71
Abbildung 24: Zusammenhang zwischen der radialen Strain im Interventrikularseptum (SR_IVS_G) und der Altersklasse, signifikanter (*) Unterschied zwischen den Fohlen (Gruppe 1) und Jährlingen (Gruppe 2).....	75
Abbildung 25: Systolische radiale Strain Rate des Interventrikularseptums (SrR_IVS_S) in Abhängigkeit von der Altersklasse, hochsignifikante (***) Unterschiede zwischen den Fohlen (Gruppe 1) und den drei anderen Altersklassen.	76

Abbildung 26: Systolische radiale Strain Rate der linken freien Ventrikelwand (SrR_LW_S) im Zusammenhang mit der Altersgruppe, hochsignifikante (***) Unterschiede zwischen den Fohlen (Gruppe 1) und den drei anderen Altersklassen.	77
Abbildung 27: Frühdiastolische radiale Strain Rate der linken freien Ventrikelwand (SrR_LW_E) in Abhängigkeit von der Altersklasse, sehr signifikanter (**) Unterschied zwischen den Fohlen (Gruppe 1) und den dreijährigen Pferden (Gruppe 4).	78
Abbildung 28: Das Gewicht der Pferde im Zusammenhang mit der Altersgruppe.	122
Abbildung 29: Die Größe der Pferde im Zusammenhang mit der Altersgruppe. Die kleinen Kreise stellen Ausreißer-Messwerte dar.	122
Abbildung 30: Zusammenhang zwischen der mit dem Farbgewebedoppler gemessenen spät-diastolischen Myokardgeschwindigkeit der linken freien Ventrikelwand (TVI_LW_A) und dem Alter der Pferde; signifikanter Einfluss des Alters ($p=0,0011$).	154
Abbildung 31: Zusammenhang zwischen der frühdiastolischen Myokardgeschwindigkeit des Interventrikularseptums (TVI_IVS_E) und dem Alter der Pferde, gemessen mit dem Farbgewebedoppler; signifikanter Einfluss des Alters ($p<0,001$).	154
Abbildung 32: Zusammenhang zwischen der frühdiastolischen Myokardgeschwindigkeit der linken freien Ventrikelwand (TVI_LW_E) und der Herzfrequenz der Pferde, gemessen mit dem Farbgewebedoppler; signifikanter Einfluss der Herzfrequenz ($p<0,001$).	159
Abbildung 33: Frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit der rechten freien Ventrikelwand (PW_RW_E) in Abhängigkeit vom Gewicht der Pferde, gemessen mit dem Spektralgewebedoppler, signifikanter Einfluss des Gewichts ($p=0,0063$).	162
Abbildung 34: Zusammenhang zwischen der systolischen Myokardgeschwindigkeit der linken freien Ventrikelwand (PW_LW_S) und der Herzfrequenz, gemessen mit dem Spektralgewebedoppler; signifikanter Einfluss der Herzfrequenz ($p=0,001$).	166
Abbildung 35: Zusammenhang zwischen der mit dem Spektralgewebedoppler gemessenen frühdiastolischen Myokardgeschwindigkeit der linken freien	

<i>Ventrikelwand (PW_LW_E) und der Herzfrequenz der Pferde; signifikanter Einfluss der Herzfrequenz ($p < 0,001$).</i>	166
Abbildung 36: <i>Frühdiastolische radiale Strain Rate der linken freien Ventrikelwand (SrR_LW_E) in Abhängigkeit vom Alter der Pferde, signifikanter Einfluss des Alters ($p < 0,001$).</i>	168
Abbildung 37: <i>Systolische radiale Strain Rate des Interventrikularseptums (SrR_IVS_S) im Zusammenhang mit dem Gewicht der Pferde, signifikanter Einfluss des Gewichts ($p < 0,001$).</i>	170
Abbildung 38: <i>Frühdiastolische radiale Strain Rate der linken freien Ventrikelwand (SrR_LW_E) in Abhängigkeit von der Größe der Pferde; signifikanter Einfluss der Größe ($p < 0,001$).</i>	172
Abbildung 39: <i>Radiale Strain des Interventrikularseptums (SR_IVS_G) in Abhängigkeit von der Herzfrequenz des Pferdes, signifikanter Einfluss der Herzfrequenz ($p < 0,001$).</i>	175
Abbildung 40: <i>Zusammenhang zwischen der systolischen radialen Strain Rate des Interventrikularseptums (SrR_IVS_S) und der Herzfrequenz der Pferde, signifikanter Einfluss der Herzfrequenz ($p < 0,001$).</i>	175

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Vergleich einiger echokardiografischer B- und M-Mode-Parameter bei Fohlen verschiedener Rassen im Alter von zwei bis vier Monaten. <i>Ergebnisse verschiedener Autoren</i>	9
Tabelle 2: Anzahl und Geschlecht der Probanden sowie Mittelwerte und Standardabweichung von Größe (Widerristhöhe), Gewicht und Herzfrequenz, eingeteilt nach Altersgruppen.	34
Tabelle 3: Im Farbgewebedoppler-Modus gemessene Parameter.	41
Tabelle 4: Im Spektralgewebedoppler-Modus gemessene Parameter.	42
Tabelle 5: Signifikanzstufen.	47
Tabelle 6: Ergebnisse (angegeben in cm) der B-Mode-Untersuchungen der verschiedenen Altersgruppen, Angabe von Mittelwerten und Standardabweichungen	51
Tabelle 7: Ergebnisse der multivariablen Regressionsanalyse, p-Werte, korrigiertes r^2 , signifikante Einflüsse hervorgehoben.....	56
Tabelle 8: Ergebnisse der M-Mode-Untersuchungen, unterteilt nach Altersgruppen, Angabe von Mittelwerten und Standardabweichungen.	57
Tabelle 9: Multivariable Einflüsse auf die M-Mode-Parameter, p-Werte, korrigiertes r^2 , signifikante Einflüsse hervorgehoben.	61
Tabelle 10: Ergebnisse der Farbgewebedoppleruntersuchungen (cm/s), Mittelwerte und Standardabweichungen, unterteilt nach Altersgruppen.	63
Tabelle 11: Multivariable Einflüsse auf die Farbgewebedopplergeschwindigkeiten, p-Werte, korrigiertes r^2 , signifikante Einflüsse hervorgehoben.	68
Tabelle 12: Ergebnisse der Spektralgewebedoppleruntersuchungen (cm/sec), Mittelwerte und Standardabweichung, unterteilt nach Altersgruppen.	69
Tabelle 13: Multivariable Einflüsse auf die Spektralgewebedopplerparameter, p-Werte, korrigiertes r^2 , signifikante Einflüsse hervorgehoben.	73
Tabelle 14: Radiale Strain (SR, angegeben in %) und radiale Strain Rate (SrR, angegeben in s^{-1}) der vier Altersgruppen, Mittelwerte und Standardabweichung. ...	74
Tabelle 15: Multivariable Einflüsse auf Strain und Strain Rate, p-Werte, korrigiertes r^2 , signifikante Einflüsse hervorgehoben.	80

Tabelle 16: <i>Alter, Gewicht, Geschlecht und Größe (Widerristhöhe) der untersuchten Pferde.</i>	120
Tabelle 17: <i>Ergebnisse des Einzelgruppenvergleichs nach Scheffé, alle gemessenen Parameter, Vergleich der vier Altersgruppen untereinander</i>	124
Tabelle 18: <i>Ergebnisse der univariablen Regressionsanalyse, Einfluss des Alters auf die B-Mode-Parameter, p-Wert und korrigiertes r^2, Signifikanzen hervorgehoben.</i>	143
Tabelle 19: <i>Ergebnisse der univariablen Regressionsanalyse, Einfluss des Gewichtes auf die B-Mode-Parameter, p-Wert und korrigiertes r^2, Signifikanzen hervorgehoben.</i>	144
Tabelle 20: <i>Ergebnisse der univariablen Regressionsanalyse, Einfluss der Größe auf die B-Mode-Parameter, p-Wert und korrigiertes r^2, Signifikanzen hervorgehoben.</i>	145
Tabelle 21: <i>Ergebnisse der univariablen Regressionsanalyse, Einfluss des Geschlechts auf die B-Mode-Parameter, p-Wert und korrigiertes r^2, Signifikanzen hervorgehoben.</i>	146
Tabelle 22: <i>Ergebnisse der univariablen Regressionsanalyse, Einfluss der Herzfrequenz auf die B-Mode-Parameter, p-Wert und korrigiertes r^2, Signifikanzen hervorgehoben.</i>	147
Tabelle 23: <i>Ergebnisse der univariablen Regressionsanalyse, Einfluss des Alters auf die M-Mode-Parameter, p-Wert und korrigiertes r^2, Signifikanzen hervorgehoben.</i>	148
Tabelle 24: <i>Ergebnisse der univariablen Regressionsanalyse, Einfluss des Gewichtes auf die M-Mode-Parameter, p-Wert und korrigiertes r^2, Signifikanzen hervorgehoben.</i>	149
Tabelle 25: <i>Ergebnisse der univariablen Regressionsanalyse, Einfluss der Größe auf die M-Mode-Parameter, p-Wert und korrigiertes r^2, Signifikanzen hervorgehoben.</i>	150
Tabelle 26: <i>Ergebnisse der univariablen Regressionsanalyse, Einfluss des Geschlechts auf die M-Mode-Parameter, p-Wert und korrigiertes r^2, kein signifikanter Einfluss.</i>	151
Tabelle 27: <i>Ergebnisse der univariablen Regressionsanalyse, Einfluss der Herzfrequenz auf die M-Mode-Parameter, p-Wert und korrigiertes r^2, Signifikanzen hervorgehoben.</i>	152

Tabelle 28: <i>Ergebnisse der univariablen Regressionsanalyse, Einfluss des Alters auf die Farbgewebedopplergeschwindigkeiten, p-Wert, korrigiertes r^2, signifikante Einflüsse hervorgehoben.</i>	153
Tabelle 29: <i>Ergebnisse der univariablen Regressionsanalyse, Einfluss des Gewichtes auf die Farbgewebedopplergeschwindigkeiten, p-Wert, korrigiertes r^2, signifikante Einflüsse hervorgehoben.</i>	155
Tabelle 30: <i>Ergebnisse der univariablen Regressionsanalyse, Einfluss der Größe auf die Farbgewebedopplergeschwindigkeiten, p-Wert, korrigiertes r^2, signifikante Einflüsse hervorgehoben.</i>	156
Tabelle 31: <i>Ergebnisse der univariablen Regressionsanalyse, Einfluss des Geschlechts auf die Farbgewebedopplergeschwindigkeiten, p-Wert, korrigiertes r^2, signifikante Einflüsse hervorgehoben.</i>	157
Tabelle 32: <i>Ergebnisse der univariablen Regressionsanalyse, Einfluss der Herzfrequenz auf die Farbgewebedopplergeschwindigkeiten, p-Wert, korrigiertes r^2, signifikante Einflüsse hervorgehoben.</i>	158
Tabelle 33: <i>Ergebnisse der univariablen Regressionsanalyse, Einfluss des Alters auf die Spektralgewebedopplergeschwindigkeiten, p-Werte, korrigiertes r^2, signifikante Einflüsse hervorgehoben.</i>	160
Tabelle 34: <i>Ergebnisse der univariablen Regressionsanalyse, Einfluss des Gewichts auf die Spektralgewebedopplergeschwindigkeiten, p-Wert, korrigiertes r^2, signifikante Einflüsse hervorgehoben.</i>	161
Tabelle 35: <i>Ergebnisse der univariablen Regressionsanalyse, Einfluss der Größe auf die Spektralgewebedopplergeschwindigkeiten, p-Wert, korrigiertes r^2, signifikante Einflüsse hervorgehoben.</i>	163
Tabelle 36: <i>Ergebnisse der univariablen Regressionsanalyse, Einfluss des Geschlechts auf die Spektralgewebedopplergeschwindigkeiten, p-Wert, korrigiertes r^2, kein signifikanter Einfluss.</i>	164
Tabelle 37: <i>Ergebnisse der univariablen Regressionsanalyse, Einfluss der Herzfrequenz auf die Spektralgewebedopplergeschwindigkeiten, p-Wert, korrigiertes r^2, signifikante Einflüsse hervorgehoben.</i>	165
Tabelle 38: <i>Ergebnisse der univariablen Regressionsanalyse, Einfluss des Alters auf die Strain (%) und Strain Rate (s^{-1}), p-Werte, korrigiertes r^2, signifikante Einflüsse hervorgehoben.</i>	167

Tabelle 39: <i>Ergebnisse der univariablen Regressionsanalyse, Einfluss des Gewichts auf Strain (%) und Strain Rate (s^{-1}), p-Werte, korrigiertes r^2, signifikante Einflüsse hervorgehoben.</i>	169
Tabelle 40: <i>Ergebnisse der univariablen Regressionsanalyse, Einfluss der Größe auf Strain (%) und Strain Rate (s^{-1}), p-Werte, korrigiertes r^2, signifikante Einflüsse hervorgehoben.</i>	171
Tabelle 41: <i>Ergebnisse der univariablen Regressionsanalyse, Einfluss des Geschlechts auf Strain (%) und Strain Rate (s^{-1}), p-Werte, korrigiertes r^2, kein signifikanter Einfluss.</i>	173
Tabelle 42: <i>Ergebnisse der univariablen Regressionsanalyse, Einfluss der Herzfrequenz auf Strain (%) und Strain Rate (s^{-1}), p-Werte, korrigiertes r^2, signifikante Einflüsse hervorgehoben.</i>	174
Tabelle 43: <i>Regressionskoeffizienten der multivariablen Regressionsanalyse im B-Mode.</i>	176
Tabelle 44: <i>Regressionskoeffizienten der multivariablen Regressionsanalyse im M-Mode.</i>	177
Tabelle 45: <i>Regressionskoeffizienten der multivariablen Regressionsanalyse im Farbgewebedoppler.</i>	178
Tabelle 46: <i>Regressionskoeffizienten der multivariablen Regressionsanalyse im Spektralgewebedoppler.</i>	179
Tabelle 47: <i>Regressionskoeffizienten der multivariablen Regressionsanalyse im 2D-Speckle Tracking.</i>	180
Tabelle 48: <i>Variabilität der drei aufeinanderfolgenden Messungen im Gewebedoppler und im 2D-Speckle Tracking, eingeteilt in Variabilitätskategorien.</i>	181

Abkürzungsverzeichnis

2D	Zweidimensionaler Ultraschall (B-Mode)
A	Spätdiastolischer Wellenpeak
Abb.	Abbildung
AoSinVals	Sinus Valsalve der Aorta
bps	Bilder pro Sekunde
cm	Zentimeter
cm/s	Zentimeter pro Sekunde
COB	Chronisch Obstruktive Bronchitis
CV	Variationskoeffizient (Coefficient of Variation)
CW	Continuous Wave
E	Frühdiaastolischer Wellenpeak
EDV	Enddiastolisches Volumen
EF	Ejektionsfraktion (Ejection Fraction)
EKG	Elektrokardiogramm
ESV	Endsystolisches Volumen
FGD	Farbgewebedoppler
FS	Fractional Shortening
GDE	Gewebedopplerechokardiografie
GRMD	Golden Retriever Muscular Dystrophy
HCM	Hypertrophe Kardiomyopathie
HFMD	Hypertrophic Feline Muscular Dystrophy
HR	Herzfrequenz
IVC	Isovolumetrische Kontraktion
IVR	Isovolumetrische Relaxation
IVS	Interventrikularseptum
IVSd	Dicke des Interventrikularseptums (diastolisch)
IVSs	Dicke des Interventrikularseptums (systolisch)
kg	Kilogramm
LA	Linkes Atrium
LAL	Linkes Atrium aus der LKDLA
LKDLA	Linke kaudale lange Achse

LV	Linker Ventrikel
LVFW	Linksventrikuläre freie Ventrikelwand
LVIDd	Linksventrikulärer innerer Diameter (diastolisch)
LVIDs	Linksventrikulärer innerer Diameter (systolisch)
LVPWd	Linksventrikuläre posteriore Wand (diastolisch)
LVPWs	Linksventrikuläre posteriore Wand (systolisch)
LV	Linker Ventrikel
LW	Linke Wand
m	Meter
MVDia	Mitralklappendiameter
n. a.	nicht angegeben
PRF	Pulsrepetitionsfrequenz
PV	Pulmonalklappe
PW	Spektralgewebedoppler (Pulsed-Wave)
PW_IVS_A	Spät-diastolische Myokardgeschwindigkeit des Interventrikularseptums, gemessen mit Spektralgewebedoppler
PW_IVS_E	Frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit des Interventrikularseptums, gemessen mit Spektralgewebedoppler
PW_IVS_S	Systolische Myokardgeschwindigkeit des Interventrikularseptums gemessen mit Spektralgewebedoppler
PW_LW_A	Spät-diastolische Myokardgeschwindigkeit der linken freien Ventrikelwand, gemessen mit Spektralgewebedoppler
PW_LW_E	Frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit der linken freien Ventrikelwand, gemessen mit Spektralgewebedoppler
PW_LW_IVC	Isovolumetrische Kontraktion der linken freien Ventrikelwand, gemessen mit Spektralgewebedoppler
PW_LW_S	Systolische Myokardgeschwindigkeit der linken freien Ventrikelwand, gemessen mit Spektralgewebedoppler
PW_RW_A	Spät-diastolische Myokardgeschwindigkeit der rechten freien Ventrikelwand, gemessen mit Spektralgewebedoppler
PW_RW_E	Frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit der rechten freien Ventrikelwand, gemessen mit Spektralgewebedoppler
PW_RW_S	Systolische Myokardgeschwindigkeit der rechten freien Ventrikelwand, gemessen mit Spektralgewebedoppler

r²	Bestimmtheitsmaß
RA	Rechtes Atrium
RAO	Recurrent Airway Obstruction
RKDKA	Rechte kaudale kurze Achse
RKDLA	Rechte kaudale lange Achse
RKDLA_Ao	Rechte kaudale lange Achse mit Aorta
RKRLA	Rechte kraniale lange Achse
ROI	Region of Interest
RV	Rechter Ventrikel
RVFW	Rechtsventrikuläre freie Wand
RW	Rechte Wand
S	Systolischer Wellenpeak
SGD	Spektralgewebedoppler
SR	Radial Strain
SR_IVS_G	Peak G der radialen Strain des Interventrikularseptum
SR_LW_G	Peak G der radialen Strain der linken freien Ventrikelwand
SrR	Radiale Strain Rate
SrR_IVS_A	Spätdiastolische radiale Strain Rate des Interventrikularseptums
SrR_IVS_E	Frühdiastolische radiale Strain Rate des Interventrikularseptums
SrR_IVS_S	Systolische radiale Strain Rate des Interventrikularseptums
SrR_LW_A	Spätdiastolische radiale Strain Rate der linken freien Ventrikelwand
SrR_LW_E	Frühdiastolische radiale Strain Rate der linken freien Ventrikelwand
SrR_LW_S	Systolische radiale Strain Rate der linken freien Ventrikelwand
SV	Schlagvolumen
TV	Trikuspidalklappe
TVI	Tissue Velocity Imaging (Farbgewebedoppler)
TVI_IVS_A	Spätdiastolische Myokardgeschwindigkeit des Interventrikularseptums, gemessen mit Farbgewebedoppler
TVI_IVS_E	Frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit des Interventrikularseptums, gemessen mit Farbgewebedoppler

- TVI_IVS_S** Systolische Myokardgeschwindigkeit des Interventrikularseptums, gemessen mit Farbgewebedoppler
- TVI_LW_A** Spätdiastolische Myokardgeschwindigkeit der linken freien Ventrikelwand, gemessen mit Farbgewebedoppler
- TVI_LW_E** Frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit der linken freien freien Ventrikelwand, gemessen mit Farbgewebedoppler
- TVI_LW_IVC** Isovolumetrische Kontraktion der linken freien Ventrikelwand, gemessen mit Farbgewebedoppler
- TVI_LW_S** Systolische Myokardgeschwindigkeit der linken freien Ventrikelwand, gemessen mit Farbgewebedoppler
- TVI_RW_A** Spätdiastolische Myokardgeschwindigkeit der rechten freien Ventrikelwand, gemessen mit Farbgewebedoppler
- TVI_RW_E** Frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit der rechten freien Ventrikelwand, gemessen mit Farbgewebedoppler
- TVI_RW_S** Systolische Myokardgeschwindigkeit der rechten freien Ventrikelwand, gemessen mit Farbgewebedoppler

1 Einleitung

In der konventionellen Echokardiografie beim Pferd gilt die B- und M-Mode-Untersuchung im Zusammenhang mit den Dopplerflussmessungen als Goldstandard. Mit diesen Untersuchungsmethoden lassen sich morphologische Veränderungen des Pferdeherzens, wie beispielsweise Klappenverdickungen oder Dilatationen der Herzkammern sowie die beim Pferd häufig vorkommenden Klappeninsuffizienzen zuverlässig diagnostizieren. Seit einiger Zeit stehen jedoch auf Grund verbesserter technischer Möglichkeiten weitaus sensitivere Tools zur Bestimmung der ventrikulären Funktion zur Verfügung. Es besteht nun die Möglichkeit nicht mehr nur die Blutflussgeschwindigkeiten zu messen, sondern die Bewegungsgeschwindigkeiten bestimmter Myokardareale zu detektieren. Mit Hilfe besonderer Filtereinstellungen gelingt es inzwischen, die im Gegensatz zu den schnellen Blutflüssen deutlich langsameren Myokardgeschwindigkeiten mit der Gewebedopplertechnik zu erfassen und auszuwerten. Diese technischen Neuerungen eröffnen erweiterte diagnostische Möglichkeiten, welche in der Humanmedizin und vereinzelt auch in der Kleintiermedizin bereits einen wichtigen Bestandteil der echokardiografischen Untersuchung der kardiologischen Patienten darstellen. Dabei steht neben der genauen Prognose vor allem die Früherkennung von subklinischen Veränderungen der myokardialen Funktion im Mittelpunkt des Interesses. Ziel ist es, kleinste pathologische Veränderungen zu erkennen, bevor es zu einer globalen Beeinträchtigung des Herzens kommt. Auch die mit dem 2D-Speckle Tracking (2D = zweidimensionaler Ultraschall) erfassbaren und in der Humanmedizin bereits fest etablierten Messparameter zur Bestimmung der Myokardverformung, Strain und Strain Rate, tragen neben der Gewebedopplerechokardiografie zur Verbesserung und Verfeinerung der echokardiografischen Diagnostik beim Pferd bei.

Auf Grund der in der Pferdemedizin zurzeit noch rar gesäten Studien zu diesen Themenbereichen, befinden sich die Gewebedopplerechokardiografie und das 2D-Speckle Tracking noch in den Kinderschuhen. Momentan gibt es weder verlässliche Normwerte für das adulte Warmblutpferd noch Untersuchungen, welche speziell auf die Altersgruppe der Fohlen und Jungpferde ausgerichtet sind.

Die vorliegende Studie hat es sich zum Ziel gesetzt, die Anwendbarkeit dieser Methoden beim wachsenden Pferd zu testen sowie gleichzeitig den Einfluss des

Alters und anderer mit dem Wachstum im Zusammenhang stehender Variablen auf die Gewebedopplergeschwindigkeiten und die myokardialen Verformungsparameter bei juvenilen Pferden zu evaluieren. Zum ersten Mal überhaupt werden in dieser Studie deutsche Warmblutfohlen und Jungpferde echokardiografisch untersucht. Im Fokus dieser Arbeit steht deshalb nicht zuletzt auch die echokardiografische Standarduntersuchung. Es soll ein Überblick darüber gegeben werden, wie sich die standardechokardiografischen Untersuchungsparameter im B- und M-Mode vom Fohlen bis hin zum jungen Warmblutpferd entwickeln und in welchen Bereichen sich die Normwerte dieser Altersgruppen befinden. Für eine sinnvolle Interpretation der mittels der modernen echokardiografischen Methoden erfassbaren Parameter stellt das Wissen über den Normalzustand des gesunden Herzens eine absolut unverzichtbare Grundlage dar.

2 Literaturübersicht

2.1 Anatomie, Bewegung und Wachstum des Herzens

Das Pferdeherz befindet sich im Thorax auf Höhe des dritten bis fünften Interkostalraumes und ist kegel- bzw. während der Diastole eher stumpfkegelförmig. Das Herzgewicht kann, abhängig von Rasse und Trainingszustand des Pferdes, 0,6 bis 1 % des Körpergewichtes erreichen (Budras 2004). 60% des Pferdeherzens befinden sich, analog zu dem des Menschen, in der linken Körperhälfte. Die linke Herzkammer, welche auch die Herzspitze bildet, ist überwiegend nach kaudal gerichtet, wohingegen die rechte Herzkammer nach kranial zeigt. Auf beiden Thoraxseiten liegt das Herz der Thoraxwand in einem ca. handflächengroßen Bereich an. Dieses Fenster wird für die echokardiografischen Untersuchungen genutzt (Gehlen 2010b; Marr und Bowen 2010).

Aufgeteilt ist das Herz, wie bei allen Säugern, in zwei Vorhöfe (Atrien) und zwei Herzkammern (Ventrikel) (Marr und Bowen 2010). Die Herzwände bestehen von innen nach außen gesehen aus dem Endokard (Epithelauskleidung der Kammern), dem Myokard (muskulöser Anteil der Herzwand) und dem Epikard (Kammeroberfläche). Das gesamte Herz ist in das relativ starre, bindegewebige Perikard (Herzbeutel) eingebettet. Für die Verminderung von Reibung sorgt ein Flüssigkeitsfilm zwischen Epi- und Perikard (Engelhardt 2005), der bei entzündlichen Prozessen vermehrt sein kann (König und Liebich 2012). Die Blutversorgung des Herzens selbst wird durch die Koronararterien sichergestellt (Lederhuber 2005). Das Myokard ist das „Herzstück“ des Herzens und bildet die muskulöse Grundlage, welche aus einer besonderen Form von quergestreiftem Muskelgewebe besteht, das keiner Ermüdung unterliegt. Durch End-zu-End-Verbindungen der Myozyten bildet sich ein verzweigtes Raumgitter (König und Liebich 2012). Das Myokard besteht aus einer äußeren, schräg verlaufenden Längsmuskel-, einer mittleren, zirkumferentiell orientierten Ringmuskel- und einer inneren, schräg verlaufenden Längsmuskel-schicht (frei nach Holdrege und Creeger 2002; Rademakers et al. 1994). Diese spezielle in mehreren Schichten angeordnete dreidimensionale Architektur der Fasern (Abb. 1) ermöglicht die komplexe Myokardbewegung (Grant 1953), welche gleichzeitig in drei Dimensionen verläuft (Dandel et al. 2009). Die radiale

Wandbewegung des Myokards bezieht sich auf die Verdickung und Verdünnung des Myokards, die longitudinale und zirkumferentielle myokardiale Bewegung hingegen auf die Verlängerung und Verkürzung des Myokards (Abraham et al. 2007).

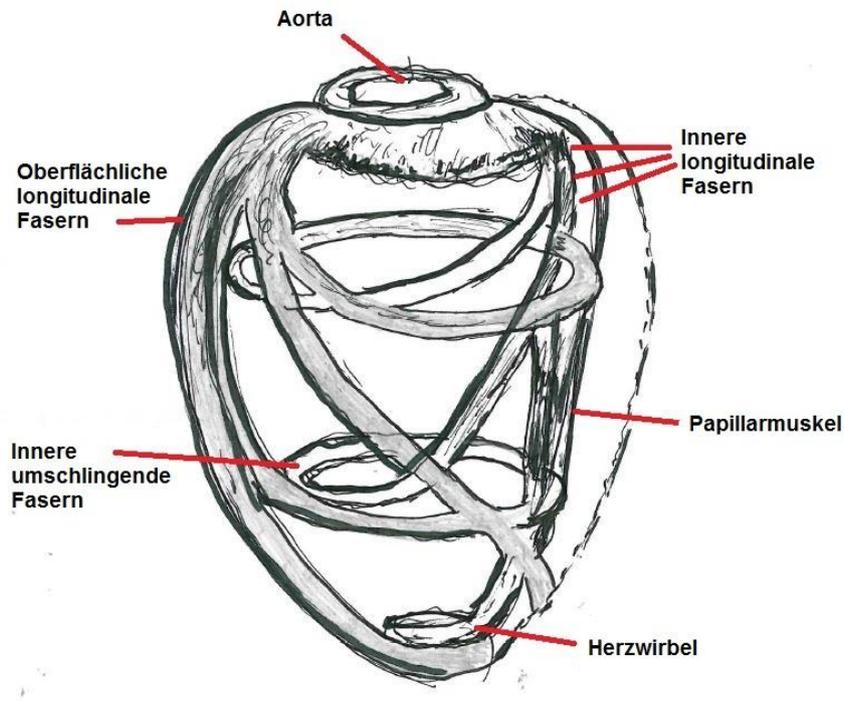


Abbildung 1: *Spiralige Anordnung der Muskelfasern im Herzen (frei nach Holdrege und Creeger 2002).*

Zum Einfluss des Wachstums auf die Anatomie des Pferdeherzens gibt es zurzeit noch keine verfügbaren Studien. Die Dimensionen des menschlichen Herzens wie beispielsweise die ventrikuläre Wanddicke, die Septumdicke und das Herzgewicht, vergrößern sich fortschreitend mit steigendem Alter (Notomi et al. 2006) bis hin zum 20. Lebensjahr eines Menschen. Bei Männern sind die absoluten Werte meist größer als bei Frauen (Scholz et al. 1988), wobei der Einfluss des Geschlechts auf die linksventrikuläre Masse nach der Pubertät stärker ausgeprägt ist als während der Kindheit (de Simone et al. 1995b). Zudem hat das körperliche Wachstum einen großen Einfluss auf die Herzentwicklung (de Simone et al. 1992; de Simone et al. 1995a; de Simone et al. 1995b; Hudlicka und Brown 1996). Während der frühen Kindheit besteht ein enger Zusammenhang zwischen der Körpergröße und der linksventrikulären Masse (de Simone et al. 1992), so ist das Herzwachstum in den ersten Lebensmonaten proportional zum Wachstum des Körpers (Hudlicka und Brown 1996). Dieser Einfluss verringert sich im Laufe des Erwachsenwerdens. Zum

besseren Verständnis der Prozesse, die sich während des Wachstums abspielen, ist es wichtig zu wissen, dass sich auch die Anatomie und der Aufbau des Myokards verändern. Im menschlichen Herzen kommt es in der frühen neonatalen Phase zu einer Zunahme der kontraktiven myokardialen Funktion. Diese wird begleitet durch intrazelluläre Veränderungen, wie die Zunahme des sarkoplasmatischen Retikulums und der Myofibrillen (Hew und Keller 2003). Während der embryonalen Entwicklung, in der Fetalphase und auch postnatal kommt es zusätzlich zur Hyperplasie der Kardiomyozyten; dies bedeutet, dass sich die Anzahl der Herzmuskelzellen durch Teilung und Vermehrung erhöht. Ihre Menge verdoppelt sich in den ersten Lebensmonaten (Hudlicka und Brown 1996). In diesen Zeiträumen erhöht sich die hämodynamische Last, die das Herz zu bewältigen hat, ständig und macht damit eine Proliferation unabdingbar. Die Fähigkeit des Herzmuskels zu hyperplasieren - sprich Zellteilung zu betreiben - kommt je nach Autor mit drei bis vier Wochen postnatal bereits fast vollständig zum Erliegen (Zak 1973), bleibt ein bis zwei Monate (Andersen et al. 2002) nach der Geburt oder bis zu sechs Monate (Kreuder 2005) lang erhalten. Eine aktuelle Studie konnte hingegen zytokinetische Aktivität der Kardiomyozyten bis zum 20. Lebensjahr detektieren (Mollova et al. 2013). In der späten fetalen Periode und postnatal beginnt außerdem der Reifungsprozess der Kardiomyozyten, der sich durch Änderung von Form und Größe der Zellen auszeichnet. Die noch unreife ovale Zellform verändert sich hin zu einer länglich orientierten reifen Zelle. Der Durchmesser und das Volumen einer menschlichen Herzmuskelzelle nehmen vom Säuglingsalter bis hin zum Erwachsenenalter fast um das Dreifache zu (Beinlich et al. 1995). Ihr Durchmesser vergrößert sich von 5µm beim Kind zu 14µm bei einem Erwachsenen (Hudlicka und Brown 1996). Durch Neubildung von in Serie geschalteten Sarkomeren vergrößert sich das Längen-Weiten-Verhältnis. Die Zunahme des Myozytendurchmessers ist bedingt durch Vermehrung parallel geschalteter Sarkomere (Andersen et al. 2002). Auch die Struktur der Myozyten verändert sich. Zu Beginn sind die Myofibrillen durcheinander angeordnet, was sich aber während der Reifung zu einem longitudinal geordneten Muster hin orientiert (Kreuder 2005).

Beim Lamm ist das neonatale Myokard weniger elastisch als beim adulten Schaf. Dies führt dazu, dass die Bewegung des Herzmuskels während des Herzzyklus beim Neonaten eher passiver und steifer abläuft als aktiv und gespannt (Romero et al.

1972). Das Myokard eines Neonaten weist signifikante ultrastrukturelle Unterschiede zum adulten Myokard auf, was laut Marijjanowski et al. die altersbedingt veränderten ventrikulären diastolischen Eigenschaften erklären könnte (Marijjanowski et al. 1994).

2.2 Klinische Untersuchung und Anamnese

Vor jeder speziellen Herz-Kreislauf-Untersuchung sind eine ausführliche Anamnese sowie eine klinische Allgemeinuntersuchung unerlässlich für die Einschätzung des aktuellen Gesundheitszustandes eines kardiologischen Patienten. Im Rahmen der Anamnese sollte neben dem momentanen Trainings- und Ausbildungszustand die Befragung des Besitzers zu Auffälligkeiten während oder nach Belastung des Patienten im Mittelpunkt stehen: Hat der Besitzer einen Leistungsabfall bemerkt? Schwitzt das Pferd ungewöhnlich stark und benötigt es eine längere Erholungsphase? Ferner ist es essentiell zu erfahren, ob das Pferd unter einer Lungenerkrankung leidet oder Anzeichen einer Infektionskrankheit zeigt (Gehlen 2010b).

Erst im Anschluss an eine klinische Allgemeinuntersuchung wird der Schwerpunkt auf den Herz-Kreislauf-Apparat des Pferdes gelegt. Von besonderem Interesse sind: Die Untersuchung der sichtbaren Schleimhäute, die Palpation des arteriellen Pulses und der Jugularvenen sowie die Palpation der Hautoberfläche. Die Auskultation des Herzens in Ruhe und nach Belastung stellt einen weiteren wichtigen Punkt der Untersuchung dar. Hierbei wird das Augenmerk auf die Frequenz, die Intensität, den Rhythmus, und die Abgesetztheit der Herztöne gelegt. Bei Vorliegen eines Herzgeräusches ist das Punctum maximum zu bestimmen, an dem das Geräusch am lautesten hörbar ist (Gehlen 2010b).

Erst wenn alle klinisch zu untersuchenden Parameter erhoben wurden, wird die weiterführende Diagnostik eingeleitet, welche u.a. ein Elektrokardiogramm sowie die Ultrasonografie des Herzens einschließt.

2.3 Echokardiografische Methoden

Durch die Echokardiografie ist die Möglichkeit gegeben, das Herz des Pferdes auf verschiedene Veränderungen hin zu untersuchen. Indikationen für die Durchführung eines Herzultraschalls sind z.B.: Leistungsinsuffizienz (Gehlen 2010b), die

Verifizierung bereits festgestellter Herzgeräusche (Reef 1995) oder das Ausschließen einer Herzerkrankung im Rahmen einer Ankaufsuntersuchung (Gehlen 2010a). Zur Untersuchung des Pferdeherzens mittels Ultraschall werden verschiedene Techniken verwendet.

2.3.1 Standarduntersuchung

2.3.1.1 B-Mode

Der B-Mode („Brightness“) ist eine zweidimensionale Technik (2D-Echokardiografie) mit der stets beim Herzultraschall begonnen wird, weil sie die wichtigste Routineuntersuchung darstellt und das Einstellen eines qualitativ guten B-Mode-Bildes die Grundlage für alle weiteren Untersuchungen ist. Mit dieser Technik wird das Herz in einem Graubild weitgehend anatomisch wiedergegeben. Der Helligkeitsgrad in Graustufen der Bildpunkte bezeichnet die Intensität des Schallechos. Mit dieser Methode ist es möglich, das Herz auf morphologische Veränderungen, wie beispielsweise Dilatation oder Hypertrophie der Herzkammern sowie auch Verdickungen der Herzklappen hin zu untersuchen. Weiterhin können funktionelle Veränderungen der Wandbewegung ermittelt werden (Marr 1994).

2.3.1.2 M-Mode

Beim M-Mode („Motion“) wird eine eindimensionale Linie durch eine Struktur im B-Mode-Bild gelegt und die Bewegung der in der Linie befindlichen Strukturen als Funktion der Zeit dargestellt (Marr 1994). Dieses Verfahren eignet sich sehr gut für die Verfolgung von Bewegungsabläufen während des Herzzyklus, wie z.B. die Kontraktion in der Systole, die Erschlaffung des Kammermyokards während der Diastole oder die Bewegung und/oder die Öffnungs- sowie die Schlusszeitpunkte der Herzklappen. Somit kann der M-Mode einen wichtigen Beitrag zur Erkennung der Effekte einer vorhandenen Herzerkrankung des Pferdes leisten (Marr 1994).

2.3.1.3 Normwerte der B- und M-Mode-Untersuchung beim Fohlen

Marr et al. haben eine Regressionsgleichung für Vollblutfohlen aufgestellt, die mit Hilfe des Gewichtes einige der echokardiografischen B- und M-Mode-Normalparameter (IVSs/d, LVIDs/d, LVFWs/d, Aortendiameter, LA-L) von der Geburt bis hin zur 16. Lebenswoche bestimmen kann (Formel 1).

Formel 1: *Regressionsgleichung zur Normwertberechnung beim Fohlen.*

$$y = m * x + b$$

$y =$ Normwert

$m =$ Steigungsmaß

$x =$ Gewicht des Fohlens

$b =$ Achsenabschnitt

Für jeden der oben aufgezählten Parameter geben die Autoren ein spezielles Steigungsmaß (m) sowie einen Achsenabschnitt (b) vor. Setzt man nun diese vorgegebenen Zahlen und das Gewicht des Fohlens in die Formel ein, bekommt man als Ergebnis den Wert, welcher für dieses Fohlen den Normwert darstellt. Die Standardabweichung wird ebenfalls von Marr et al. vorgegeben (Marr und Patteson 2010).

Auch einige andere Autoren haben bereits B- und M-Mode-Parameter bei Fohlen verschiedener Rassen erhoben (Collins et al. 2010; Matur und Gür 2011; Rovira und Munoz 2009), sodass diese als Vergleichswerte herangezogen werden können (Tab. 1).

Tabelle 1: Vergleich einiger echokardiografischer B- und M-Mode-Parameter bei Fohlen verschiedener Rassen im Alter von zwei bis vier Monaten. Ergebnisse verschiedener Autoren.

(n.a.=nicht angegeben; LVIDd/LVIDs=diastolischer bzw. systolischer linksventrikulärer innerer Diameter; LVPWd/LVPWs=diastolische bzw. systolische linksventrikuläre posteriore Wanddicke); IVSd/IVSs=diastolische bzw. systolische Dicke des Interventrikularseptums; FS%=Fractional Shortening in %; EF%=Ejection Fraction in %; EDV=Enddiastolisches Volumen; ESV=Endsystolisches Volumen; SV=Schlagvolumen; Ao=Aortendurchmesser; LAL=von links gemessenes linkes Atrium; PV=Pulmonalklappendiameter)

Autor	Collins et al. (2010)	Matur et al. (2011)	Matur et al. (2011)	Rovira et al. (2009)	Rovira et al. (2009)
Geschlecht	Hengste/Stuten	Stuten	Hengste	Stuten	Hengste
Rasse	Vollblüter	Vollblüter	Vollblüter	Spanier	Spanier
Alter der Pferde	12 Wochen	4 Monate	4 Monate	60-90 Tage	60-90 Tage
Anzahl der Pferde	19	26	18	7	6
Gewicht (kg)	153,8±10,9	n.a.	n.a.	109,4±2,03	117,8±10,46
Größe (cm)	n.a.	n.a.	n.a.	n.a.	n.a.
Herzfrequenz (Schläge/Min.)	67,37±4,36	74±14,9	74,5±20,2	83,5±12,9	82,27±9,97
LVIDd (cm)	7,11±0,5	7,04±0,57	5,78±0,63	5,52±0,68	6,25±0,78
LVPWd (cm)	1,56±0,21	1,49±0,18	1,54±0,24	1,84±0,4	1,84±0,4
IVSd (cm)	1,9±0,19	2,22±0,25	2,32±0,21	1,61±0,2	1,61±0,2
LVIDs (cm)	4,88±0,47	4,67±0,51	4,79±0,62	3,61±0,53	4,02±0,91
LVPWs (cm)	2,49±0,34	2,62±0,36	2,46±0,31	2,59±0,32	3,13±0,52
IVSs (cm)	2,85±0,26	3,07±0,32	3,05±0,34	2,61±0,32	2,61±0,3
FS (%)	32,01±5,16	33,7±5,1	31,6±4,7	34,4±7,5	34,4±7,5
EF (%)	n.a.	60,8±6,9	57,8±7,0	62±11,7	62±11,7
EDV (ml)	n.a.	n.a.	n.a.	171,6±29,9	210±18,9
ESV (ml)	n.a.	n.a.	n.a.	84,9±11,5	84,9±11,5
SV (ml)	n.a.	n.a.	n.a.	86,7±23,7	108±18,8
Ao (cm)	4,25±0,22	n.a.	n.a.	4,1±0,41	4,62±0,54
LAL (cm)	7,92±0,41	n.a.	n.a.	n.a.	n.a.
PV (cm)	3,85±0,3	n.a.	n.a.	n.a.	n.a.

2.3.1.4 Blutflussdoppler

Die auf dem 1842 von Christian J. Doppler entdeckten Doppler-Effekt beruhende Dopplerechokardiografie macht es möglich, Blutflussgeschwindigkeiten zu ermitteln und diese Flüsse farbig darzustellen. Ausgesandte Ultraschallwellen treffen auf sich bewegende Erythrozyten und werden so in ihrer Frequenz verändert (Marr 1994). Bewegt sich der Sender auf den Empfänger zu, erhöht sich die Frequenz, bewegt er sich vom Empfänger weg, sinkt die Frequenz. Über diese Frequenzänderung (Doppler-Shift) - welche zur Relativgeschwindigkeit des Senders proportional ist - kann mit Hilfe der Dopplerformel (Formel 2) die Geschwindigkeit der Blutzellen berechnet werden. Es gilt zu beachten, dass durch Winkelabweichungen zwischen der Ausbreitungsrichtung des Schallstrahls und der Bewegungsrichtung des Reflektors - in diesem Fall die Blutzellen - die Geschwindigkeitsmessungen verfälscht werden (Flachskampf 2011).

Formel 2: *Dopplerformel.*

$$fd = \frac{2 * v * f0 * \cos \alpha}{c}$$

fd = *Doppler-Shift*

v = *Blutflussgeschwindigkeit*

f0 = *Ultraschallsenderfrequenz*

α = *Winkel zwischen Schallstrahl und Hauptströmungsvektor*

c = *Schallgeschwindigkeit*

Beim konventionellen Doppler, welcher die Geschwindigkeiten der Blutflüsse entlang des Ultraschallstrahls angibt, wird zwischen dem PW-Doppler (Pulsed Wave) und dem CW-Doppler (Continuous Wave) unterschieden. Der PW-Doppler sendet und empfängt Signale im Wechsel. Mit Hilfe eines Messvolumens können örtlich selektiv Strömungen bis ca. 1,5 - 2 m/s gemessen werden, was den physiologischen Strömungsgeschwindigkeiten des Blutes im Herzen entspricht. Treten Regurgitationen oder Insuffizienzen an den Herzklappen auf, kommt es zu Turbulenzen im Blutfluss und die zu messenden Geschwindigkeiten können 2 m/s

deutlich übersteigen. Ist die Nyquist-Grenze überschritten, kommt es zum sogenannten Aliasing-Phänomen. Es muss die Nulllinie verschoben oder zum CW-Doppler umgestiegen werden.

Der CW-Doppler sendet und empfängt die Schallwellen kontinuierlich. Dies ermöglicht auch die Erfassung von sehr schnellen, pathologischen Blutflüssen. Flüsse, die auf den Schallkopf zufließen, werden oberhalb der Nulllinie, Flüsse, die vom Schallkopf wegfließen, unterhalb der Nulllinie aufgezeichnet. So kann auch die Strömungsrichtung angezeigt werden. Jedoch ist hierbei keine Aussage über die Lokalisation des gemessenen Flusses möglich, da alle Geschwindigkeiten im Verlauf des Schallstrahls von Null bis zur Maximalgeschwindigkeit gemessen werden. Dies führt dazu, dass die Kurven in der Spektraldarstellung der Flussgeschwindigkeiten ausgefüllt sind (Flachskampf 2011). Der Farbdoppler ist eine modifizierte Form des PW-Dopplers, welcher im B-Mode benutzt wird. Er ermöglicht die Flussmessung an vielen Punkten gleichzeitig, sodass sowohl eine flächenhafte Darstellung von Blutflüssen ermöglicht wird (Gehlen 2010b) als auch die räumliche Verteilung von Geschwindigkeiten in Echtzeit wiedergegeben werden kann (Flachskampf 2011). Es ist nun notwendig, gleichzeitig aus vielen Messzellen Signale zu analysieren. Hierfür wird die Autokorrelationsmethode angewendet, welche lediglich die mittlere Frequenzverschiebung in einer Messzelle ermittelt. Ein empfangener Signalpuls einer Scanlinie wird mit dem vorherigen verglichen („korreliert“). Die aufweisende Phasenverschiebung vom einen zum anderen Puls besagt, dass sich der Reflektor zwischen den beiden Pulsen bewegt (Flachskampf 2011). Signale von Erythrozyten, die auf den Schallkopf zufließen, werden rot, solche die vom Schallkopf wegfließen blau dargestellt (Marr 1994; Bonagura 1994). Turbulenzen, wie sie bei pathologischen Klappenrückflüssen auftreten, können im B-Mode-Bild als grüne bzw. gelbe Strudel oder Fahnen erkannt werden. Zur Abschätzung des Schweregrades einer solchen Klappeninsuffizienz wird das Ausmaß und die Breite des Rückflusses, die Dauer des Auftretens im Herzzyklus sowie die mit dem CW-Doppler ermittelte Geschwindigkeit der Insuffizienz herangezogen. Zusätzlich muss auf anatomische und morphologische Veränderungen des Herzens geachtet werden. Typischerweise treten im Zusammenhang mit hochgradigen Klappeninsuffizienzen Dilatationen der Vorhöfe und / oder der Ventrikel auf sowie Verdickungen der Klappensegel. Wichtig bei der Interpretation der Bilder ist, daran zu denken, dass die Dopplerverfahren

winkelabhängig sind (Flachskampf 2011). Das bedeutet, dass nur Flüsse auf den Schallkopf zu und vom Schallkopf weg sicher ausgewertet werden können.

2.3.1.5 Bildrate, Pulsrepetitionsfrequenz, Aliasing und Nyquist-Limit als limitierende Faktoren

Die Bildrate - häufig auch Framerate genannt - wird in Bildern pro Sekunde angegeben (bps). Je höher die Bildrate, desto besser ist die zeitliche Auflösung eines Ultraschallbildes. Ein qualitativ gutes 2D-Graupixelbild mit einer Bildrate von mindestens 50bps ist die Voraussetzung dafür, dass man im Anschluss in der offline Bearbeitung beispielsweise das 2D-Speckle Tracking durchführen kann. Ist die Bildrate zu niedrig, sind die Unterschiede von einem Bild zum anderen zu groß, sodass die Speckle nicht mehr ausreichend gut verfolgt werden können. Das Nyquist-Gesetz besagt, dass eine Schwingung einer bestimmten Frequenz mit mindestens der doppelten Frequenz abgetastet werden muss, um sie noch korrekt darstellen zu können (Flachskampf 2011; Fehske 1988; Schmailzl 1994). Die Abtastfrequenz ist gleich der Pulsrepetitionsfrequenz (PRF). Die Pulsrepetitionsfrequenz muss also doppelt so hoch sein, wie die zu detektierende Frequenz einer Schwingung. Da der Ultraschall die Strecke vom Schallkopf zur reflektierenden Struktur und zurück in der Zeit von einem Puls zum nächsten bewältigen muss, wird die Eindringtiefe limitiert und somit auch die zu detektierende Geschwindigkeit. Schnelle Geschwindigkeiten in der Tiefe können dann nicht mehr sicher detektiert werden, weil die PRF nicht hoch genug ist. Daraus folgt: Je schneller die zu messenden Geschwindigkeiten, desto geringer die mögliche Eindringtiefe (Fehske 1988; Flachskampf 2011). Sobald das Nyquist-Limit überschritten wird, wird nur noch fehlerhaft abgetastet und es kommt zum sogenannten „Aliasing“. Im Spektralgewebedoppler erkennt man Aliasing daran, dass das Ende der Kurve unten auf der Skala abgeschnitten wird und oben wieder auftaucht (Fehske 1988). Im Farbgewebedoppler wird Aliasing am abrupten Farbumschlag von blau nach rot oder umgekehrt erkannt (Schmailzl 1994).

2.3.2 Gewebedopplerechokardiografie

Beim Blutflussdoppler werden durch die richtigen Filtereinstellungen hohe Geschwindigkeiten und niedrige Amplituden detektiert. Beim Gewebedoppler ist dies umgekehrt. Durch die Umstellung der Filter können nun langsamere

Geschwindigkeiten und höhere Amplituden, wie sie im Myokard vorkommen, herausgefiltert werden (Voigt und Flachskampf 2004; Nikitin und Witte 2004; Pavlopoulos und Nihoyannopoulos 2008). Die Darstellung von Myokardgeschwindigkeiten und die Beurteilung der regionalen sowie globalen Myokardfunktion wird hier ermöglicht. Der Gewebedoppler ist ein Untersuchungsverfahren, welches bereits in der Humanmedizin routinemäßigen Einsatz findet. Mit Hilfe der Detektion der Myokardgeschwindigkeiten wird z.B. die Beurteilung der globalen linksventrikulären diastolischen Funktion deutlich erleichtert (Flachskampf 2011). Ein Anwendungsbeispiel ist die durch den Gewebedoppler immens verbesserte Unterscheidung zwischen einer physiologischen, durch Hochleistungssport bedingten Herzhypertrophie, und einer pathologischen Herzhypertrophie, die einer Behandlung bedarf (Vinereanu et al. 2001). Desweiteren können Gewebedoppler-basierte Geschwindigkeitsmessungen einen Beitrag zur Therapieoptimierung in der Resynchronisationstherapie leisten (Voigt 2005). Auch in der Kleintiermedizin wurden schon zahlreiche Studien zur Gewebedopplerechokardiografie durchgeführt, um den Nutzen sowie mögliche Einsatzgebiete dieser Technik bei Hund und Katze zu evaluieren. Eine Indikation für eine Gewebedoppleruntersuchung, etwa bei der Katze oder beim Hund, ist beispielsweise eine erbliche Prädisposition für Herzerkrankungen bei bisher gesunden Tieren. Hier kann diese Methode eingesetzt werden, um Hinweise auf eine eventuelle inapparente Herzerkrankung des Tieres zu bekommen, da sich die Gewebedopplerparameter schon verändern, bevor in der herkömmlichen Untersuchung Abweichungen darstellbar sind (Chetboul et al. 2006a).

Auch bei der Gewebedopplerechokardiografie gibt es analog zum Blutflussdoppler zwei verschiedene Varianten zur Messung der Gewebegeschwindigkeiten. Zum einen den Spektralgewebedoppler und zum anderen den Farbgewebedoppler. Beide Methoden beruhen auf der Auswertung von Phasendifferenzen zwischen den unmittelbar aufeinanderfolgenden Schallimpulsen zur Bestimmung der Myokardgeschwindigkeiten und nicht wie beim kontinuierlichen Spektraldoppler auf Frequenzverschiebung, was dazu führt, dass die Bezeichnung „Doppler“ hier irreführend erscheint (Flachskampf 2011).

2.3.2.1 Spektralgewebedoppler

Der gepulste Spektralgewebedoppler ist das Gegenstück zum PW-Doppler der Blutflussmessung. Es wird eine Region of Interest (ROI) in den zu untersuchenden Bereich des Myokards gelegt, dessen Größe so gewählt werden sollte, dass sich die ROI während des Herzzyklus nicht aus dem Myokardbereich heraus bewegt. Bei bekannter Schallgeschwindigkeit ist der Abstand zwischen Schallkopf und ausgewähltem Bereich bestimmbar. Es werden wiederholt Wellenpakete entlang einer einzigen Scanlinie ausgesendet. Auf Grund der Tatsache, dass sich innerhalb der ROI mehrere Reflektoren mit geringgradig unterschiedlichen Geschwindigkeiten bewegen, kommt es zu einem Gemisch aus verschiedenen Frequenzen, was zu einem Spektrum von Geschwindigkeiten führt. Mit Hilfe der Fast Fourier Transformation (Pavlopoulos und Nihoyannopoulos 2008) wird dieses Spektrum analysiert und folglich als typische Spektralkurve dargestellt (Flachskampf 2011). Vorteilhaft bei dieser Methode ist die Möglichkeit einen Bereich selektiv auswählen zu können und dortige Spitzengeschwindigkeiten darzustellen. Ein Untersucher mit geschultem Auge kann direkt anhand der Kurve Abweichungen von der Norm feststellen (Flachskampf 2011).

2.3.2.2 Farbgewebedoppler

Der Farbgewebedoppler ermöglicht analog zum Blutflussfarbdoppler die parallele Erfassung von Myokardgeschwindigkeiten über die gesamte Scanlinie (Pavlopoulos und Nihoyannopoulos 2008; Flachskampf 2011). Die Phasenverschiebungen und so auch die Geschwindigkeiten werden mit der Autokorrelationsmethode (Pavlopoulos und Nihoyannopoulos 2008) bestimmt und dem B-Mode-Bild als Farbe überlagert. Da pro Scanlinie etwa drei bis sieben Pulse ausgewertet werden, entspricht die der Farbinformation hinterlegte Geschwindigkeit der mittleren Geschwindigkeit an der jeweiligen Position. Die Auswertung der Informationen kann erst später mit Hilfe einer speziellen Software geschehen, da das menschliche Auge die Farbmuster nicht schnell genug erfassen und interpretieren kann. Hierfür wird ähnlich wie beim Spektralgewebedoppler eine ROI in das gewünschte Myokardareal platziert. Im Gegensatz zum Spektralgewebedoppler kann hier jedoch die Messregion den Bewegungen des Herzmuskels angepasst werden, sodass die ROI nicht aus dem Myokard herausrutscht (Flachskampf 2011).

2.3.2.3 Typische Kurvenverläufe und Parameter der Gewebedoppler- echokardiografie

Schaut man sich die Myokardgeschwindigkeitskurven an, die aus der rechten kurzen Achse des Pferdes in der rechten freien Ventrikelwand, im Interventrikularseptum und in der linken freien Ventrikelwand mittels des Spektralgewebedopplers aufgezeichnet werden, so kann man in allen drei Kurvenverläufen, wie auch in der Humanmedizin, typische Wellen erkennen. Zum einen die systolische Myokardgeschwindigkeit (S), welche die systolische Kontraktion des Ventrikels wiedergibt und zum anderen die frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit (E), welche den frühdiastolischen Einstrom anzeigt sowie die spätdiastolische Myokardgeschwindigkeit (A), welche den spätdiastolischen Einstrom kennzeichnet. Häufig können auch noch die Isovolumetrische Kontraktion (IVC), kurz vor der systolischen Welle, und die Isovolumetrische Relaxation (IVR), direkt vor der frühdiastolischen Welle, identifiziert werden (Nikitin und Witte 2004). Je nachdem in welche Wand die ROI gelegt wird, sind die Peaks oberhalb oder unterhalb der Nulllinie zu sehen. Zum Beispiel bewegt sich das Myokard der linken freien Ventrikelwand während der Systole auf den Schallkopf zu, was man an einem positiven Peak erkennt, während der Diastole jedoch bewegt sich das Myokard entgegengesetzt, was dazu führt, dass die früh- und auch die spätdiastolische Welle unterhalb der Nulllinie aufgezeichnet werden. In der rechten freien Ventrikelwand ist dies genau umgekehrt zu beobachten. Diese typischen Verläufe können auch in den Kurven des Farbgewebedopplers, welche man im Nachhinein mit Hilfe der speziellen EchoPac-Software am Computer erstellt, identifiziert werden. Hier spiegeln die Maximalwerte eher mittlere Geschwindigkeiten wider, was an der oben erwähnten anderen Berechnungsgrundlage (Autokorrelation) des Farbgewebedopplers liegt (Flachskampf 2011). In der Nachbearbeitung können verschiedene Parameter zur Bewertung des Patienten herangezogen werden. Auf Grund der eingeschränkten Schallposition beim Pferd, werden mit dem TDI meist nur die radialen Geschwindigkeiten aus der rechten kurzen Achse ausgewertet, da diese am wenigsten mit Winkelfehlern belastet sind (Decloedt et al. 2012a; Schwarzwald et al. 2009a; Sepulveda et al. 2005). Aus den in der rechten freien Ventrikelwand, dem Interventrikularseptum und der linken freien Ventrikelwand angefertigten Spektralgewebedopplerkurven können die Peak-Geschwindigkeiten der systolischen

Welle (S), der frühdiastolischen Welle (E) und der spätdiastolischen Welle (A) abgelesen werden. Nicht immer können beim Pferd die isovolumetrische Kontraktion (IVC) und die isovolumetrische Relaxation (IVR) identifiziert werden (Spieker 2006; Neukirch 2012; Decloedt et al. 2013a; Schwarzwald et al. 2009a). In die Farbgewebedoppler-Aufnahmen wird im Nachhinein eine ROI in die verschiedenen Myokardsegmente gelegt. Die Software erstellt aus den Daten Kurven, die mit denen des Spektralgewebedopplers vergleichbar sind. Auch hier werden die oben genannten Peaks in den jeweiligen Kurven der verschiedenen Segmente identifiziert und deren Werte zur Bewertung des Patienten herangezogen (Gehlen und Neukirch 2013; Sepulveda et al. 2005).

2.3.2.4 Basoapikaler Gradient der Myokardgeschwindigkeiten

Je nach Schnittebene und Schallposition des 2D-Bildes in der kurzen Achse, treten Geschwindigkeitsgradienten auf. Von der Herzbasis bis zum Apex nimmt die Myokardgeschwindigkeit ab (Nikitin und Witte 2004; Chetboul et al. 2006c; Ayabakan und Özkutlu 2004; Galiuto Md et al. 1998; Kapusta et al. 2000; Harada et al. 2000; Voigt 2005; Killich et al. 2011). Auf Grund dieser Tatsache ist es sehr wichtig, immer 2D-Bilder derselben Ebene zu verwenden, um die Vergleichbarkeit der gemessenen myokardialen Geschwindigkeiten zu gewährleisten. So ist es sinnvoll, sich für die Untersuchung eines Pferdes mit dem Farb- und Spektralgewebedoppler immer an der Mitralklappe zu orientieren und die Ebene direkt unterhalb der Klappe zu wählen, sodass die Klappenansätze im B-Mode-Bild noch sichtbar sind (Klaus 2009; Gehlen und Neukirch 2013).

2.3.2.5 Limitationen und Herausforderungen bei der Interpretation der Gewebedopplerparameter

Auch der Gewebedoppler ist winkelabhängig, das heißt, nur Geschwindigkeiten von Bewegungen des Herzmuskels, die sich parallel zum Schallkopf bewegen, können ohne Verfälschung durch Winkelfehler bestimmt werden. Je größer der Winkel zwischen Schallkopf und den zu bestimmenden Bewegungen der Myokardverformungen, desto höher ist die Verfälschung der Myokardgeschwindigkeiten. Um aussagekräftige Werte zu erhalten, sollte der Winkel zwischen Schallstrahl und Bewegungsrichtung des Myokards 15° (Flachskampf 2011) bzw. 20° (Nikitin und Witte 2004) nicht übersteigen. Auf Grund der parasternalen Anschallposition beim

Pferd, sind die gut zu bestimmenden Bewegungskomponenten eingeschränkt. Der Herzmuskel verformt sich, vereinfacht gesagt, in drei verschiedenen Ebenen (Abb. 2): longitudinal, zirkumferentiell und radial (frei nach D'Hooge et al. 2000).

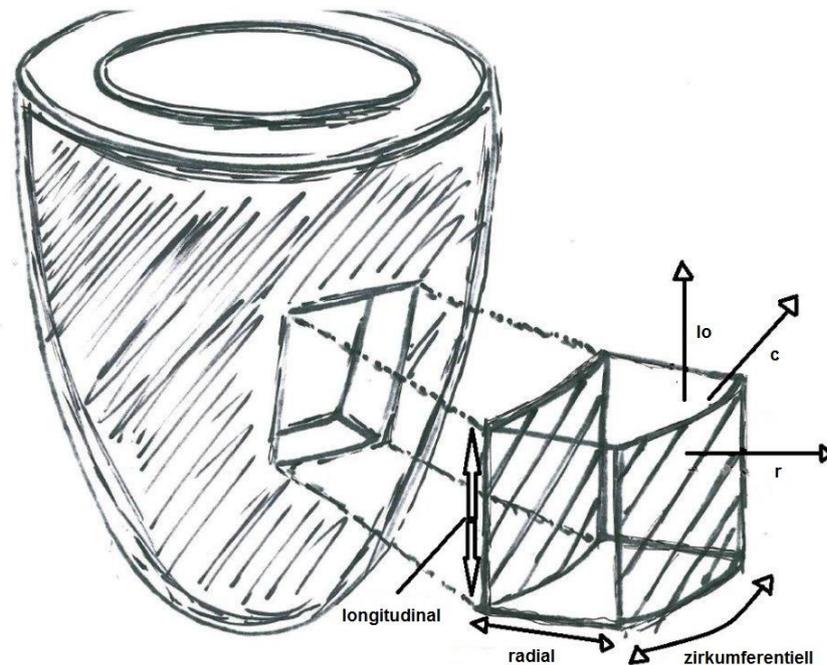


Abbildung 2: Bewegungskomponenten des Myokards: longitudinal (lo), radial (r) und zirkumferentiell (c); (frei nach D'Hooge et al. 2000).

Beim Menschen ist es möglich das Herz aus mehreren Anschallpositionen zu untersuchen. Die wichtigste Rolle spielt hierbei der apikale Vierkammerblick, aus dem vor allem die longitudinalen Myokardgeschwindigkeiten bestimmbar sind. Da es beim Pferd nicht möglich ist, einen korrekten apikalen Anschallwinkel zu erhalten (Schwarzwald et al. 2009a), sondern das Herz parasternal angeschallt wird, bleibt zur Bestimmung der Myokardgeschwindigkeiten mit einem möglichst kleinen Winkelfehler nur die radiale Verformung aus der rechten kurzen Achse. Dazu kommt, dass die radialen Geschwindigkeiten von der Globalbewegung des Herzens beeinflusst werden (Nikitin und Witte 2004; Sepulveda et al. 2005) und ihre Erfassung dadurch weiter limitiert wird (Nikitin und Witte 2004; Voigt 2005). Darüber hinaus kann jede Bewegung des Herzens - beispielsweise hervorgerufen durch In- und Expiration - die lokal detektierten Myokardgeschwindigkeiten verändern (Voigt und Flachskampf 2004; Ayabakan und Özkutlu 2004). Manche Autoren halten diesen Einfluss aber für vernachlässigbar (Ayabakan und Özkutlu 2004). Weiterhin ist es

problematisch, eine Aussage über die regionale Myokardfunktion zu treffen, da im Gewebeverbund des Herzmuskels Bewegungen und Verformungen von einer Zelle zur anderen übertragen werden. Ein Myozyt, der sich kontrahiert, zieht seine Nachbarzelle mit. Dieses Phänomen wird auch als Tethering bezeichnet. Aus diesem Grund ist es schwierig zu sagen, ob gemessene Geschwindigkeiten von einer aktiven oder einer passiven Bewegung des Herzmuskels herrühren (Voigt und Flachskampf 2004; Nikitin und Witte 2004). Bei der Interpretation der Myokardgeschwindigkeiten sollte man sich stets der technischen Einschränkungen bewusst sein. Weiterhin ist zu beachten, dass die beiden verschiedenen Modalitäten zur Messung der Myokardgeschwindigkeiten nicht eins zu eins gegeneinander ausgetauscht werden können, da der Farbgewebedoppler Durchschnittsgeschwindigkeiten errechnet und der Spektralgewebedoppler Maximalgeschwindigkeiten detektiert (Sepulveda et al. 2005; Nikitin und Witte 2004; Schwarzwald et al. 2009a; Dallaire et al. 2015).

2.3.3 Deformationsanalyse

2.3.3.1 Strain und Strain Rate

Strain und Strain Rate messen die regionale Verformung im untersuchten Myokardsegment (Lorch et al. 2008; Ayabakan und Özkutlu 2004). Die Strain ist ein Maß der Gewebedeformation und wird als die Längenänderung des Myokards bezogen auf die Originallänge definiert. Die Strain Rate hingegen ist ein Maß für die Geschwindigkeit mit der sich diese Längenänderung vollzieht (frei nach D'Hooge et al. 2000). Mit Hilfe der Strain- und Strain Rate-Daten können infarzierte und ischämische Segmente im Myokard erkannt werden (Abraham et al. 2007), welche sich durch eine verminderte lokale Kontraktilität des Herzmuskels im betroffenen Segment und somit auch durch eine verringerte systolische Strain auszeichnen (Skubas 2009). Zudem kann die Aussage über eine funktionelle Erholung des Gewebes nach einer stattgefundenen Revaskularisation verbessert werden (Abraham et al. 2007). Hierdurch wird die Stellung einer genauen Prognose erleichtert. Die Deformationsanalyse leistet dadurch einen großen Beitrag zur Herzinfarkt Diagnostik beim Menschen. Weiterhin wird die Unterscheidung zwischen einer physiologischen Hypertrophie, wie sie zum Beispiel bei Athleten vorkommt, und einer hypertensiven Hypertrophie des Herzmuskels verbessert (Dandel et al. 2009).

So wie die Myokardgeschwindigkeiten, sind auch die Strain und die Strain Rate beim Vorliegen einer Kardiomyopathie verringert (Abraham et al. 2007). Dies macht man sich zum Beispiel bei der Detektion von zahlreichen erblichen Kardiomyopathien, die klinisch noch nicht ausgeprägt sind, zunutze. Weiterhin können geschädigte Myokardareale anhand veränderter Verformungsindices, beispielsweise im Zuge eines septischen Schocks bei Kindern, detektiert werden, bevor in der konventionellen Echokardiografie Auffälligkeiten sichtbar sind (Basu et al. 2012). Zu unterscheiden sind verschiedene Methoden, wie die Strain errechnet wird. Zum einen ist es möglich, aus M-Mode-Bildern die Wanddickenänderung während der Systole auf den enddiastolischen Wanddickenwert zu beziehen. Der enddiastolische Wert bezeichnet hier die Ausgangsdicke und die Differenz zum systolischen Wert die Wanddickenänderung. Diese Art von Strain wird als „Lagrangian Strain“ bezeichnet (Formel 3). Der lineare „Lagrangian Strain“ ist definiert als die Differenz zwischen der Länge nach Deformation und der Ausgangslänge dividiert durch die Ausgangslänge (frei nach D'Hooge et al. 2000; Flachskampf 2011):

Formel 3: *Lagrangian Strain.*

$$\varepsilon_{Lagrange} = \frac{L - L_0}{L_0}$$

ε = Strain

L = Länge nach Deformation

L_0 = Ausgangslänge

Diese dimensionslose Zahl wird meistens in Prozent angegeben (Pavlopoulos und Nihoyannopoulos 2008). Desweiteren besteht die Möglichkeit, die Farbgewebedopplerdaten zur Berechnung der Strain zu benutzen. Beim Gewebedoppler ist es nicht einfach eine einzige Ausgangslänge zu bestimmen (Pavlopoulos und Nihoyannopoulos 2008). Aus diesem Grund wird stattdessen die Längen- bzw. Dickenänderung grundsätzlich auf das vorangehende Bild bezogen, sodass die Ausgangslänge variabel ist. Bei dieser aus Farbgewebedopplerdaten ermittelten Strain handelt es sich um die sogenannte „Natural Strain“ oder „Eulerian Strain“ (Flachskampf 2011; Voigt und Flachskampf 2004). Die Verdickung - immer in Relation zur Originallänge - eines gemessenen Areals wird durch eine positive Strain wiedergegeben. Eine Verkürzung ist hingegen durch eine negative Strain gekennzeichnet (Dandel et al. 2009). Bei der Strain Rate verhält es sich genauso.

Die Strain bezeichnet das zeitliche Integral der Strain Rate, welche die Verformungsrate - also die Geschwindigkeit der Verformung - wiedergibt (Flachskampf 2011). Sie kann theoretisch die regionale Kontraktilität widerspiegeln ohne von Tethering-Effekten oder der Globalbewegung beeinflusst zu werden (Abraham et al. 2002a; Abraham et al. 2002b; Abraham et al. 2007). Die Eindimensionalität und die Winkelabhängigkeit sind die Nachteile von der aus Farbgewebedopplerdaten ermittelten Strain und Strain Rate (Voigt und Flachskampf 2004; frei nach D'Hooge et al. 2000). Desweiteren dient das 2D-Speckle Tracking zur Bestimmung der Strain und Strain Rate (Chetboul et al. 2007a; Schwarzwald et al. 2009b).

2.3.3.2 2D-Speckle Tracking (Graustufenanalyse)

Speckle Tracking bedeutet ins Deutsche übersetzt so viel wie „Mustererkennungsverfahren“ (Flachskampf 2011). Diese Methode zum Detektieren von Bewegung bzw. von Verformung und Verformungsrate - sprich zur Bestimmung von Strain und Strain Rate - unterscheidet sich ganz grundsätzlich von den oben genannten Verfahrensweisen. Beim Speckle Tracking werden charakteristische Muster (Speckle) im 2D-Graupixelbild identifiziert und diese von Bild zu Bild verfolgt (Tracking). Das Muster ist für den bestimmten Punkt im Myokard einmalig - ähnlich einem Fingerabdruck - und kann so im darauffolgenden Bild wiedererkannt und somit auch verfolgt werden (Lorch et al. 2008; Pavlopoulos und Nihoyannopoulos 2008). Ein Muster besteht aus ca. 20 bis 40 Pixeln (Dandel et al. 2009). Aus der Strecke, die das Muster in eine bestimmte Richtung im Raum zurücklegt und aus der bekannten Bildrate kann dann die Geschwindigkeit des Myokards an der untersuchten Stelle ermittelt werden. Das 2D-Speckle-Tracking ermittelt die Lagrangian Strain und nicht die Natural Strain wie bei den Verformungsindices, die aus Farbgewebedopplerdaten ermittelt werden (Lorch et al. 2008). Der Vorteil dieser Methode ist, dass nicht nur Bewegungen in Richtung Schallkopf, sondern alle Bewegungsrichtungen innerhalb der Bildebene erfassbar sind (Flachskampf 2011). Weiterhin ist diese Methode weitgehend unabhängig von der globalen Herzbewegung (Chetboul et al. 2007b). Studien aus der Humanmedizin zur Validierung der Anwendbarkeit des 2D-Speckle-Trackings weisen darauf hin, dass diese Methode zuverlässig und winkelunabhängig ist (Langeland et al. 2005; Leitman et al. 2004; Toyoda et al. 2004). Unabdingbar ist allerdings eine gleichbleibend hohe

Bildfrequenz, da dieses Verfahren von der Qualität des 2D-Bildes abhängig ist. Durch eine zu niedrige Bildrate können sich die Muster von Bild zu Bild stark verändern, was eine exakte Verfolgung der Muster unmöglich macht (Teske et al. 2007). Je höher die Bildrate und je besser die Bildqualität, desto genauer können die Muster verfolgt werden. Es werden unterschiedliche Mindest-Bildraten empfohlen: Von 50 bis 70 bps (Teske et al. 2007) über mindestens 80 bps (Flachskampf 2011) bis hin zu einer Optimal-Bildrate von 90bps (Marcucci et al. 2008) und sogar 110 bps (Mondillo et al. 2011).

2.3.3.3 Bildrate und Bildqualität als limitierende Faktoren

Die Einschränkungen des 2D-Speckle Trackings liegen vor allem in den oben genannten relativ niedrigen Bildraten. Insbesondere bei hohen Herzfrequenzen und Patienten mit einer Tachykardie können die Unterschiede von Bild zu Bild so groß sein, dass es zu einer Unterschätzung der Strain und Strain Rate Peaks kommen kann. Eine gute Qualität der Bilder, das heißt eine klare Abgrenzung der endokardialen Grenze während der Aufnahme der Cineloops im B-Mode, ist unerlässlich für ein zuverlässiges radiales Tracking (Teske et al. 2007). Die Mittelung der berechneten Parameter über das jeweilige myokardiale Segment hinweg kann dazu führen, dass sehr kleine dysfunktionelle Bereiche des Myokards - wie sie beispielsweise im frühen Stadium einer hypertrophen Kardiomyopathie vorkommen - unentdeckt bleiben. Jedoch ist dies bei den meisten pathologischen Gegebenheiten im Myokard kein Problem (Teske et al. 2007).

2.4 Stand der aktuellen Forschung

2.4.1 Optimierte Diagnostik in der Humanmedizin

Die Ermittlung von Myokardgeschwindigkeiten mit dem Gewebedoppler und deren Interpretation wird in der Humanmedizin mittlerweile routinemäßig eingesetzt, da zahlreiche Studien den Nutzen dieser Methode herausstellen konnten (Zhang et al. 2008; Derumeaux et al. 2001; Abraham et al. 2007). Die Ermittlung der Myokardgeschwindigkeiten kann bei vielen Krankheitsbildern zur Verbesserung und Verfeinerung der Diagnostik beitragen (Derumeaux et al. 2001; Vinereanu et al. 2001). Beispielsweise wird diese Methode bei der Unterscheidung zwischen einem Sportlerherzen und einer pathologischen linksventrikulären Hypertrophie des

Herzens eingesetzt (Vinereanu et al. 2001), welches eine myokardiale Dysfunktion aufweist und einer Therapie bedarf. Mit Hilfe der Gewebedopplerechokardiografie kann darüber hinaus bestimmt werden, ob ein Myokardinfarkt alle Schichten der Organwand in Mitleidenschaft gezogen hat – sprich ob er transmural ist oder nicht (Derumeaux et al. 2001). Diese Aussage spielt vor allem für die Prognose eine entscheidende Rolle, genau wie die Detektion von noch lebensfähigem Myokard (Abraham et al. 2007). Von besonderem Interesse ist außerdem, dass Veränderungen bzw. Beeinträchtigungen der ventrikulären Funktion mit Hilfe der mittels des 2D-Speckle Trackings gemessenen Myokardverformungsparameter Strain und Strain Rate schon sichtbar werden, bevor sich Parameter in der herkömmlichen Echokardiografie verändert zeigen (Basu et al. 2012).

2.4.1.1 Einfluss von Alter und Wachstum auf die Myokardgeschwindigkeiten beim Menschen

Die Gewebedopplerechokardiografie wurde bereits bei gesunden Neonaten und Kindern in einigen Studien getestet und angewendet (Harada et al. 2000; Kapusta et al. 2000; Marcus et al. 2012; Boettler et al. 2005; Rychik und Tian 1996; Negrine et al. 2012; Pena et al. 2009; Rumeau et al. 2007; Notomi et al. 2006) sowie auch bei Kindern, die an einer Herzerkrankung leiden (McMahon et al. 2004; Pham et al. 2005). Zum Einfluss von Wachstum und Herzentwicklung auf die mit dem Gewebedoppler gemessenen Myokardgeschwindigkeiten bei gesunden Erwachsenen bzw. Kindern gibt es bisher jedoch nur wenige Studien (Eidem et al. 2004; Lorch et al. 2008; Swaminathan et al. 2003; Mori et al. 2000; Notomi et al. 2006). Eidem et al. untersuchten 325 gesunde Kinder vom Neonatenalter bis hin zum jungen Erwachsenen. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass das Alter einen großen positiven Einfluss auf Parameter der Herzgröße, wie beispielsweise die linksventrikulären systolischen und enddiastolische Diameter, linksventrikuläre hintere und septale Wanddicke sowie die Masse des linken Ventrikels hat. Bei den Myokardgeschwindigkeiten wurden die größten Unterschiede und Veränderungen innerhalb des ersten Lebensjahres festgestellt (Eidem et al. 2004). Die niedrigsten systolischen und frühdiastolischen Geschwindigkeiten am lateralen Mitralanulus, am basalen Septum und am lateralen Trikuspidalanulus konnten bei Neonaten und Säuglingen erfasst werden. Mit fortschreitender Entwicklung wurde in allen genannten Segmenten ein signifikanter Anstieg der myokardialen Geschwindigkeiten

festgestellt (Eidem et al. 2004; Harada et al. 2000; Lorch et al. 2008). Andere Autoren wiesen einen Anstieg von septalen und lateralen systolischen sowie frühdiastolischen Geschwindigkeiten von der Geburt bis zum 5. Lebensjahr nach (Lorch et al. 2008). Eine signifikante Veränderung der spätdiastolischen Myokardgeschwindigkeit konnte in den meisten Studien nicht detektiert werden (Eidem et al. 2004; Lorch et al. 2008; Harada et al. 2000). Da vor allem im ersten Lebensjahr aufgrund des Herzwachstums die Parameter der Herzgröße - allen voran der linksventrikuläre enddiastolische Diameter und die linksventrikuläre Masse - stark ansteigen und diese Parameter eng mit den Myokardgeschwindigkeiten korrelieren, liegt laut Eidem et al. (2004) die Vermutung nahe, dass vor allem das Herzwachstum einen Einfluss auf die Gewebedopplergeschwindigkeiten ausübt und weniger das Alter der Probanden (Eidem et al. 2004). Auch Notomi et al. konnten einen Anstieg der systolischen und frühen diastolischen Maximalgeschwindigkeiten zwischen Kindern im Säuglingsalter bis hin zum 7. Lebensjahr feststellen. Sie untersuchten die basalen Geschwindigkeiten der lateralen Wand und des Septums aus dem apikalen Vierkammerblick sowie die mittig im Ventrikel gemessenen Geschwindigkeiten der anterioren und posterioren Wand aus der kurzen Achse bei insgesamt 25 Kindern (Notomi et al. 2006). Im Gegensatz dazu wurde in einer anderen Studie bei 151 Kindern von ein bis 18 Jahren keine lineare Korrelation von Alter und den meisten Myokardgeschwindigkeiten festgestellt. In den Ergebnissen zeigten lediglich die spätdiastolischen Geschwindigkeiten am lateralen Mitral- und Trikuspidalanulus eine negative lineare Korrelation mit dem Alter (Swaminathan et al. 2003). Ähnliche Ergebnisse ergab eine Studie bei vier bis 18-jährigen Kindern (Kapusta et al. 2000). Keiner der gemessenen Geschwindigkeitsparameter zeigte eine praktisch relevante Korrelation mit dem Alter der Probanden. Dagegen wiesen andere Studien nach, dass eine signifikante Korrelation zwischen dem Alter der Kinder und den systolischen sowie den frühdiastolischen Geschwindigkeiten am lateralen Mitral- und Trikuspidalanulus bestehen (Eidem et al. 2004; Mori et al. 2000; Harada et al. 2000).

2.4.1.2 Einfluss von Alter und Wachstum auf die myokardialen Verformungsparameter beim Menschen

Eine Studie über die durch Wachstum und Reifung induzierten Veränderungen der mit 2D-Speckle Tracking erfassten longitudinalen Strain- und Strain Rate bei gesunden Kindern und Jugendlichen von der Geburt bis hin zum 18. Lebensjahr

(Lorch et al. 2008) zeigt, dass sich bei Kindern weder die septale noch die laterale longitudinale Strain altersbedingt ändert. Auch bei Erwachsenen wird die systolische Strain nicht wesentlich vom Alterungsprozess beeinflusst (Oxenham et al. 2003). Die septale sowie die laterale systolische Strain Rate hingegen zeigt sich im Säuglingsalter am höchsten und vermindert sich signifikant bis zu einem Alter von 5 Jahren im Falle der septalen Strain Rate und bis zu einem Alter von 10 Jahren im Falle der lateralen systolischen Strain Rate (Lorch et al. 2008). Greenberg et. al. gehen davon aus, dass die systolische Strain Rate ein Maß für die ventrikuläre Kontraktilität darstellt und sie vermuten, dass die Strain Rate die Reifungskurve der ventrikulären Kontraktilität wiedergibt (Greenberg et al. 2002). Bei Kleinkindern ist die Kontraktilität höher als bei älteren Kindern und Erwachsenen (Colan et al. 1992). Auch die laterale und septale frühdiastolische Strain Rate ist im Säuglingsalter am höchsten ausgeprägt und verringert sich bis zu einem Alter von 10 Jahren. Danach bleibt sie stabil. Im Gegensatz dazu werden bei der septalen und lateralen spätdiastolischen Strain Rate keine signifikanten Veränderungen durch Reifung detektiert. Es wird jedoch ein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen dem Alter der Probanden und der septalen systolischen und lateralen systolischen Strain Rate nachgewiesen. Lorch et al. kommen zu dem Schluss, dass die Verformungsparameter vom Herzwachstum beeinflusst werden (Lorch et al. 2008).

2.4.2 Gewebedopplerechokardiografie und 2D-Speckle Tracking in der Kleintiermedizin

In der Kleintiermedizin wird der Gewebedoppler schon seit einiger Zeit, wenn auch nur vereinzelt, in der Praxis eingesetzt. Mittlerweile haben sich bereits zahlreiche Studien damit befasst, den Nutzen des Gewebedopplers beim Hund und bei der Katze zu evaluieren (Chetboul et al. 2004a; Chetboul et al. 2006a; Javornik 2007; Koffas et al. 2006; MacDonald et al. 2007; Chetboul 2010; Sugimoto et al. 2015). Es wurde beispielsweise eine Studie an Hunden durchgeführt, die an einer Dystrophin-Mutation leiden (Chetboul et al. 2004b). Diese sogenannte Golden Retriever Muscular Dystrophy (GRMD) wirkt sich nicht nur auf die Skelettmuskulatur aus, sondern führt auch im Laufe der Erkrankung zur Herzdilatation und zum Herzversagen. Chetboul et al. fanden heraus, dass mit Hilfe der Gewebedopplerechokardiografie schon Veränderungen der myokardialen Funktion

festzustellen sind, während mit der herkömmlichen Echokardiografie noch keine Befunde detektierbar sind. So bietet die Gewebedopplerechokardiografie die Möglichkeit, durch Früherkennung der betroffenen Hunde, rechtzeitig eine adäquate Therapie einzuleiten und damit die Überlebenschancen deutlich zu erhöhen. Die Forschungsgruppe um Chetboul beschäftigte sich auch mit dem Nutzen der Gewebedopplerechokardiografie im Hinblick auf den familiär auftretenden Dystrophin-Defekt bei der Katze (Chetboul et al. 2006a), welcher im Gegensatz zum Hund zu einer hypertrophen Kardiomyopathie (HCM) führt. Die Dystrophin-deficient hypertrophic feline muscular dystrophy (HFMD) wird auch durch einen erblichen Gendefekt verursacht, der zu neuromuskulären Störungen und letztendlich zum Herzversagen führt (Carpenter et al. 1989; Howard et al. 2004). Das Tissue Doppler Imaging stellt eine sensitive Methode dar, um Katzen mit dem Defekt zu detektieren, schon bevor sich ein Krankheitsbild ausgeprägt hat (Chetboul et al. 2006a). Die Früherkennung von Gendefekten und familiär gehäuft auftretenden Erkrankungen spielt dazu für die Zucht von Hunden und Katzen eine große Rolle, da betroffene Tiere frühzeitig von der Zucht ausgeschlossen werden können.

Auch das 2D-Speckle Tracking hat bereits - wenn auch nicht routinemäßig - Einzug in die Kleintiermedizin gehalten. Mehrere Studien an Hunden und Katzen befassten sich damit, Vorteile und Einsatzgebiete dieser Methode zur Bestimmung von Strain und Strain Rate herauszuarbeiten (Chetboul et al. 2007a; Keller 2007; Javornik 2007; Sugimoto et al. 2015) und Referenzwerte zu erstellen (Keller 2007). Das 2D-Speckle Tracking bietet die Möglichkeit einer akkuraten Quantifizierung der systolischen Funktion (Chetboul et al. 2007a). Studienergebnisse lassen darauf schließen, dass die mit dem 2D-Speckle-Tracking erhobenen Parameter noch sensitiver sind als die Gewebedoppleruntersuchung allein. Untersuchungen an Katzen mit klinisch inapparenter HCM zeigten Veränderungen der Strain Rate im Vergleich mit gesunden Katzen auf, wohingegen sich die Gewebedopplerparameter noch im Normalbereich befanden (Sugimoto et al. 2015). Zu beachten ist, dass in den genannten Studien an Kleintieren die Strain und Strain Rate häufig aus Farbgewebedopplerdaten und nicht mittels des 2D-Speckle Trackings berechnet wurden (Wess et al. 2011; Killich 2006). Diese beiden Methoden zur Bestimmung der Verformungsparameter gilt es zu unterscheiden. Das 2D-Speckle Tracking konnte auch bereits in der Kleintiermedizin seine Vorteile darin zeigen, dass es

winkelunabhängiger ist und weniger durch die Herzbewegung beeinflusst wird (Chetboul et al. 2007a). Es wurde jedoch eine gute Korrelation der beiden genannten Methoden bestätigt (Chetboul et al. 2007a).

2.4.2.1 Einfluss von Alter und Wachstum auf die Gewebedoppler- und Verformungsparameter der Kleintiere

Die Fragestellung, ob und welchen Einfluss Alter sowie Wachstum auf die Myokardgeschwindigkeiten und die Verformungsparameter haben, wurde in der Kleintiermedizin bisher kaum evaluiert. Studien zu diesem Thema sind dünn gesät. Die Arbeitsgruppe um Chetboul untersuchte lediglich junge Maine Coon Katzen, um Referenzwerte für die linksventrikulären Gewebegeschwindigkeiten festzulegen (Chetboul et al. 2005). Weiterhin gibt es einen Fallbericht zu einer jungen Maine Coon Katze mit dem oben beschriebenen Defekt (HFMD). Bei dieser deckte die Gewebedopplerechokardiografie deutlich eher Abweichungen von der Norm auf als die herkömmliche Echokardiografie (Chetboul et al. 2006b). Darüber hinaus existieren lediglich Untersuchungen zur M-Mode-Echokardiografie, die sich mit den Werten bei jungen Tieren und deren Veränderungen während des Wachstums befassen. So konnte festgestellt werden, dass das Herz beim Beagle in den ersten sieben Lebensmonaten das schnellste Wachstum aufweist. Das Herzwachstum beim weiblichen Beagle gilt nach einem Jahr als abgeschlossen (Diez-Prieto et al. 2010). Zudem gibt es bereits M-Mode-Referenzwerte für Katzen im Alter von zwei bis elf Wochen (Schille und Skrodzki 1999). Weder für die Gewebedopplerechokardiografie noch für die Myokardverformungsparameter wurden bisher Normwerte für neonatale oder juvenile Kleintiere erstellt. So kann auch zum Einfluss von Alter und Wachstum auf die Parameter Strain und Strain Rate zurzeit keine Aussage gemacht werden.

2.4.3 Gewebedopplerechokardiografie und 2D-Speckle Tracking in der Pferdemedizin

In der Pferdemedizin ist der Gewebedoppler als echokardiografisches Instrument noch nicht bis in den Praxisalltag vorgedrungen. Mehrere Forschungsgruppen haben aber bereits den Nutzen und die Anwendbarkeit der Gewebedopplerechokardiografie beim Pferd aufgezeigt (Schwarzwald et al. 2009a; Decloedt et al. 2013a; Sepulveda et al. 2005; Bildheim 2016; Gehlen und Schlaga 2017a, 2017b; Schlaga 2016).

Sepulveda et al. untersuchten 2005 die regionalen Unterschiede der ventrikulären Myokardgeschwindigkeiten bei gesunden zweijährigen Vollblütern mit Hilfe des Tissue Doppler Imagings. Damit waren sie die ersten, die diese neue echokardiografische Methode am Pferd ausprobierten. Sie verglichen die Werte des Spektralgewebedopplers mit denen des Farbgewebedopplers am Myokard der rechten freien Wand, dem Interventrikularseptum sowie an der linken freien Ventrikelwand. Dabei stellten sie fest, dass bei beiden Verfahrensweisen charakteristische Kurvenverläufe in denselben Segmenten des Myokards auftreten. Zudem erkannten sie, dass regionale Unterschiede in den Myokardgeschwindigkeiten in Systole und der frühen Diastole vorhanden sind. Jedoch scheinen die Ergebnisse des Spektralgewebedopplers besser reproduzierbar zu sein. Sie kamen unter anderem zu dem Ergebnis, dass Werte des Spektralgewebedopplers nicht mit den Werten des Farbgewebedopplers verglichen werden können (Sepulveda et al. 2005). In einer weiteren Pilotstudie wurden 2006 die Kurvenverläufe beim Pferd mit den bekannten Geschwindigkeitsprofilen aus der Humanmedizin verglichen (Spieker 2006). Es wurden mögliche Einsatzgebiete des Gewebedopplers in der Pferdemedizin getestet. Mit dem Ergebnis, dass sich die Geschwindigkeitsprofile von Pferden mit kardiologischen Erkrankungen eindeutig von denen gesunder Pferde unterscheiden (Spieker 2006; Iversen 2008; Klaus 2009). Pferde mit Vorhofflimmern zeigen ein Fehlen der A-Welle in der linken Wand sowie auch im Interventrikularseptum. Auch Pferde mit einer Aortenklappeninsuffizienz weisen deutlich veränderte Myokardgeschwindigkeiten auf. So kann bei ihnen - im Gegensatz zu gesunden Pferden - eine deutlich erhöhte systolische Maximalgeschwindigkeit im Interventrikularseptum gemessen werden. Diese deutlichen Befunde der kardiologisch erkrankten Pferde zeigt sich mit dem Spektralgewebedoppler sowie auch in den Kurven des Farbgewebedopplers (Spieker 2006). Weiterhin wurden die Myokardgeschwindigkeiten bei Pferden in Ruhe und nach Belastung analysiert und zur Aufstellung von Normwerten genutzt (Iversen 2008). Diese Studie analysierte zusätzlich die Verformungsparameter Strain und Strain Rate mit Hilfe des 2D-Speckle Trackings am Myokard des Pferdes auf ihre Anwendbarkeit hin. Zusätzlich wurden die Schnittebenen der myokardialen Wandbewegungsanalyse untersucht (Klaus 2009). Um die Durchführbarkeit und Reliabilität des Tissue Doppler Imagings zur Charakterisierung der linksventrikulären radialen Wandbewegung zu testen, untersuchten Schwarzwald et al. 2009 sechs gesunde adulte Pferde. Sie

kamen zu dem Schluss, dass die Durchführbarkeit dieser Methode gegeben ist und eine ausreichende Reliabilität für die meisten untersuchten Variablen besteht. Die Interobserver- und Intraobserver-Variabilität ist als gering bis mäßig einzustufen. Für die Methode des Spektralgewebedopplers erhielten sie eine deutlich bessere Reproduzierbarkeit der Daten im Gegensatz zum Farbgewebedoppler (Schwarzwald et al. 2009a). In einer weiteren Studie beschäftigten sich die Wissenschaftler mit der radialen und zirkumferentiellen Wandbewegungsanalyse. Mit Hilfe des 2D-Speckle Trackings ermittelten sie die Strain und Strain Rate, um diese Technik auf Durchführbarkeit und Reliabilität zu untersuchen. Mit dem Ergebnis, dass die systolischen radialen Messungen verlässlichere Daten liefern und besser reproduzierbar sind als die zirkumferentiellen. In den diastolischen Messungen konnten sie kein akkurates Tracking erreichen (Schwarzwald et al. 2009b). Ziel einer 2010 veröffentlichten Studie war es, sowohl die rechtsventrikulären Gewebedopplerparameter von gesunden und COB-kranken Pferden zu vergleichen, als auch rechtventrikulären Schnittebenen zu ermitteln, welche mit den Gewebedopplertechniken zu untersuchen sind. Es stellte sich heraus, dass die Analyse der rechtsventrikulären longitudinalen Myokardfunktion aus einem abgesenkten Vierkammerblick die aussagekräftigsten Ergebnisse liefert und hier die deutlichsten Abweichungen in den Myokardgeschwindigkeitsprofilen der an COB erkrankten Pferde auszumachen sind. Bei diesen wurde eine Erhöhung der frühdiastolischen Geschwindigkeiten und eine Erniedrigung der spätdiastolischen Myokardgeschwindigkeiten festgestellt (Stahl 2010). Zudem existieren bereits Publikationen zum Einfluss der Geräteeinstellungen auf die Geschwindigkeitsprofile. Michutta et al. untersuchten den Einfluss der Bildrate, des Sektorwinkels, der Kurvenglättung, der Größe der ROI sowie den Unterschied zwischen Farb- und Spektralgewebedoppler. Auf Grund der gewonnenen Ergebnisse wird für die Farbgewebedopplerechokardiografie eine Bildrate von 73 bps bei Ruheherzfrequenz empfohlen sowie eine ROI-Größe, die $\frac{2}{3}$ des Myokards einschließt. Michutta (2011) wollte mit der Standardisierung der Messungen einen ersten Schritt zur Verringerung der Datenvariabilität gehen (Michutta 2011). Auch die Wirkung einiger Medikamente auf die myokardialen Geschwindigkeiten wurde untersucht (Gehlen und Nagel 2014; Gehlen und Neukirch 2013). Eine Studie analysierte die Wirkung des α 2-Agonisten Romifidin auf die myokardialen Geschwindigkeits- und Verformungsprofile bei gesunden sowie auch bei herzkranken Pferden. Die Ergebnisse der Studie zeigen,

dass nach Anwendung von Romifidin sowohl mit Hilfe beider Gewebedopplermodalitäten (Spektral- und Farbgewebedoppler) als auch mit dem 2D-Speckle Tracking deutliche Veränderungen der myokardialen Geschwindigkeiten und Verformungsparameter feststellbar sind. Im Vergleich dazu zeigen M-Mode-Parameter keine so deutlichen Abweichungen durch die Gabe des Romifidins. Dies deutet darauf hin, dass die Gewebedopplerechokardiografie sowie das Strain und Strain Rate Imaging als nützliches Hilfsmittel dienen können, um auch geringe Veränderungen am Myokard zu detektieren (Nagel 2012; Gehlen und Nagel 2014). In einer anderen Studie wurde die Wirkung von Clenbuterol auf die Myokardgeschwindigkeiten von an RAO erkrankten Pferden untersucht. Die Verabreichung von Clenbuterol kann die myokardialen Kontraktionsgeschwindigkeiten sowohl des linken als auch des rechten Ventrikels signifikant steigern (Neukirch 2012; Gehlen und Neukirch 2013). In weiteren Studien am Pferd wurde das 2D-Speckle Tracking ebenfalls getestet und für anwendbar befunden (Schwarzwald et al. 2009b; Decloedt et al. 2013b). Beim Kleintier und in der Humanmedizin wurde es für die Beurteilung der linksventrikulären und auch rechtsventrikulären Funktion bei verschiedenen Herzerkrankungen herangezogen (Ozdemir et al. 2010; Kim et al. 2009a; Javornik 2007) und Strain und Strain Rate als nützliche Marker der linksventrikulären Kontraktilität z.B. bei chronischer Mitralsuffizienz bewertet (Kim et al. 2009a). Die auch beim Pferd mit dem 2D-Speckle Tracking mögliche akkurate Quantifizierung von linksventrikulären Dysfunktionen könnte einen wichtigen Beitrag leisten für die Einschätzung von erst subklinisch vorhandenen Klappenerkrankungen des Pferdes (Decloedt et al. 2012b). Eine wissenschaftliche Arbeit aus 2012 weist darauf hin, dass beim Pferd aus der kurzen Achse die beste Tracking-Qualität erreicht werden kann (Decloedt et al. 2012b). Zudem wurde festgestellt, dass die radialen segmentalen Messungen zuverlässigere Werte ermitteln als die zirkumferentiellen Messungen (Schwarzwald et al. 2009b; Decloedt et al. 2012b). Weiterhin wurde aktuell der Effekt von Training auf die myokardialen Geschwindigkeiten sowie auf die Verformungsparameter bei Trabern im Alter von ein bis vier Jahren untersucht (Schlaga 2016; Gehlen und Schlaga 2017b). Hierbei wurden signifikante Einflüsse des Trainings auf die Parameter festgestellt. Eine weitere Studie detektierte aktuell signifikante Effekte des Alterns auf einige Gewebedoppler- sowie Verformungsparameter. Das Alter der untersuchten Pferde erstreckte sich von drei bis 30 Jahre (Bildheim 2016).

2.4.3.1 Einfluss von Alter und Wachstum auf die Gewebedoppler- und Verformungsparameter des Pferdes

Bis auf die bereits angesprochenen Studien an zweijährigen Vollblütern (Sepulveda et al. 2005) und ein bis vierjährigen Trabrennpferden (Gehlen und Schlaga 2017b; Schlaga 2016) gibt es derzeit keine Gewebedoppleruntersuchungen an präadulten Pferden oder Fohlen. Lediglich eine Untersuchung beschäftigte sich mit dem Einfluss des Alterns auf die echokardiografischen Parameter (Bildheim 2016). Ganz unbeachtet blieb bisweilen der Einfluss von Alter und Wachstum auf die Myokardgeschwindigkeiten des juvenilen Pferdes. Auch das 2D-Speckle Tracking zur Ermittlung von Strain und Strain Rate wurde bisher nur in einer Studie an noch wachsenden Trabrennpferden durchgeführt, hier aber mit dem Fokus auf die Effekte des Trainings (Gehlen und Schlaga 2017b). Demzufolge gibt es auch zum Einfluss von Alter und Wachstum auf die Parameter Strain und Strain Rate beim juvenilen Pferd aktuell nur sehr wenige Informationen. Einige echokardiografische Studien wurden bereits bei Fohlen durchgeführt (Collins et al. 2010; Matur und Gür 2011; Rovira und Munoz 2009; Slack et al. 2012). Nichtsdestoweniger wurden nur B- und M-Mode-Messungen bei gesunden Fohlen verschiedener Rassen vorgenommen. Die Intraoperator-, Intraobserver- und Interoperator-Variabilität ist für die meisten echokardiografischen Messungen bei gesunden Vollblut-Fohlen niedrig. Somit sind diese echokardiografischen Untersuchungsmethoden im klinischen Gebrauch sowie für Versuchszwecke einsetzbar (Slack et al. 2012). Untersuchungen mittels der Gewebedopplerechokardiografie oder des 2D-Speckle Trackings wurden jedoch bisher nicht an Fohlen durchgeführt.

2.4.4 Einfluss von Geschlecht, Größe und Gewicht auf die Gewebedoppler- und Verformungsparameter

Eine Korrelation mit dem Geschlecht, so wie bei den Herzdimensionen (Scholz et al. 1988), besteht offenbar bei den Myokardgeschwindigkeiten - zumindest beim Menschen - nicht. Studien über Gewebedopplergeschwindigkeiten bei gesunden Kindern weisen keine Korrelation zwischen dem Geschlecht und den meisten Myokardgeschwindigkeiten nach (Eidem et al. 2004; Dallaire et al. 2015; Ayabakan und Özkutlu 2004; Kapusta et al. 2000). Zu gleichen Ergebnissen kommen auch Studien über die Gewebedopplerparameter und die myokardialen Verformungs-

parameter bei gesunden Hunden sowie bei kranken Hunden mit Mitralklappenendokardiose. Bei keinem der Gewebedoppler- und Verformungsparameter wurde ein signifikanter Einfluss des Geschlechts ermittelt (Javornik 2007; Killich et al. 2011). In einer weiteren Untersuchung beim Hund wurde bei männlichen Patienten eine höhere frühdiastolische Gewebegeschwindigkeit der rechten Wand ermittelt. Darüber hinaus hat das Geschlecht auch hier keinen signifikanten Einfluss (Keller 2007). Die Auswirkung des Geschlechts auf die Myokardgeschwindigkeiten und die myokardialen Verformungsparameter beim jungen, noch im Wachstum befindlichen Tier wurde bisher nicht untersucht.

In der Studie von Killich et al. wurde ein signifikanter Einfluss des Gewichts der Hunde auf fast alle Gewebedopplerparameter nachgewiesen. Die spätdiastolische Myokardgeschwindigkeit des Septums, die im rechten Ventrikel gemessene Strain, die systolische Strain Rate sowie die in der linken freien Wand gemessene frühdiastolische Strain Rate, welche nicht signifikant vom Gewicht der Probanden beeinflusst wurden, stellten die einzigen Ausnahmen dar (Killich 2006). Auffallend ist zudem, dass die mittelgroßen bis großen Hunde fast alle höhere Farbgewebedoppler-Werte aufweisen, während die Strain und Strain Rate niedriger ausfällt als bei den kleinen Hunden (Killich 2006). Auch in ihrer Studie von 2011 an 199 gesunden Hunden kommen Killich et al. zu dem Ergebnis, dass die myokardialen Geschwindigkeiten durch das Gewicht der Hunde beeinflusst werden (Killich et al. 2011). Die Größe und das Gewicht betreffend wurde deren Auswirkung auf die Myokardgeschwindigkeiten und die Verformungsindices beim Pferd auch hier lediglich beim bereits ausgewachsenen Tier analysiert. So stellten auch in der Studie von Stahl nur ausgewachsene Warmblüter das Probandengut dar. Die genannte Untersuchung ermittelte: Je höher das Gewicht des Pferdes, desto niedriger die IVC und die frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit im Spektralgewebedoppler. Ferner korreliert die Größe im Spektralgewebedoppler positiv mit der isovolumetrischen Kontraktion und der frühdiastolischen Relaxationsgeschwindigkeit (Stahl 2010).

2.4.5 Einfluss der Herzfrequenz auf die Gewebedoppler- und Verformungsparameter in der Veterinärmedizin

Stahl et al. fanden in Ihrer Arbeit beim Pferd heraus, dass die Herzfrequenz positiv mit der spätdiastolischen Füllungsgeschwindigkeit im Spektralgewebedoppler

korrelierte (Stahl 2010). Ein signifikanter positiver Einfluss auf die systolischen und spätdiastolischen Myokardgeschwindigkeiten in der linken freien Ventrikelwand sowie im Interventrikularseptum wurde auch bei Pferden im Alter von drei bis 30 Jahren nachgewiesen. In derselben Untersuchung hatte die Herzfrequenz keinen signifikanten Einfluss auf die Verformungsparameter des alternden Pferdes (Bildheim 2016). Weiterhin zeigte die Herzfrequenz in einer anderen Studie einen signifikanten Einfluss auf die mit dem Spektralgewebedoppler ermittelte frühdiaastolische Myokardgeschwindigkeit der linken Ventrikelwand. Außerdem wurde ein Effekt der Herzfrequenz auf die Strain der linken Wand und des Interventrikularseptums sowie auf die systolische und frühdiaastolische Strain Rate der linken Ventrikelwand (Schlaga 2016) detektiert.

In einer Studie beim erwachsenen Hund ließen mehrere Parameter eine Abhängigkeit der spätdiastolischen Welle von der Herzfrequenz erkennen. Die mit dem Farb- und Spektralgewebedoppler gemessene spätdiastolische Gewebegeschwindigkeit stieg im Septum mit zunehmender Herzfrequenz an (Javornik 2007). Darüber hinaus wurde beim Hund ein Einfluss auf die mit dem Gewebedoppler detektierte systolische Welle im Septum, die frühdiaastolische Welle der linken Ventrikelwand, sowie die spätdiastolische Welle im Septum und der rechten Wand nachgewiesen (Keller 2007). Bemerkenswert ist, dass in fast allen genannten Untersuchungen stets die spätdiastolische Welle im Septum positiv von der Herzfrequenz beeinflusst ist (Stahl 2010; Javornik 2007; Keller 2007). Andere Untersuchungen beim Hund kommen zu dem Schluss, dass die myokardialen Geschwindigkeiten insgesamt von der Herzfrequenz abhängig sind (Killich et al. 2011).

3 Material und Methoden

3.1 Studienpopulation

In dieser Studie wurden 57 Warmblutpferde verschiedener Rassen (Oldenburger, Hannoveraner, Westfalen und Holsteiner) untersucht. Es handelte sich dabei um 33 Hengste und 24 Stuten. Das Alter der Pferde erstreckt sich vom zwei Wochen alten Fohlen bis hin zum dreijährigen Jungpferd (Abb. 3). Das Durchschnittsalter betrug $14,6 \pm 13$ Monate. Die Pferde hatten im Durchschnitt ein Gewicht von $312,6 \pm 144$ kg (84 bis 620 kg) und einen Größendurchschnitt (bezogen auf die Widerristhöhe) von 144 ± 20 cm (112 bis 175 cm).

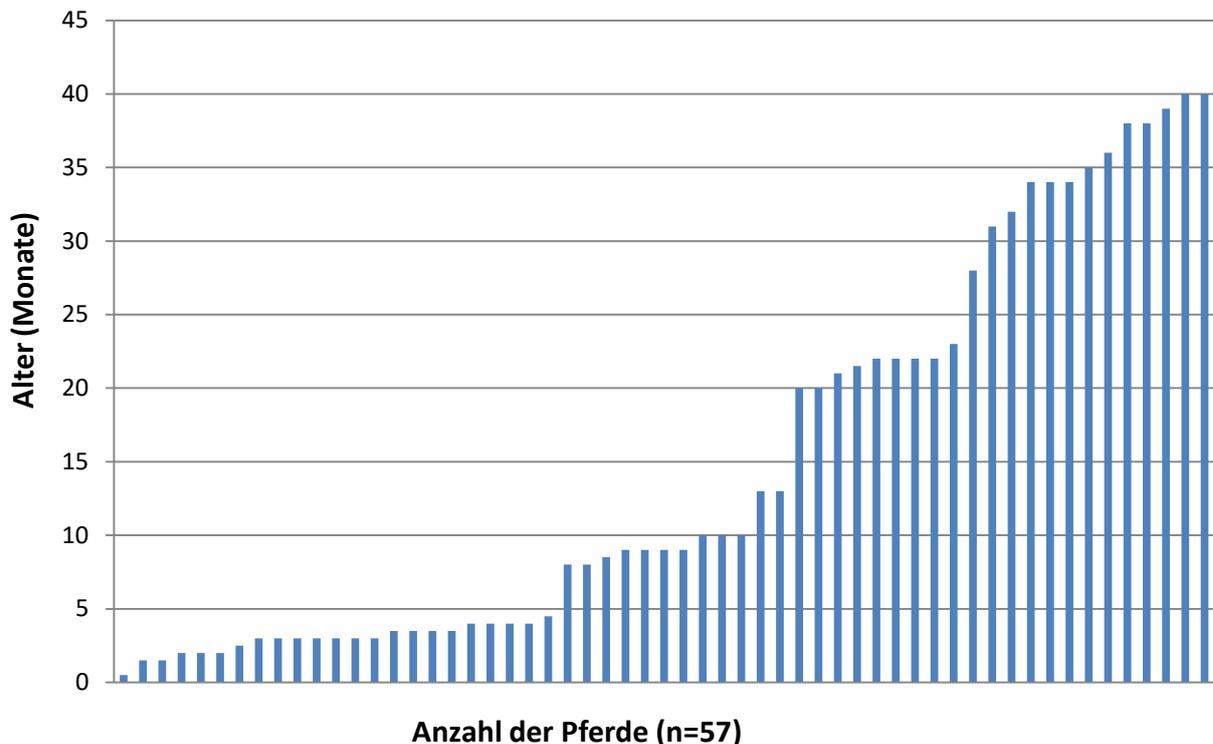


Abbildung 3: Altersverteilung der untersuchten Pferde.

Jede vertikale Säule steht für ein Pferd. Die Höhe der Säule gibt das Alter des einzelnen Pferdes auf der y-Achse an.

Die Pferde wurden von mehreren Züchtern für die Studie zur Verfügung gestellt. Die Haltung war in allen Ställen ähnlich. Sie bekamen täglichen Weidegang und wurden nach dem Absetzen von der Mutterstute in kleineren Gruppen mit Altersgenossen

zusammen gehalten. Da vor allem die Warmblutpferde in so jungem Alter oft sehr wild und schwer ruhig zu halten sind, wurden nur Pferde für die Studie verwendet, welche das Handling und die Berührungen vom Menschen bereits gewohnt waren. Zeigten die Pferde während der echokardiografischen Untersuchung ein sehr nervöses Verhalten, wurden sie von der Studie ausgeschlossen. Weiterhin kamen auch Pferde, die in der allgemeinen Untersuchung auffällig waren oder vorberichtlich an Vorerkrankungen litten sowie Tiere, die zum Zeitpunkt der Untersuchung unter Medikation standen, als Probanden für diese Studie nicht in Frage. Die Größe der Pferde bezieht sich auf die Widerristhöhe.

3.1.1 Einteilung in Altersgruppen

Alle Pferde wurden in die folgenden Altersgruppen eingeteilt: Fohlen, Jährlinge, Zweijährige, Dreijährige. Es wurden für die Größe (Widerristhöhe), das Gewicht und die Herzfrequenz die Mittelwerte bestimmt (Tab. 2). Da das Alter der Pferde eines jeden Jahrgangs sich über einen gewissen Zeitraum erstreckt, wurden teilweise Punktdiagramme erstellt, um den Verlauf der Parameter ohne eine Einteilung in Gruppen zu verfolgen.

Tabelle 2: Anzahl und Geschlecht der Probanden sowie Mittelwerte und Standardabweichung von Größe (Widerristhöhe), Gewicht und Herzfrequenz, eingeteilt nach Altersgruppen.

	Gruppe 1	Gruppe 2	Gruppe 3	Gruppe 4
	Fohlen	Jährlinge	Zweijährige	Dreijährige
Parameter	(n=23)	(n=12)	(n=10)	(n=12)
Stuten	7	6	5	6
Hengste	16	6	5	6
Größe (m)	1,28 ± 0,7	1,50 ± 0,05	1,59 ± 0,04	1,64 ± 0,05
Gewicht (kg)	173,9 ± 38,8	281,1 ± 36	425,9 ± 31,9	515,8 ± 47,9
Herzfrequenz (Schläge/Min)	65,5 ± 10,9	44,2 ± 6,4	40,2 ± 7,3	39,1 ± 5,1

3.2 Untersuchungen

3.2.1 Klinische Untersuchung

Alle Pferde wurden einer allgemeinen klinischen Untersuchung und einer speziellen klinischen Herz-Kreislauf-Untersuchung unterzogen, deren Ergebnisse auf einem Untersuchungsprotokoll dokumentiert wurden (Anhang, S. 120, Untersuchungsbogen). Die allgemeine klinische Untersuchung beinhaltete, neben der Beurteilung des Allgemeinzustandes des Pferdes, die Messung der Puls- und Atmungsfrequenz, die Beurteilung der sichtbaren Schleimhäute und der Lnn. Mandibulares. Die spezielle klinische Untersuchung umfasste das Anstauen der Vv. Jugulares, die Auskultation des Herzens inklusive der Beurteilung von Frequenz, Intensität, Regelmäßigkeit, Abgesetztheit und Gleichmäßigkeit der Herztöne sowie die Palpation der Hautoberfläche zur Erfassung des Hauturgors. Zusätzlich wurde die Lunge auskultiert und die Auslösbarkeit von Husten durch Zusammendrücken der ersten Trachealringe getestet.

3.2.2 EKG

Während der Ultraschalluntersuchung wurde parallel ein EKG mit modifizierter Basis-Apex-Ableitung (Abb. 4) aufgezeichnet, welches mit Krokodilklemmen am Pferd befestigt wurde.

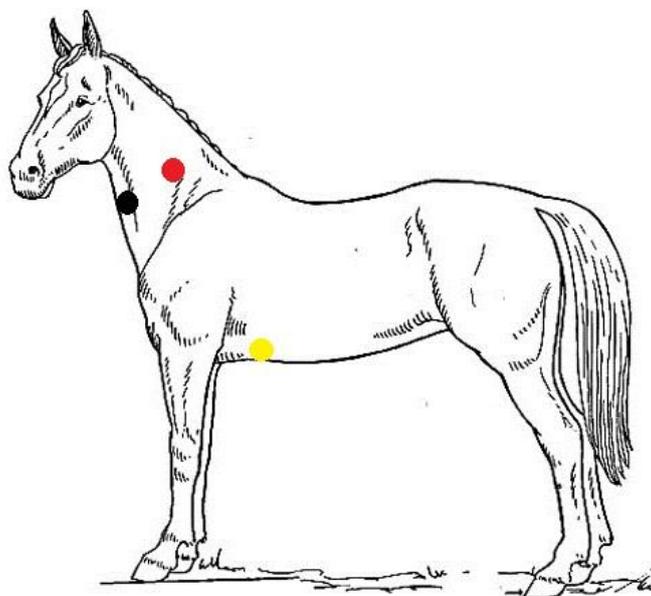


Abbildung 4: Position der Elektroden bei der modifizierten Basis-Apex-Ableitung (modifiziert und ergänzt nach <http://www.montalegre-do-cercal.info>).

3.2.3 Echokardiografische Untersuchung

3.2.3.1 Geräte

Für die echokardiografischen und die gewebedopplerechokardiografischen Untersuchungen wurde das Gerät „Vivid i“ der Firma GE Healthcare (General Electric [GE] Healthcare; Medical Sy2DSTms Application Software 6.1.110, Sy2DSTm Software 1.36.18) mit einem 3.5 MHz Phased-Array Schallkopf (Vivid i, 3s-RS Probe; GE Medical Sy2DSTms) benutzt. Die maximale Eindringtiefe betrug 30 cm. Für die offline-Analyse am Computer wurde die Software Echopac® (Version 7.0 EchoPac Software Onlyc, Firma GE Healthcare, Horton, Norway) verwendet.

3.2.3.2 Vorbereitung des Pferdes

Vor Beginn der Untersuchung wurde die Haut beidseits hinter dem Ellenbogen des Pferdes mit Alkohol entfettet und anschließend mit Schallgel benetzt. Je nach Alter und Felldichte, musste bei einigen Pferden ein ca. handflächengroßes Areal rasiert werden, damit eine ausreichend gute Schallqualität erreicht werden konnte.

3.2.3.3 B- und M-Mode-Standarduntersuchung und Parameter

Das Herz der Pferde wurde mittels der B- und M-Mode-Echokardiografie in den Standard-Ebenen untersucht und folgende Parameter erhoben:

Rechte kaudale lange Achse (RKDLA, Vierkammerblick)

- Mitralklappendiameter (MVDia)
- linkes Atrium (LA)
- linker Ventrikel (LV1, LV2)
- linke Wand (LVFW)
- rechte Wand (RVFW)
- Interventrikularseptum (IVS)
- rechtes Atrium (RA)

Rechte kaudale lange Achse mit Aorta (RKDLA-AO)

- Sinus valsalve (AoSinVals)

Rechte kraniale lange Achse (RKRLA)

- Trikuspidalklappendiameter (TV)
- rechter Ventrikel (RV)
- Pulmonalklappendiameter (PV)

Rechte kaudale kurze Achse (RKDKA)

aus dem M-Mode:

- Interventrikularseptum systolisch / diastolisch (IVSs / IVSd)
- linksventrikulärer innerer Diameter systolisch / diastolisch (LVIDs / LVIDd)
- linksventrikuläre hintere Wand systolisch / diastolisch (LVPWs / LVPWd)
- enddiastolisches Volumen (EDV)
- endsystolisches Volumen (ESV)
- Ejektionsfraktion (EF%)
- Fractional Shortening (FS%)
- Schlagvolumen (SV)

Linke kaudale lange Achse (LKDLA)

- linkes Atrium (LA-L)

Die genannten Parameter wurden manuell ausgemessen und alle Herzklappen mittels Farbdoppler auf potentielle Insuffizienzen untersucht. Weiterhin wurden mit Hilfe des M-Modus die Mitral- sowie die Aortenklappe auf Bewegungsstörungen hin untersucht. Erst wenn auch diese Untersuchungen ohne besonderen Befund blieben, wurden die Pferde für die Gewebedoppleruntersuchung als Probanden genutzt.

3.2.3.4 Gewebedoppleruntersuchung**3.2.3.4.1 Farbgewebedoppler**

Bei der Untersuchung mit dem Gewebedoppler wurde das Herz in der rechten kurzen Achse dargestellt und strikt die Ebene direkt unterhalb des Mitralklappenansatzes eingehalten. Bei den Fohlen war die Eindringtiefe standardmäßig auf 20 cm eingestellt, bei allen anderen Jungpferden wurde das Herz herausvergrößert, damit immer eine Bildrate von mindestens 60 bps (Bilder pro

Sekunde) erreicht wurde. Es wurden Cineloops mit mindestens drei Herzzyklen im Farbgewebedopplermodus gespeichert (Abb. 5).

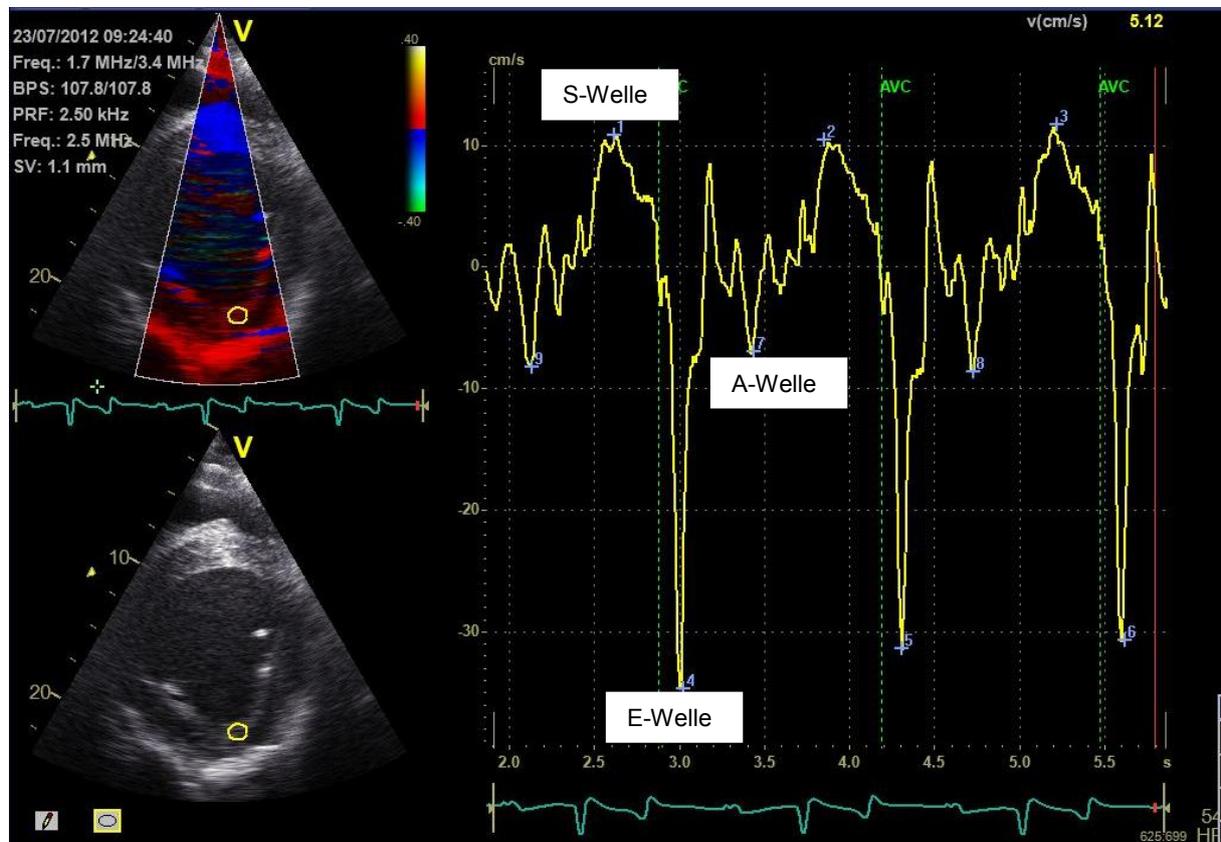


Abbildung 5: Farbgewebedopplerkurve aus der linken freien Ventrikelwand.

Links oben im Bild ist das mit Farbe überlagerte Graubild aus der rechten kurzen Achse sichtbar, die runde ROI (Region of Interest als runder gelber Kreis sichtbar) liegt in der linken freien Ventrikelwand, links unten das Graubild aus der rechten kurzen Achse mit ROI (S-Welle=systolische Myokardgeschwindigkeit; E-Welle=frühdiaastolische Myokardgeschwindigkeit, A-Welle=spätdiaastolische Myokardgeschwindigkeit).

3.2.3.4.2 Spektralgewebedoppler

Die rechte freie Ventrikelwand, das Interventrikularseptum sowie die linke freie Ventrikelwand wurden mit Hilfe des Spektralgewebedopplers untersucht. Für die Aufzeichnung der Spektralgewebedopplerkurven wurde eine ROI mittig in dem zu untersuchenden Myokardareal positioniert. Auch hier wurde die genannte Ebene unterhalb der Mitralklappe während der Aufzeichnung eingehalten. Die Größe der ROI wurde der Größe des Myokards an den verschiedenen Messpositionen

angepasst. Jeweils mindestens drei Kurven aus aufeinanderfolgenden Herzzyklen wurden aufgezeichnet (Abb.6).

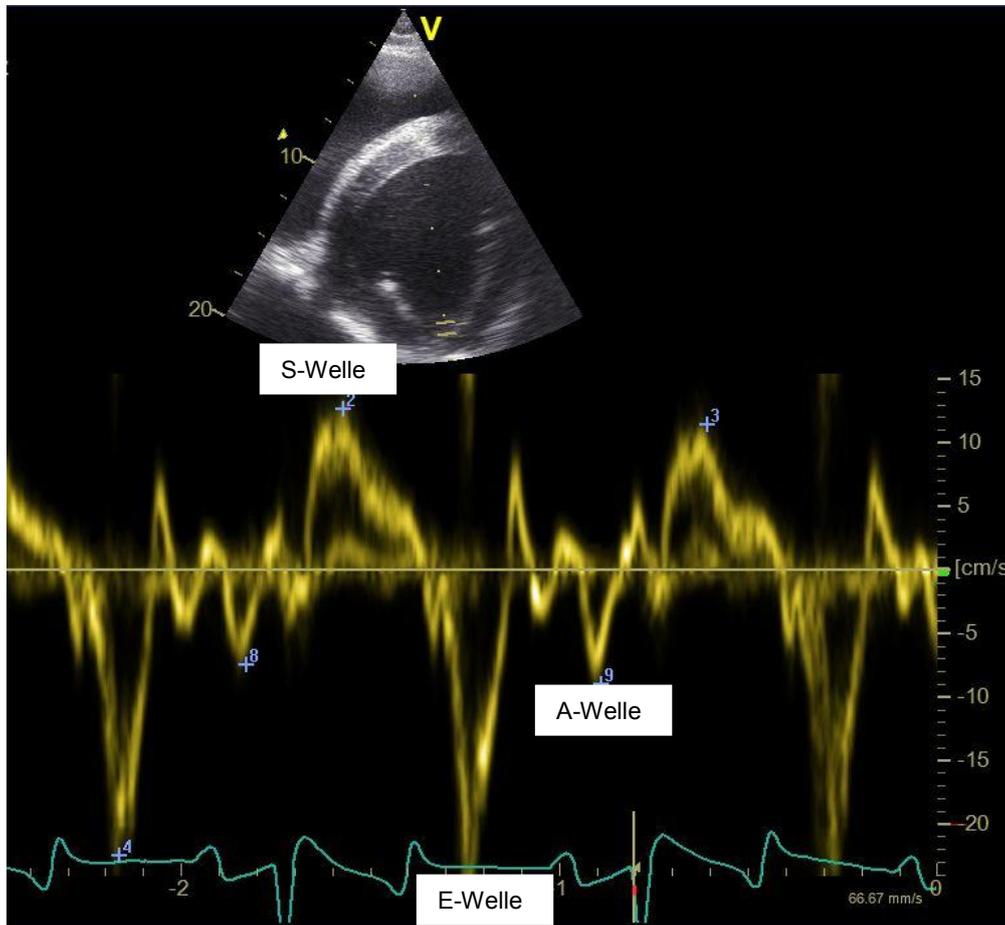


Abbildung 6: Spektralgewebedopplerkurve aus der linken freien Ventrikelwand.

Oben im Bild ist das Graubild aus der rechten kurzen Achse mit der ROI (Region of Interest; zwei gelbe Parallelstriche unten im Graubild) sichtbar (S-Welle=systolische Myokardgeschwindigkeit; E-Welle=frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit, A-Welle=spätdiastolische Myokardgeschwindigkeit).

3.2.3.5 2D-Speckle Tracking zur Ermittlung von Strain und Strain Rate

Für das im Nachhinein durchzuführende 2D-Speckle Tracking wurden Cineloops im B-Mode mit mindestens drei aufeinanderfolgenden Herzzyklen in der rechten kurzen Achse in der genannten Ebene aufgezeichnet. Dabei wurde darauf geachtet, dass die Bildrate immer einen Wert von mindestens 50 fps aufzeigte, um ein ausreichend gutes Tracking zu ermöglichen.

3.3 Datenauswertung

3.3.1 Software

Zur offline-Auswertung der erhobenen Daten wurde die Software Echopac® (Version 7.0 EchoPac Software Onlyc, Firma GE Healthcare, Horton, Norway) benutzt. Alle Parameter wurden dreimal in drei aufeinanderfolgenden Herzzyklen gemessen, um daraus den Mittelwert zu bilden.

3.3.2 Auswertung der B- und M-Mode-Untersuchung

Die Ergebnisse aus der B- sowie der M-Mode-Untersuchung wurden mit den Ergebnissen der bereits vorhandenen Studien an Fohlen (Vollblüter, Traber und spanische Pferde, Anhang, Abb. 30) verglichen. Eine Formel für Vollblutfohlen von Marr et al. (2010) wurde genutzt, um den Normwertbereich der Fohlen mit Hilfe des Gewichts zu ermitteln und die gemessenen Werte damit zu vergleichen. Jedoch steht diese Formel nur für einige wenige Parameter zur Verfügung.

3.3.3 Auswertung der Farbgewebedopplerdaten

Zur Auswertung der Farbgewebedopplerdaten mit Hilfe des Programms EchoPac® wurde eine der Größe des Myokards angepasste ROI so im Myokard platziert, dass sie während des Herzzyklus im zu untersuchenden Areal verblieb. Dafür wurde die ROI der Bewegung des Herzens in Systole und Diastole angepasst. Es wurden aus drei aufeinanderfolgenden Zyklen Kurven erstellt, anhand derer die Peaks der systolischen (S), der frühdiastolischen (E) und der spätdiastolischen Myokardgeschwindigkeit (A), sowie die Isovolumetrische Kontraktion (IVC) in der linken freien Ventrikelwandwand bestimmt wurden (Tab. 3).

Tabelle 3: *Im Farbgewebedoppler-Modus gemessene Parameter.*

TVI_LW_S = systolische Myokardgeschwindigkeit in der linken freien Ventrikelwand, TVI_LW_E = frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit in der linken freien Ventrikelwand, TVI_LW_A = spätdiastolische Myokardgeschwindigkeit in der linken freien Ventrikelwand, TVI_LW_IVC = Myokardgeschwindigkeit der isovolumetrischen Kontraktion der linken freien Ventrikelwand; die gleichen Wellen, mit Ausnahme der isovolumetrischen Kontraktion, wurden ebenso im Interventrikularseptum (IVS) sowie in der rechten freien Ventrikelwand (RW) gemessen.

Methode	Lokalisation	Parameter
TVI		TVI_LW_S
	Linke freie Ventrikelwand	TVI_LW_E
		TVI_LW_A
		TVI_LW_IVC
		TVI_IVS_S
	Interventrikularseptum	TVI_IVS_E
		TVI_IVS_A
		TVI_RW_S
	Rechte freie Ventrikelwand	TVI_RW_E
		TVI_RW_A

3.3.4 Auswertung der Spektralgewebedopplerkurven

Aus den an drei verschiedenen Lokalisationen im Myokard aufgezeichneten Kurven wurden mit Hilfe der Software die Peaks der systolischen (S-), der frühdiastolischen (E-) und der spätdiastolischen (A-) Welle, sowie die isovolumetrische Kontraktion der linken freien Ventrikelwand ausgemessen (Tab. 4).

Tabelle 4: *Im Spektralgewebedoppler-Modus gemessene Parameter.*

PW_LW_S = systolische Myokardgeschwindigkeit in der linken freien Ventrikelwand, PW_LW_E = frühdiaastolische Myokardgeschwindigkeit in der linken freien Ventrikelwand, PW_LW_A = spätdiaastolische Myokardgeschwindigkeit in der linken freien Ventrikelwand, PW_LW_IVC = Myokardgeschwindigkeit der isovolumetrischen Kontraktion der linken freien Ventrikelwand; die gleichen Wellen, mit Ausnahme der isovolumetrischen Kontraktion, wurden ebenso im Interventrikularseptum (IVS) sowie in der rechten freien Ventrikelwand (RW) gemessen.

Methode	Lokalisation	Parameter
PW		PW_LW_S
	Linke freie Ventrikelwand	PW_LW_E
		PW_LW_A
		PW_LW_IVC
	Interventrikularseptum	PW_IVS_S
		PW_IVS_E
		PW_IVS_A
	Rechte freie Ventrikelwand	PW_RW_S
		PW_RW_E
		PW_RW_A

3.3.5 Identifizierung der Kurven

Als Hilfe für die eindeutige Kurvenidentifikation diene das Timing der Kurven im zeitlichen Zusammenhang mit dem EKG. Zur Auswertung der Daten beider Gewebedopplermodalitäten wurden jeweils die im Folgenden beschriebenen Wellen-Peaks herangezogen:

Isovolumetrische Kontraktion (IVC) - Die Isovolumetrische Kontraktion befindet sich zeitlich zwischen dem Beginn der Q-Welle im EKG und dem Startpunkt des auf- bzw. absteigenden Schenkels der Gewebeschwindigkeitskurve am Anfang der elektromechanischen Systole, welche direkt nach der R-Zacke im EKG beginnt. Gemessen wurde der maximale Ausschlag dieser Welle. Dieser Wert wurde nur in der linken freien Wand erhoben, da die IVC in den Kurven der anderen Lokalisationen häufig nicht eindeutig zu identifizieren war.

Systolische Welle (S) - Die systolische Welle (S) beginnt direkt nach der R-Zacke im EKG und dem Ende der bereits beschriebenen isovolämischen Kontraktion. Die Durchkreuzung der Nulllinie des ab- bzw. aufsteigenden Schenkels der systolischen Geschwindigkeitskurve am Ende der Systole im EKG beschreibt ihren Endpunkt. Gemessen wurde die maximale Gewebsgeschwindigkeit der Systole.

Isovolumetrische Relaxation (IVR) - Die isovolumetrische Relaxation (IVR) beginnt am Ende der Systole und endet bei der Durchkreuzung der Nulllinie des auf- bzw. absteigenden oder biphasischen Schenkels der Geschwindigkeitskurve am Beginn der frühdiastolischen Welle. Dieser Parameter wurde aus der Auswertung ausgeschlossen, da seine exakte Identifizierung nicht immer gewährleistet war.

Frühdiastolische Welle (E) - Die frühdiastolische Welle (E) nimmt ihren Anfang am Endpunkt der oben genannten IVR und endet am Maximalpunkt der frühdiastolischen Welle. Es wurde der maximale Ausschlag der E-Welle gemessen.

Spätdiastolische Welle (A) - Als Startpunkt der spätdiastolischen Welle (A) ist der Beginn des absteigenden/aufsteigenden Schenkels der spätdiastolischen Welle direkt bei Beginn der P-Welle im EKG definiert. Sie endet bei Durchkreuzung der Nulllinie (Lind et al. 2002). Der maximale Ausschlag der A-Welle wurde gemessen.

Mit Hilfe des EKGs konnten die Kurven auf Grund des zeitlichen Timings innerhalb des Herzzyklus identifiziert werden. Ob die gemessenen Werte positive oder negative Werte annahmen, hing davon ab, welche Lokalisation man betrachtete. Bei den Messungen in der linken freien Ventrikelwand nahm die systolische Welle (S) einen positiven Wert, die früh- und spätdiastolische Wellen (E; A) negative Werte an. Das rührte daher, dass sich das Myokard während der Systole auf den Schallkopf zu und während der Diastole vom Schallkopf weg bewegte. Die Vorzeichen der Werte im Interventrikularseptum und in der rechten freien Wand verhielten sich genau entgegengesetzt: In der Systole war die Bewegungsrichtung vom Schallkopf weggerichtet, in der Diastole bewegte sich das Myokard in Richtung des Schallkopfes. Da nur die Höhe des maximalen Ausschlages interessierte, hatten die Vorzeichen im weiteren Verlauf keine Relevanz mehr. Sie fanden deshalb in der Auswertung keine Beachtung.

3.3.6 Ermittlung von Strain und Strain Rate

Zur Ermittlung der Strain und Strain Rate wurden immer jeweils drei vorher gespeicherte Graubild-Herzzyklen verwendet. Mit Hilfe der Software wählte man den Strain / Strain Rate Modus in der kurzen Achse unterhalb der Mitralklappe aus. Nun konnte das Myokard markiert werden, indem man den Herzmuskel mit dem Cursor umfuhr (Abb. 7). Das Programm entwarf automatisch eine dem Herzmuskel angepasste zirkuläre ROI. Wenn innerhalb des Herzzyklus das Myokard nicht gut verfolgt wurde, musste nachjustiert werden.

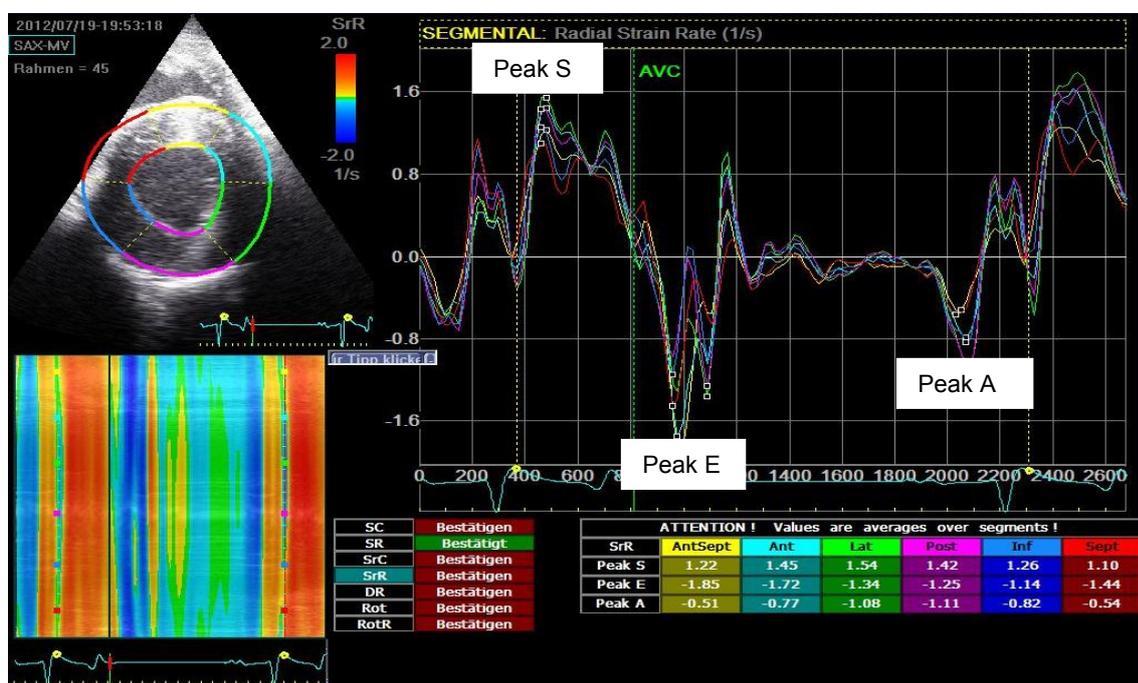


Abbildung 7: Kurve der Verformungsgeschwindigkeit aus der Berechnung der radialen Strain Rate.

Oben links ist das Graubild aus der rechten kurzen Achse erkennbar. Das Myokard wird von der zirkulären ROI (Region of Interest, als farbige Umrandung des Myokards erkennbar) verfolgt. Die systolische (Peak S), die frühdiastolische (Peak E) sowie die spätdiastolische (Peak A) radiale Strain Rate werden automatisch ermittelt.

Das Programm meldete gegebenenfalls ein schlechtes Tracking der betroffenen Myokardareale. Nachdem man das zufriedenstellende Tracking bestätigt hatte, teilte die Software das Myokard in sechs Segmente auf und ermittelte automatisch die Strain- und Strain Rate (Abb. 8). Für diese Studie wurden nur die Parameter der linken freien Ventrikelwand und des Septums verwendet.

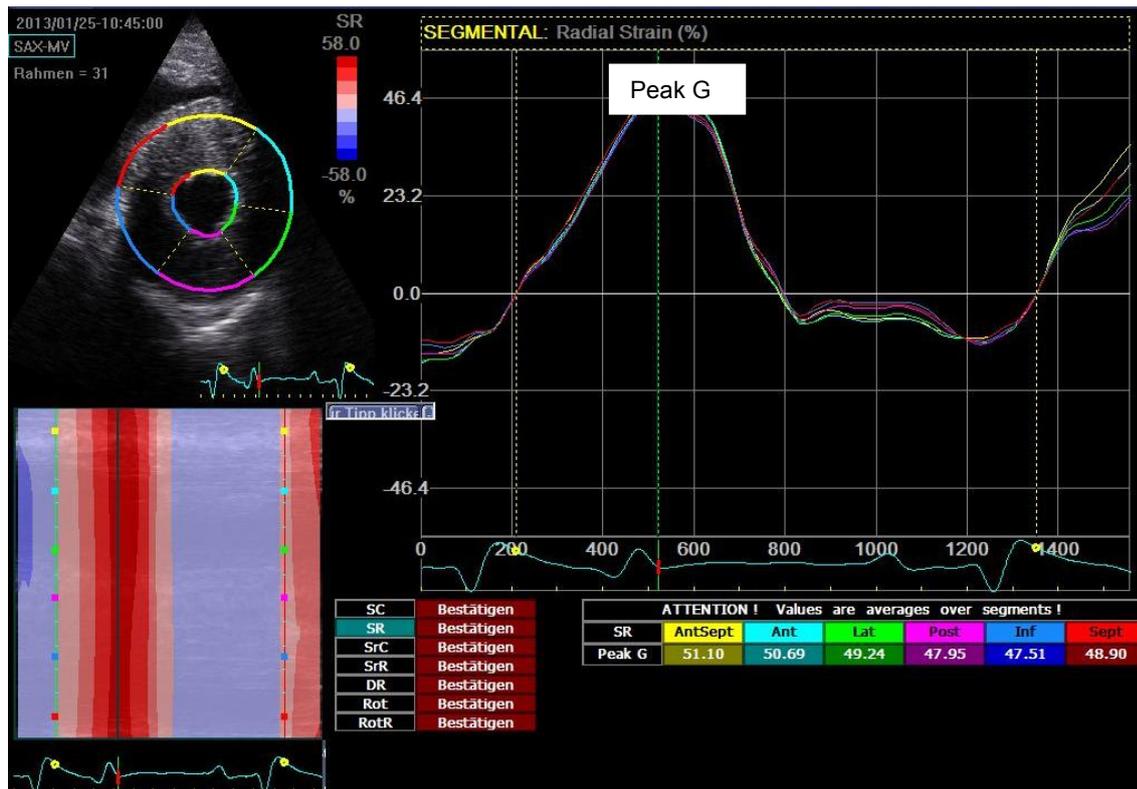


Abbildung 8: Verformungskurve aus der Berechnung der radialen Strain.

Oben links ist das Graubild aus der rechten kurzen Achse erkennbar. Das Myokard wird von der zirkulären ROI (Region of Interest als farbige Umrandung des Myokards sichtbar) verfolgt; der Peak G der radialen Strain wird automatisch ermittelt.

3.4 Statistische Auswertung

3.4.1 Software

Zur statistischen Analyse der Daten und zur Erstellung der Boxplot-Diagramme wurde das Statistikprogramm IBM SPSS Statistics 21 verwendet. Mit Hilfe des Programmes Microsoft Office Excel 2007 wurden die Punktdiagramme erstellt und zur Berechnung der Regressionsanalysen wurde das Softwarepaket NCSS Version 9 zur Hilfe genommen.

3.4.2 Deskriptive Datenanalyse

Alle erhobenen Parameter aus den B-Mode-, M-Mode-, Gewebedoppler- sowie 2D-Speckle Tracking-Untersuchungen wurden einer deskriptiven Datenanalyse unterzogen. Der Mittelwert und die Standardabweichung wurden ermittelt. Die Probanden wurden hierfür in vier Altersgruppen eingeteilt: Fohlen, Jährlinge,

Zweijährige und Dreijährige. Da das Alter der Probanden innerhalb der Gruppen nicht gleich war sondern eine bestimmte Spanne einnahm, wurden die Ergebnisse teilweise ergänzend durch Punktdiagramme dargestellt. Dies diente der Verdeutlichung des Zusammenhangs von dem Parameter mit z.B. dem Alter jedes einzelnen Pferdes. Zusätzlich wurde eine Trendlinie in Form einer Regressionsgeraden in die Punktdiagramme gelegt und der Regressionskoeffizient für die abhängige Variable angegeben.

3.4.3 Normalverteilung

Die Verteilung der Messwerte für die Gruppenvergleiche und Residuen für die multivariablen Modelle wurde visuell mit Hilfe von Histogrammen und QQ-Diagrammen auf Normalverteilung geprüft. Dabei konnten keine starken Abweichungen von der Normalverteilung identifiziert werden.

3.4.4 Gruppenvergleich

Die Gruppen wurden mit Hilfe einer Post-Hoc-Analyse mittels Einzelgruppenvergleich nach Scheffé auf signifikante Unterschiede untereinander untersucht. Die Ergebnisse wurden mit Hilfe von Boxplots dargestellt und die signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Gruppen unter Angabe der Signifikanzstufe (*, ** oder ***) mit Schweifklammern markiert.

3.4.5 Einfluss des Wachstums auf die Parameter

Die erhobenen Parameter wurden auf folgende Einflüsse hin untersucht: Alter, Gewicht, Größe (Widerristhöhe), Geschlecht, Herzfrequenz. Es wurden sowohl univariable als auch multivariable lineare Regressionsmodelle gerechnet. Für das multivariable Modell bezog das Programm automatisch die vier einflussreichsten der fünf genannten möglichen Einflussfaktoren in die Regressionsanalyse ein. Die Ergebnisse wurden tabellarisch zusammengefasst und auf Grundlage des p-Wertes und des korrigierten r^2 ausgewertet.

3.4.6 Variationskoeffizient der drei Messungen

Jeder aufgenommene Parameter wurde in drei konsekutiven Herzzyklen gemessen. Ziel war es, daraus den Mittelwert zu bilden, welcher dann für die Auswertung genutzt wurde. Zur Beschreibung der Variabilität innerhalb der drei

aufeinanderfolgenden Messungen des gleichen Parameters, wurde der Variationskoeffizient herangezogen (Anhang, Tab. 48).

3.4.7 Signifikanzstufen

Ein Einfluss gilt als signifikant, wenn $p \leq 0,05$ (Tab. 5).

Tabelle 5: *Signifikanzstufen.*

$P >= 0,05$	nicht signifikant	-
$P <= 0,05$	signifikant	*
$P <= 0,01$	sehr signifikant	**
$P <= 0,001$	hoch signifikant	***

4 Ergebnisse

4.1 Ergebnisse der Allgemeinuntersuchung

Die Allgemeinuntersuchung ergab bei keinem der untersuchten Pferde einen besonderen Befund.

4.2 Ergebnisse der speziellen klinischen kardiologischen Untersuchung

Auch die spezielle klinische kardiologische Untersuchung fiel ohne besonderen Befund aus. Bei keinem der untersuchten Pferde wurde ein Herzgeräusch festgestellt.

4.3 Gewicht, Größe und Herzfrequenz der Probanden

Betrachtete man den Zusammenhang von Gewicht (Abb. 9) und Größe (Abb. 10) zum Alter der Pferde im Verlauf, wurde der deutliche logarithmische Anstieg dieser beiden Parameter mit zunehmendem Alter sichtbar.

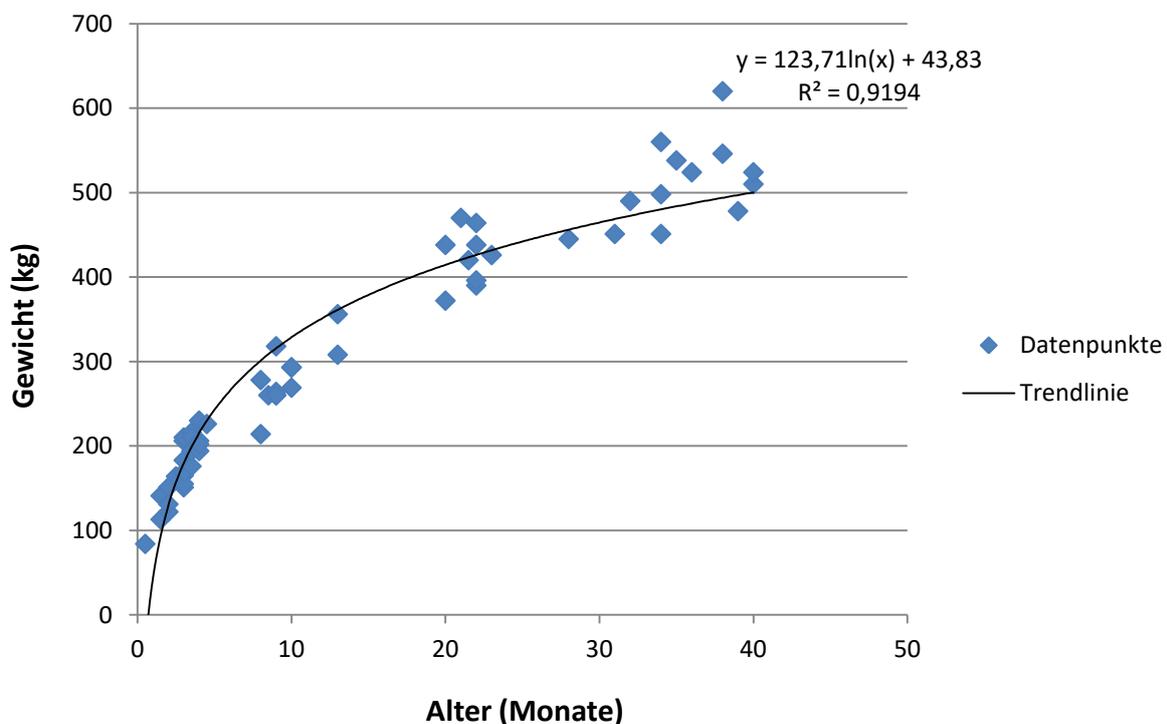


Abbildung 9: Zusammenhang zwischen dem Gewicht und dem Alter der Pferde.

Das durchschnittliche Gewicht der vier Gruppen unterschied sich hoch signifikant voneinander ($p < 0,001$). Außer zwischen den Gruppen 3 und 4, gab es auch in puncto Größe hoch signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen ($p < 0,001$). Die größte Steigung von Gewicht und Größe zeigte sich bei den Pferden bis zu einem Alter von 6 Monaten. Die durchschnittliche Herzfrequenz der Fohlen war mit $65,5 \pm 10,9$ Schlägen pro Minute signifikant höher als die der drei anderen Versuchsgruppen ($p < 0,001$; Abb. 11).

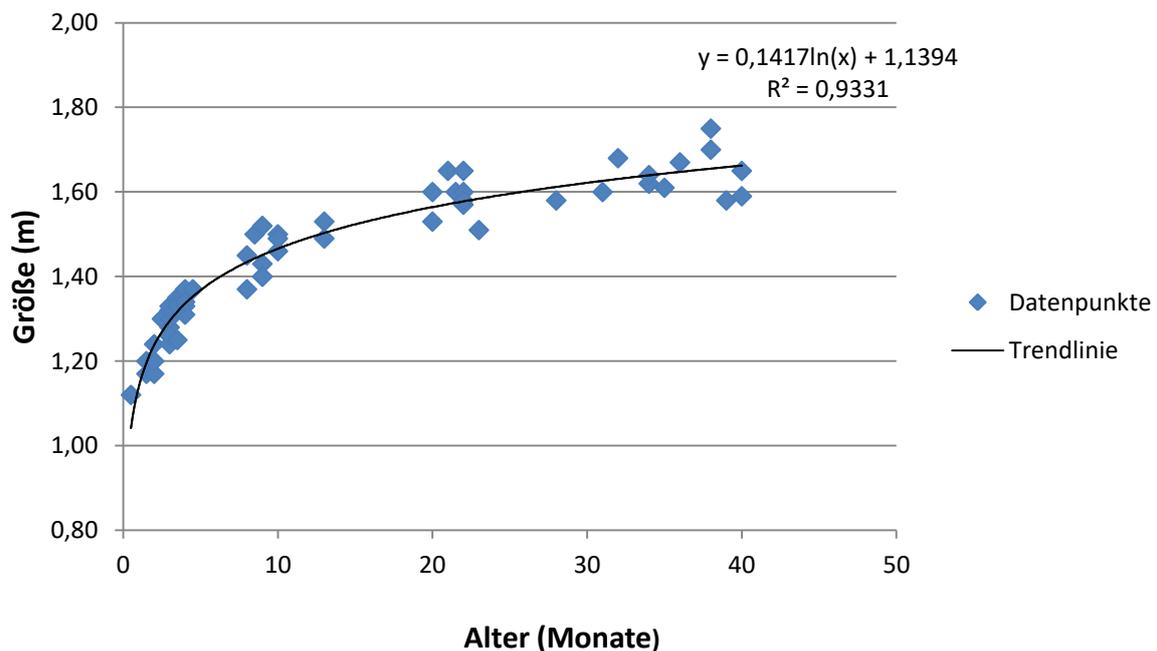


Abbildung 10: Zusammenhang zwischen der Größe und dem Alter der Pferde.

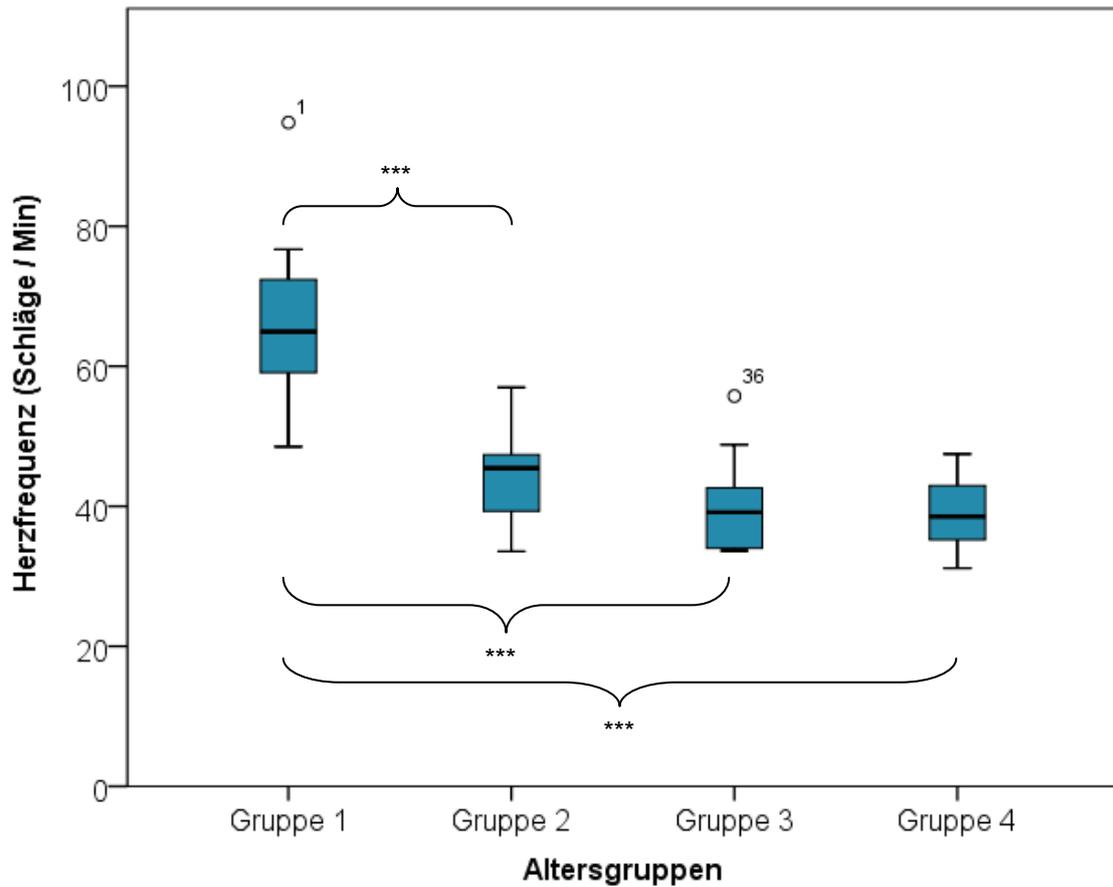


Abbildung 11: Herzfrequenz in Abhängigkeit von der Altersgruppe mit Angabe der hochsignifikanten (***) Unterschiede zwischen den Fohlen (Gruppe 1) und den anderen drei Pferdegruppen.

Die zwei kleinen Kreise stellen Ausreißer-Messwerte dar.

4.4 Ergebnisse der Echokardiografie

4.4.1 Ergebnisse der B-Mode-Untersuchung

Die Mittelwerte aller im B-Mode gemessenen Parameter stiegen von den Fohlen bis zur ältesten Altersgruppe der Dreijährigen kontinuierlich an (Tab. 6).

Tabelle 6: Ergebnisse (angegeben in cm) der B-Mode-Untersuchungen der verschiedenen Altersgruppen, Angabe von Mittelwerten und Standardabweichungen.

MVDia=Mitralklappendiamter; LA=linkes Atrium; LV1=linker Ventrikel 1; LV2=linker Ventrikel 2; IVS=Interventrikularseptum; LVFW=linksventrikuläre freie Wand, RVFW=rechtsventrikuläre freie Wand; RA=rechtes Atrium; AoSinVals=Sinus Valsalve der Aorta; TV=Trikuspidalklappendiameter; RV=rechter Ventrikel; PV=Pulmonalklappendiameter; LAL=von links gemessenes linkes Atrium

Parameter	Gruppe 1 Fohlen	Gruppe 2 Jährlinge	Gruppe 3 Zweijährige	Gruppe 4 Dreijährige
MVDia	5,9 ± 0,8	7,0 ± 0,9	7,9 ± 0,5	8,9 ± 0,7
LA	5,9 ± 0,8	7,2 ± 0,9	8,2 ± 0,6	9,1 ± 0,6
LV1	7,9 ± 0,8	9,0 ± 0,7	10,2 ± 0,7	11,1 ± 0,8
LV2	5,7 ± 0,6	6,7 ± 0,8	7,8 ± 0,6	8,3 ± 0,6
IVS	1,6 ± 0,2	1,7 ± 0,2	2,0 ± 0,1	2,3 ± 0,2
LVFW	1,4 ± 0,2	1,5 ± 0,2	1,7 ± 0,1	2,0 ± 0,2
RVFW	1,0 ± 0,1	1,0 ± 0,1	1,2 ± 0,1	1,5 ± 0,2
RA	4,3 ± 1,0	5,0 ± 0,8	5,8 ± 0,7	6,4 ± 0,5
AoSinVals	4,5 ± 0,6	5,8 ± 0,5	6,5 ± 0,5	7,1 ± 0,4
TV	4,7 ± 0,5	5,6 ± 0,6	6,2 ± 0,6	7,1 ± 0,7
RV	5,9 ± 0,8	6,8 ± 0,7	7,9 ± 0,7	7,6 ± 0,8
PV	3,3 ± 0,5	4,1 ± 0,3	4,9 ± 0,4	5,3 ± 0,3
LAL	7,0 ± 0,8	8,0 ± 0,9	9,3 ± 0,5	10,8 ± 0,8

Der Sinus Valsalve der Aorta (Abb. 12) und der Mitralklappendiameter (Abb. 13) wurden hier stellvertretend für die linke Herzseite und der Pulmonalklappendiameter (Abb.14) stellvertretend für die rechte Herzseite dargestellt. Die Punktdiagramme der drei für die Herzgröße genutzten Parameter zeigten alle einen logarithmischen Verlauf (Abb. 12; 13; 14).

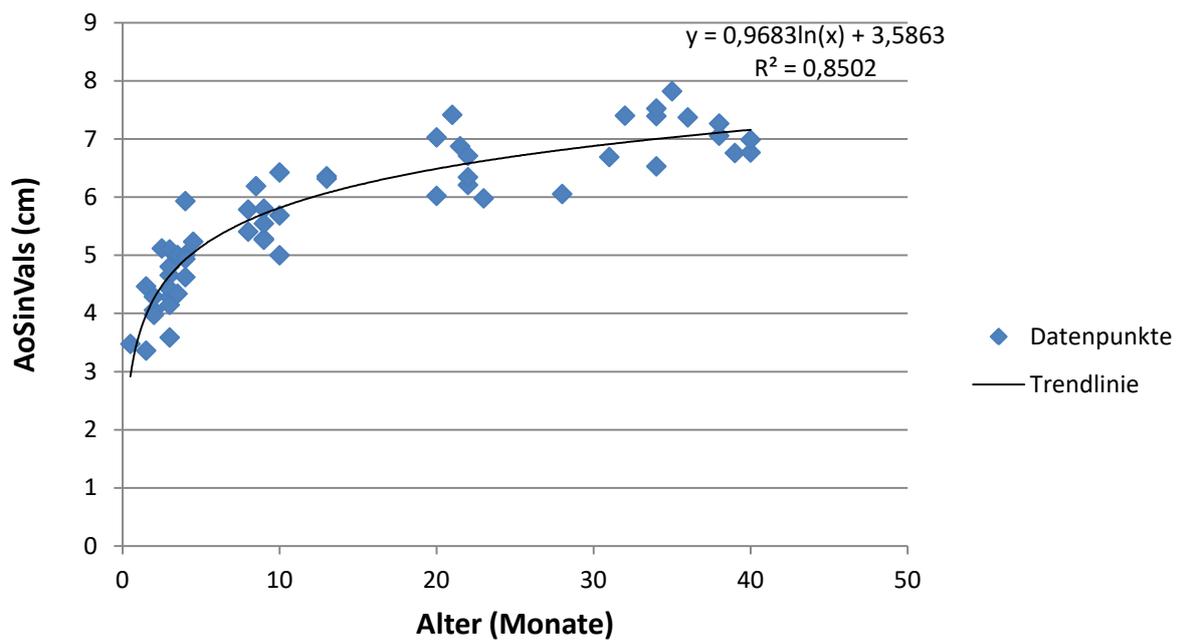


Abbildung 12: Zusammenhang zwischen dem Sinus Valsalve der Aorta (AoSinVals) und dem Alter der untersuchten Pferde.

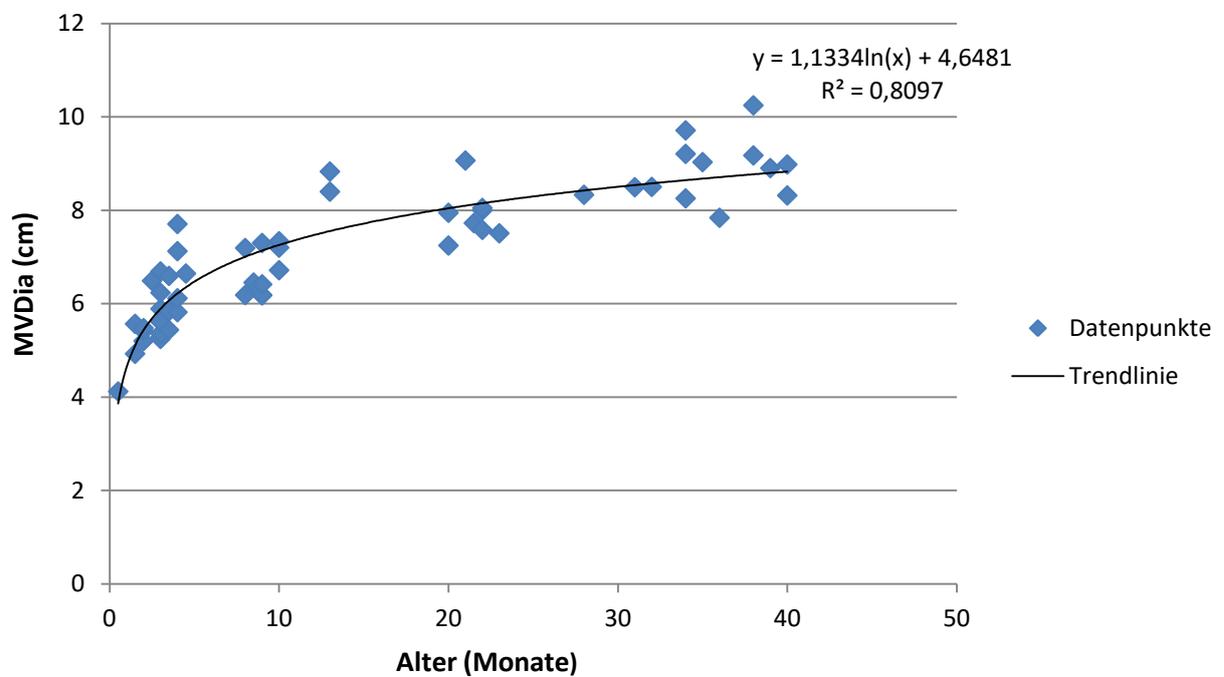


Abbildung 13: Mitralklappendiameter (MVDia) in Abhängigkeit von dem Alter der Pferde.

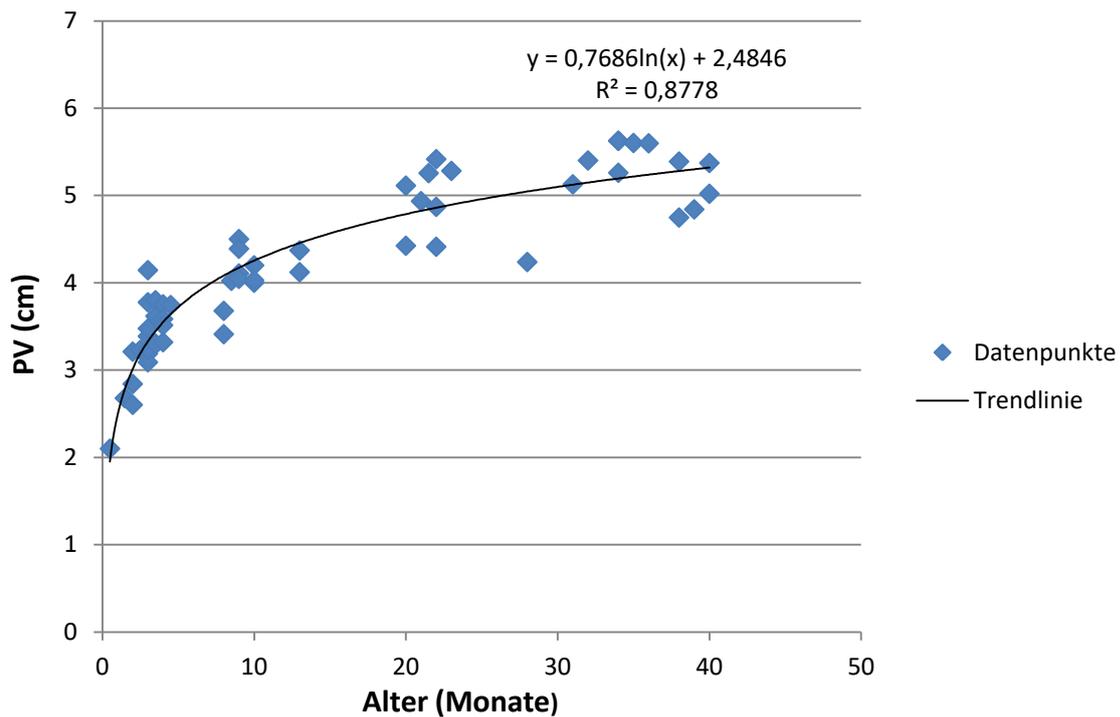


Abbildung 14: Pulmonalklappendiameter (PV) in Abhängigkeit von dem Alter der Pferde.

Betrachtete man die Ergebnisse gruppenweise so bestanden im Mitralklappendiameter signifikante Unterschiede zwischen den Altersgruppen (Abb. 15). Von den Fohlen zu den dreijährigen Pferden vergrößerte sich der Mitralklappendiameter von einer Gruppe zur nächsten signifikant mit Ausnahme von den Jährlingen zu den Zweijährigen. Die Fohlen hatten den kleinsten Mitralklappendiameter und unterschieden sich in diesem Parameter sehr bzw. hoch signifikant von den drei anderen Altersgruppen ($p=0,001$; $p<0,001$).

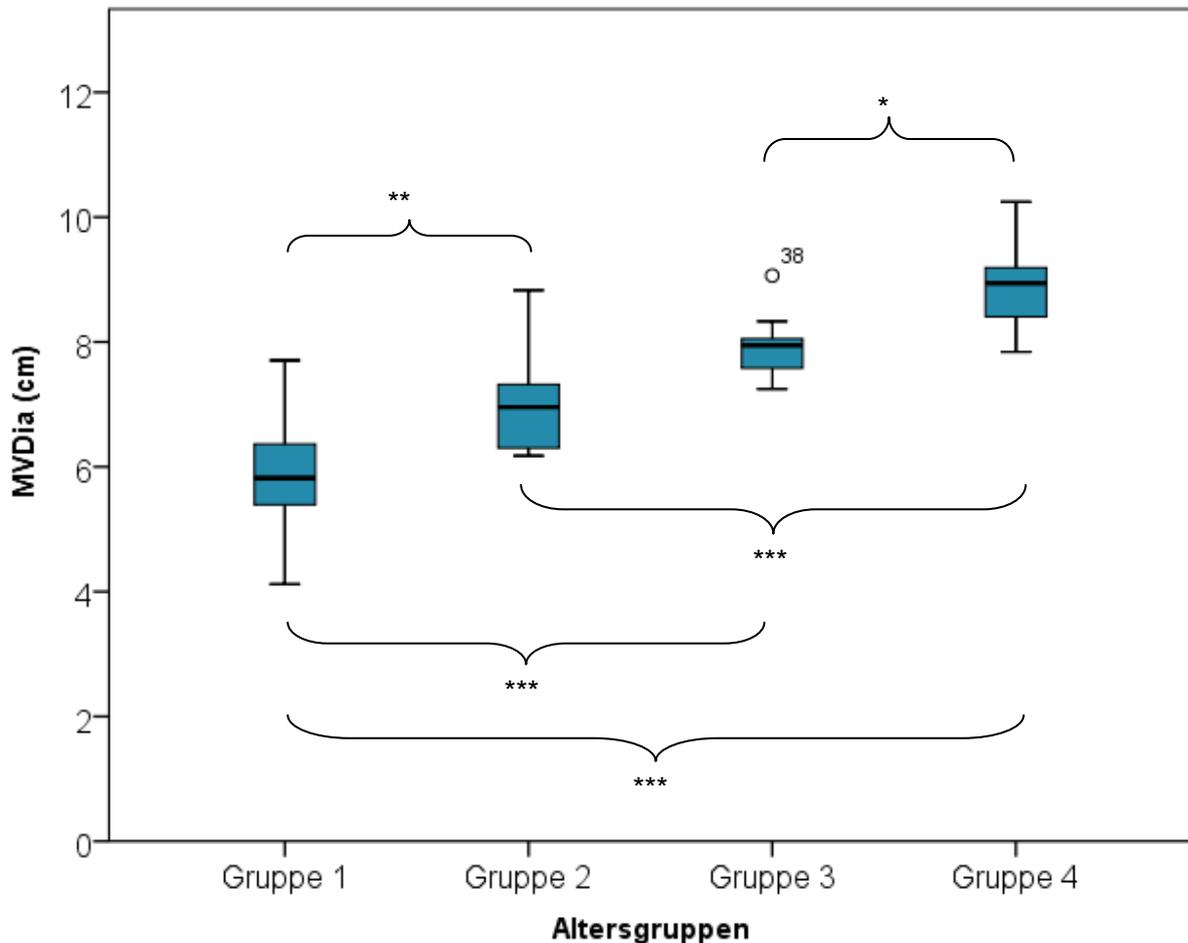


Abbildung 15: Mitralklappendiameter (MVDia) in Abhängigkeit von der Altersklasse der Pferde mit Kennzeichnung der signifikanten (*), sehr signifikanten (**) und hoch signifikanten (***) Unterschiede zwischen den Gruppen.

Der kleine Kreis stellt einen Ausreißer-Messwert dar.

4.4.1.1 Einflüsse auf die B-Mode-Parameter

4.4.1.1.1 Univariable Einflüsse auf die B-Mode Parameter

Aus der univariablen linearen Regressionsanalyse geht hervor, dass das Alter, das Gewicht sowie die Größe der Pferde auf alle mit dem B-Mode ermittelten Parameter einen signifikanten positiven Einfluss hatte (Anhang, Tab. 18, 19, 20). Je älter, größer und schwerer die Pferde waren, desto größer waren die gemessenen Parameter ausgeprägt. Auch für die Herzfrequenz wurde für alle B-Mode Parameter ein signifikanter Einfluss nachgewiesen. Dieser stellte sich negativ dar (Anhang, Tab. 22). Je höher die Herzfrequenz der Probanden, desto niedriger die B-Mode-

Parameter. Das Geschlecht hatte einen punktuellen signifikanten Einfluss auf die Größe des rechten Atriums (Anhang, Tab. 21).

4.4.1.1.2 Multivariable Einflüsse auf die B-Mode-Parameter

Aus der multivariablen Regressionsanalyse mit den vier wichtigsten Einflussvariablen auf die jeweiligen Parameter geht hervor, dass das Gewicht der Pferde unter Kontrolle der anderen Variablen am häufigsten einen signifikanten positiven Einfluss auf die Ausprägung der B-Mode-Parameter hatte (Tab. 7). So sind die Parameter des linken Ventrikels (wie der Mitralklappendiameter, das linke Atrium, der linke Ventrikel oder auch das Interventrikularseptum) sowie auch Parameter des rechten Herzens (wie die rechtsventrikuläre freie Wanddicke) signifikant von dem Gewicht der Tiere beeinflusst. Je schwerer die Tiere, desto höher waren die B-Mode-Parameter ausgeprägt. Für die Größe, die Herzfrequenz und auch das Geschlecht können jetzt nur noch vereinzelt punktuelle signifikante Einflüsse nachgewiesen werden. Das Alter hat in diesem Model keinen signifikanten Einfluss auf die Parameter. Das korrigierte r^2 erreichte Werte von 0,56 bis 0,91.

Tabelle 7: Ergebnisse der multivariablen Regressionsanalyse, p-Werte, korrigiertes r^2 , signifikante Einflüsse hervorgehoben.

HR=Herzfrequenz; MVDia=Mitralklappen-diamter; LA=linkes Atrium; LV1=linker Ventrikel 1; LV2=linker Ventrikel 2; IVS=Interventrikularseptum; LVFW=linksventrikuläre freie Wand, RVFW= rechtsventrikuläre freie Wand; RA=rechtes Atrium; AoSinVals=Sinus Valsalve der Aorta; TV=Trikuspidalklappendiameter; RV=rechter Ventrikel; LAL=von links gemessenes linkes Atrium; n.u.=nicht untersucht

Technik	Parameter	p-Werte					R ² korr.
		Alter	Gewicht	Größe	HR	Geschlecht	
B-Mode	MVDia	n.u.	0,009	0,251	0,255	0,642	0,843
	LA	0,503	0,044	0,379	0,143	n.u.	0,861
	LV1	0,899	<0,001	n.u.	0,021	0,150	0,858
	LV2	n.u.	<0,001	0,618	0,267	0,572	0,777
	IVS	0,232	0,010	n.u.	0,974	0,035	0,805
	LVFW	0,850	0,054	0,277	0,351	n.u.	0,679
	RVFW	0,337	0,049	0,056	n.u.	0,327	0,648
	RA	0,233	0,773	0,211	n.u.	0,118	0,562
	AoSinVals	0,624	0,076	<0,001	n.u.	0,474	0,906
	TV	0,604	0,418	0,088	0,255	n.u.	0,792
	RV	0,067	0,167	0,173	0,443	n.u.	0,676
	PV	0,396	0,012	0,522	0,234	n.u.	0,879
	LAL	0,520	<0,001	n.u.	0,572	0,339	0,896

4.4.2 Ergebnisse der M-Mode-Untersuchung

Anhand der für die vier verschiedenen Altersgruppen dargestellten Mittelwerte (Tab. 8) wurde deutlich, dass die von der Herzgröße abhängigen Parameter wie die Dicke des Interventrikularseptums, der Diameter des linken Ventrikels (Abb. 16) sowie auch die Dicke der linken Ventrikelwand kontinuierlich größer wurden, je älter die Pferde waren. Die Unterschiede zwischen den Gruppen waren hier fast immer signifikant (Anhang, Tab. 17).

Tabelle 8: Ergebnisse der M-Mode-Untersuchungen, unterteilt nach Altersgruppen, Angabe von Mittelwerten und Standardabweichungen.

IVSd/IVSs=diastolische bzw. systolische Dicke des Interventrikularseptums; LVIDd/LVIDs=diastolischer bzw. systolischer linksventrikulärer innerer Diameter; LVPWd/LVPWs=diastolische bzw. systolische linksventrikuläre hintere Wand; EDV=Enddiastolisches Volumen; ESV=Endsystolisches Volumen; EF=Ejektionsfraktion; FS=Fractional Shortening; SV=Schlagvolumen

Parameter	Gruppe 1 Fohlen	Gruppe 2 Jährlinge	Gruppe 3 Zweijährige	Gruppe 4 Dreijährige
IVSd (cm)	2,1 ± 0,3	2,3 ± 0,3	2,6 ± 0,3	3,0 ± 0,3
LVIDd (cm)	7,8 ± 0,8	8,7 ± 0,6	9,6 ± 0,9	11,1 ± 0,8
LVPWd (cm)	1,5 ± 0,2	1,8 ± 0,2	2,1 ± 0,2	2,5 ± 0,4
IVSs (cm)	3,4 ± 0,5	3,7 ± 0,2	4,2 ± 0,2	4,6 ± 0,3
LVIDs (cm)	4,9 ± 0,6	5,1 ± 0,5	5,7 ± 0,9	6,6 ± 0,6
LVPWs (cm)	2,6 ± 0,4	3,3 ± 0,2	3,8 ± 0,3	4,1 ± 0,5
EDV (ml)	328,7 ± 70,4	417,8 ± 67,2	523,3 ± 114,1	717,6 ± 109,6
ESV (ml)	117,3 ± 31,2	126,0 ± 32,1	166,8 ± 68,7	228,6 ± 48,8
EF (%)	64,0 ± 6,5	70,0 ± 3,6	68,8 ± 5,5	68,2 ± 3,6
FS (%)	36,4 ± 5,0	41,3 ± 3,0	40,7 ± 4,2	40,5 ± 2,9
SV (ml)	211,3 ± 51,1	291,8 ± 40,2	356,5 ± 56,5	489,0 ± 73,8

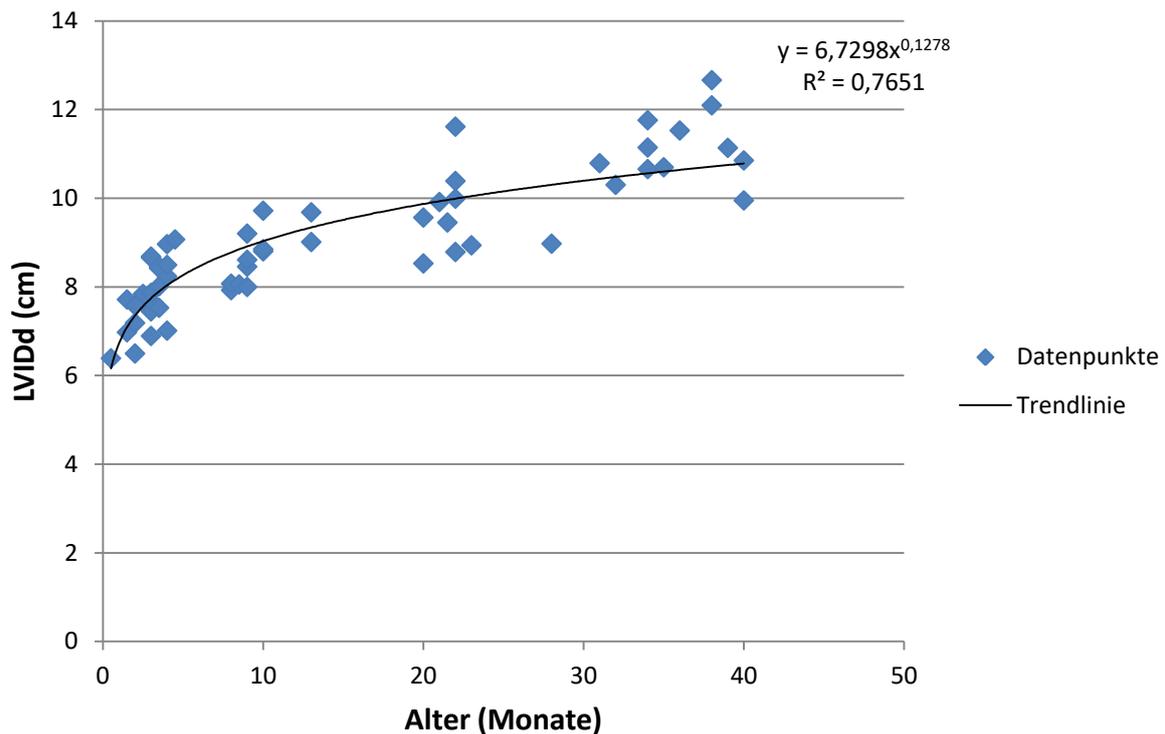


Abbildung 16: Diastolischer linksventrikulärer innerer Durchmesser (LVIDd) in Abhängigkeit von dem Alter der Pferde.

Der Unterschied des durchschnittlichen Schlagvolumens zwischen den Fohlen und Jährlingen war sehr signifikant ($p=0,002$). Von dem Schlagvolumen der Zwei- und Dreijährigen unterschied sich das der Fohlen hoch signifikant ($p<0,001$). Das Schlagvolumen der Gruppen 2 und 3 unterschied sich jeweils hochsignifikant von den dreijährigen Pferden ($p<0,001$; Abb. 17). Das Schlagvolumen stieg von den Fohlen zu den Dreijährigen an. Die prozentualen Parameter - wie die Ejektionsfraktion (EF%) und das Fractional Shortening (FS%) - zeigten keine so deutlichen Differenzen zwischen den Altersgruppen. Beim FS% unterschied sich die Gruppe der Fohlen signifikant von den Jährlingen ($p=0,016$). Die Gruppen 2 bis 4 lagen mit ihrem Mittelwert annähernd auf einer Linie (Abb. 18).

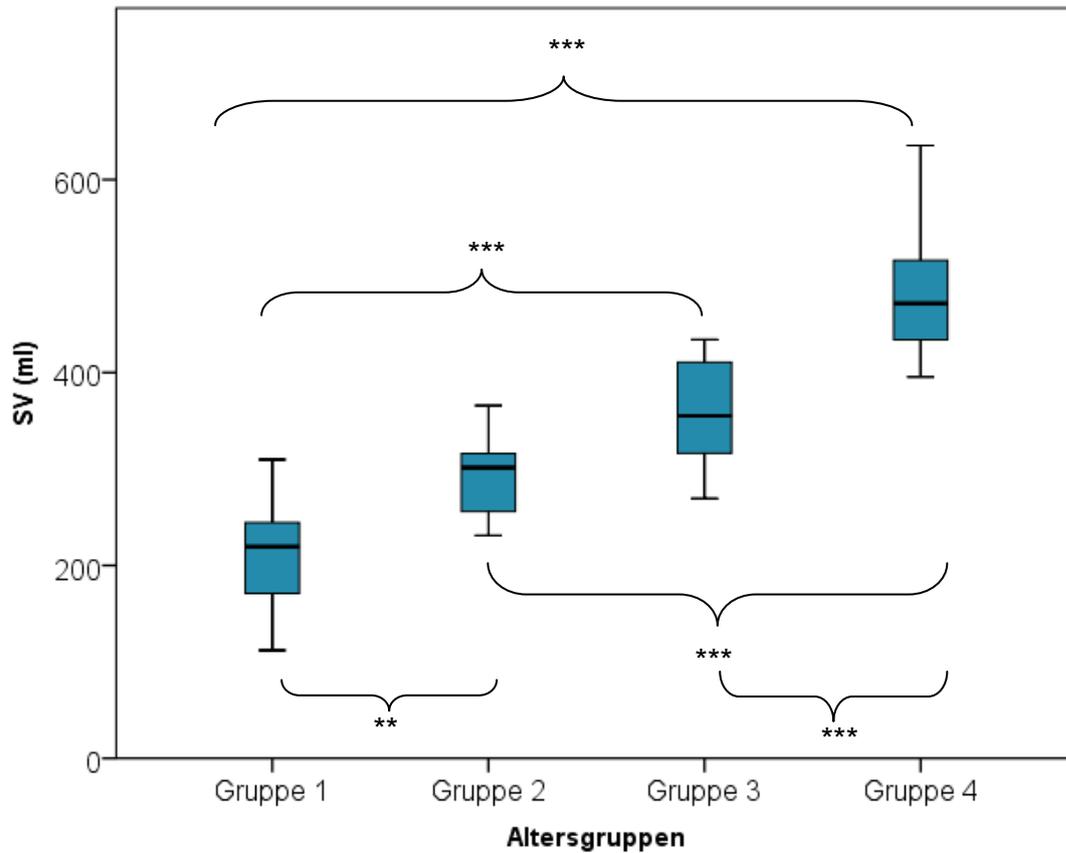


Abbildung 17: Zusammenhang zwischen dem Schlagvolumen (SV) und der Altersgruppe, sehr signifikante (**) und hochsignifikante (***) Unterschiede zwischen den Gruppen.

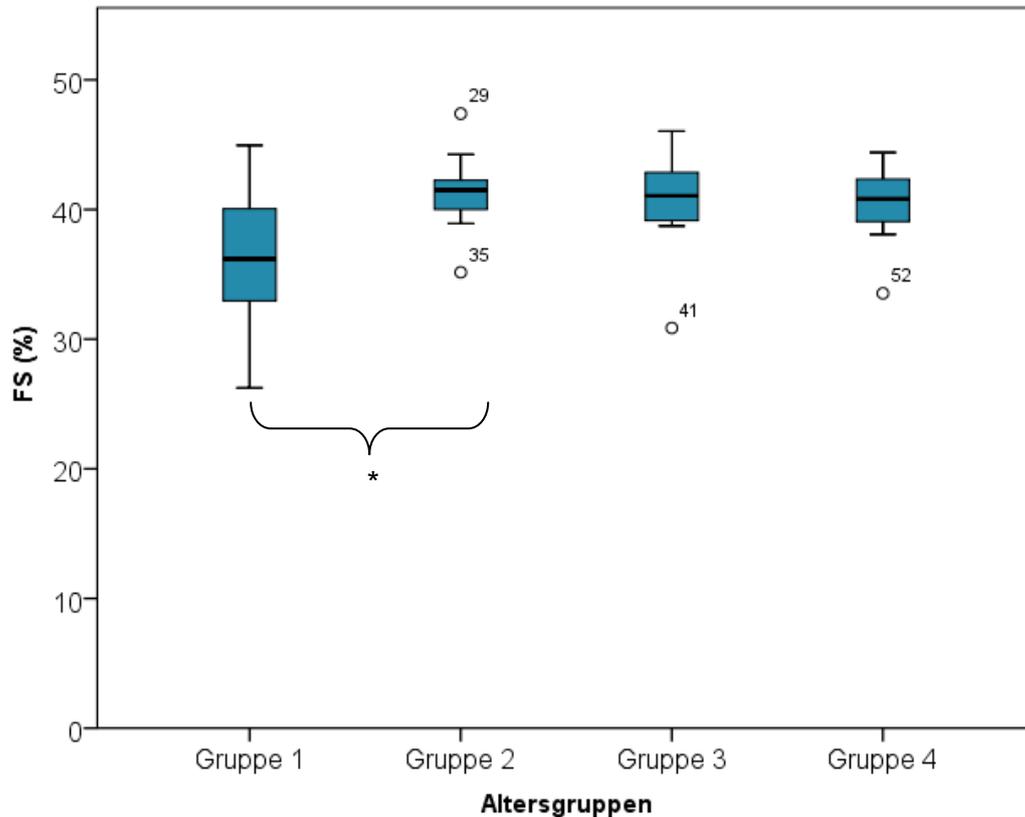


Abbildung 18: Fractional Shortening (FS (%)) in Abhängigkeit von der Altersgruppe, signifikanter (*) Unterschied zwischen Fohlen (Gruppe 1) und Jährlingen (Gruppe 2).

Die kleinen Kreise stellen Ausreißer-Messwerte dar.

4.4.2.1 Einflüsse auf die M-Mode-Parameter

4.4.2.1.1 Univariable Einflüsse auf die M-Mode-Parameter

Wie auch im B-Mode hatten auch im M-Mode das Alter, das Gewicht und die Größe der untersuchten Pferde einen signifikanten positiven Einfluss auf die Ausprägung aller Parameter (Anhang, Tab. 23, 24, 25). Je älter, größer und schwerer die Pferde bei der Untersuchung waren, desto größer waren auch die M-Mode-Parameter ausgeprägt. Die Herzfrequenz zeigte einen signifikanten negativen Einfluss (Anhang, Tab 27). Je höher die Herzfrequenz, desto niedriger waren die M-Mode-Parameter. Das korrigierte r^2 für die Ejektionsfraktion und das Fractional Shortening fiel im Vergleich zu dem der anderen Parameter niedriger aus (Anhang, Tab. 23, 24, 25, 27). Das Geschlecht hatte keinen signifikanten Einfluss auf die M-Mode-Parameter (Anhang, Tab.26).

4.4.2.1.2 Multivariable Einflüsse auf die M-Mode-Parameter

In der multivariablen Regressionsanalyse waren die signifikanten Einflüsse des Gewichts und der Größe auf die M-Mode-Parameter nur punktuell (Tab. 9). Das Alter und die Herzfrequenz hatten keinen signifikanten Einfluss auf die Ausprägung der Werte. Das Geschlecht zeigte nun einen signifikanten Einfluss auf die Dicke des Interventrikularseptums in der Systole und Diastole. Das korrigierte r^2 lag zwischen 0,25 und 0,84.

Tabelle 9: Multivariable Einflüsse auf die M-Mode-Parameter, p-Werte, korrigiertes r^2 , signifikante Einflüsse hervorgehoben.

HR=Herzfrequenz; IVSd/IVSs=diastolisches bzw. systolisches Interventrikularseptum; LVIDd/LVIDs=diastolischer bzw. systolischer linksventrikulärer innerer Diameter; LVPWd/LVPWs=diastolische bzw. systolische linksventrikuläre hintere Wand; EDV=Enddiastolisches Volumen; ESV=Endsystolisches Volumen; EF%=Ejektionsfraktion; FS%=Fractional Shortening; SV=Schlagvolumen; n.u.=nicht untersucht

Technik	Parameter	p-Werte					R ² korr.
		Alter	Gewicht	Größe	HR	Geschlecht	
M-Mode	IVSd	0,5079	0,5261	0,3423	n.u.	0,0475	0,6700
	LVIDd	0,5274	0,1486	0,5136	n.u.	0,4035	0,8043
	LVPWd	0,0686	0,3196	n.u.	0,5981	0,3796	0,6972
	IVSs	0,6173	0,4064	0,1972	n.u.	0,0268	0,7452
	LVIDs	0,7123	0,1230	0,3124	n.u.	0,2364	0,5313
	LVPWs	n.u.	0,0211	0,3075	0,1838	0,1797	0,8080
	EDV	0,3495	0,0079	n.u.	0,7858	0,3505	0,7859
	ESV	0,6903	0,1286	0,2729	n.u.	0,2684	0,5070
	EF%	0,8533	0,2097	0,0039	n.u.	0,2278	0,2520
	FS%	0,8491	0,2490	0,0040	n.u.	0,2043	0,2947
	SV	0,1989	0,3237	0,2020	n.u.	0,6024	0,8412

4.4.2.1.3 Normwertvergleich

Die von Marr et al. aufgestellte Gleichung (Marr und Patteson 2010) war auf die in dieser Studie untersuchten Fohlen anwendbar und es ergaben sich Ergebnisse innerhalb der mit Hilfe des Gewichts der Fohlen errechneten Normbereiche.

Die B- und M-Mode Ergebnisse der anderen Pferdegruppen wurden mit den Ergebnissen anderer Studien verglichen. Auch hier befanden sich die Parameter der in dieser Studie untersuchten Pferde innerhalb der von anderen Autoren angegebenen Normwerte.

4.4.3 Ergebnisse der Gewebedoppler-Untersuchungen

Verglich man die Mittelwerte der vier Altersgruppen zwischen den beiden Messmethoden, so wurde deutlich, dass der Spektralgewebedoppler insgesamt höhere Myokardgeschwindigkeiten ermittelte als der Farbgewebedoppler.

4.4.3.1 Ergebnisse der Farbgewebedopplerechokardiografie

Anhand der Mittelwerte der verschiedenen Altersgruppen wurde sichtbar, dass sich die Werte der Gruppen untereinander nicht so deutlich unterschieden wie bei den B- und M-Mode-Untersuchungen (Tab. 10).

Tabelle 10: Ergebnisse der Farbgewebedoppleruntersuchungen (cm/s), Mittelwerte und Standardabweichungen, unterteilt nach Altersgruppen.

TVI_LW_S = systolische Myokardgeschwindigkeit in der linken freien Ventrikelwand; TVI_LW_E = frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit in der linken freien Ventrikelwand; TVI_LW_A = spätdiastolische Myokardgeschwindigkeit in der linken freien Ventrikelwand; TVI_LW_IVC = Myokardgeschwindigkeit der isovolumetrischen Kontraktion der linken freien Ventrikelwand; TVI_IVS_S = systolische Myokardgeschwindigkeit im Interventrikularseptum; TVI_IVS_E = frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit im Interventrikularseptum; TVI_IVS_A = spätdiastolische Myokardgeschwindigkeit im Interventrikularseptum; TVI_RW_S = systolische Myokardgeschwindigkeit in der rechten freien Ventrikelwand; TVI_RW_E = frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit in der rechten freien Ventrikelwand; TVI_RW_A = spätdiastolische Myokardgeschwindigkeit in der rechten freien Ventrikelwand

	Gruppe 1	Gruppe 2	Gruppe 3	Gruppe 4
Parameter	Fohlen	Jährlinge	Zweijährige	Dreijährige
TVI_LW_S	9,4 ± 1,7	8,4 ± 1,7	8,7 ± 1,4	9,9 ± 1,3
TVI_LW_E	22,8 ± 3,9	25,1 ± 3,6	28,3 ± 3,8	27,9 ± 4,1
TVI_LW_A	5,9 ± 2,2	5,9 ± 2,0	6,5 ± 2,7	8,9 ± 3,5
TVI_LW_IVC	4,2 ± 2,0	4,5 ± 1,5	5,0 ± 2,2	5,0 ± 1,8
TVI_IVS_S	2,8 ± 1,2	2,8 ± 0,8	3,2 ± 1,1	4,2 ± 1,2
TVI_IVS_E	9,6 ± 2,1	10,2 ± 1,5	12,5 ± 2,3	12,2 ± 1,8
TVI_IVS_A	3,2 ± 1,5	2,0 ± 1,4	2,0 ± 1,2	3,5 ± 4,0
TVI_RW_S	3,7 ± 1,6	2,5 ± 0,9	4,6 ± 1,7	3,8 ± 1,3
TVI_RW_E	4,1 ± 2,0	4,7 ± 2,1	8,7 ± 3,4	6,0 ± 1,7
TVI_RW_A	2,3 ± 1,8	1,8 ± 1,2	3,9 ± 2,2	2,4 ± 0,8

Die systolische Myokardgeschwindigkeit (S) der linken Ventrikelwand unterschied sich zwischen den verschiedenen Pferdegruppen nicht signifikant. Die frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit (E) in der linken freien Ventrikelwand der zweijährigen ($p=0,005$) sowie der dreijährigen Pferde ($p=0,005$) war signifikant höher als die der Fohlen (Abb. 19). Die Tendenz der Werte war von Gruppe 1 bis Gruppe 3 ansteigend. Zwischen Gruppe 3 und Gruppe 4 gab es so gut wie keinen Unterschied im Boxplotdiagramm.

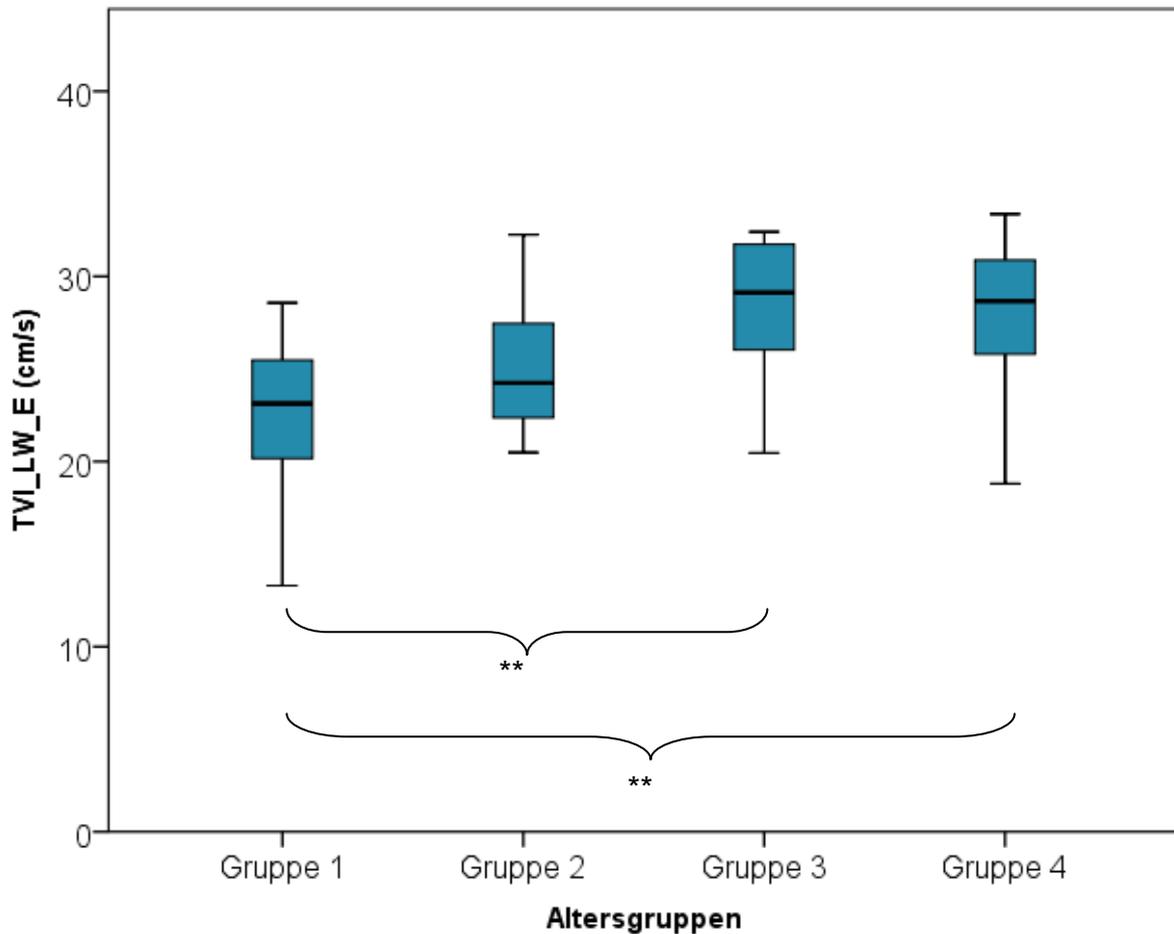


Abbildung 19: Zusammenhang zwischen der mit dem Farbgewebedoppler gemessenen frühdiastolischen Myokardgeschwindigkeit der linken freien Ventrikelwand (TVI_LW_E) und der Altersgruppe, sehr signifikante (**) Unterschiede zwischen den Gruppen.

In der linken freien Ventrikelwand bestand weiterhin ein signifikanter Unterschied in der spätdiastolischen Myokardgeschwindigkeit (A) zwischen den Fohlen und den dreijährigen Pferden sowie zwischen den Jährlingen und den Dreijährigen. Während die Mittelwerte der Gruppen 1 bis 3 relativ gleich waren, lag der Mittelwert der dreijährigen Pferde höher und unterschied sich signifikant von den Fohlen ($p=0,016$) und von den Jährlingen ($p=0,049$; Abb. 20).

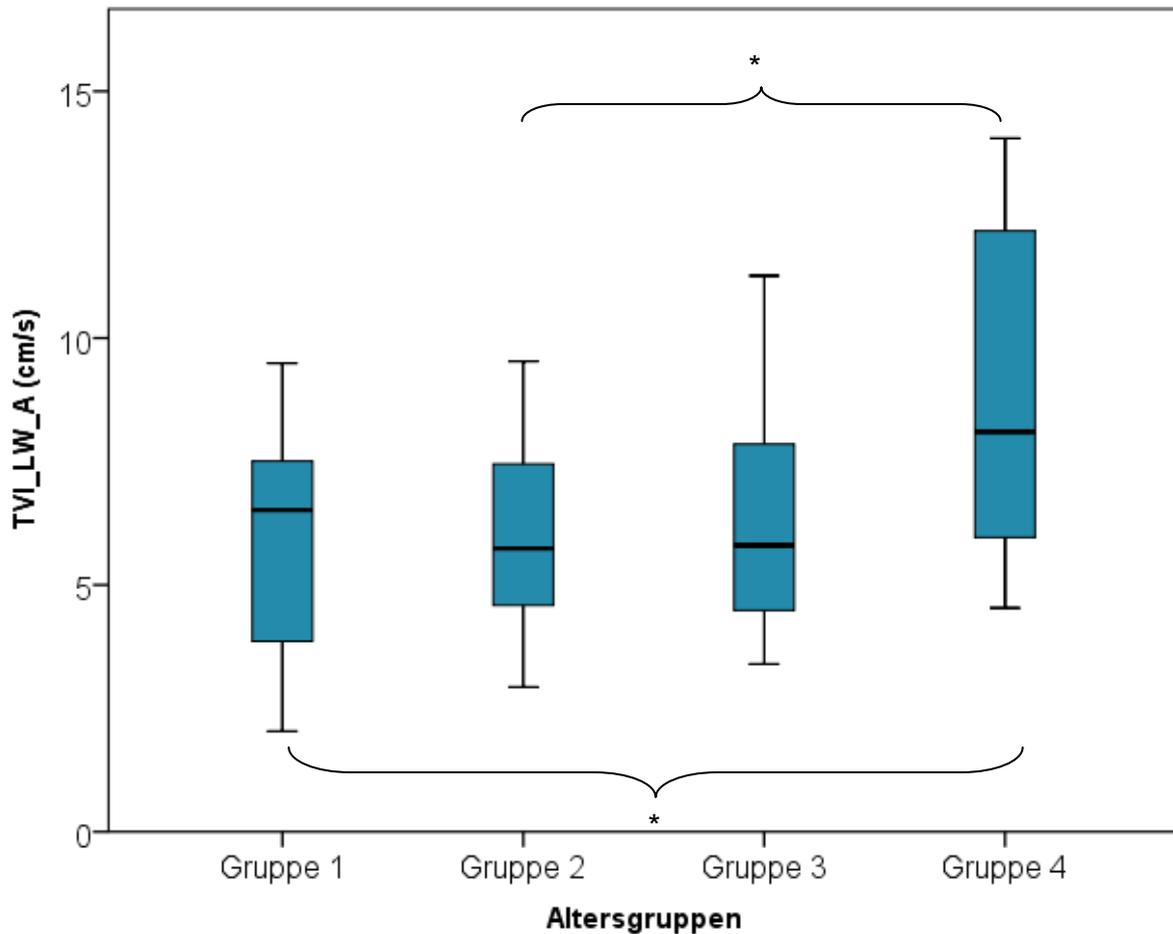


Abbildung 20: Zusammenhang zwischen der mit dem Farbgewebedoppler gemessenen spätdiastolischen Welle der linken freien Ventrikelwand (TVI_LW_A) und der Altersgruppe der Pferde, signifikanter (*) Unterschied zwischen Gruppe 1 und Gruppe 4 sowie zwischen Gruppe 2 und Gruppe 4.

Die systolische Myokardgeschwindigkeit (S) im Interventrikularseptum war bei den Fohlen signifikant kleiner als bei den Dreijährigen ($p=0,030$). Die frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit (E) der Fohlen im Interventrikularseptum war signifikant niedriger als bei den Zwei- ($p=0,005$) sowie bei den Dreijährigen ($p=0,010$). Von Gruppe 1 zu Gruppe 4 waren die Mittelwerte der systolischen (S), sowie der frühdiastolischen (E) Welle tendenziell ansteigend. Die spätdiastolische Welle (A) der Gruppen unterschied sich untereinander nicht signifikant. In der rechten freien Ventrikelwand wies die systolische Myokardgeschwindigkeit (S) einen signifikanten Unterschied zwischen den Jährlingen und den Zweijährigen auf ($p=0,019$). Die systolische Myokardgeschwindigkeit der Jährlinge war hierbei signifikant niedriger als bei den zweijährigen Pferden, jedoch war insgesamt keine einheitliche Tendenz der Werte von den Fohlen zu den dreijährigen Pferden erkennbar. Die frühdiastolische

Welle (E) der rechten Ventrikelwand von den Zweijährigen zeigte den größten Mittelwert aller Gruppen und unterschied sich signifikant von den Jährlingen ($p=0,002$) und hochsignifikant von der frühdiaastolischen Welle (E) der Fohlen ($p<0,001$). Die Gruppe 3 stach mit dem höchsten Mittelwert heraus. Die Gesamt-tendenz der frühdiaastolischen (E) Welle der rechten Ventrikelwand war optisch ansteigend (Abb. 21).

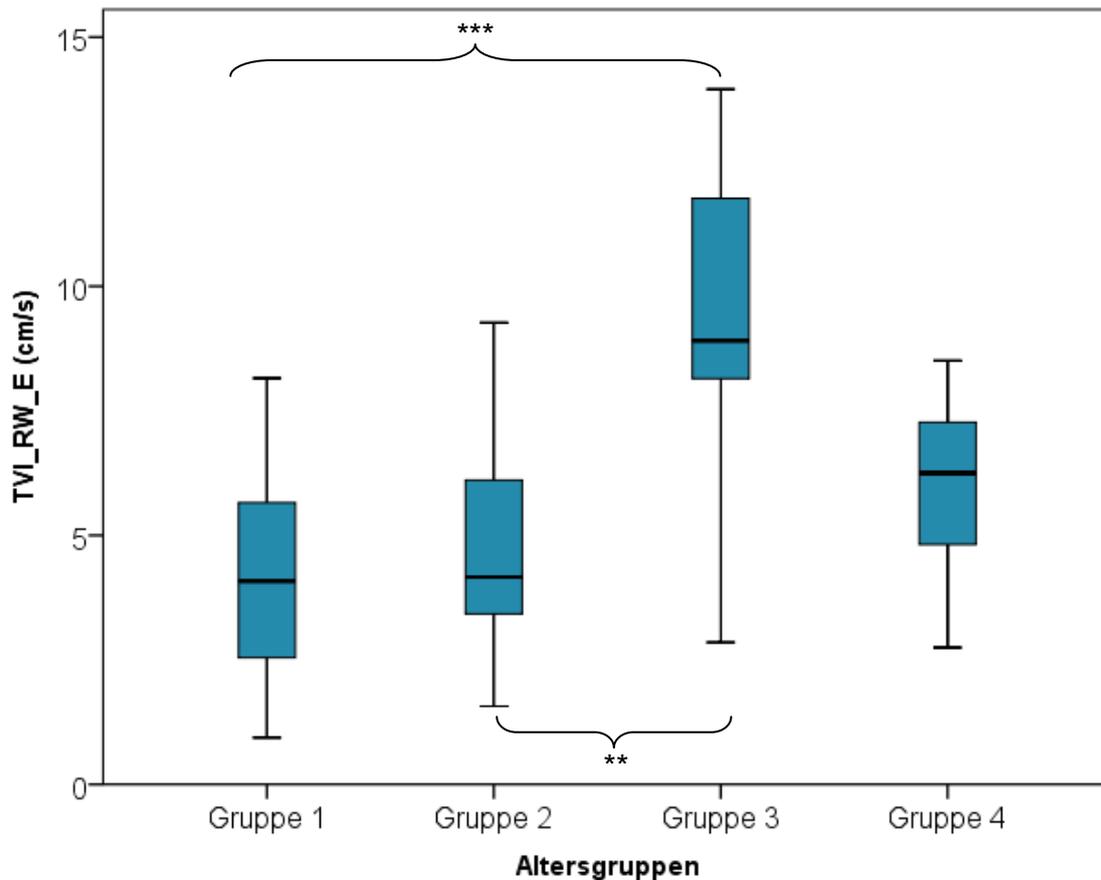


Abbildung 21: Zusammenhang zwischen der mit dem Farbgewebedoppler gemessenen frühdiaastolischen Myokardgeschwindigkeit der rechten Wand (TVI_RW_E) und der Altersgruppe der Pferde, hochsignifikanter Unterschied (***) zwischen Gruppe 1 und Gruppe 3; sehr signifikanter (**) Unterschied zwischen Gruppe 2 und Gruppe 3.

Im Hinblick auf die spätdiaastolische Relaxationsgeschwindigkeit (A) der rechten Ventrikelwand wurde ein signifikanter Unterschied zwischen den Jährlingen und den zweijährigen Pferden nachgewiesen ($p=0,029$), wobei die Gruppe 3 im Vergleich zu den drei anderen Gruppen hier einen höheren Mittelwert aufzeigte. Die Mittelwerte der drei anderen Gruppen waren relativ gleich und eine Tendenz somit nicht

erkennbar. Die Spannweite der gemessenen Parameter bei den verschiedenen Pferden in den Gewebedoppleruntersuchungen war deutlich größer als in den B- und M-Mode-Untersuchungen.

4.4.3.1.1 Univariable Einflüsse auf die Farbgewebedopplergeschwindigkeiten

Das Alter zeigte in der univariablen Analyse einen signifikanten positiven Einfluss auf die Hälfte der Farbgewebedopplerparameter (Anhang, Tab. 28). In allen drei Messlokalisationen wurde die frühdiastolische Welle (E) durch das Alter beeinflusst. Die mit dem Alter der Pferde steigende Tendenz der spätdiastolischen Welle (A) in der linken freien Ventrikelwand ist grafisch erkennbar (Anhang, Abb. 30). Auf die Hälfte der zehn Farbgewebedopplerparameter hatte auch das Gewicht einen signifikanten positiven Einfluss. Auch hier war der Einfluss auf die frühdiastolische Welle (E) in den drei Lokalisationen signifikant (Anhang, Tab. 29). Die Größe der Pferde hatte einen signifikanten positiven Einfluss auf mehr als die Hälfte der gemessenen Farbgewebedoppler-Parameter und zeigte somit in der Einzelbetrachtung den größten Einfluss (Anhang, Tab. 30). Wie auch das Alter und das Gewicht, hatte auch die Größe in allen drei Messlokalisationen einen signifikanten positiven Einfluss auf die frühdiastolische Welle (E). Das Geschlecht hatte nur punktuell einen signifikanten positiven Einfluss auf die spätdiastolische Welle (A) der linken freien Ventrikelwand sowie auf die frühdiastolische Welle (E) des Interventrikularseptums (Anhang, Tab. 31). Das korrigierte r^2 war hier auffallend niedrig. Nur einige wenige der Farbgewebedopplerdaten wurden signifikant durch die Herzfrequenz beeinflusst. Auch hier ist anzumerken, dass in allen drei gemessenen Lokalisationen jeweils die frühdiastolische Welle (E) signifikant durch die Herzfrequenz beeinflusst wurde (Anhang, Tab. 32). Der Einfluss war hier negativ (Anhang, Abb. 32).

4.4.3.1.2 Multivariable Einflüsse auf die Farbgewebedopplergeschwindigkeiten

In der multivariablen Analyse hatte das Alter keinen signifikanten Einfluss auf die Farbgewebedopplergeschwindigkeiten. Einen signifikanten positiven Einfluss auf die meisten Farbgewebedopplerparameter hatten die Größe und die Herzfrequenz. Das Gewicht sowie auch das Geschlecht zeigten nur vereinzelt signifikante Einflüsse auf die Ausprägung der gemessenen Parameter. Zu betonen ist, dass die Herzfrequenz auf die systolischen (S) und spätdiastolischen (A) Myokardgeschwindigkeiten aller

drei Lokalisationen einen signifikanten positiven Einfluss hatte, jedoch die frühdiastolische Welle (E) nicht signifikant von der Herzfrequenz beeinflusst wurde (Tab.11). Das korrigierte r^2 bewegte sich zwischen 0,03 und 0,4.

Tabelle 11: *Multivariable Einflüsse auf die Farbgewebedopplergeschwindigkeiten, p-Werte, korrigiertes r^2 , signifikante Einflüsse hervorgehoben.*

TVI_LW_S = systolische Myokardgeschwindigkeit in der linken freien Ventrikelwand; TVI_LW_E = frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit in der linken freien Ventrikelwand; TVI_LW_A = spätdiastolische Myokardgeschwindigkeit in der linken freien Ventrikelwand; TVI_LW_IVC = Myokardgeschwindigkeit der isovolumetrischen Kontraktion der linken freien Ventrikelwand; TVI_IVS_S = systolische Myokardgeschwindigkeit im Interventrikularseptum; TVI_IVS_E = frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit im Interventrikularseptum; TVI_IVS_A = spätdiastolische Myokardgeschwindigkeit im Interventrikularseptum; TVI_RW_S = systolische Myokardgeschwindigkeit in der rechten freien Ventrikelwand; TVI_RW_E = frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit in der rechten freien Ventrikelwand; TVI_RW_A = spätdiastolische Myokardgeschwindigkeit in der rechten freien Ventrikelwand

Technik	Parameter	p-Werte					R ² korr.
		Alter	Gewicht	Größe	HR	Geschlecht	
TVI	TVI_LW_S	0,7614	0,6166	0,0598	<0,001	n.u.	0,1966
	TVI_LW_E	0,6143	n.u.	0,0186	0,7799	0,7130	0,3430
	TVI_LW_A	0,4080	n.u.	0,1016	0,0271	0,0573	0,2625
	TVI_LW_IVC	0,3329	n.u.	0,1263	0,7971	0,6843	0,0265
	TVI_IVS_S	0,0788	0,1877	0,0123	<0,001	n.u.	0,3955
	TVI_IVS_E	0,5528	0,5114	0,5126	n.u.	0,2034	0,3293
	TVI_IVS_A	0,0693	0,0552	0,0199	0,0015	n.u.	0,1807
	TVI_RW_S	0,3163	0,0424	n.u.	0,0059	0,0151	0,1558
	TVI_RW_E	0,1159	0,0172	n.u.	0,5161	0,6112	0,1790
	TVI_RW_A	n.u.	0,8956	0,4154	0,0397	0,5458	0,0245

4.4.3.2 Ergebnisse der Spektralgewebedopplerechokardiografie

Betrachtete man die Mittelwerte aus der Spektralgewebedoppleruntersuchung, fiel auf, dass die Unterschiede zwischen den Gruppen nicht so eindeutig waren wie in

den B- und M-Mode-Messungen (Tab. 12). Es wurden weniger signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen gefunden als bei der Farbgewebedoppleruntersuchung.

Tabelle 12: *Ergebnisse der Spektralgewebedoppleruntersuchungen (cm/sec), Mittelwerte und Standardabweichung, unterteilt nach Altersgruppen.*

PW_LW_S = systolische Myokardgeschwindigkeit in der linken freien Ventrikelwand; PW_LW_E = frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit in der linken freien Ventrikelwand; PW_LW_A = spätdiastolische Myokardgeschwindigkeit in der linken freien Ventrikelwand; PW_LW_IVC = Myokardgeschwindigkeit der isovolumetrischen Kontraktion der linken freien Ventrikelwand; PW_IVS_S = systolische Myokardgeschwindigkeit im Interventrikularseptum; PW_IVS_E = frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit im Interventrikularseptum; PW_IVS_A = spätdiastolische Myokardgeschwindigkeit im Interventrikularseptum; PW_RW_S = systolische Myokardgeschwindigkeit in der rechten freien Ventrikelwand; PW_RW_E = frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit in der rechten freien Ventrikelwand; PW_RW_A = spätdiastolische Myokardgeschwindigkeit in der rechten freien Ventrikelwand

	Gruppe 1	Gruppe 2	Gruppe 3	Gruppe 4
Parameter	Fohlen	Jährlinge	Zweijährige	Dreijährige
PW_LW_S	12,2 ± 1,7	10,9 ± 1,9	10,5 ± 1,2	12,1 ± 1,5
PW_LW_E	25,9 ± 4,6	28,8 ± 3,9	31,5 ± 2,7	31,1 ± 4,4
PW_LW_A	9,1 ± 1,4	9,3 ± 1,7	8,9 ± 2,3	11,9 ± 3,9
PW_LW_IVC	8,8 ± 3,7	9,7 ± 2,6	8,5 ± 3,4	9,6 ± 2,3
PW_IVS_S	6,7 ± 1,9	5,1 ± 0,8	5,2 ± 0,9	6,0 ± 1,5
PW_IVS_E	13,2 ± 3,3	14,4 ± 3,8	14,0 ± 2,5	16,0 ± 3,1
PW_IVS_A	5,7 ± 1,6	5,3 ± 2,6	3,7 ± 1,9	6,6 ± 3,3
PW_RW_S	8,6 ± 1,4	7,8 ± 0,8	9,4 ± 1,4	8,7 ± 0,9
PW_RW_E	9,3 ± 1,7	10,9 ± 2,1	12,4 ± 3,1	10,7 ± 1,6
PW_RW_A	6,3 ± 1,2	6,9 ± 0,9	7,7 ± 2,1	7,1 ± 1,4

Die Post-Hoc-Analyse mittels Einzelgruppenvergleich nach Scheffé ergab, dass sich die Gruppen in der systolischen Myokardgeschwindigkeit (S) der linken freien Ventrikelwand nicht signifikant voneinander unterschieden. Die frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit (E) der linken freien Ventrikelwand war bei den Fohlen am

niedrigsten ausgeprägt und war signifikant kleiner als die frühdiastolischen Wellen (E) der Zweijährigen ($p=0,011$) und der Dreijährigen ($p=0,012$; Abb. 22). Es wurde weiterhin nachgewiesen, dass die spät-diastolischen Myokardgeschwindigkeit (A) in der linken freien Ventrikelwand bei den Fohlen signifikant niedriger war als bei den dreijährigen Pferden ($p=0,022$). Insgesamt war die Tendenz der mit dem Spektralgewebedoppler gemessenen frühdiastolischen und spät-diastolischen Myokardgeschwindigkeit in der linken freien Ventrikelwand optisch ansteigend.

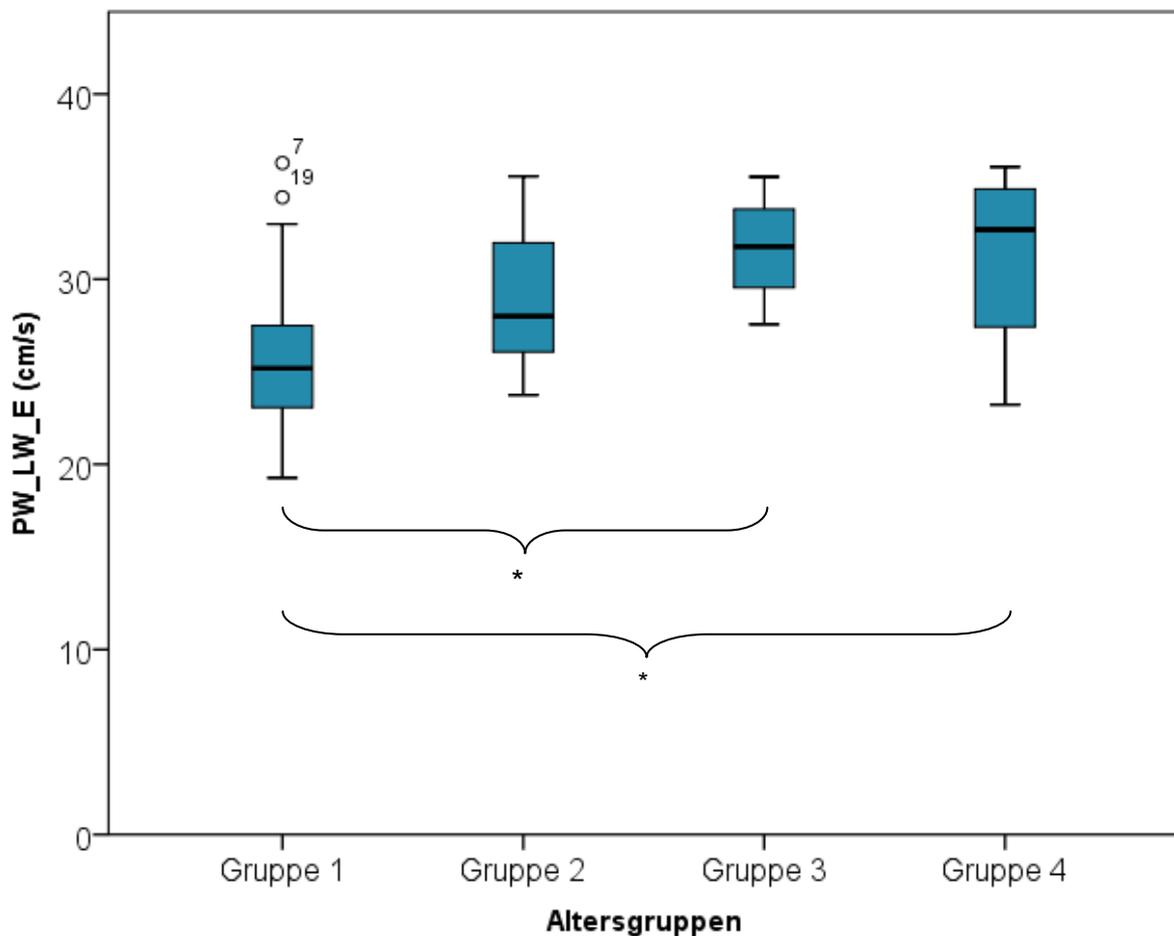


Abbildung 22: Frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit der linken freien Ventrikelwand (PW_LW_E), gemessen mit dem Spektralgewebedoppler, in Abhängigkeit von der Altersklasse der Pferde, signifikante (*) Unterschiede zwischen Gruppe 1 und Gruppe 3 sowie zwischen Gruppe 1 und Gruppe 4.

Die kleinen Kreise stellen Ausreißer-Messwerte dar.

Im Interventrikularseptum unterschieden sich die Myokardgeschwindigkeiten der vier Altersgruppen nicht signifikant voneinander. In der rechten freien Ventrikelwand zeigte sich die systolische Myokardgeschwindigkeit (S) der Jährlinge signifikant niedriger als die der zweijährigen Pferde ($p=0,033$). Insgesamt war jedoch keine nennenswerte Tendenz zu erkennen. Die frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit (E) der Fohlen in der rechten freien Ventrikelwand war signifikant niedriger als die der zweijährigen Pferde ($p=0,010$, Abb. 23). Dieser Unterschied war sehr signifikant und die Tendenz der Werte insgesamt bis zur Gruppe der Zweijährigen ansteigend. Die älteste Gruppe fiel in ihrem Durchschnittswert wieder leicht ab. Der Abfall des Durchschnittswertes war dennoch nicht signifikant. Bei der spätdiastolischen Myokardgeschwindigkeit (A) gab es keine signifikanten Unterschiede zwischen den vier Altersgruppen.

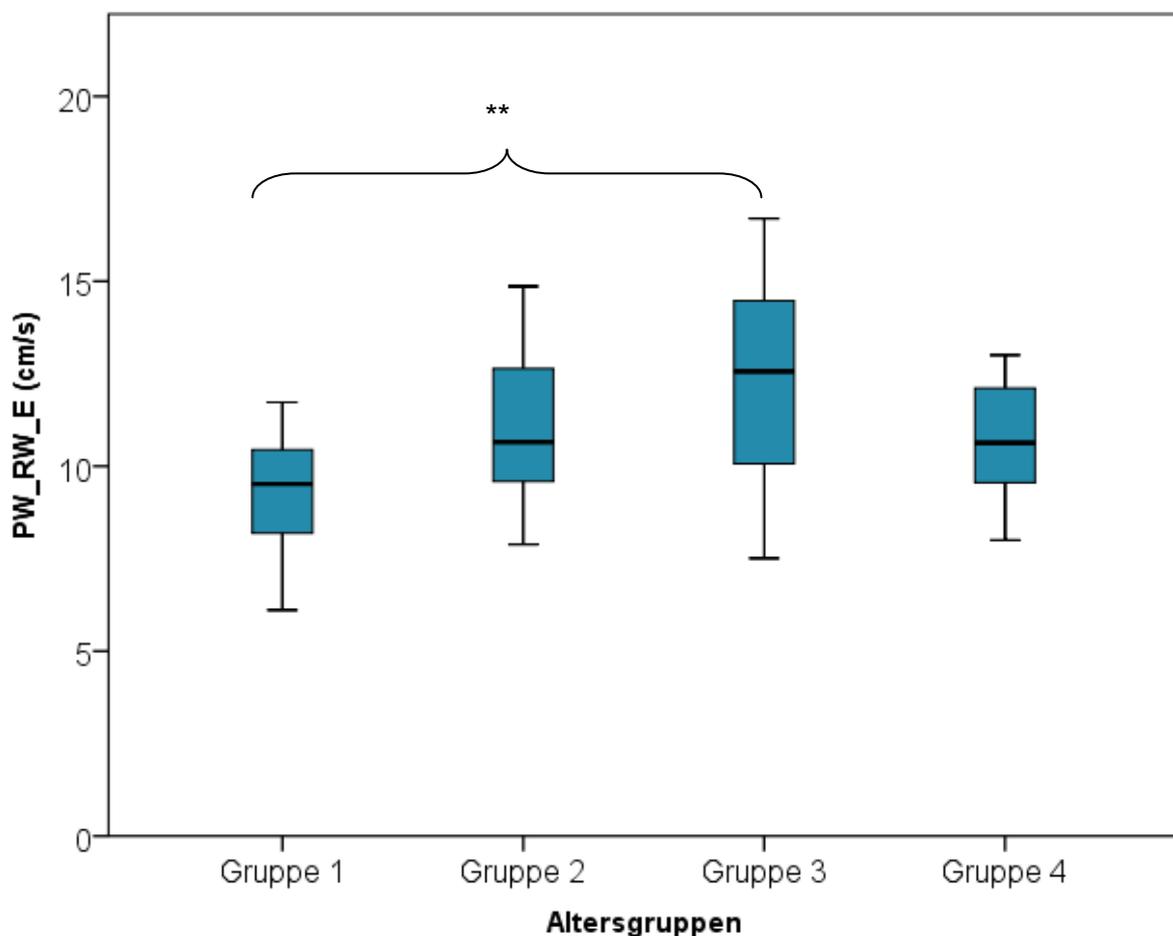


Abbildung 23: Mit dem Spektralgewebedoppler gemessene frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit der rechten Wand (PW_RW_E) in Abhängigkeit von der Altersklasse, sehr signifikanter (**) Unterschied zwischen den Fohlen (Gruppe 1) und zweijährigen Pferden (Gruppe 3).

4.4.3.2.1 Univariable Einflüsse auf die Spektralgewebedopplerparameter

In der univariablen Analyse der Spektralgewebedopplerparameter hatte das Alter einen signifikanten, positiven Einfluss sowohl auf die frühdiastolische Welle (E) und die spätdiastolische Welle (A) der linken freien Ventrikelwand als auch auf die frühdiastolische Welle (E) des Interventrikularseptums (Anhang, Tab. 33). Das Gewicht der untersuchten Pferde hatte einen signifikanten, positiven Einfluss auf die Hälfte der Spektralgewebedopplerparameter. Erneut waren in allen Lokalisationen die frühdiastolischen Wellen (E) signifikant beeinflusst (Anhang, Tab. 34). Je größer das Gewicht der Probanden, desto höher waren diese Parameter ausgeprägt. Grafisch ist eine steigende Tendenz der Werte mit steigendem Gewicht erkennbar (Anhang, Abb. 33). Die Größe der Pferde hatte auf mehr als die Hälfte der erhobenen Spektralgewebedopplerparameter einen signifikanten Einfluss. In der linken sowie in der rechten freien Ventrikelwand wurden jeweils die frühdiastolische (E) und die spätdiastolische (A) Welle signifikant positiv durch die Größe der Pferde beeinflusst. Im Interventrikularseptum wurden hingegen die systolische (S) und die frühdiastolische (E) Myokardgeschwindigkeit signifikant positiv durch die Größe der untersuchten Pferde beeinflusst (Anhang, Tab. 35). Das Geschlecht hatte auf keinen der erhobenen Spektralgewebedopplerparameter einen signifikanten Einfluss (Anhang, Tab. 36). Die Herzfrequenz der untersuchten Pferde hatte nur auf wenige Parameter der Spektralgewebedoppleruntersuchung einen signifikanten Einfluss (Tab. 37). Lediglich die systolische (S) und die frühdiastolische (E) Welle der linken freien Ventrikelwand sowie die systolische Welle (S) des Interventrikularseptums waren signifikant durch die Herzfrequenz beeinflusst. Die systolischen (S) Wellen der linken freien Ventrikelwand und des Interventrikularseptums wurden dabei positiv, die frühdiastolische Welle (E) der linken freien Ventrikelwand negativ beeinflusst. Diese Ergebnisse lassen sich in den Punktdiagrammen nachvollziehen (Abb. 34, 35): Je höher die Herzfrequenz, desto höher war die systolische Welle (S) ausgeprägt. Bei der frühdiastolischen Welle (E) der linken freien Ventrikelwand hingegen sank die Höhe der Welle mit steigender Herzfrequenz.

4.4.3.2.2 Multivariable Einflüsse auf die Spektralgewebedopplerparameter

In der multivariablen Analyse hatte die Herzfrequenz auf die meisten Parameter einen signifikanten positiven Einfluss. Lediglich die frühdiastolischen Wellen (E) in allen drei Lokalisationen wurden nicht signifikant durch die Herzfrequenz beeinflusst.

Das Alter hatte nur punktuell einen negativen, signifikanten Einfluss und die Größe nur einen positiven, signifikanten Einfluss auf jeweils einen Parameter. Das Gewicht hatte auf drei Parameter einen signifikanten, positiven Einfluss (Tab. 13). Das korrigierte r^2 war inhomogen und erstreckte sich von 0 bis 0,32.

Tabelle 13: *Multivariable Einflüsse auf die Spektralgewebedopplerparameter, p-Werte, korrigiertes r^2 , signifikante Einflüsse hervorgehoben.*

PW_LW_S = systolische Myokardgeschwindigkeit in der linken freien Ventrikelwand; PW_LW_E = frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit in der linken freien Ventrikelwand; PW_LW_A = spätdiastolische Myokardgeschwindigkeit in der linken freien Ventrikelwand; PW_LW_IVC = Myokardgeschwindigkeit der isovolumetrischen Kontraktion der linken freien Ventrikelwand; PW_IVS_S = systolische Myokardgeschwindigkeit im Interventrikularseptum; PW_IVS_E = frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit im Interventrikularseptum; PW_IVS_A = spätdiastolische Myokardgeschwindigkeit im Interventrikularseptum; PW_RW_S = systolische Myokardgeschwindigkeit in der rechten freien Ventrikelwand; PW_RW_E = frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit in der rechten freien Ventrikelwand; PW_RW_A = spätdiastolische Myokardgeschwindigkeit in der rechten freien Ventrikelwand; n.u.=nicht untersucht

Technik	Variable	p-Werte					R ² korr.
		Alter	Gewicht	Größe	HR	Geschlecht	
PW	PW_LW_S	0,4443	n.u.	0,4340	0,0024	0,3783	0,1449
	PW_LW_E	n.u.	0,7090	0,2412	0,4468	0,1633	0,3212
	PW_LW_A	0,4101	n.u.	0,1426	0,0239	0,2700	0,1830
	PW_LW_IVC	0,3874	0,7072	0,7287	n.u.	0,6106	0,0000
	PW_IVS_S	0,1079	0,4121	n.u.	0,0041	0,0719	0,2723
	PW_IVS_E	0,1787	0,0442	n.u.	0,4455	0,3274	0,1525
	PW_IVS_A	0,4529	0,1499	0,0176	0,0135	n.u.	0,0987
	PW_RW_S	0,2096	0,0344	n.u.	0,0215	0,3889	0,0852
	PW_RW_E	0,0057	0,0011	n.u.	0,4589	0,1962	0,2384
	PW_RW_A	0,0699	0,3661	0,1315	0,0157	n.u.	0,2309

4.4.4 Ergebnisse des 2D-Speckle Trackings

Die Mittelwerte der vier Altersgruppen verdeutlichen, dass die Strain insgesamt mit steigendem Alter der Pferde eine steigende Tendenz hatte. Im Gegensatz dazu verringerte sich die Strain Rate tendenziell je älter die Pferde waren (Tab. 14).

Tabelle 14: Radiale Strain (SR, angegeben in %) und radiale Strain Rate (SrR, angegeben in s^{-1}) der vier Altersgruppen, Mittelwerte und Standardabweichung.

SR_IVS_G=radiale Strain im Interventrikularseptum; SrR_IVS_S=systolische radiale Strain Rate des Interventrikularseptums; SrR_IVS_E=frühdiastolische radiale Strain Rate des Interventrikularseptums; SrR_IVS_A=spät-diastolische radiale Strain Rate des Interventrikularseptums; SR_LW_G=radiale Strain in der linken Wand; SrR_LW_S=systolische radiale Strain Rate der linken Wand; SrR_LW_E=frühdiastolische radiale Strain Rate der linken Wand; SrR_LW_A=spät-diastolische radiale Strain Rate der linken Wand

	Gruppe 1	Gruppe 2	Gruppe 3	Gruppe 4
Parameter	Fohlen	Jährlinge	Zweijährige	Dreijährige
SR_IVS_G	56,3 ± 13,6	69,5 ± 13,6	65,8 ± 10,2	68,8 ± 10,1
SrR_IVS_S	1,9 ± 0,3	1,5 ± 0,2	1,5 ± 0,2	1,5 ± 0,3
SrR_IVS_E	2,9 ± 0,5	2,4 ± 0,4	2,3 ± 0,5	2,4 ± 0,5
SrR_IVS_A	0,9 ± 0,3	0,9 ± 0,3	0,8 ± 0,4	0,9 ± 0,3
SR_LW_G	65,8 ± 15,8	73,4 ± 12,9	63,5 ± 15,4	70,9 ± 14,5
SrR_LW_S	2,3 ± 0,4	1,7 ± 0,3	1,6 ± 0,4	1,6 ± 0,3
SrR_LW_E	2,7 ± 0,6	2,5 ± 0,5	2,2 ± 0,5	1,9 ± 0,5
SrR_LW_A	1,6 ± 0,6	1,5 ± 0,5	1,2 ± 0,5	1,3 ± 0,3

Der Einzelgruppenvergleich ergab, dass die radiale Strain im Interventrikularseptum bei den Fohlen am niedrigsten ausgeprägt war. Zwischen den Fohlen und den Jährlingen war der Unterschied signifikant ($p=0,040$; Abb. 24). Die Tendenz der Strain-Werte war insgesamt ansteigend, jedoch waren die Unterschiede zwischen den anderen drei Gruppen nicht signifikant.

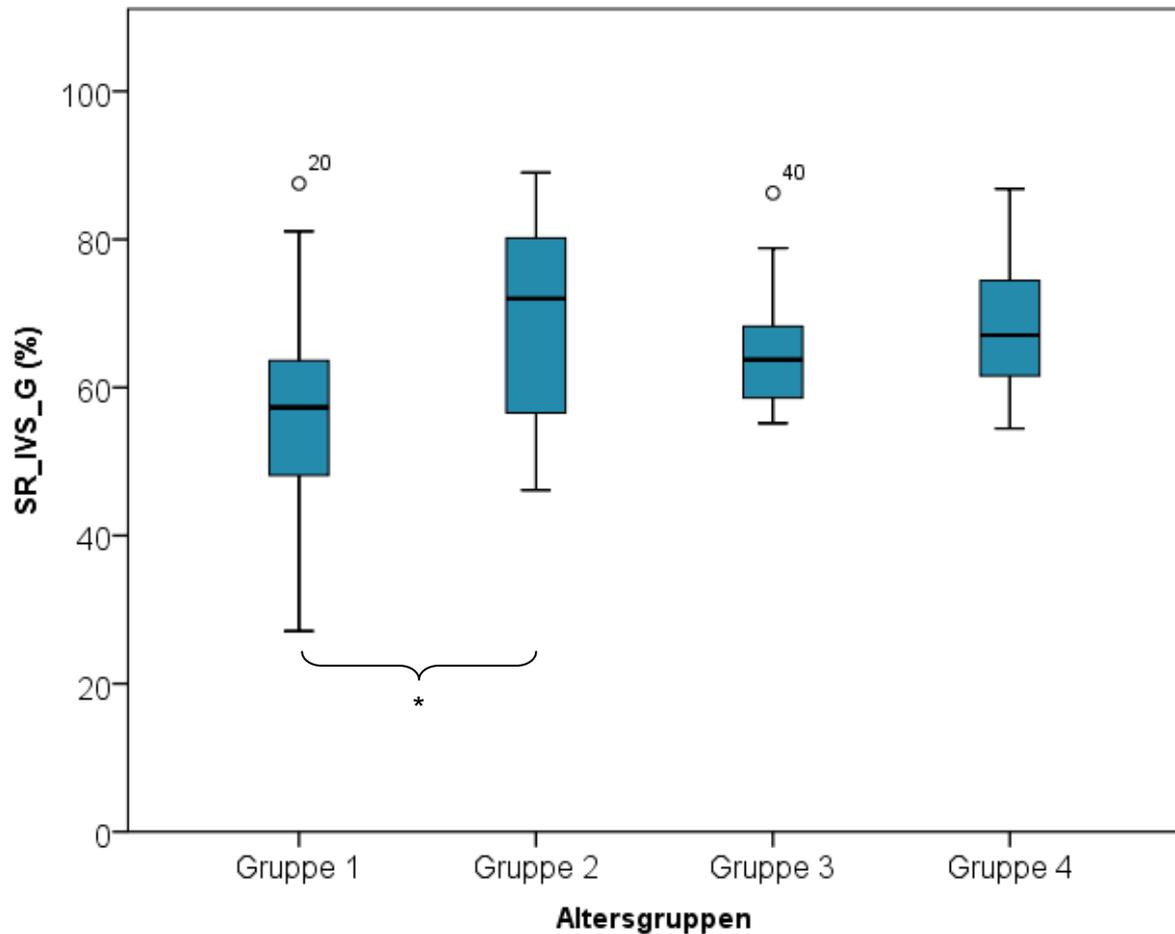


Abbildung 24: Zusammenhang zwischen der radialen Strain im Interventrikularseptum (SR_IVS_G) und der Altersklasse, signifikanter (*) Unterschied zwischen den Fohlen (Gruppe 1) und Jährlingen (Gruppe 2).

Die kleinen Kreise stellen Ausreißer-Messwerte dar.

Weiterhin gab es hochsignifikante Unterschiede ($p < 0,001$) zwischen den Fohlen und den anderen Altersklassen bei der systolischen radialen Strain Rate im Interventrikularseptum (Abb. 25). Die Tendenz war absteigend und somit zeigten die Fohlen die höchste systolische radiale Strain Rate. Die anderen Gruppen unterschieden sich nicht signifikant voneinander.

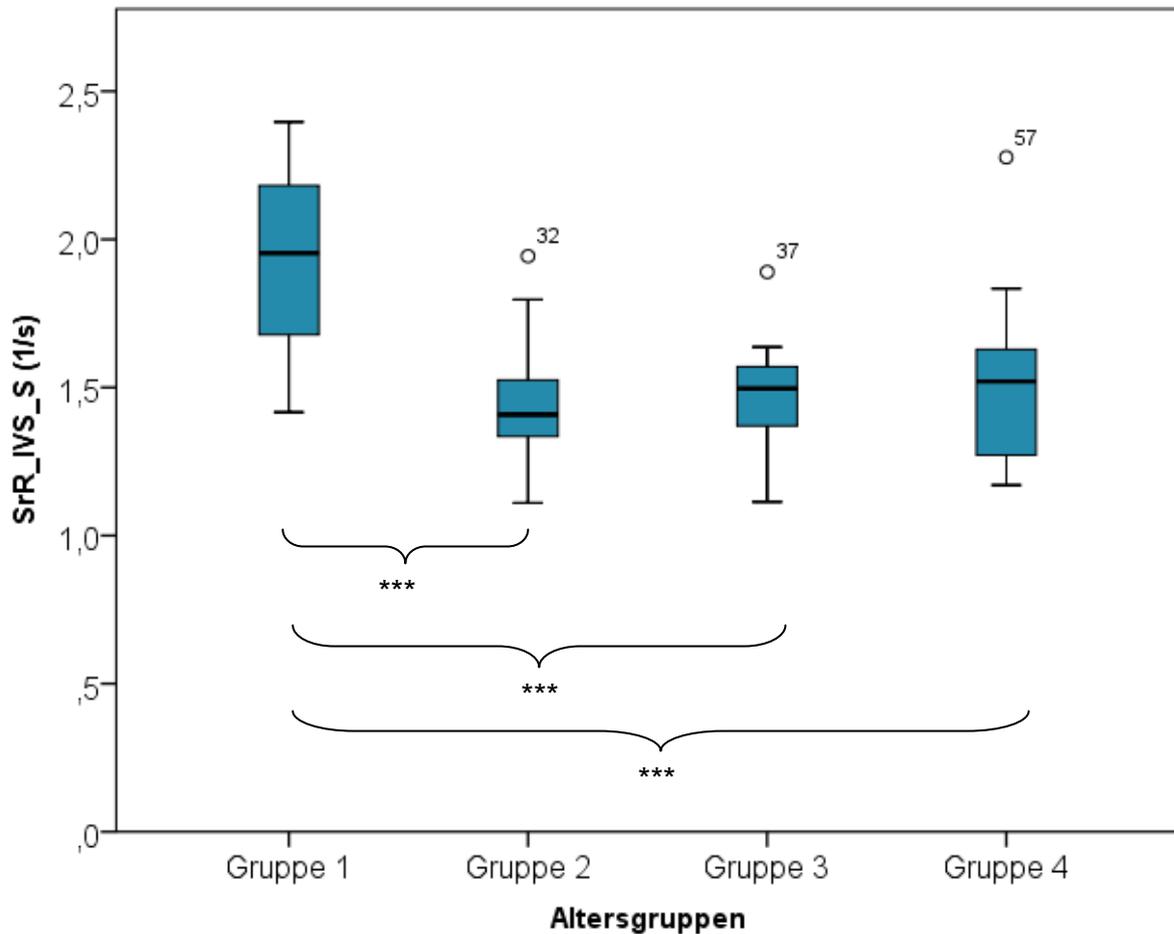


Abbildung 25: Systolische radiale Strain Rate des Interventrikularseptums (SrR_IVS_S) in Abhängigkeit von der Altersklasse, hochsignifikante (***) Unterschiede zwischen den Fohlen (Gruppe 1) und den drei anderen Altersklassen.

Die kleinen Kreise stellen Ausreißer-Messwerte dar.

In der frühdiastolischen (E) radialen Strain Rate des Interventrikularseptums gab es einen signifikanten Unterschied zwischen den Fohlen und den zweijährigen Pferden ($p=0,02$). Auch hier zeigten die Fohlen die höchste frühdiastolische radiale Strain Rate von allen Gruppen. Die Tendenz der Werte war fallend. In der spät-diastolischen (A) radialen Strain Rate unterschieden sich die Gruppen nicht signifikant voneinander. Betrachtete man die Strain und Strain Rate-Ergebnisse der linken freien Ventrikelwand, waren die Unterschiede zwischen den Gruppen ähnlich zu denen im Interventrikularseptum. Im Gegensatz zum Interventrikularseptum gab es bei der radialen Strain der linken freien Ventrikelwand jedoch keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen. Bei der systolischen (S) sowie auch bei der frühdiastolischen (E) radialen Strain Rate der linken freien Ventrikelwand wurden

signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen festgestellt. Die systolische radiale Strain Rate (S) der Fohlen war von allen Gruppen am höchsten ausgeprägt und zeigte hochsignifikante Unterschiede ($p < 0,001$) zu allen anderen Altersklassen (Abb. 26). Die Ausprägung des Parameters von Gruppe 1 bis Gruppe 4 hatte eine fallende Tendenz.

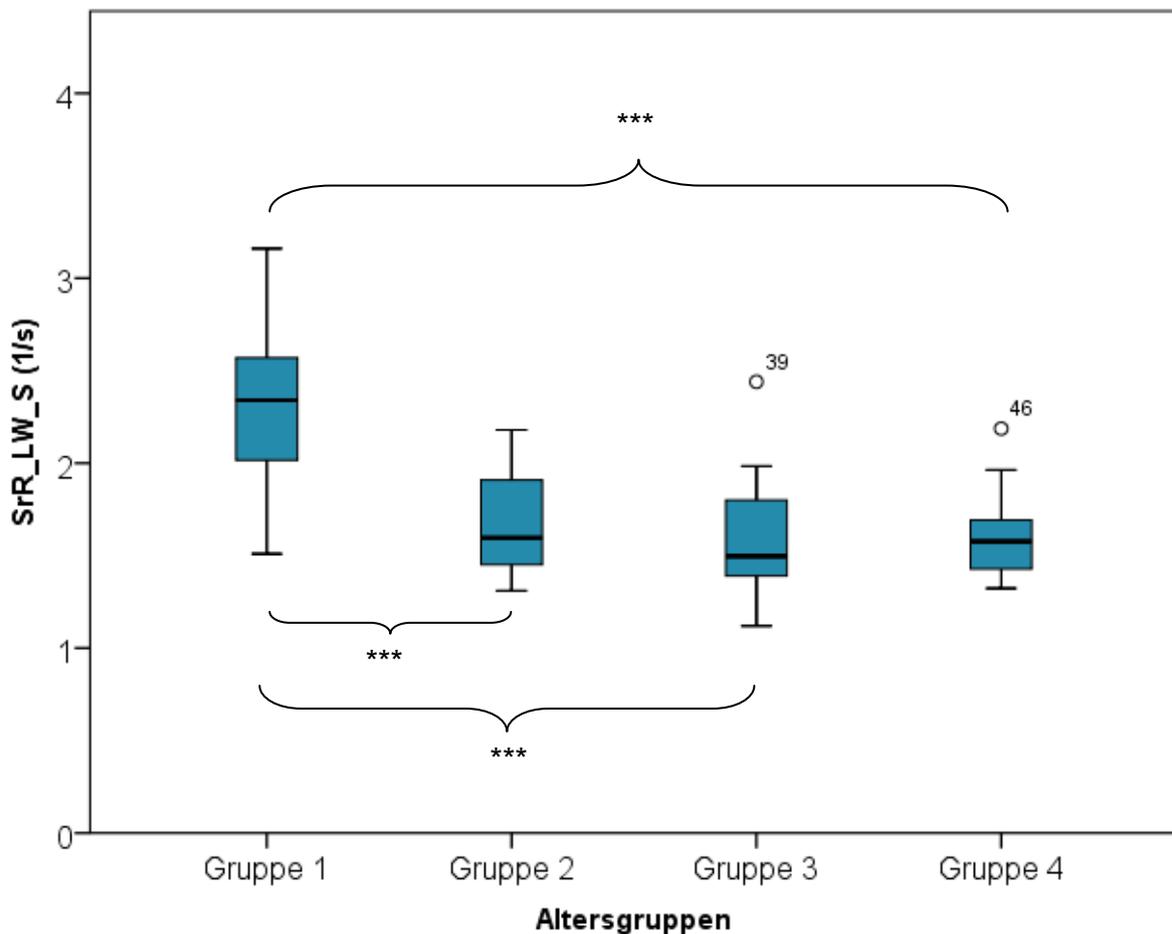


Abbildung 26: Systolische radiale Strain Rate der linken freien Ventrikelwand (SrR_LW_S) im Zusammenhang mit der Altersgruppe, hochsignifikante (***) Unterschiede zwischen den Fohlen (Gruppe 1) und den drei anderen Altersklassen.

Die kleinen Kreise stellen Ausreißer-Messwerte dar.

Die Fohlen zeigten den höchsten Mittelwert der frühdiastolischen (E) radialen Strain Rate, die Mittelwerte der anderen drei Gruppen verringerten sich mit steigendem Alter. Die frühdiastolische radiale Strain Rate (E) der Fohlen unterschied sich nur von den dreijährigen Pferden signifikant ($p = 0,002$, Abb. 27).

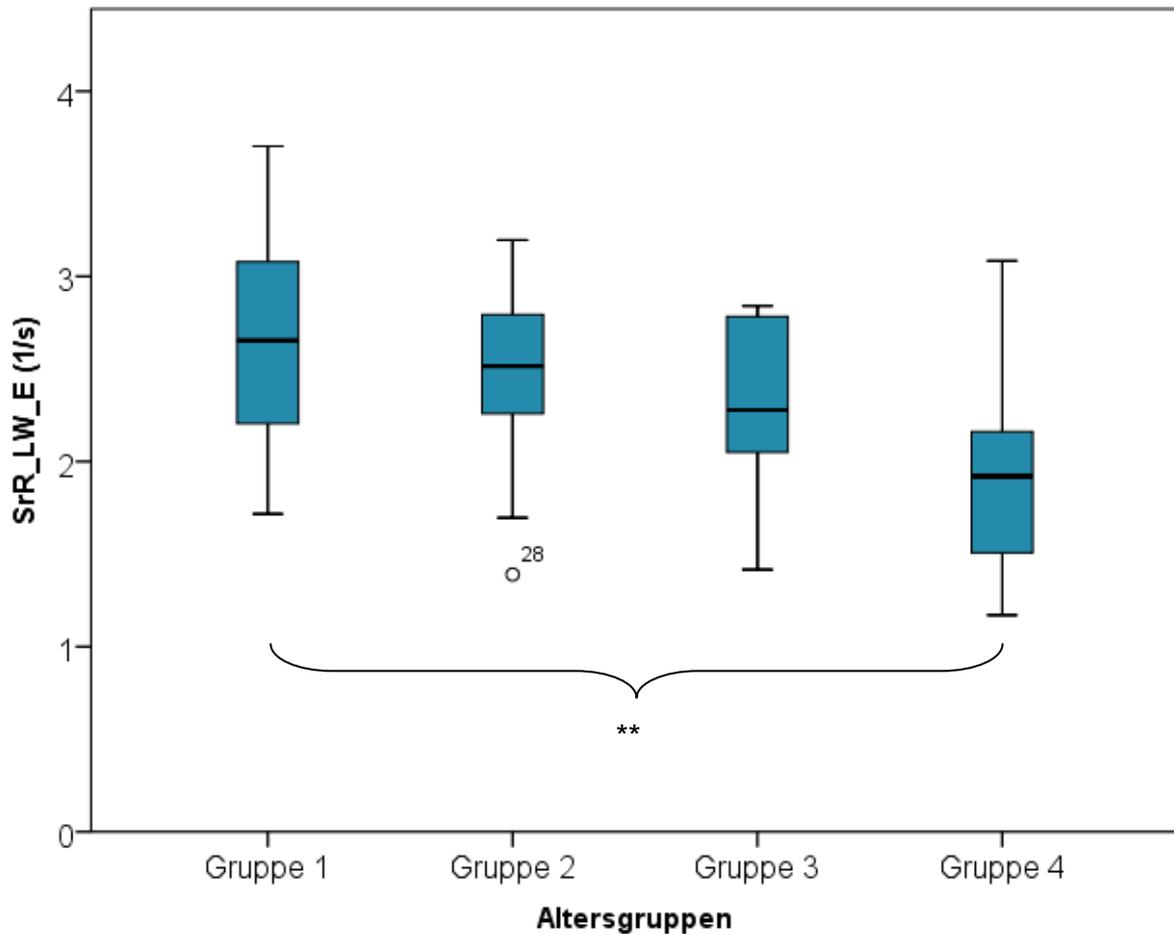


Abbildung 27: Frühdiastolische radiale Strain Rate der linken freien Ventrikelwand (SrR_LW_E) in Abhängigkeit von der Altersklasse, sehr signifikanter (**) Unterschied zwischen den Fohlen (Gruppe 1) und den dreijährigen Pferden (Gruppe 4).

Der kleine Kreis stellt einen Ausreißer-Messwert dar.

4.4.4.1 Univariable Einflüsse auf Strain und Strain Rate

Bis auf die spätdiastolische (A) radiale Strain Rate des Interventrikularseptums und die Strain in der linken freien Ventrikelwand hatte das Alter auf alle Parameter einen signifikanten Einfluss (Anhang, Tab. 38). Der Einfluss auf die Strain im Interventrikularseptum war positiv: Je älter die Probanden, desto größer war die Strain ausgeprägt. Die Kurven der radialen Strain Rate im Interventrikularseptum und der linken freien Ventrikelwand waren negativ durch das Alter beeinflusst: So sank die radiale Strain Rate mit steigendem Alter der Pferde (Anhang, Abb. 36). Der Einfluss des Gewichts auf Strain und Strain Rate stellte sich genauso dar wie der Einfluss des Alters (Anhang, Tab. 39): Der Einfluss des Gewichts war auf alle Parameter signifikant mit Ausnahme der spätdiastolischen (A) radialen Strain Rate

des Interventrikularseptums und der Strain der linken freien Ventrikelwand. Auch hier wurde die radiale Strain im Interventrikularseptum positiv durch das Gewicht beeinflusst. Auf die radiale Strain Rate hatte das Gewicht hingegen einen negativen Einfluss (Anhang, Abb. 37). Genau wie das Alter und das Gewicht, hatte die Größe der Pferde - mit Ausnahme der spätdiastolischen (A) radialen Strain des Interventrikularseptums und der radialen Strain der linken freien Ventrikelwand - auf alle Werte einen signifikanten Einfluss (Anhang, Tab. 40). Auch hier wurde die radiale Strain des Interventrikularseptums positiv und die radiale Strain Rate beider Lokalisationen negativ durch die Größe der Pferde beeinflusst (Anhang, Abb. 38). Das Geschlecht der Pferde hatte weder auf die radiale Strain noch auf die radiale Strain Rate einen signifikanten Einfluss (Anhang, Tab. 41). Die Herzfrequenz beeinflusste - mit Ausnahme der spätdiastolischen (A) radialen Strain Rate in beiden Lokalisationen - alle Strain- und Strain Rate-Parameter hochsignifikant (Anhang, Tab. 42): Je höher die Herzfrequenz, desto niedriger die radiale Strain und desto höher die radiale Strain Rate (Anhang, Abb. 39, 40).

4.4.4.2 Multivariable Einflüsse auf Strain und Strain Rate

Bezog man alle betrachteten Einflussvariablen gleichzeitig in die Analyse mit ein, so zeigten das Alter und das Gewicht jeweils einen vereinzelt signifikanten Einfluss auf die systolische radiale Strain Rate des Interventrikularseptums. Der Einfluss des Alters war hierbei positiv, der des Gewichts hingegen negativ. Die Größe hatte einen signifikanten negativen Einfluss auf die radiale Strain und die systolische radiale Strain Rate der linken freien Ventrikelwand. Die radiale Strain und die systolische radiale Strain Rate des Interventrikularseptums sowie die radiale Strain der linken freien Ventrikelwand wurden signifikant durch die Herzfrequenz beeinflusst, wobei die radiale Strain in beiden Lokalisationen negativ und die systolische radiale Strain Rate im Interventrikularseptum positiv durch die Herzfrequenz beeinflusst wurden (Tab.15). Das korrigierte r^2 reichte von 0,03 bis 0,45.

Tabelle 15: Multivariable Einflüsse auf Strain und Strain Rate, p-Werte, korrigiertes r^2 , signifikante Einflüsse hervorgehoben.

SR_IVS_G=radiale Strain im Interventrikularseptum; SrR_IVS_S=systolische radiale Strain Rate des Interventrikularseptums; SrR_IVS_E=frühdiastrische radiale Strain Rate des Interventrikularseptums; SrR_IVS_A=spätdiastrische radiale Strain Rate des Interventrikularseptums; SR_LW_G=radiale Strain in der linken Wand; SrR_LW_S=systolische radiale Strain Rate der linken Wand; SrR_LW_E=frühdiastrische radiale Strain Rate der linken Wand; SrR_LW_A=spätdiastrische radiale Strain Rate der linken Wand

Technik	Variable	p-Werte					R ² korr.
		Alter	Gewicht	Größe	HR	Geschlecht	
2D-ST	SR_IVS_G	0,7701	0,4806	n.u.	<0,001	0,0873	0,2915
	SrR_IVS_S	0,0107	0,0051	n.u.	0,0291	0,6232	0,4241
	SrR_IVS_E	n.u.	0,5362	0,4675	0,1076	0,6196	0,1864
	SrR_IVS_A	0,0882	0,3636	0,7352	0,8690	n.u.	0,0285
	SR_LW_G	0,6009	n.u.	0,0318	<0,001	0,4345	0,1530
	SrR_LW_S	0,2906	n.u.	0,0091	0,4472	0,2168	0,4478
	SrR_LW_E	0,2386	0,3464	0,0942	n.u.	0,1228	0,2981
	SrR_LW_A	0,2686	0,3429	0,3000	n.u.	0,5414	0,0441

4.4.5 Variationskoeffizienten innerhalb der Messungen von drei aufeinanderfolgenden Herzzyklen

Für den Großteil aller 2D- und M-Mode-Messungen lag der Variationskoeffizient (CV) innerhalb der drei aufeinanderfolgenden Messungen bei $\leq 5\%$. Damit besitzen diese Messungen eine sehr niedrige Variabilität von einem Herzzyklus zum nächsten. Lediglich drei Parameter aus der M-Mode-Untersuchung - das Schlagvolumen (SV), das enddiastolische Volumen (EDV) und die systolische Dicke der linksventrikulären Wand (LVPWs) - wiesen einen Variationskoeffizienten zwischen 5% und 10% auf, was noch einer niedrigen Variabilität entspricht. Die im Gewebedoppler-Modus erhobenen Parameter demonstrieren insgesamt höhere Variationskoeffizienten. Bis auf die systolische und spätdiastrische Myokardgeschwindigkeit (S und A) des Interventrikularseptums, welche einen CV von $\leq 15\%$ aufzeigten, konnten alle mit

dem Spektralgewebedoppler erhobenen Parameter eine niedrige Variabilität von $\leq 10\%$ aufweisen. Die in der linken freien Wand gemessenen Myokardgeschwindigkeiten legten einen CV $\leq 5\%$ dar, was einer sehr niedrigen Variabilität entspricht. Unter denen mit Hilfe des 2D-Speckle Trackings gemessenen Parametern befand sich der Großteil der errechneten Variationskoeffizienten zwischen 5% und 15%. Sowohl die spätdiastolische radiale Strain Rate im Interventrikularseptum als auch die in der linken Wand legten mit Variationskoeffizienten von $>30\%$ mit Abstand die höchste Variabilität zwischen den drei aufeinanderfolgenden Messungen dar (Anhang, Tab. 48).

5 Diskussion

5.1 Probandengut

Wie bereits bei anderen echokardiografischen Studien bei Pferden (Michutta 2011; Gehlen et al. 2005; Schefer et al. 2010) bestand auch das Probandengut dieser Studie aus deutschen Warmblütern. In der hier vorliegenden Studie handelte es sich hingegen ausschließlich um Pferde der Rassen Oldenburger, Hannoveraner, Westfalen und Holsteiner, also aus Pferden der bekanntesten deutschen Warmblutrassen. Grund für diese Fokussierung war, dass diese Pferde sich konstitutionell sehr ähnlich sind. Das Besondere an dieser Studie stellt die Altersverteilung der Probanden dar. Bisher wurden lediglich Vollblutfohlen (Slack et al. 2012; Collins et al. 2010; Matur und Gür 2011), spanische Fohlen (Rovira und Munoz 2009) sowie Ponyfohlen (Lombard et al. 1984) echokardiografisch untersucht. Die bisher durchgeführten Studien an jungen Pferden untersuchten zudem meistens nur Fohlen im Verlauf bis zum 4. Monat post partum (Collins et al. 2010) und bis zu einem Alter von drei Monaten (Lombard et al. 1984). Lediglich Matur et al. untersuchten eine größere Gruppe von Vollblutfohlen wiederholt echokardiografisch bis zu einem Alter von zwei Jahren (Matur und Gür 2011). In der Studie von Rovira et al. wurden Fohlen im Alter von drei Wochen bis zum Jährlingsalter untersucht (Rovira und Munoz 2009). Keine der aufgeführten Studien befasste sich jedoch mit Pferden vom Fohlenalter bis hin zum dreijährigen Pferd. Durch die bisher durchgeführten echokardiografischen Studien an Fohlen und im Wachstum befindlichen Pferden wird deutlich, dass noch nie zuvor Pferde der Warmblutrassen als Fohlen oder Jungpferde echokardiografisch untersucht wurden. Die besondere Bedeutung des hier untersuchten Probandenguts wird weiterhin dadurch deutlich, dass weder Fohlen der Warmblutrassen noch Fohlen anderer Rassen jemals mittels der Gewebedopplerechokardiografie oder des 2D-Speckle Trackings untersucht wurden. Allein in einer anderen Studie wurden im Wachstum befindliche zweijährige Vollblüter mittels der Gewebedopplerechokardiografie untersucht (Sepulveda et al. 2005). Auf Grund ihres hohen Temperaments sind junge Warmblüter keine einfach zu untersuchenden Probanden. Es gestaltete sich teilweise sehr schwierig, die jungen Pferde und Fohlen für den gesamten Zeitraum der Untersuchung ruhig zu halten. Für Folgestudien wäre es deshalb

empfehlenswert, die Probanden zu sedieren, auch wenn dies wiederum Einfluss auf die Myokardbewegungen nimmt (Gehlen und Nagel 2014). Der Einfluss einer Sedierung mit Romifidin auf die Myokardgeschwindigkeiten adulter Pferde wurde bereits validiert (Gehlen und Nagel 2014). Die Sedierung der jungen Patienten könnte eine Möglichkeit sein, die Bildqualität sowie auch die Sicherheit für den Untersucher, die Helfer und die Gerätschaften zu erhöhen und somit auch die Vergleichbarkeit zu verbessern.

5.2 B- und M-Mode-Untersuchungen

Als Grundlage jeder echokardiografischen Untersuchung dienen die B- und M-Mode-Untersuchungen, da sie dem diagnostischen Standard entsprechen. Auf Grund der bisher fehlenden echokardiografischen Untersuchungen an präadulten Warmblutpferden sind auch die Ergebnisse der echokardiografischen Voruntersuchung mittels B- und M-Mode dieser Studie von besonderem Interesse. Die Ergebnisse aus der B- und M-Mode-Untersuchung legen dar, wie sich das Pferdeherz in den ersten Lebensmonaten und -jahren entwickelt. Ferner belegen sie, dass im Zuge des Körperwachstums auch das Pferdeherz deutlich wächst. Dabei handelt es sich um ein logarithmisches Wachstum. Die Ergebnisse verdeutlichen, dass der Verlauf des Größenwachstums der Pferde fast identisch zu den Kurven der Herzdimensionen (wie beispielsweise dem Mitralklappendiameter) verläuft. Die in dieser Studie beobachtete Proportionalität des Herzwachstums zu dem Größenwachstum zeigte sich auch in Forschungsergebnissen aus der Humanmedizin (Hudlicka und Brown 1996). Die in der hier vorliegenden Studie gemessenen Parameter näherten sich einem endgültigen Wert an, welcher mit dem eines erwachsenen Pferdes verglichen werden kann. Dies wird in unserer Studie beispielsweise am Schlagvolumen deutlich. Das Herz wächst und mit zunehmender Größe kann es mehr Blutvolumen aufnehmen. Daraus folgend vergrößert sich auch das Schlagvolumen. Es nähert sich dem Wert eines ausgewachsenen Warmblüters an, welcher naturgemäß nicht ins Unermessliche steigen kann. Jedoch gibt es bisher keine Untersuchungen und aus diesem Grunde auch keine Normwerte für Fohlen oder Jungpferde der Warmblutrassen bis zu einem Alter von drei Jahren, sodass die in dieser Studie durchgeführten Untersuchungen nur unter Vorbehalt mit den bereits bei Vollblütern und Trabern durchgeführten Normwerterhebungen verglichen werden können (Patteson et al. 1995; Zucca et al. 2008; Collins et al. 2010; Matur und Gür 2011).

Trotz der Rasseunterschiede lagen fast alle für einen Vergleich zur Verfügung stehenden B- und M-Mode-Parameter (Linkes Atrium, Aortendiameter, Pulmonalklappendiameter, LVIDd/s, LVPWd/s, IVSd/s, FS%, EF%, EDV, ESV, SV) in demselben Rahmen, wie die in den genannten Studien erhobenen Parameter (Collins et al. 2010; Matur und Gür 2011; Rovira und Munoz 2009). Andere Autoren halten dagegen die Normwertvoraussage der Herzdimensionen auf der Grundlage von Daten verschiedener Rassen für unmöglich (Slater und Herrtage 1995). Jedoch befasste sich die angesprochene Studie nicht mit Fohlen, sondern untersuchte ausgewachsene Pferde. Trotz der geringen Anzahl an untersuchten Fohlen, lässt sich aus den Ergebnissen der hier vorliegenden Arbeit schließen, dass sich die Normalwerte gesunder Fohlen zwischen Vollblütern, spanischen Pferden und den hier untersuchten Warmblütern höchstwahrscheinlich nicht grundlegend unterscheiden. Obwohl die von Marr et al. entwickelte Formel zur Normwertberechnung der M-Mode-Parameter mit Hilfe des Gewichts aus einer Untersuchung an Vollblutfohlen stammt, waren die Werte der in dieser Studie untersuchten Fohlen mit denen der Vollblutfohlen vergleichbar. Die Ergebnisse der hier untersuchten Fohlen lagen innerhalb der mit Hilfe der Formel von Marr et al. errechneten Normwerte (Marr und Patteson 2010). Die B- und M-Mode-Ergebnisse in unserer Studie weisen darauf hin, dass der größte und schnellste Teil des Herzwachstums bereits im Alter von 3 Wochen bis 4,5 Monaten stattfindet. Schon bei der zweiten untersuchten Gruppe war die Steigerung des Wachstums deutlich geringer als bei den Fohlen. Dieses schnelle Wachstum des Herzens in den ersten Lebensmonaten konnte bereits in anderen Studien - beispielsweise bei Ponyfohlen (Lombard et al. 1984) und Hunden (Diez-Prieto et al. 2010) - beobachtet werden. Insgesamt können die Ergebnisse der echokardiografischen Standarduntersuchung als Orientierung für weitere Untersuchungen angesehen werden, da sie erstmals die Entwicklung der Parameter vom Fohlen bis zum jungen adulten Warmblutpferd aufzeigen. Um verlässliche Normwerte für Fohlen und Jungpferde der deutschen Warmblutrassen zu erstellen, ist es vonnöten, eine deutlich größere Probandengruppe unter standardisierten Bedingungen zu untersuchen. Es sollte hierbei auf eine einheitliche Altersverteilung innerhalb der Pferdegruppen geachtet werden.

5.3 Gewebedoppler

Die Gewebedopplerechokardiografie stellt eine moderne und sensible Methode dar, um die Ventrikelfunktion und die Integrität des Myokards in der Humanmedizin (Knebel et al. 2009; McMahon et al. 2004) sowie auch inzwischen in der Veterinärmedizin (Decloedt et al. 2013a; Sepulveda et al. 2005; Chetboul et al. 2006b; Chetboul et al. 2004b) zu untersuchen und zu beurteilen. In der eigenen Studie sollte der Fokus auf die Erforschung der Praktikabilität und Durchführbarkeit der Methoden bei Fohlen und jungen, noch im Wachstum befindlichen Warmblutpferden untersucht sowie der Einfluss von Alter und Wachstum auf die Ausprägung der Parameter evaluiert werden. Unter anderem weil das Pferd im Gegensatz zum Kleintier (Wagner 2005; Killich 2006) eine relativ niedrige Ruheherzfrequenz hat, bereitete die Identifizierung der systolischen (S), der frühdiastolischen (E) und der spätdiastolischen (A) Myokardgeschwindigkeiten in der hier vorliegenden Studie keine Schwierigkeiten. Diese drei Wellenpeaks konnten auch in vorherigen Untersuchungen beim Pferd einfach identifiziert werden (Decloedt et al. 2013a; Schwarzwald et al. 2009a). Die Identifizierung der isovolumetrischen Wellenpeaks (isovolumetrische Kontraktion und Relaxation) bereitete hingegen teilweise Schwierigkeiten. Auch andere Autoren berichteten bereits von Problemen bei der genauen Identifizierung dieser beiden Parameter (Schwarzwald et al. 2009a; Decloedt et al. 2013a). Meistens konnte die isovolumetrische Relaxation nicht sicher bestimmt werden (Nagel 2012; Neukirch 2012). In der hier vorliegenden Studie wurde aus den genannten Gründen nur die sicher identifizierbare isovolumetrische Kontraktion der linken freien Ventrikelwand in die Auswertungen mit einbezogen. Das Setzen von Zeitmarkern war in der eigenen Studie vor allem bei den Fohlen nicht möglich, da die für den humanmedizinischen Gebrauch ausgelegten Gerätschaften häufig die Herzfrequenz doppelt zählten, sprich während eines Herzzyklus jeweils zweimal Aortenklappenschluss und -öffnung anzeigten. Dies hätte zu einer fehlerhaften Auswertung geführt. Da jedoch die Wellenpeaks auch ohne Zeitmarker gut zu identifizieren waren, wurde hier auf Grund der beschriebenen Komplikationen auf das Setzen von Zeitmarkern verzichtet. Wie bereits in zahlreichen Studien nachgewiesen wurde (Schwarzwald et al. 2009a; Sepulveda et al. 2005), waren auch in der hier vorliegenden Arbeit die Ergebnisse aus der Farbgewebedoppler- und der Spektralgewebedoppleruntersuchung nicht gegeneinander austauschbar. Ursache

hierfür war, dass die vom Spektralgewebedoppler gemessenen Parameter höhere Werte annahmen als die vom Farbgewebedoppler ermittelten mittleren Myokardgeschwindigkeiten.

Die Streuung der mit Hilfe des Gewebedopplers gemessenen Parameter war deutlich höher als die Streuung der B- und M-Mode-Ergebnisse. Folglich gestaltet es sich schwierig, Normwerte für die Myokardgeschwindigkeiten festzulegen. Auch in der Kleintiermedizin beim Hund (Killich 2006) sowie in der Humanmedizin durch Studien an Kindern wurde festgestellt, dass sich der Normalbereich der Myokardgeschwindigkeiten über einen relativ weiten Rahmen erstreckt (Kapusta et al. 2000). Zur Erstellung verlässlicher Gewebedoppler-Normwerte bei Warmblutfohlen und präadulten Warmblütern sind weitere Studien nötig, die eine größere Kohortenzahl pro Gruppe beinhalten. Dennoch stellen die hier vorliegenden Ergebnisse einen ersten Schritt zur Normwerterstellung von Myokardgeschwindigkeiten bei Fohlen und jungen Warmblutpferden dar. Wie bereits in Untersuchungen aus der Humanmedizin bei Kindern belegt (Harada et al. 2000; Kapusta et al. 2000; Rychik und Tian 1996; Mori et al. 2000), erwies sich auch in der hier vorliegenden Studie die frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit (E) als die schnellste in allen drei Lokalisationen und die frühdiastolische Welle (E) der linken freien Ventrikelwand als die schnellste detektierte Myokardgeschwindigkeitswelle insgesamt. Die mittels der beiden Methoden (Farb- und Spektralgewebedoppler) gemessenen frühdiastolischen Wellen (E) zeigten in der hier vorliegenden Studie von den Fohlen bis hin zu den dreijährigen Pferden in allen drei untersuchten Lokalisationen eine ansteigende Tendenz. Zu diesem Ergebnis kamen auch Wissenschaftler, welche Studien mit Kindern durchführten (Harada et al. 2000; Mori et al. 2000; Eidem et al. 2004; Notomi et al. 2006). Eine mögliche Erklärung für den bereits bei Kindern festgestellten und auch in der hier vorliegenden Studie beim Fohlen bestätigten Anstieg der frühdiastolischen Myokardgeschwindigkeiten (E) mit steigendem Alter könnte sein, dass das neonatale Myokard auf Grund von ultrastrukturellen Unterschieden zum erwachsenen Myokard (Marijanowski et al. 1994) weniger elastisch ist und sich weniger durch aktive Spannung bewegt als das adulte Myokard (Romero et al. 1972). Eine Studie an kleinen Nagetieren konnte feststellen, dass eine erhöhte Proteinsynthese in der frühen postnatalen Periode zu Veränderungen in der Genexpression der Myosinisoformen führt. Dabei kommt es zu einem Austausch der

langsamen β -Myosin Heavy Chains zu den schnelleren α -Formen (Hudlicka und Brown 1996). Ähnliche Vorgänge könnten auch beim Pferdeherzen die ansteigende Tendenz der frühdiastolischen Myokardgeschwindigkeiten erklären. Weiterhin stellten die oben genannten Autoren fest, dass es mit dem Älterwerden der Kinder auch zu einem Anstieg der systolischen Myokardgeschwindigkeiten (S) in den verschiedenen Lokalisationen kommt (Notomi et al. 2006; Lorch et al. 2008; Eidem et al. 2004; Mori et al. 2000; Harada et al. 2000). Diese Ergebnisse aus der Humanmedizin waren in der hier vorliegenden Studie jedoch nicht eindeutig nachvollziehbar. Bei der hier durchgeführten Untersuchung an Fohlen und jungen Warmblütern war in der linken sowie auch in der rechten Ventrikelwand kein eindeutiger Trend der systolischen Myokardgeschwindigkeit (S) zu erkennen. Lediglich in der Farbgewebedopplermessung zeigte die systolische Welle (S) im Interventrikularseptum einen geringgradigen Aufwärtstrend der Myokardgeschwindigkeit vom Fohlen bis zu den dreijährigen Pferden. Dieser war jedoch nicht signifikant.

In humanmedizinischen Publikationen konnte keine Veränderung der spät-diastolischen Myokardgeschwindigkeit (A) mit steigendem Alter der Kinder festgestellt werden (Notomi et al. 2006; Lorch et al. 2008; Eidem et al. 2004; Mori et al. 2000; Harada et al. 2000). Auch bei den untersuchten Fohlen und Jungpferden in der hier vorliegenden Arbeit wurden keine signifikanten Veränderungen oder Trends der spät-diastolischen Welle (A) der linken freien Ventrikelwand festgestellt. Lediglich die mittels des Farbgewebedopplers ermittelte spät-diastolische Welle (A) der linken freien Ventrikelwand stieg von den Fohlen bis hin zu den dreijährigen Pferden geringgradig, aber nicht signifikant an. Beim Vergleich der Studien muss darauf hingewiesen werden, dass in den Humanstudien ausschließlich Untersuchungen mittels des Spektralgewebedopplers durchgeführt wurden. Teilweise stachen in unserer Arbeit die Ergebnisse der Gruppe 3 (Zweijährige) mit dem höchsten Mittelwert heraus (wie beispielsweise die mit dem Farbgewebedoppler gemessene frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit (E) in der rechten Wand). Da anhand der Boxplots deutlich wird, dass die Spannweite der Werte hier größer war als bei den anderen Gruppen, ist dieses Herausstechen aber eher auf Fehler in der Datenaquirierung zurückzuführen als auf ein besonderes Verhalten dieses Parameters in der Gruppe der Zweijährigen.

5.4 Speckle Tracking

Für die Ermittlung der radialen Strain und der radialen Strain Rate wurde in unserer Studie das 2D-Speckle Tracking eingesetzt, da es sich unter anderem wegen der Winkelunabhängigkeit und der Unempfindlichkeit gegenüber der Globalbewegung des Herzens bereits in anderen Studien als die beste Methode zur Messung der radialen Verformungsparameter etabliert hat (Teske et al. 2007). Studien aus der Humanmedizin belegen, dass Messungen aus dem apikalen Anschallwinkel bzw. aus der langen Achse heraus eine bessere Durchführbarkeit der Messungen erreichen (Bussadori et al. 2009). Die Analyse der Strain und Strain Rate mit Hilfe des 2D-Speckle Trackings wurde in der hier vorliegenden Studie aus der kurzen Achse durchgeführt. Dass das Tracking des Myokards beim Pferd aus der kurzen Achse dennoch akkurat genug ist (Decloedt et al. 2012b), könnte daran liegen, dass die Bildqualität hier insgesamt besser und zudem das Myokard der linken freien Ventrikelwand dicker ist (Decloedt et al. 2012b). Dennoch ist das Tracking des Myokards in der frühen Diastole oft nicht korrekt. Dieses Problem könnte darauf zurückzuführen sein, dass die Gerätschaften nicht für die Größe des Pferdeherzens ausgelegt sind, sondern ursprünglich für die Humanmedizin konzipiert wurden. Demzufolge kann mit den zur Verfügung stehenden technischen Gerätschaften aus der Humanmedizin kein perfektes Tracking des Pferdeherzens während der Diastole erreicht werden.

Unsere Ergebnisse zeigen, dass die radiale Strain vom Fohlen bis zum dreijährigen Pferd in beiden gemessenen Lokalisationen eine ansteigende Tendenz hatte. Im Interventrikularseptum war der Unterschied zwischen den Fohlen und den einjährigen Pferden signifikant ($p=0,04$). In Übereinstimmung damit wurde auch in einer Studie an Kindern eine niedrigere Strain bei den jüngeren Kindern festgestellt (Boettler et al. 2005). Im Gegensatz dazu stehen die Ergebnisse einer anderen Untersuchung an Kindern, welche zu dem Schluss kam, dass sich die Strain vom Kleinkind zum jungen Erwachsenen nicht signifikant verändert (Lorch et al. 2008). Die systolische (S) und die frühdiastolische (E) radiale Strain Rate fielen hingegen in unserer Studie von den Fohlen bis zu den dreijährigen Pferden signifikant ab. In diesem Punkt stimmen die Ergebnisse dieser Arbeit mit den Ergebnissen von Lorch et al. überein (Lorch et al. 2008). Andere Autoren stellten ebenfalls fest, dass die

systolische (S) Strain Rate im Kindesalter am höchsten ausgeprägt ist (Bussadori et al. 2009).

Die spätdiastolische (A) radiale Strain Rate zeigte in unserer Studie keinen eindeutigen Trend. Zu diesem Ergebnis kam die Forschungsgruppe um Lorch et al. ebenfalls (Lorch et al. 2008). Hingegen konnten Boettler et al. feststellen, dass die spätdiastolische Strain Rate bei jüngeren Kindern am höchsten ausgeprägt war, jedoch die systolische und frühdiaastolische Strain keine Unterschiede zwischen jüngeren und älteren Kindern zeigte (Boettler et al. 2005). Die Ergebnisse der Studien sind also teilweise sehr kontrovers, jedoch sollte man beachten, dass in der aktuelleren Studie von Lorch et al. (Lorch et al. 2008) Untersuchungen an mehr als doppelt so vielen Kindern durchgeführt wurden und dementsprechend ein genaueres Ergebnis erwartet werden darf. Aus den Resultaten der hier vorliegenden Studie lässt sich schließen, dass die Entwicklung der Strain und Strain Rate vom Fohlen bis hin zum jungen Warmblutpferd ähnlich verläuft wie bereits von Lorch et al. 2008 (Lorch et al. 2008) bei Kindern festgestellt. Die Differenz bei der Entwicklung der Strain, welche sich laut Lorch et al. nicht vom Kind zum jungen Erwachsenen verändert, während in unserer Studie jedoch ein tendenzieller Anstieg der Strain vom Fohlen bis zum dreijährigen Pferd beobachtet werden konnte, lässt sich zum einen auf die große Schwankungsbreite der gemessenen Werte zurückführen und zum anderen auf die Unterschiede in der Datenaquirierung. Die Untersuchungen mit Fohlen laufen unter weniger standardisierten Untersuchungsbedingungen ab als Studien in der Humanmedizin. Weiterhin wird beim Menschen das Herz aus der longitudinalen Achse untersucht, wohingegen in dieser Arbeit die kurze Achse für die Untersuchungen benutzt wurde. Analog zu den radialen Myokardgeschwindigkeiten aus der kurzen Achse wurden in unserer Studie auch mit dem 2D-Speckle Tracking nur die radiale Strain und die radiale Strain Rate ermittelt und nicht zusätzlich die zirkumferentielle und longitudinale Verformung bestimmt.

Die Unterschiede bei der Datenaquirierung dürfen bei dem Vergleich der Ergebnisse nicht außer Acht gelassen werden. In der Humanmedizin stellt die longitudinale Funktion eine gute prognostische Information dar, weil sie bei subklinischen Herzerkrankung als erstes Veränderungen anzeigt (Mizuguchi et al. 2008). Auch Ergebnisse aus der Kleintiermedizin weisen auf diesen Sachverhalt hin (Sugimoto et al. 2015). Neben der radialen und zirkumferentiellen Verformung (Declodt et al.

2012b, 2012a; Gehlen und Neukirch 2013; Schwarzwald et al. 2009b) wurde in der Pferdemedizin bisher erst in wenigen Studien erfolgreich versucht, mit Hilfe eines teilweise modifizierten Vierkammerblicks die longitudinale Strain und Strain Rate zu ermitteln (Decloedt et al. 2011; Schefer et al. 2010; Stahl 2010), um damit alle Bewegungsrichtungen des Myokards mit einbeziehen zu können. Jedoch werden für eine fundierte Aussage weitere Studien benötigt. Da Strain und Strain Rate starke Indices für die linksventrikuläre Kontraktilität darstellen und frühe Marker für eine eingeschränkte ventrikuläre Funktion sind (Basu et al. 2012; Sugimoto et al. 2015), ist es von großer Bedeutung, in nachfolgenden Studien genau zu ermitteln, welchen Mehrwert diese winkelunabhängige (Leitman et al. 2004; Toyoda et al. 2004; Langeland et al. 2005) und weitestgehend von der Globalbewegung des Herzens unabhängige (Chetboul et al. 2007a; Boettler et al. 2005) Technik für die Pferdemedizin im Gegensatz zur Standarddechokardiografie darstellen kann.

5.5 Einfluss von Alter, Gewicht, Größe und Geschlecht auf die echokardiografischen Untersuchungsparameter

In der multivariablen Analyse zeigte das Gewicht die meisten signifikant positiven Einflüsse auf die B-Mode-Parameter. Bei den M-Mode-Parametern waren zwei Parameter signifikant positiv durch das Gewicht und zwei weitere Parameter signifikant positiv durch die Größe der Pferde beeinflusst. Eine Studie an Vollblutfohlen kam ebenfalls zu dem Schluss, dass das Gewicht der Tiere eine stärkere Beziehung zur Ausprägung der M-Mode-Parameter besitzt als das Alter (Collins et al. 2010). Das insgesamt hohe korrigierte r^2 zeigt allerdings, dass die ausgewählten Variablen in der Gesamtheit betrachtet einen Großteil der Variabilität der Parameter erklären können. Jedoch kann sich keine einzelne Variable als die eine wichtige Einflussvariable herauskristallisieren, da die Variablen auch wiederum untereinander eng miteinander verknüpft sind. Die Ergebnisse lassen viel mehr darauf schließen, dass das Alter, das Gewicht und die Größe der Pferde insgesamt einen sehr großen Einfluss auf die Ausprägung der B- und M-Mode-Parameter haben.

In der multivariablen Analyse zeigten das Gewicht, die Größe und die Herzfrequenz signifikante positive Einflüsse auf die Ausprägung der Farbgewebedopplerparameter. Ähnliche Ergebnisse lieferte auch die multivariable Analyse der Spektralgewebe-

dopplerparameter. Insgesamt überwog der Einfluss der Herzfrequenz in der multivariablen Analyse. Aus diesem Grund gestaltet es sich schwierig eine endgültige Aussage zu treffen. Die Ergebnisse dieser wissenschaftlichen Untersuchung deuten jedoch darauf hin, dass alle mit dem Wachstum in Verbindung stehenden Faktoren (Alter, Gewicht, Größe) einen Einfluss auf die Ausprägung der Gewebedopplerparameter haben. Da diese Einflussfaktoren eng miteinander verknüpft sind, gelingt es nicht, den einzelnen Einfluss jedes Faktors herauszustellen. Eine Studie an gesunden Kindern kam zu dem Schluss, dass eher das Herzwachstum als das Alter einen Einfluss auf die Myokardgeschwindigkeiten hat (Eidem et al. 2004). Dieser Einflussfaktor wurde in der hier vorliegenden Untersuchung nicht extra als einzelne Variable mit in die Analyse einbezogen. Allerdings konnte bereits eindeutig belegt werden, dass die Größe des Herzens signifikant durch die Größe und das Gewicht des Pferdes beeinflusst wird (Al-Haidar et al. 2013; Rovira et al. 2009). Da Pferde mit zunehmendem Alter wachsen und auch an Gewicht zunehmen, hat das Alter automatisch auch einen Einfluss auf die Herzgröße. Der Aspekt der Herzgröße ist somit über die Einflussfaktoren Alter, Gewicht und Größe in die Analyse einbezogen. Nagel et al. konnten in ihrer Studie keinen Einfluss von Größe und Gewicht auf die Ausprägung der Parameter feststellen (Nagel 2012). Allerdings wurden an dieser Stelle ausschließlich adulte Pferde untersucht. Die Ergebnisse der vorliegenden Studie weisen deutlich darauf hin, dass vor allem das Gewicht, aber auch die Größe der Pferde, unter den hier untersuchten Einflussfaktoren mit den größten Einfluss auf die Ausprägung der Gewebedoppleruntersuchungen haben. Auch hier ist es kaum möglich, die Einflussvariablen Gewicht und Größe vom Alter der Tiere und deren Herzfrequenz zu trennen.

Das Geschlecht hatte dagegen so gut wie keinen Einfluss auf die Ergebnisse der Gewebedoppleruntersuchungen und des 2D-Speckle Trackings. Diese Feststellung wurde übereinstimmend mit den Ergebnissen unserer Studie bereits in vorherigen Studien beim Menschen gemacht (Eidem et al. 2004; Boettler et al. 2005). In einer Studie an Kindern wurde ebenfalls kein Unterschied der Myokardgeschwindigkeiten zwischen den Geschlechtern festgestellt (Ayabakan und Özkutlu 2004). Auch Kapusta et al. kamen zu dem Ergebnis, dass das Geschlecht keinen praktisch relevanten Einfluss auf die Myokardgeschwindigkeiten beim Menschen hat (Kapusta

et al. 2000). Das Geschlecht hatte auch in einer Studie an drei bis 30-jährigen Pferden bei den meisten Messungen keinen Einfluss auf die Ausprägung der Myokardgeschwindigkeiten (Bildheim 2016) sowie keinerlei Einfluss auf die Ergebnisse einer Studie an ein- bis vierjährigen Trabrennpferden (Schlaga 2016). In allen im Rahmen unserer Studie durchgeführten Analysen gab es, wenn überhaupt, nur vereinzelte signifikante Einflüsse auf die Ausprägung der Parameter durch das Geschlecht der Probanden. Die Zusammensetzung unseres Patientenguts bedingte die ungleiche Verteilung der Geschlechter in der Gruppe der Fohlen. So hielten sich zwar die männlichen und weiblichen Tiere innerhalb der Altersgruppen 2 bis 4 ungefähr die Waage, aber in der Fohlengruppe waren deutlich mehr Hengst- als Stutfohlen vertreten. Dazu kommt, dass nicht alle Fohlen oder Jungpferde innerhalb der Gruppen genau gleich alt waren, so dass der wahre Einfluss des Geschlechts auf die in dieser Studie gemessenen Parameter in weiteren Studien mit einer balancierten Geschlechterverteilung erörtert werden muss. Mit den Ergebnissen dieser Studie lässt sich zum Einfluss des Geschlechts auf die Ausprägung der Parameter keine verlässliche Aussage treffen, weil es auf Grund der nicht balancierten Geschlechterverteilung zu zufälligen Einflüssen durch das Geschlecht gekommen sein könnte.

In der hier vorliegenden Studie zeigte sich der Einfluss von Alter, Gewicht und Größe auf die radiale Strain und radiale Strain Rate ähnlich wie der Einfluss der genannten Variablen auf die Gewebedopplerparameter. Die Ergebnisse zeigen, dass die Größe, das Gewicht und das Alter teilweise signifikanten Einfluss auf die Parameter haben. Anhand des korrigierten r^2 ist zu erkennen, dass 42% bzw. 45% der Variabilität der systolischen radialen Strain Rate mit Hilfe der überprüften Variablen erklärt werden kann. Auffällig niedrig fiel das korrigierte r^2 hingegen bei der spätdiastolischen radialen Strain Rate aus. Hier muss die Variabilität des Parameters andere Gründe haben. Eine Studie an Hunden fand heraus, dass das Alter keinen signifikanten Einfluss auf die Verformungsparameter hatte. Jedoch waren die untersuchten Hunde in der genannten Studie überwiegend adult (Chetboul et al. 2007a). Die Entwicklung der Verformungsparameter vom Fohlen zum jungen adulten Pferd zeigt in der hier vorliegenden Studie, dass sich die Parameter im Laufe des Wachstums verändern und sich die Veränderungen ähnlich zu denen in der Humanmedizin festgestellten darstellen (Lorch et al. 2008). Der wichtigste Einflussfaktor kann allerdings auch hier

nicht schlussendlich benannt werden, da der Einfluss „Wachstum“ die hier überprüften Variablen Alter, Größe und Gewicht beinhaltet und auch die Herzfrequenz einen deutlichen Einfluss auf die Parameter ausübt. Auch in einer Studie an Kindern kamen die Wissenschaftler zu dem Schluss, dass das Gewicht und das Alter der Kinder einen signifikanten Einfluss auf die Parameter haben, jedoch stellte sich dieser weniger stark dar als der Einfluss der Herzfrequenz (Boettler et al. 2005). Eine weitere Untersuchung an 33 Kindern stellte auch nur eine schwache Korrelation zwischen dem Alter der Kinder und den Verformungsparametern fest (Weidemann et al. 2002). Allerdings wurden - im Unterschied zu der hier vorliegenden Studie - in beiden genannten Untersuchungen an Kindern die Verformungsparameter aus Farbgewebedopplerdaten errechnet und nicht mit Hilfe des 2D-Speckle Trackings.

5.6 Einfluss der Herzfrequenz auf die echokardiografischen Untersuchungsparameter

Die Veränderungen der Herzfrequenz vom Fohlen, welche zum Teil Herzfrequenzen von über 90 Schlägen pro Minute zeigten, bis hin zum dreijährigen Jungpferd waren in dieser Studie signifikant. Je älter die Pferde, desto niedriger waren die Herzfrequenzen. Diese Ergebnisse stimmen mit Beobachtungen aus der Humanmedizin überein (Notomi et al. 2006; Boettler et al. 2005; Ayabakan und Özkutlu 2004; Mori et al. 2000). In der hier vorliegenden Studie wurde ein großer Teil der Gewebedoppler- und Verformungsparameter signifikant von der Herzfrequenz beeinflusst. Zu derselben Schlussfolgerung kamen auch andere Autoren aus der Veterinärmedizin (Iversen 2008) sowie der Humanmedizin (Nikitin und Witte 2004; Ayabakan und Özkutlu 2004; Boettler et al. 2005). Da zwischen der Herzfrequenz und dem Alter der Pferde ein enger Zusammenhang besteht, ist es sehr schwer, den individuellen Effekt des einzelnen Faktors herauszuarbeiten. Die Effekte der beiden Einflussvariablen scheinen ähnlich zu sein und sich zu überlappen (Ayabakan und Özkutlu 2004).

Die Herzfrequenz demonstrierte in der hier vorliegenden Untersuchung einen signifikanten Einfluss auf die Gewebedopplerparameter. Dies konnte auch in Studien aus der Humanmedizin belegt werden (Nikitin und Witte 2004). Nikitin et al. stellten in Ihrer humanmedizinischen Studie fest, dass die Herzfrequenz einen signifikanten

Einfluss auf das Farbgewebedopplerprofil hatte. Sie kamen unter anderem zu dem Ergebnis, dass bei vorliegender Tachykardie die E- und A-Wellen eine Verschmelzungstendenz zeigten (Nikitin und Witte 2004). Dies konnte in der hier vorliegenden Erhebung jedoch nicht bestätigt werden, da die Wellen Peaks zu jedem Zeitpunkt deutlich voneinander abgrenzbar waren. Eine mögliche Erklärung hierfür ist, dass erhöhte Herzfrequenzen bei den hier untersuchten Pferden immer noch deutlich unterhalb der Herzfrequenz eines Menschen mit einer Tachykardie lagen. Eine andere Studie aus der Humanmedizin stellte fest, dass eher die Herzfrequenz einen größeren Einfluss auf die Myokardgeschwindigkeiten der Kinder ausübt als das Alter der Probanden (Ayabakan und Özkutlu 2004). Kontrovers dazu kommen Mori et al. (2000) zu der Aussage, dass die Herzfrequenz bei der Interpretation der systolischen Myokardgeschwindigkeiten vernachlässigbar ist, wenn man das Alter in Betracht zieht. Laut Mori et al. stellt es den wichtigeren Einflussfaktor dar (Mori et al. 2000). In der hier vorliegenden Studie bestand in der multivariablen Analyse in allen Lokalisationen eine Korrelation der spätdiastolischen Welle (A) mit der Herzfrequenz, sowohl in der Farb- als auch in der Spektralgewebedoppleruntersuchung. Zu diesem Ergebnis kamen auch Harada et al. (Harada et al. 2000). Auch Mori et al. stimmen in diesem Punkt mit den Resultaten unserer Studie überein (Mori et al. 2000). Die systolische Welle (S) wurde in der multivariablen Analyse ebenfalls in allen untersuchten Regionen signifikant von der Herzfrequenz beeinflusst. Im Gegensatz zu der univariablen Analyse zeigte sich in der multivariablen Analyse, dass in der Spektralgewebedoppler- sowie in der Farbgewebedoppleruntersuchung die frühdiastolischen Myokardgeschwindigkeiten (E) in allen drei gemessenen Lokalisationen nicht signifikant durch die Herzfrequenz beeinflusst wurden. Somit kann die frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit (E) auch beim Pferd bzw. beim Fohlen als ein robuster Parameter der linksventrikulären Funktion angesehen werden. Zu diesem Schluss kamen auch Autoren von Studien an Kindern, die ebenfalls die frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit (E) auf Grund ihrer Robustheit gegenüber einer Tachykardie als verlässlichen Parameter für die linksventrikuläre diastolische Funktion bei Kindern ansehen (Mori et al. 2000). Konträr zu der hier vorliegenden Studie und auch zu den genannten Autoren, stellten sich dagegen die Ergebnisse von Kapusta et al. dar. In Ihrer Studie an gesunden Kindern indizierte sich keine praktisch relevante Korrelation der Myokardgeschwindigkeiten mit der Herzfrequenz (Kapusta et al. 2000).

In der hier vorliegenden Arbeit zeigte die Herzfrequenz in der multivariablen Betrachtung weniger signifikante Einflüsse auf die Verformungsparameter als auf die Myokardgeschwindigkeiten. Eine Studie beim Hund kam zu dem Ergebnis, dass Strain und Strain Rate positiv mit der Herzfrequenz korreliert sind (Chetboul et al. 2007a). Im Gegensatz dazu konnte in der hier vorliegenden Untersuchung eine negative Korrelation von Herzfrequenz und radialer Strain nachgewiesen werden sowie eine positive Korrelation mit der systolischen radialen Strain Rate im Interventrikularseptum. Bei dem Vergleich von Speckle Tracking Parametern verschiedener Gruppen, sollten die Herzfrequenzen der Probanden vergleichbar sein, um eine korrekte Beurteilung vornehmen zu können (Chetboul et al. 2007a). Je höher die Herzfrequenz der Pferde in der hier vorliegenden Studie zum Zeitpunkt der Untersuchung war, desto niedriger war die radiale Strain und desto höher die systolische und frühdiastolische radiale Strain Rate. Die spätdiastolische radiale Strain Rate hingegen demonstrierte keine eindeutige Tendenz zur Veränderung in Verbindung mit einer höheren Herzfrequenz. Zu ähnlichen Ergebnissen kamen auch Lorch et al. in Ihrer Studie an gesunden Kindern (Lorch et al. 2008). Boettler et al. kamen allerdings zu dem Schluss, dass die systolische und frühdiastolische radiale Strain Rate nicht von der Herzfrequenz beeinflusst werden. Jedoch erwies sich die radiale Strain in der Studie von Boettler et al. auch umso niedriger, je höher die Herzfrequenz war (Boettler et al. 2005). Ihre Ergebnisse deuten darauf hin, dass die Herzfrequenz den Haupteinflussfaktor auf Verformungsparameter darstellt. Eine andere Studie an Kindern konnte keine Korrelation der Herzfrequenz mit der Strain und nur eine schwache Korrelation der Herzfrequenz mit der Strain Rate feststellen (Weidemann et al. 2002). Es muss beachtet werden, dass in den beiden zuletzt erwähnten Studien die Verformungsparameter mit Hilfe der Farbgewebedopplerechokardiografie ermittelt wurden und nicht mit dem 2D-Speckle Tracking, wie es in der hier vorliegenden Studie der Fall war.

Auf Grund der Tatsache, dass sich in unserer Erhebung sowie auch in vorherigen Studien am Fohlen (Collins et al. 2010; Lombard et al. 1984; Matur und Gür 2011; Rovira und Munoz 2009) die Herzfrequenz der Tiere von der Gruppe der Fohlen bis hin zur Gruppe der dreijährigen Pferde physiologischerweise deutlich erniedrigte und die Herzfrequenz aus diesem Grund eng mit dem Alter, der Größe und dem Gewicht der Pferde verknüpft ist, fällt es schwer zu ermitteln, ob wirklich die Herzfrequenz der

ausschlaggebende Faktor für eine Erhöhung oder Erniedrigung der Werte ist. Um dies herauszufinden muss in weiterführenden Forschungsarbeiten untersucht werden, ob und wie sich die Gewebedoppler- und Verformungsparameter verhalten, wenn man Fohlen gleichen Alters mit unterschiedlichen Herzfrequenzen vergleicht. Aufgrund der genannten Erkenntnisse, muss der Einsatz des Gewebedopplers sowie des 2D-Speckle Trackings bei Fohlen und jungen Pferden kritisch betrachtet werden, da die Herzfrequenzen in diesem Alter deutlich höher sind als die Normalherzfrequenz eines erwachsenen Pferdes. Dazu kommt, dass sich die jungen Pferde häufiger erschrecken und noch mehr Schwierigkeiten haben, bei einer Herzultraschalluntersuchung ruhig zu bleiben, sodass es zu schnellen Herzfrequenzschwankungen innerhalb von Sekunden kommt. Das führt vor allem bei den Fohlen zu Problemen. Auch in dieser Studie musste - trotz einer ruhigen und entspannten Umgebung - wiederholt während der Untersuchung abgewartet werden, bis sich die Pferde wieder beruhigt hatten, was zu einer verlängerten Untersuchungszeit führte. Vor dem Hintergrund des deutlichen Einflusses der Herzfrequenz gestaltet sich auch die Erstellung von verlässlichen Normwerten bei Pferden dieser Altersgruppen sehr schwierig. Die einzige Myokardwelle bzw. der einzige Verformungsparameter, welche/r in allen Lokalisationen weder bei der Farbgewebedoppler-, der Spektralgewebedoppleruntersuchung, noch beim 2D-Speckle Tracking in der multivariablen Analyse signifikant von der Herzfrequenz beeinflusst wurde, war die frühdiastolische Relaxationsgeschwindigkeit (E) bzw. die frühdiastolische radiale Strain Rate. Dieser Schluss lässt sich auch aus den Ergebnissen der Studie von Bildheim ziehen (Bildheim 2016). Die frühdiastolischen Parameter könnten somit auf Grund ihrer in dieser Studie gezeigten Robustheit gegenüber den Herzfrequenzschwankungen einen Ansatzpunkt für eine bessere Vergleichbarkeit in der klinischen Diagnostik bieten. Hierfür sind weitere Studien nötig. Alles in allem müssen aber der insgesamt gegebene Einfluss der Herzfrequenz sowie die Herzfrequenzschwankungen innerhalb einer Untersuchung unbedingt bei der Interpretation der Gewebedoppler- sowie Strain- und Strain Rate-Messungen berücksichtigt werden. Die Vergleichbarkeit der Werte und die Betrachtung im Hinblick auf Pathologien werden dadurch deutlich erschwert. In weiteren Studien muss untersucht werden, ob und wie eine Sedierung die Parameter bei Fohlen und jungen Pferden beeinflusst, da dies eine gute Möglichkeit darstellt, Fohlen und auch junge, unerfahrene Pferde für die Zeit der Herzultraschalluntersuchung etwas

ruhigzustellen und somit die Herzfrequenzschwankungen zu minimieren. Bisher wurde nur der Einfluss von Romifidin auf die Myokardfunktion ausgewachsener Pferde untersucht (Gehlen und Nagel 2014).

5.7 Schlussbetrachtung

Die Ergebnisse unserer Studie zeigen erstmals, wie sich die B- und M-Mode Parameter vom Warmblutfohlen bis hin zum jungen ausgewachsenen Pferd entwickeln und in welchen Bereichen sich die Normalwerte dieser Pferdegruppen befinden. Damit leistet diese Studie einen wichtigen Beitrag für die Verbesserung und den Ausbau der kardiologischen Diagnostik bei juvenilen Pferden, welche bisher eher wenig Beachtung in echokardiografischen Untersuchungen fanden. Das Pferd stellt einen großen wirtschaftlichen Faktor für Züchter, Reiter, Händler und Investoren dar. Preise in Millionenhöhe sind keine Seltenheit. Umso wichtiger ist es, Erkrankungen, die die Nutzung und Leistungsfähigkeit stark beeinflussen, bereits im frühen Stadium zu erkennen, bevor ein Tier die Karriere im Sport antritt.

Zusätzlich zu den standardechokardiografischen Untersuchungen konnte in der hier vorliegenden Studie getestet werden, ob das Tissue Doppler Imaging sowie das 2D-Speckle-Tracking auch bei jungen Pferden einsetzbar sind und inwiefern mit Veränderungen der Parameter im Laufe des Wachstums zu rechnen ist. Als deutlichste Limitation für den Gewebedoppler und auch das 2D-Speckle Tracking kristallisierte sich bei der hier untersuchten Altersgruppe die Datenaquirierung heraus. Gerade Fohlen und junge Pferde der Warmblutrassen sind sehr temperamentvoll und nur sehr schwer ohne Sedierung für längere Zeit ruhig zu halten, sodass davon ausgegangen werden muss, dass ein erheblicher Anteil der Datenvariabilität durch die Unruhe der Tiere entstanden ist. Um genauere und vergleichbarere Ergebnisse zu erhalten, empfiehlt es sich, die Tiere durch eine Sedierung ruhig zu stellen, was jedoch wiederum Einfluss auf die gemessenen Parameter haben kann (Gehlen und Nagel 2014). Dieses Problem sollte in nachfolgenden Studien beachtet werden. Dennoch konnte mit Hilfe der vorliegenden Untersuchung eindeutig belegt werden, dass das Wachstum der Pferde und damit auch das Alter, die Größe und das Gewicht einen großen Einfluss auf die Ausprägung der hier gemessenen Parameter haben. Insgesamt stellte es sich allerdings als schwierig heraus, die Einflüsse der verschiedenen Variablen

voneinander zu trennen, da alle miteinander verknüpft sind und sich auch untereinander gegenseitig beeinflussen. In der Zeit vom Fohlen bis hin zum dreijährigen Pferd wird das Tier älter, größer und schwerer. Die Herzfrequenz bei einem Fohlen ist physiologischerweise höher als bei einem nahezu ausgewachsenem Jungpferd (Rovira und Munoz 2009; Lombard et al. 1984; Collins et al. 2010; Matur und Gür 2011). So ist schlussendlich festzuhalten, dass das Wachstum insgesamt einen großen Einfluss auf die Gewebedopplerparameter hat und somit auch das Alter ein wichtiger Einflussfaktor ist. Die in dieser Studie beobachtete Erhöhung der systolischen und frühdiastolischen myokardialen Geschwindigkeiten war weitestgehend vergleichbar mit den Ergebnissen aktueller Studien aus der Humanmedizin. Die im Laufe des Wachstums ansteigenden Myokardgeschwindigkeiten könnten auf die intrazellulären und morphologischen Veränderungen innerhalb des Myokards zurückzuführen sein. Bei der Interpretation der gemessenen Parameter sollte stets der große Einfluss der Herzfrequenz auf die Ausprägung der Werte beachtet werden. Die Abhängigkeit der Gewebedopplerechokardiografie von dem Anschallwinkel und der Globalbewegung des Herzens, gibt Anlass zu der Überlegung, ob nicht vielleicht das 2D-Speckle-Tracking ein größeres Potential für einen routinemäßigen Einsatz in der Pferdemedizin aufweist. Auch Ergebnisse aus der Kleintiermedizin geben Hinweise auf die Vorteile des 2D-Speckle Trackings gegenüber der Gewebedopplerechokardiografie (Sugimoto et al. 2015). Nachfolgenden Studien sollten sich verstärkt darauf konzentrieren, den Einsatz des 2D-Speckle Trackings beim Pferd vergleichbarer zu machen und die Untersuchungen zu standardisieren. Dafür sind Erhebungen an deutlich größeren Pferdegruppen vonnöten.

Zusätzlich sollte daran gearbeitet werden, dass das benutzte Softwareprogramm auch in der Diastole das Myokard des Pferdes akkurat verfolgen kann. Nur so können akkurate Ergebnisse erzielt werden. Insgesamt bieten die Resultate dieser Studie erstmals Informationen darüber, in welchen Bereichen sich die echokardiografischen Untersuchungsparameter beim Pferd vom Fohlen bis hin zum Jungpferd befinden. Weiterhin wurde offensichtlich, dass vor allem vom Fohlen bis zum einjährigen Pferd die größten Unterschiede auftraten. Am deutlichsten sichtbar waren die Unterschiede in der B- und M-Mode-Echokardiografie. Vom 3 Wochen

alten Fohlen bis hin zum 4,5 Monate alten Fohlen wurde das schnellste Wachstum des Herzens festgestellt.

Um die in dieser Studie angewendeten neuen Tools auch routinemäßig in der Echokardiografie beim Fohlen bzw. Jungpferd einsetzen zu können, werden jedoch weitaus mehr Informationen über die Normwerte dieser Altersgruppen benötigt, da es sonst auf Grund der erheblichen Einflussfaktoren und Fehlerquellen schnell zu Fehlinterpretationen der Ergebnisse kommen kann. Dennoch stellen die Gewebedopplerechokardiografie und das 2D-Speckle Tracking aussichtsreiche Methoden dar, um auch beim Pferd frühzeitig kardiale Erkrankungen feststellen zu können. In der Humanmedizin konnte erfolgreich demonstriert werden, dass Kinder mit einem septischen Schock schon veränderte Myokardverformungsparameter zeigten, bevor abweichende Befunde mit der herkömmlichen Echokardiografie feststellbar waren (Basu et al. 2012). Dieser Aspekt könnte in naher Zukunft vor allem in der Fohlenintensivmedizin von besonderer Bedeutung sein. In nachfolgenden Studien sollte evaluiert werden, wie sich die Gewebedoppler- und Verformungsparameter bei neonatalen Intensivpatienten im Gegensatz zu gesunden neonatalen Fohlen darstellen. Zusätzlich könnte die Untersuchung von Vollblutfohlen einen möglichen Einsatzbereich des Tissue Doppler Imagings und vor allem des 2D-Speckle Trackings darstellen, da durch die sensitivere Diagnostik eventuelle Herzerkrankungen bereits diagnostiziert werden könnten, bevor die Pferde in den Rennsport gehen. Dieser Ansatz ist auch im Hinblick auf die in jüngster Vergangenheit viel diskutierten, in den meisten Fällen fälschlicherweise auf einen Aortenabriss zurückgeführten, plötzlichen Todesfälle von Pferden im Turniersport hochinteressant. Nicht zuletzt spielt auch der Tierschutz-Gedanke hier eine wichtige Rolle.

6 Zusammenfassung

„Einfluss des Alters auf die echokardiografischen Untersuchungsparameter junger Warmblutpferde“

In der hier vorliegenden Studie wurden erstmals Fohlen und Jungpferde der deutschen Warmblutrassen echokardiografisch untersucht. Ziel der Arbeit war es einerseits zu ermitteln in welchen Normbereichen sich die standard-echokardiografischen Parameter, die Gewebedopplerparameter sowie die Myokardverformungsparameter befinden und andererseits den Einfluss des Alters und des Wachstums der Pferde auf die Entwicklung dieser echokardiografischen Untersuchungsparameter zu beleuchten. Ein großer Schwerpunkt der Arbeit lag dabei auf der Untersuchung des Pferdeherzens mittels der in der Pferdemedizin noch neuartigen Gewebedopplerechokardiografie. Zusätzlich wurden mittels des 2D-Speckle Trackings die Verformungsparameter Strain und Strain Rate bestimmt, welche als regionale Parameter der ventrikulären Funktion gelten und darüber hinaus unabhängig vom Anschallwinkel und der Globalbewegung des Herzens sind. Als Einflussvariablen wurden das Alter, das Gewicht, die Größe und das Geschlecht, sowie die Herzfrequenz überprüft. Insgesamt wurden in dieser Studie 57 Warmblutpferde im Alter von zwei Wochen bis drei Jahren untersucht, welche in vier Altersgruppen eingeteilt wurden (Fohlen, Jährlinge, Zweijährige, Dreijährige). Nach einer standardmäßigen B- und M-Mode-Untersuchung wurden jeweils drei konsekutive Herzzyklen aus der kurzen Achse im Farbgewebedopplermodus sowie auch im Spektralgewebedopplermodus aufgezeichnet. Hieraus wurden die systolischen, die frühdiastolischen und die spätdiastolischen Myokardgeschwindigkeiten in der linken freien Ventrikelwand, im Interventrikularseptum und der rechten freien Ventrikelwand sowie die isovolumetrische Kontraktion in der linken freien Ventrikelwand ermittelt. Für die Analyse von Strain und Strain Rate wurden drei konsekutive Herzzyklen im B-Mode aus der kurzen Achse aufgezeichnet. Die Herzfrequenz der Fohlen war signifikant höher als die der anderen drei Gruppen ($p < 0,001$). Alle gemessenen B- und M-Mode-Parameter erhöhten sich von den Fohlen bis hin zu den dreijährigen Pferden mit signifikanten Unterschieden zwischen den Gruppen. Den größten Einfluss auf die Ausprägung der B-Mode-Parameter zeigte das Gewicht. Für die M-Mode-Parameter war der Einfluss von Gewicht und

Größe am stärksten. Das Geschlecht zeigte auch vereinzelt signifikante Einflüsse, da aber die Geschlechterverteilung innerhalb der Altersgruppen nicht balanciert war, können diese Effekte zufällig sein. Im Farbgewebedoppler stiegen die frühdiastolische sowie die spätdiastolische Myokardgeschwindigkeit der linken freien Ventrikelwand von den Fohlen bis hin zu den dreijährigen Pferden an. Im Interventrikularseptum wiesen die systolische und die frühdiastolische Welle eine ansteigende Tendenz auf. In der rechten Ventrikelwand stieg lediglich die frühdiastolische Welle leicht an. Den größten Einfluss auf die Ausprägung der Myokardgeschwindigkeiten zeigten die Herzfrequenz und die Größe. Auch bei den Spektralgewebedopplerparametern erhöhten sich die frühdiastolische und die spätdiastolische Welle der linken freien Wand von den Fohlen bis hin zu den jungen adulten Pferden. Weiterhin hatte die frühdiastolische Welle der rechten Wand eine ansteigende Tendenz. Die Herzfrequenz und das Gewicht zeigten den größten Einfluss auf die mit dem Spektralgewebedoppler gemessenen Parameter. Mit Hilfe des 2D-Speckle Trackings konnte ein tendenzielles Ansteigen der radialen Strain im Interventrikularseptum sowie ein Abfall der systolischen radialen Strain Rate beobachtet werden. In der linken freien Ventrikelwand verringerten sich die systolische sowie die frühdiastolische radiale Strain Rate mit zunehmendem Alter der Pferde. Den größten Einfluss auf die Ausprägung der Strain und Strain Rate hatten die Herzfrequenz und die Größe. Es ist nicht möglich, die Einflüsse klar voneinander zu trennen, da die Größe, das Gewicht, das Alter und die Herzfrequenz eng mit dem Wachstum der Pferde verbunden sind und sich auch untereinander erheblich beeinflussen. Schlussendlich sprechen die Ergebnisse dafür, dass das Wachstum der Pferde insgesamt einen großen Einfluss auf die Ausprägung der Parameter hat und somit auch das Alter. Der teilweise sehr große Einfluss der Herzfrequenz muss bei der Auswertung der Daten berücksichtigt werden. Auf Grund der schwierigen Datenaquirierung an jungen Fohlen und Pferden in dem hier untersuchten Altersbereich, empfiehlt es sich, die Pferde zu sedieren um eine geringere Datenvariabilität zu erreichen. Hier muss wiederum in nachfolgenden Studien evaluiert werden, welchen Einfluss eine Sedierung der jungen Pferde auf die Myokardgeschwindigkeiten hat.

7 Summary

“Influence of age on echocardiographic parameters in juvenil german warmblood horses“

In this study young German warmblood horses from foals to three-year-olds were examined by echocardiography for the first time. The aim of this study was to determine in which normal range the standard echocardiographic parameters, the tissue Doppler parameters and myocardial strain parameters are located. Furthermore the influence of age and growth on the development of these echocardiographic parameters should be evaluated. The focus of this work was put on the examination of the horse's heart by the Tissue Doppler Echocardiography which is still novel in equine medicine. Additionally the deformation parameters strain and strain rate were measured by 2D-Speckle Tracking, which are applied to be regional parameters of the ventricular function and beyond that they are independent of angle and global heart movement. As variables of influence, age, weight, height, and sex as well as heart frequency were tested. A total number of 57 warmblood horses at the age of three weeks to three years were examined, which we allocated into 4 age groups (foals, yearlings, two-year-olds and three-year-olds). After the standard B- and M-mode echocardiographic examination, three consecutive heart cycles in the short axis view were stored in Colour Tissue Doppler mode and Spectral Tissue Doppler mode respectively. Out of these data, the systolic, early-diastolic and late-diastolic myocardial velocities in the left free ventricular wall, the interventricular septum and the right ventricular wall as well as the isovolumetric contraction in the left free ventricular wall were determined. For measuring strain and strain rate, three consecutive B-mode heart cycles in the short axis view were recorded. The heart frequency of the foals were significantly higher than the heart frequency of the other groups ($P < 0,001$). All B- and M-mode parameters increased from foals to three-year-olds with significant changes between the four groups. The major impact on the development of the B-mode parameters was detected for the weight of the horses. Weight and height had the major impact on the M-mode parameters. Sex only showed impact on the parameters sporadically, but since the distribution of sex in the four age groups was not balanced, the effects could be accidentally. The early-diastolic and late-diastolic mycodial velocities in the left free ventricular wall

measured by Colour Tissue Doppler increased from foals to three-year-olds. In the interventricular septum the systolic and early-diastolic myocardial velocity showed a tendency to increase. In the right ventricular wall, only the early-diastolic myocardial velocity slightly increased. Heart frequency and height had the major impact on the development of the myocardial velocities. Similarly the early-diastolic and late-diastolic myocardial velocity measured by Spectral Tissue Doppler increased from foals to the young adult horses as detected with Colour Tissue Doppler. Furthermore the early-diastolic myocardial velocity in the right ventricular wall showed the tendency to increase. Heart frequency and weight had major impact on these parameters measured by spectral tissue Doppler. The radial strain in the interventricular septum, measured by 2D-Speckle Tracking, increased by trend while the systolic radial strain rate decreased. In the left ventricular free wall the systolic as well as the early diastolic radial strain rate decreased with age. The major impact on the development of strain and strain rate had heart frequency and height. It is impossible to distinguish the different impacts on the parameters clearly. Height, weight, age and heart frequency are all closely related to the growth of the horse and influence each other substantially. Eventually our results indicate that the growth of the horses overall has a great impact on the parameter value and consequently age also has a notable impact. The partial great impact of the heart frequency must be taken into account when evaluating the data. Due to the difficult acquisition of data in the young foals and horses it is recommended to sedate the horses during examination for achieving lower data variability. Subsequent studies have to evaluate the impact of sedation on the echocardiographic parameters in foals and young horses.

8 Literaturverzeichnis

- Abraham, T. P., Belohlavek, M., Thomson, H. L., Pislaru, C., Khandheria, B., Seward, J. B. und Pellikka, P. A. 2002a. Time to onset of regional relaxation: feasibility, variability and utility of a novel index of regional myocardial function by strain rate imaging. *Journal of the American College of Cardiology* 39 (9):1531-1537.
- Abraham, T. P., Dimaano, V. L. und Liang, H. Y. 2007. Role of tissue doppler and strain echocardiography in current clinical practice. *Circulation* 116 (22):2597-2609.
- Abraham, T. P., Nishimura, R. A., Holmes, D. R., Jr., Belohlavek, M. und Seward, J. B. 2002b. Strain rate imaging for assessment of regional myocardial function: results from a clinical model of septal ablation. *Circulation* 105 (12):1403-1406.
- Al-Haidar, A., Leroux, A., Borde, L., Deleuze, S., Cerri, S., Sandersen, C., Amory, H. und Farnir, F. 2013. Relationship between echocardiographic measurements and body size in horses. *Journal of Equine Veterinary Science* 33 (2):107-114.
- Andersen, G. O., Qvigstad, E., Schiander, I., Aass, H., Osnes, J. B. und Skomedal, T. 2002. Alpha(1)-AR-induced positive inotropic response in heart is dependent on myosin light chain phosphorylation. *American Journal of Physiology - Heart and Circulatory Physiology* 283 (4):H1471-1480.
- Ayabakan, C. und Özkutlu, S. 2004. Left ventricular myocardial velocities in healthy children: quantitative assessment by tissue doppler echocardiography and relation to the characteristics of filling of the left ventricle. *Cardiology in the Young* 14 (02):156-163.
- Basu, S., Frank, L. H., Fenton, K. E., Sable, C. A., Levy, R. J. und Berger, J. T. 2012. Two-dimensional speckle tracking imaging detects impaired myocardial performance in children with septic shock, not recognized by conventional echocardiography. *Pediatric Critical Care Medicine* 13 (3):259-264.
- Beinlich, C. J., Rissinger, C. J. und Morgan, H. E. 1995. Mechanisms of rapid growth in the neonatal pig heart. *Journal of Molecular and Cellular Cardiology* 27 (1):273-281.

- Bildheim, L.-M. 2016. Evaluierung altersabhängiger Veränderungen der Myokardgeschwindigkeit und Myokardverformung mittels Gewebedopplerechokardiographie und Speckle Tracking beim Pferd, Klinik für Pferde, Freie Universität Berlin, Berlin, Diss.
- Boettler, P., Hartmann, M., Watzl, K., Maroula, E., Schulte-Moenting, J., Knirsch, W., Dittrich, S. und Kececioglu, D. 2005. Heart rate effects on strain and strain rate in healthy children. *Journal of the American Society of Echocardiography* 18 (11):1121-1130.
- Bonagura, J. D. 1994. Equine echocardiography. *British Veterinary Journal* 150 (6):503-506.
- Budras, K.-D. 2004. *Atlas der Anatomie des Pferdes*. Hannover: Schlüter.
- Bussadori, C., Moreo, A., Di Donato, M., De Chiara, B., Negura, D., Dall'Aglio, E., Lobiati, E., Chessa, M., Arcidiacono, C., Dua, J. S., Mauri, F. und Carminati, M. 2009. A new 2D-based method for myocardial velocity strain and strain rate quantification in a normal adult and paediatric population: assessment of reference values. *Cardiovascular Ultrasound* 7:8.
- Carpenter, J. L., Hoffman, E. P., Romanul, F. C., Kunkel, L. M., Rosales, R. K., Ma, N. S., Dasbach, J. J., Rae, J. F., Moore, F. M., McAfee, M. B. und et al. 1989. Feline muscular dystrophy with dystrophin deficiency. *American Journal of Pathology* 135 (5):909-919.
- Chetboul, V. 2010. Tissue Doppler imaging in the diagnosis of cardiac diseases. Geneva: World Small Animal Veterinary Association.
- Chetboul, V., Athanassiadis, N., Carlos, C., Nicolle, A. P., Tissier, R., Pouchelon, J. L., Concordet, D. und Lefebvre, H. P. 2004a. Quantification, repeatability, and reproducibility of feline radial and longitudinal left ventricular velocities by tissue doppler imaging. *American Journal of Veterinary Research* 65 (5):566-572.
- Chetboul, V., Blot, S., Sampedrano, C. C., Thibaud, J. L., Granger, N., Tissier, R., Bruneval, P., Gaschen, F., Gouni, V., Nicolle, A. P. und Pouchelon, J. L. 2006a. Tissue doppler imaging for detection of radial and longitudinal myocardial dysfunction in a family of

- cats affected by dystrophin-deficient hypertrophic muscular dystrophy. *Journal of Veterinary Internal Medicine* 20 (3):640-647.
- Chetboul, V., Escriou, C., Tessier, D., Richard, V., Pouchelon, J. L., Thibault, H., Lallemand, F., Thuillez, C., Blot, S. und Derumeaux, G. 2004b. Tissue doppler imaging detects early asymptomatic myocardial abnormalities in a dog model of duchenne's cardiomyopathy. *European Heart Journal* 25 (21):1934-1939.
- Chetboul, V., Sampedrano, C. C., Gouni, V., Nicolle, A. P. und Pouchelon, J. L. 2006b. Two-dimensional color tissue doppler imaging detects myocardial dysfunction before occurrence of hypertrophy in a young maine coon cat. *Veterinary Radiology & Ultrasound* 47 (3):295-300.
- Chetboul, V., Sampedrano, C. C., Tissier, R., Gouni, V., Nicolle, A. P. und Pouchelon, J. L. 2005. Reference range values of regional left ventricular myocardial velocities and time intervals assessed by tissue doppler imaging in young nonsedated maine coon cats. *American Journal of Veterinary Research* 66 (11):1936-1942.
- Chetboul, V., Sampedrano, C. C., Tissier, R., Gouni, V., Saponaro, V. und Nicolle, A. P. 2006c. 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. *American Journal of Veterinary Research* 67 (2):250-258.
- Chetboul, V., Serres, F., Gouni, V., Tissier, R. und Pouchelon, J.-L. 2007a. Radial strain and strain rate by two-dimensional speckle tracking echocardiography and the tissue velocity based technique in the dog. *Journal of Veterinary Cardiology* 9 (2):69-81.
- Chetboul, V., Serres, F., Gouni, V., Tissier, R. und Pouchelon, J. L. 2007b. Radial strain and strain rate by two-dimensional speckle tracking echocardiography and the tissue velocity based technique in the dog. *J Vet Cardiol* 9 (2):69-81.
- Colan, S. D., Parness, I. A., Spevak, P. J. und Sanders, S. P. 1992. Developmental modulation of myocardial mechanics: age- and growth-related alterations in afterload and contractility. *Journal of the American College of Cardiology* 19 (3):619-629.

- Collins, N. M., Palmer, L. und Marr, C. M. 2010. Two-dimensional and m-mode echocardiographic findings in healthy thoroughbred foals. *Australian Veterinary Journal* 88 (11):428-433.
- Dallaire, F., Slorach, C., Hui, W., Sarkola, T., Friedberg, M. K., Bradley, T. J., Jaeggi, E., Dragulescu, A., Har, R. L., Cherney, D. Z. und Mertens, L. 2015. Reference values for pulse wave doppler and tissue doppler imaging in pediatric echocardiography. *Circulation: Cardiovascular Imaging* 8 (2):e002167.
- Dandel, M., Lehmkuhl, H., Knosalla, C., Suramelashvili, N. und Hetzer, R. 2009. Strain and strain rate imaging by echocardiography - basic concepts and clinical applicability. *Current Cardiology Reviews* 5 (2):133-148.
- de Simone, G., Daniels, S. R., Devereux, R. B., Meyer, R. A., Roman, M. J., de Divitiis, O. und Alderman, M. H. 1992. Left ventricular mass and body size in normotensive children and adults: assessment of allometric relations and impact of overweight. *Journal of the American College of Cardiology* 20 (5):1251-1260.
- de Simone, G., Devereux, R. B., Daniels, S. R., Koren, M. J., Meyer, R. A. und Laragh, J. H. 1995a. Effect of growth on variability of left ventricular mass: assessment of allometric signals in adults and children and their capacity to predict cardiovascular risk. *Journal of the American College of Cardiology* 25 (5):1056-1062.
- de Simone, G., Devereux, R. B., Daniels, S. R. und Meyer, R. A. 1995b. Gender differences in left ventricular growth. *Hypertension* 26 (6):979-983.
- Decloedt, A., Verheyen, T., Sys, S., De Clercq, D. und van Loon, G. 2011. Quantification of left ventricular longitudinal strain, strain rate, velocity, and displacement in healthy horses by 2-dimensional speckle tracking. *Journal of Veterinary Internal Medicine* 25 (2):330-338.
- . 2012a. Tissue doppler imaging and 2-dimensional speckle tracking of left ventricular function in horses exposed to lasalocid. *Journal of Veterinary Internal Medicine* 26 (5):1209-1216.

- . 2012b. Two-dimensional speckle tracking for quantification of left ventricular circumferential and radial wall motion in horses. *Equine Veterinary Journal* 45 (1):47-55.
- Decloedt, A., Verheyen, T., Sys, S., De Clercq, D. und van Loon, G. 2013a. Evaluation of tissue doppler imaging for regional quantification of radial left ventricular wall motion in healthy horses. *American Journal of Veterinary Research* 74 (1):53-61.
- Decloedt, A., Verheyen, T., Sys, S., De Clercq, D. und van Loon, G. 2013b. Two-dimensional speckle tracking for quantification of left ventricular circumferential and radial wall motion in horses. *Equine Veterinary Journal* 45 (1):47-55.
- Derumeaux, G., Loufoua, J., Pontier, G., Cribier, A. und Ovize, M. 2001. Tissue doppler imaging differentiates transmural from nontransmural acute myocardial infarction after reperfusion therapy. *Circulation* 103 (4):589-596.
- Diez-Prieto, I., Garcia-Rodriguez, M. B., Rios-Granja, M. A., Cano-Rabano, M. J., Pena-Penabad, M. und Perez-Garcia, C. C. 2010. M-mode echocardiographic changes in growing beagles. *Journal of the American Association for Laboratory Animal Science* 49 (1):31-35.
- Eidem, B. W., McMahon, C. J., Cohen, R. R., Wu, J., Finkelshteyn, I., Kovalchin, J. P., Ayres, N. A., Bezold, L. I., O'Brian Smith, E. und Pignatelli, R. H. 2004. Impact of cardiac growth on doppler tissue imaging velocities: a study in healthy children. *Journal of the American Society of Echocardiography* 17 (3):212-221.
- Engelhardt, W. v. B., G. 2005. *Physiologie der Haustiere*. Vol. 2. Stuttgart: Enke.
- Fehske, W. 1988. *Praxis der konventionellen und farbcodierten Doppler-Echokardiographie*. Bern Stuttgart Toronto: Hans Huber.
- Flachskampf, F. A. 2011. *Praxis der Echokardiografie*. Stuttgart (u.a.): Thieme.
- D'Hooge, J., Heimdal, A., Jamal, F., Kukulski, T., Bijnens, B., Rademakers, F., Hatle, L., Suetens, P. und Sutherland, G. R. 2000. Regional strain and strain rate measurements by cardiac ultrasound: principles, implementation and limitations. *European Journal of Echocardiography* 1 (3):154-170.

- Holdrege, C. und Creeger, K. 2002. *The dynamic heart and circulation*. Fair Oaks: Association of Waldorf Schools of North America.
- Galiuto Md, L., Ignone Md, G. und DeMaria Md, A. N. 1998. Contraction and relaxation velocities of the normal left ventricle using pulsed-wave tissue doppler echocardiography. *American Journal of Cardiology* 81 (5):609-614.
- Gehlen, H. 2010a. Equine cardiologic diagnostics in practice. *Praktische Tierarzt* 91 (8):668-675.
- . 2010b. *Pferdekardiologie*. Hannover: Schlütersche Verlagsgesellschaft.
- Gehlen, H., Marnette, S., Rohn, K. und Stadler, P. 2005. Echocardiographic analysis of segmental left ventricular wall motion at rest and after exercise in horses with and without heart disease. *Journal of Equine Veterinary Science* 25 (11):468-479.
- Gehlen, H. und Nagel, D. 2014. myocardial function of horses under sedation with romifidine using two-dimensional speckle tracking. *Journal of Equine Veterinary Science* 34 (5):656-661.
- Gehlen, H. und Neukirch, S. 2013. Tissue doppler imaging and two-dimensional speckle tracking of left ventricular function in healthy horses after clenbuterol application. *Journal of Equine Veterinary Science* 33 (12):1076-1081.
- Gehlen, H. und Schlaga, S. A. 2017a. Echokardiographische Untersuchungen zu alters- und trainingsbedingten Einflüssen auf die B- und M-Mode-Parameter bei Trabrennpferden. *Pferdeheilkunde* 33 (1):5-13.
- . 2017b. Einfluss einer 3-monatigen Trainingspause auf die Herzgröße und Myokardfunktion beim Trabrennpferd. *Pferdeheilkunde* 33 (1):14-22.
- Grant, R. P. 1953. Architectonics of the heart. *American Heart Journal* 46 (3):405-430.
- Greenberg, N. L., Firstenberg, M. S., Castro, P. L., Main, M., Travaglini, A., Odabashian, J. A., Drinko, J. K., Rodriguez, L. L., Thomas, J. D. und Garcia, M. J. 2002. Doppler-derived myocardial systolic strain rate is a strong index of left ventricular contractility. *Circulation* 105 (1):99-105.

- Harada, K., Orino, T., Yasuoka, K., Tamura, M. und Takada, G. 2000. Tissue doppler imaging of left and right ventricles in normal children. *The Tohoku Journal of Experimental Medicine* 191 (1):21-29.
- Hew, K. W. und Keller, K. A. 2003. Postnatal anatomical and functional development of the heart: a species comparison. *Birth Defects Research Part B: Developmental and Reproductive Toxicology* 68 (4):309-320.
- Howard, J., Jaggy, A., Busato, A. und Gaschen, F. 2004. Electrodiagnostic evaluation in feline hypertrophic muscular dystrophy. *Veterinary Journal* 168 (1):87-92.
- Hudlicka, O. und Brown, M. D. 1996. Postnatal growth of the heart and its blood vessels. *Journal of Vascular Research* 33 (4):266-287.
- Iversen, C. C. 2008. Gewebedopplerechokardiographie bei Warmblutpferden in Ruhe und nach Belastung, Klinik für Pferde, Tierärztliche Hochschule Hannover, Hannover, Diss.
- Javornik, A. 2007. Tissue velocity, strain und strain rate bei Hunden mit Mitralklappenendokardiose, Klinik für Kleintiere, Ludwig-Maximilians-Universität München, München, Diss.
- Kapusta, L., Thijssen, J. M., Cuypers, M. H., Peer, P. G. und Daniels, O. 2000. Assessment of myocardial velocities in healthy children using tissue doppler imaging. *Ultrasound in Medicine and Biology* 26 (2):229-237.
- Keller, L. J. M. 2007. Zweidimensionales speckle tracking im Vergleich zu dopplerbasierten Ultraschallmethoden zur Bestimmung der myokardialen Funktionsparameter tissue velocity, strain rate und strain beim Hund, Klinik für Kleintiere, Ludwig-Maximilians-Universität München, München, Diss.
- Killich, M. 2006. Tissue Doppler Imaging: Erstellung von Referenzwerten für Tissue Velocity Imaging, Strain und Strain Rate beim Hund, Klinik für Kleintiere, Ludwig-Maximilians-Universität München, München, Diss.

- Killich, M., Hartmann, K. und Wess, G. 2011. Messung der myokardialen Geschwindigkeit mittels Gewebe-Doppler beim gesunden Hund *Tierärztliche Praxis. Ausgabe K, Kleintiere/Heimtiere* 39 (2):69-78.
- Kim, M.-S., Kim, Y.-J., Kim, H.-K., Han, J.-Y., Chun, H.-G., Kim, H.-C., Sohn, D.-W., Oh, B.-H. und Park, Y.-B. 2009a. Evaluation of left ventricular short- and long-axis function in severe mitral regurgitation using 2-dimensional strain echocardiography. *American Heart Journal* 157 (2):345-351.
- Klaus, C. S. 2009. Gewebedoppler-Echokardiographie (GDE) beim Pferd: Schnittebenen der myokardialen Wandbewegungsanalyse, Klinik für Pferde, Freie Universität Berlin, Berlin, Diss.
- Knebel, F., Schimke, I., Schroeckh, S., Peters, H., Eddicks, S., Schattke, S., Brechtel, L., Lock, J., Wernecke, K. D., Dreger, H., Grubitz, S., Schmidt, J., Baumann, G. und Borges, A. C. 2009. Myocardial function in older male amateur marathon runners: assessment by tissue doppler echocardiography, speckle tracking, and cardiac biomarkers. *Journal of the American Society of Echocardiography* 22 (7):803-809.
- Koffas, H., Dukes-McEwan, J., Corcoran, B. M., Moran, C. M., French, A., Sboros, V., Simpson, K. und McDicken, W. N. 2006. Pulsed tissue doppler imaging in normal cats and cats with hypertrophic cardiomyopathy. *Journal of Veterinary Internal Medicine* 20 (1):65-77.
- König, H. E. und Liebich, H.-G. 2012. *Anatomie der Haussäugetiere*. 5 vols. Vol. 5. Stuttgart: Schattauer.
- Kreuder, J. S., D. 2005. Molekulare Ursachen myokardialer Insuffizienz beim Neugeborenen. In *Molekularmedizinische Grundlagen von fetalen und neonatalen Erkrankungen*, edited by D. Ganten. Heidelberg: Springer, 545-547.
- Langeland, S., D'Hooge, J., Wouters, P. F., Leather, H. A., Claus, P., Bijmens, B. und Sutherland, G. R. 2005. Experimental validation of a new ultrasound method for the simultaneous assessment of radial and longitudinal myocardial deformation independent of insonation angle. *Circulation* 112 (14):2157-2162.
- Lederhuber, H. C. 2005. *Kardiologie*: Elsevier, Urban & Fischer.

- Leitman, M., Lysyansky, P., Sidenko, S., Shir, V., Peleg, E., Binenbaum, M., Kaluski, E., Krakover, R. und Vered, Z. 2004. Two-dimensional strain-a novel software for real-time quantitative echocardiographic assessment of myocardial function. *Journal of the American Society of Echocardiography* 17 (10):1021-1029.
- Lind, B., Nowak, J., Dorph, J., van der Linden, J. und Brodin, L. A. 2002. Analysis of temporal requirements for myocardial tissue velocity imaging. *European Journal of Echocardiography* 3 (3):214-219.
- Lombard, C. W., Evans, M., Martin, L. und Tehrani, J. O. Y. 1984. Blood pressure, electrocardiogram and echocardiogram measurements in the growing pony foal. *Equine Veterinary Journal* 16 (4):342-347.
- Lorch, S. M., Ludomirsky, A. und Singh, G. K. 2008. Maturation and growth-related changes in left ventricular longitudinal strain and strain rate measured by two-dimensional speckle tracking echocardiography in healthy pediatric population. *Journal of the American Society of Echocardiography* 21 (11):1207-1215.
- MacDonald, K. A., Kittleson, M. D., Kass, P. H. und Meurs, K. M. 2007. Tissue doppler imaging in maine coon cats with a mutation of myosin binding protein c with or without hypertrophy. *Journal of Veterinary Internal Medicine* 21 (2):232-237.
- Marcucci, C., Lauer, R. und Mahajan, A. 2008. New echocardiographic techniques for evaluating left ventricular myocardial function. *Seminars in Cardiothoracic and Vascular Anesthesia* 12 (4):228-247.
- Marcus, K. A., Janousek, J., Barends, M. E., Weijers, G., de Korte, C. L. und Kapusta, L. 2012. Synchronicity of systolic deformation in healthy pediatric and young adult subjects: a two-dimensional strain echocardiography study. *The American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology* 302 (1):H196-205.
- Marijjanowski, M. M. H., van der Loos, C. M., Mohrschladt, M. F. und Becker, A. E. 1994. The neonatal heart has a relatively high content of total collagen and type I collagen, a condition that may explain the less compliant state. *Journal of the American College of Cardiology* 23 (5):1204-1208.

- Marr, C. M. 1994. Equine echocardiography--sound advice at the heart of the matter. *British Veterinary Journal* 150 (6):527-545.
- Marr, C. M. und Bowen, I. M. 2010. *Cardiology of the Horse*. 2 vols. Vol. 2: Saunders Elsevier.
- Marr, C. M. und Patteson, M. 2010. Chapter 9 - Echocardiography. In *Cardiology of the Horse (Second Edition)*, edited by C. M. M. M. Bowen. Edinburgh: W.B. Saunders, 105-126.
- Matur, E. und Gür, N. E. 2011. M-mode echocardiographic investigation of cardiac dimensions and function indices in growing thoroughbred foals reared in turkey *Kafkas Üniversitesi Veteriner Fakültesi Dergisi* 17 (3):409-416.
- McMahon, C. J., Nagueh, S. F., Pignatelli, R. H., Denfield, S. W., Dreyer, W. J., Price, J. F., Clunie, S., Bezold, L. I., Hays, A. L., Towbin, J. A. und Eidem, B. W. 2004. Characterization of left ventricular diastolic function by tissue doppler imaging and clinical status in children with hypertrophic cardiomyopathy. *Circulation* 109 (14):1756-1762.
- Michutta, J.-I. 2011. Einflüsse von Geräteeinstellungen auf myokardiale Geschwindigkeitsprofile in der Gewebedopplerechokardiographie beim Pferd, Klinik für Pferde, Freie Universität Berlin, Berlin, Diss.
- Mizuguchi, Y., Oishi, Y., Miyoshi, H., Iuchi, A., Nagase, N. und Oki, T. 2008. The functional role of longitudinal, circumferential and radial myocardial deformation for regulating the early impairment of left ventricular contraction and relaxation in patients with cardiovascular risk factors: a study with two-dimensional strain imaging. *Journal of the American Society of Echocardiography* 21 (10):1138-1144.
- Mollova, M., Bersell, K., Walsh, S., Savla, J., Das, L. T., Park, S.-Y., Silberstein, L. E., dos Remedios, C. G., Graham, D., Colan, S. und Kühn, B. 2013. Cardiomyocyte proliferation contributes to heart growth in young humans. *Proceedings of the National Academy of Sciences* 110 (4):1446-1451.
- Mondillo, S., Galderisi, M., Mele, D., Cameli, M., Lomoriello, V. S., Zaca, V., Ballo, P., D'Andrea, A., Muraru, D., Losi, M., Agricola, E., D'Errico, A., Buralli, S., Sciomer,

- S., Nistri, S. und Badano, L. 2011. Speckle-tracking echocardiography: a new technique for assessing myocardial function. *Journal of Ultrasound in Medicine* 30 (1):71-83.
- Montalegre do Cercal: Malvorlage für ein Pferd, unter: <http://www.montalegre-do-cercal.info> (abgerufen am: 01.10.2016).
- Mori, K., Hayabuchi, Y., Kuroda, Y., Nii, M. und Manabe, T. 2000. Left ventricular wall motion velocities in healthy children measured by pulsed wave doppler tissue echocardiography: normal values and relation to age and heart rate. *Journal of the American Society of Echocardiography* 13 (11):1002-1011.
- Nagel, D. 2012. Die Auswirkungen des α_2 -Adrenozeptor-Agonisten Romifidin auf die Myokardfunktion des Pferdes, gemessen mit der Gewebedopplerechokardiographie und dem 2D Speckle Tracking, Klinik für Pferde, Ludwig-Maximilians-Universität, München, Diss.
- Negrine, R. J., Chikermane, A., Wright, J. G. und Ewer, A. K. 2012. Assessment of myocardial function in neonates using tissue doppler imaging. *Archives of Disease in Childhood. Fetal and Neonatal Edition* 97 (4):304-306.
- Neukirch, S. 2012. Gewebedopplerechokardiographische Untersuchung der Wirkung des β_2 -Sympathomimetikums Clenbuterol auf den Herzmuskel gesunder und an RAO erkrankter Pferde, Klinik für Pferde, Freie Universität Berlin, Berlin, Diss.
- Nikitin, N. P. und Witte, K. K. 2004. Application of tissue doppler imaging in cardiology. *Cardiology* 101 (4):170-184.
- Notomi, Y., Srinath, G., Shiota, T., Martin-Miklovic, M. G., Beachler, L., Howell, K., Oryszak, S. J., Deserranno, D. G., Freed, A. D., Greenberg, N. L., Younoszai, A. und Thomas, J. D. 2006. Maturational and adaptive modulation of left ventricular torsional biomechanics: doppler tissue imaging observation from infancy to adulthood. *Circulation* 113 (21):2534-2541.
- Oxenham, H. C., Young, A. A., Cowan, B. R., Gentles, T. L., Occleshaw, C. J., Fonseca, C. G., Doughty, R. N. und Sharpe, N. 2003. Age-related changes in myocardial

- relaxation using three-dimensional tagged magnetic resonance imaging. *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance* 5 (3):421-430.
- Ozdemir, A. O., Kaya, C. T., Ozdol, C., Candemir, B., Turhan, S., Dincer, I. und Erol, C. 2010. Two-dimensional longitudinal strain and strain rate imaging for assessing the right ventricular function in patients with mitral stenosis. *Echocardiography* 27 (5):525-533.
- Patteson, M. W., Gibbs, C., Wotton, P. R. und Cripps, P. J. 1995. Echocardiographic measurements of cardiac dimensions and indices of cardiac function in normal adult Thoroughbred horses. *Equine Veterinary Journal* 27 (S19):18-27.
- Pavlopoulos, H. und Nihoyannopoulos, P. 2008. Strain and strain rate deformation parameters: from tissue doppler to 2d speckle tracking. *The International Journal of Cardiovascular Imaging* 24 (5):479-491.
- Pena, J. L., da Silva, M. G., Faria, S. C., Salemi, V. M., Mady, C., Baltabaeva, A. und Sutherland, G. R. 2009. Quantification of regional left and right ventricular deformation indices in healthy neonates by using strain rate and strain imaging. *Journal of the American Society of Echocardiography* 22 (4):369-375.
- Pham, P. P., Balaji, S., Shen, I., Ungerleider, R., Li, X. und Sahn, D. J. 2005. Impact of conventional versus biventricular pacing on hemodynamics and tissue doppler imaging indexes of resynchronization postoperatively in children with congenital heart disease. *Journal of the American College of Cardiology* 46 (12):2284-2289.
- Rademakers, F. E., Rogers, W. J., Guier, W. H., Hutchins, G. M., Siu, C. O., Weisfeldt, M. L., Weiss, J. L. und Shapiro, E. P. 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.
- Reef, V. B. 1995. Heart murmurs in horses: determining their significance with echocardiography. *Equine Veterinary Journal Supplements* (19):71-80.
- Romero, T., Covell, J. und Friedman, W. 1972. *A comparison of pressure-volume relations of the fetal, newborn, and adult heart*. Vol. 222.

- Rovira, S. und Munoz, A. 2009. Two-dimensional- and m-mode echocardiographic measurements and indices of cardiac function in spanish colts and fillies of different age. *Journal of Veterinary Medical Science* 71 (7):957-964.
- Rovira, S., Muñoz, A. und Rodilla, V. 2009. Allometric scaling of echocardiographic measurements in healthy spanish foals with different body weight. *Research in Veterinary Science* 86 (2):325-331.
- Rumeau, P., Acar, P., Paranon, S., Bassil, R., Cournot, M., Dulac, Y., Guitton, J. und Latcu, G. 2007. Evaluation of left ventricular diastolic function in children by doppler tissue imaging. *Archives des Maladies du Coeur et des Vaisseaux* 100 (5):405-410.
- Rychik, J. und Tian, Z.-Y. 1996. Quantitative assessment of myocardial tissue velocities in normal children with doppler tissue imaging. *American Journal of Cardiology* 77 (14):1254-1257.
- Schefer, K. D., Bitschnau, C., Weishaupt, M. A. und Schwarzwald, C. C. 2010. Quantitative analysis of stress echocardiograms in healthy horses with 2-dimensional (2d) echocardiography, anatomical m-mode, tissue doppler imaging, and 2d speckle tracking. *Journal of Veterinary Internal Medicine* 24 (4):918-931.
- Schille, S. und Skrodzki, M. 1999. M-mode echocardiographic reference values in cats in the first three months of life. *Veterinary Radiology & Ultrasound* 40 (5):491-500.
- Schlaga, S. A. 2016. Echokardiographische Untersuchungen zu trainingsbedingten Einflüssen auf die myokardialen Geschwindigkeiten und Verformungen bei Trabrennpferden, Klinik für Pferde, Freie Universität Berlin, Berlin, Diss.
- Schmailzl, K. J. G. 1994. *Kardiale Ultraschalldiagnostik*. Vol. 1. Berlin: Blackwell-Wissenschaftsverlag.
- Scholz, D. G., Kitzman, D. W., Hagen, P. T., Ilstrup, D. M. und Edwards, W. D. 1988. Age-related changes in normal human hearts during the first 10 decades of life. Part I (Growth): A quantitative anatomic study of 200 specimens from subjects from birth to 19 years old. *Mayo Clinic Proceedings* 63 (2):126-136.

- Schwarzwald, C. C., Schober, K. E., Berli, A. S. und Bonagura, J. D. 2009b. Left ventricular radial and circumferential wall motion analysis in horses using strain, strain rate, and displacement by 2d speckle tracking. *Journal of Veterinary Internal Medicine* 23 (4):890-900.
- Schwarzwald, C. C., Schober, K. E. und Bonagura, J. D. 2009a. Methods and reliability of tissue doppler imaging for assessment of left ventricular radial wall motion in horses. *Journal of Veterinary Internal Medicine* 23 (3):643-652.
- Sepulveda, M. F., Perkins, J. D., Bowen, I. M. und Marr, C. M. 2005. Demonstration of regional differences in equine ventricular myocardial velocity in normal 2-year-old thoroughbreds with doppler tissue imaging. *Equine Veterinary Journal* 37 (3):222-226.
- Skubas, N. J. 2009. Two-dimensional, non-doppler strain imaging during anesthesia and cardiac surgery. *Echocardiography* 26 (3):345-353.
- Slack, J., Durando, M. M., Belcher, C. N., Collins, N., Palmer, L., Ousey, J., Birks, E. K. und Marr, C. M. 2012. Intraoperator, intraobserver and interoperator variability of echocardiographic measurements in healthy foals. *Equine Veterinary Journal Supplement* (41):69-75.
- Slater, J. D. und Herrtage, M. E. 1995. Echocardiographic measurements of cardiac dimensions in normal ponies and horses. *Equine Veterinary Journal Supplement* (19):28-32.
- Spieker, E. P. 2006. Gewebe-Doppler-Echokardiografie beim Pferd: Eine Pilotstudie, Klinik für Pferde, Freie Universität Berlin, Berlin, Diss.
- Stahl, A. H. 2010. Gewebedopplerechokardiographische Untersuchung der rechtsventrikulären Myokardfunktion gesunder und COB erkrankter Pferde, Klinik für Pferde, Ludwig-Maximilians-Universität München, München, Diss.
- Sugimoto, K., Fujii, Y., Sunahara, H. und Aoki, T. 2015. Assessment of left ventricular longitudinal function in cats with subclinical hypertrophic cardiomyopathy using tissue doppler imaging and speckle tracking echocardiography. *Journal of Veterinary Medical Science* 77 (9):1101-1108.

- Swaminathan, S., Ferrer, P. L., Wolff, G. S., Gomez-Marin, O. und Rusconi, P. G. 2003. Usefulness of tissue doppler echocardiography for evaluating ventricular function in children without heart disease. *American Journal of Cardiology* 91 (5):570-574.
- Teske, A. J., De Boeck, B. W., Melman, P. G., Sieswerda, G. T., Doevendans, P. A. und Cramer, M. J. 2007. Echocardiographic quantification of myocardial function using tissue deformation imaging, a guide to image acquisition and analysis using tissue doppler and speckle tracking. *Cardiovascular Ultrasound* 5:27.
- Toyoda, T., Baba, H., Akasaka, T., Akiyama, M., Neishi, Y., Tomita, J., Sukmawan, R., Koyama, Y., Watanabe, N., Tamano, S., Shinomura, R., Komuro, I. und Yoshida, K. 2004. Assessment of regional myocardial strain by a novel automated tracking system from digital image files. *Journal of the American Society of Echocardiography* 17 (12):1234-1238.
- Vinereanu, D., Florescu, N., Sculthorpe, N., Tweddel, A. C., Stephens, M. R. und Fraser, A. G. 2001. Differentiation between pathologic and physiologic left ventricular hypertrophy by tissue doppler assessment of long-axis function in patients with hypertrophic cardiomyopathy or systemic hypertension and in athletes. *The American Journal of Cardiology* 88 (1):53-58.
- Voigt, J. U. 2005. Tissue doppler for the assessment of LV function-what makes sense? *Zeitschrift für Kardiologie* 94 Suppl 4:IV/38-42.
- Voigt, J. U. und Flachskampf, F. A. 2004. Strain and strain rate. New and clinically relevant echo parameters of regional myocardial function. *Zeitschrift für Kardiologie* 93 (4):249-258.
- Wagner, T. 2005. Tissue-Doppler-Imaging (TDI): Erstellung von Referenzwerten für Tissue Velocity, Strain und Strain Rate bei der Katze, Klinik für Kleintiere, Ludwig-Maximilians-Universität München, München, Diss.
- Weidemann, F., Eyskens, B., Jamal, F., Mertens, L., Kowalski, M., D'Hooge, J., Bijnens, B., Gewillig, M., Rademakers, F., Hatle, L. und Sutherland, G. R. 2002. Quantification of regional left and right ventricular radial and longitudinal function in healthy children using ultrasound-based strain rate and strain imaging. *Journal of the American Society of Echocardiography* 15 (1):20-28.

- Wess, G., Keller, L. J. M., Klausnitzer, M., Killich, M. und Hartmann, K. 2011. Comparison of longitudinal myocardial tissue velocity, strain, and strain rate measured by two-dimensional speckle tracking and by color tissue doppler imaging in healthy dogs. *Journal of Veterinary Cardiology* 13 (1):31-43.
- Zak, R. 1973. Cell proliferation during cardiac growth. *American Journal of Cardiology* 31 (2):211-219.
- Zhang, Q., Yip, G. W. und Yu, C. M. 2008. Approaching regional left atrial function by tissue doppler velocity and strain imaging. *Europace* 10 Suppl 3:62-69.
- Zucca, E., Ferrucci, F., Croci, C., Di Fabio, V., Zaninelli, M. und Ferro, E. 2008. Echocardiographic measurements of cardiac dimensions in normal standardbred racehorses. *Journal of Veterinary Cardiology* 10 (1):45-51.

9 Anhang

Tabelle 16: *Alter, Gewicht, Geschlecht und Größe (Widerristhöhe) der untersuchten Pferde.*

Nr.	Alter (Monate)	Geschlecht	Gewicht (kg)	Größe (m)
1	0,5	Hengst	84	1,12
2	1,5	Hengst	141	1,20
3	1,5	Stute	113	1,17
4	2	Hengst	122	1,17
5	2	Hengst	151	1,24
6	2	Hengst	131	1,20
7	2,5	Stute	164	1,30
8	3	Stute	165	1,28
9	3	Hengst	151	1,26
10	3	Stute	155	1,24
11	3	Hengst	169	1,30
12	3	Hengst	206	1,32
13	3	Hengst	183	1,26
14	3	Hengst	210	1,33
15	3,5	Hengst	176	1,25
16	3,5	Stute	216	1,35
17	3,5	Hengst	210	1,34
18	3,5	Hengst	194	1,33
19	4	Hengst	230	1,37
20	4	Hengst	206	1,33
21	4	Stute	194	1,31
22	4	Hengst	202	1,34
23	4,5	Stute	226	1,37
24	8	Hengst	214	1,37
25	8	Hengst	278	1,45
26	8,5	Hengst	260	1,50
27	9	Hengst	264	1,43
28	9	Hengst	318	1,52
29	9	Stute	260	1,40
30	9	Hengst	260	1,40
31	10	Stute	269	1,46
32	10	Stute	293	1,50
33	10	Stute	293	1,49
34	13	Stute	356	1,53
35	13	Stute	308	1,49

Fortsetzung Tabelle 16:

Nr.	Alter (Monate)	Geschlecht	Gewicht (kg)	Größe (m)
36	20	Stute	438	1,60
37	20	Hengst	372	1,53
38	21	Hengst	470	1,65
39	21,5	Hengst	420	1,60
40	22	Stute	438	1,65
41	22	Hengst	464	1,60
42	22	Stute	390	1,57
43	22	Hengst	396	1,58
44	23	Stute	426	1,51
45	28	Stute	445	1,58
46	31	Hengst	451	1,60
47	32	Hengst	490	1,68
48	34	Hengst	451	1,62
49	34	Stute	560	1,62
50	34	Hengst	498	1,64
51	35	Stute	538	1,61
52	36	Stute	524	1,67
53	38	Hengst	620	1,75
54	38	Stute	546	1,70
55	39	Stute	478	1,58
56	40	Hengst	510	1,59
57	40	Stute	524	1,65

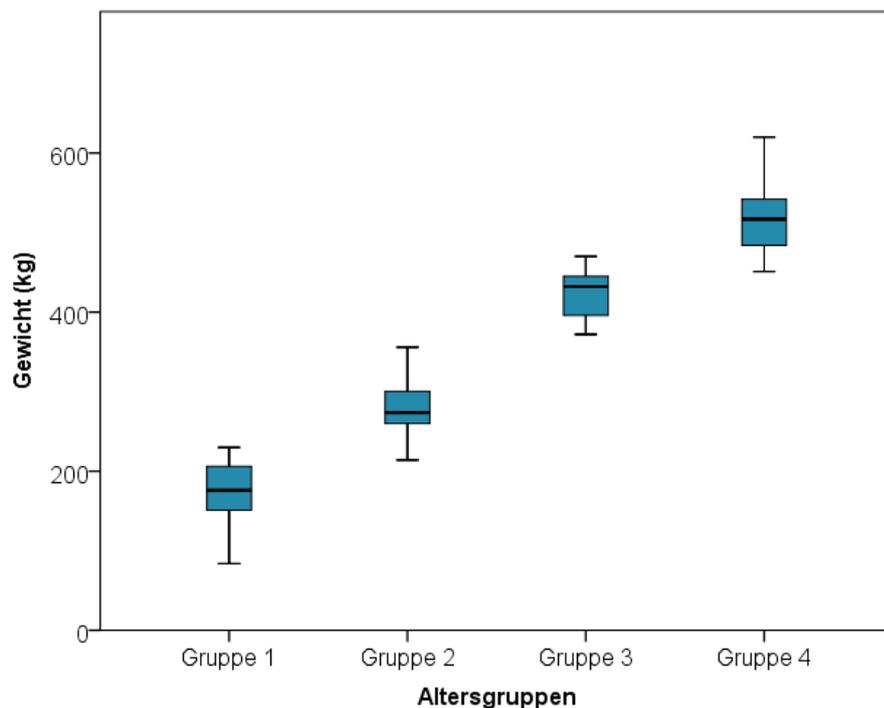


Abbildung 28: Das Gewicht der Pferde im Zusammenhang mit der Altersgruppe.

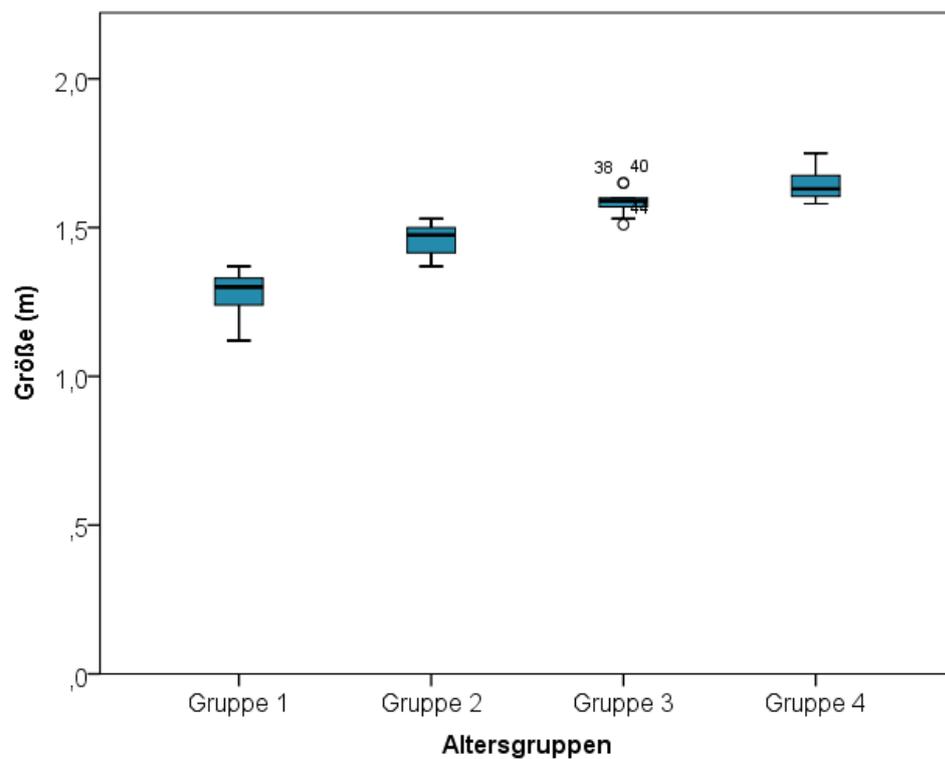


Abbildung 29: Die Größe der Pferde im Zusammenhang mit der Altersgruppe. Die kleinen Kreise stellen Ausreißer-Messwerte dar.

Untersuchungsprotokoll

Pferd: _____

Anamnese:

Vorerkrankungen _____ Auffälligkeiten _____

Signalement:

Alter _____ Geschlecht _____ Größe _____ Gewicht _____

Allgemeinuntersuchung:

Ernährungszustand _____ Pflegezustand _____

Haltung / Allgemeinbefinden _____ / _____

Puls Frequenz _____ /min. Rhythmus _____ Regelmäßigkeit _____
Qualität _____

Atmung: Frequenz _____ /min. Typ _____

Temperatur _____ °C

Lnn. mandibulares _____ Sichtbare Schleimhäute

KFZ _____

Herz-Kreislauf-Untersuchung:

Vv. jugulares _____

Venenstauprobe _____

Palpation Hautoberfläche Temperatur _____ Turgor _____

Ödeme _____

Auskultation des Herzens

(FIRAG) _____

Auskultation der Lunge _____

Husten auslösbar _____

Tabelle 17: Ergebnisse des Einzelgruppenvergleichs nach Scheffé, alle gemessenen Parameter, Vergleich der vier Altersgruppen untereinander

MVDia=Mitralklappen-diameter; LA=linkes Atrium; LV1=linker Ventrikel 1; LV2=linker Ventrikel 2; IVS=Interventrikularseptum; LVFW=linksventrikuläre freie Wand, RVFW=rechtsventrikuläre freie Wand; RA=rechtes Atrium; AoSinVals=Sinus Valsalve der Aorta; TV=Trikuspidalklappendiameter; RV=rechter Ventrikel; PV=Pulmonalklappendiameter; LAL=von links gemessenes linkes Atrium; IVSd/IVSs=diastolische bzw. systolische Dicke des Interventrikularseptums; LVIDd/LVIDs=diastolischer bzw. systolischer linksventrikulärer innerer Diameter; LVPWd/LVPWs=diastolische bzw. systolische linksventrikuläre hintere Wand; EDV=Enddiastolisches Volumen; ESV=Endsystolisches Volumen; EF%=Ejektions-fraktion; FS%=Fractional Shortening; SV=Schlagvolumen; TVI_LW_S = systolische Myokardgeschwindigkeit in der linken freien Ventrikelwand; TVI_LW_E = frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit in der linken freien Ventrikelwand; TVI_LW_A = spätdiastolische Myokardgeschwindigkeit in der linken freien Ventrikelwand; TVI_LW_IVC = Myokardgeschwindigkeit der isovolumetrischen Kontraktion der linken freien Ventrikelwand; TVI_IVS_S = systolische Myokardgeschwindigkeit im Interventrikularseptum; TVI_IVS_E = frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit im Interventrikularseptum; TVI_IVS_A = spätdiastolische Myokardgeschwindigkeit im Interventrikularseptum; TVI_RW_S = systolische Myokardgeschwindigkeit in der rechten freien Ventrikelwand; TVI_RW_E = frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit in der rechten freien Ventrikelwand; TVI_RW_A = spätdiastolische Myokardgeschwindigkeit in der rechten freien Ventrikelwand; PW_LW_S = systolische Myokardgeschwindigkeit in der linken freien Ventrikelwand; PW_LW_E = frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit in der linken freien Ventrikelwand; PW_LW_A = spätdiastolische Myokardgeschwindigkeit in der linken freien Ventrikelwand; PW_LW_IVC = Myokardgeschwindigkeit der isovolumetrischen Kontraktion der linken freien Ventrikelwand; PW_IVS_S = systolische Myokardgeschwindigkeit im Interventrikularseptum; PW_IVS_E = frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit im Interventrikularseptum; PW_IVS_A = spätdiastolische Myokardgeschwindigkeit im Interventrikularseptum; PW_RW_S = systolische Myokardgeschwindigkeit in der rechten freien Ventrikelwand; PW_RW_E = frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit in der rechten freien Ventrikelwand; PW_RW_A = spätdiastolische Myokardgeschwindigkeit in der rechten freien Ventrikelwand; SR_IVS_G=radiale Strain im Interventrikularseptum; SrR_IVS_S=systolische radiale Strain Rate des Interventrikularseptums; SrR_IVS_E=frühdiastolische radiale Strain Rate des Interventrikularseptums; SrR_IVS_A=spätdiastolische radiale Strain Rate des Interventrikularseptums; SR_LW_G=radiale Strain in der linken Wand; SrR_LW_S=systolische radiale Strain Rate der linken Wand; SrR_LW_E=frühdiastolische radiale Strain Rate der linken Wand; SrR_LW_A=spätdiastolische radiale Strain Rate der linken Wand

Fortsetzung Tabelle 17: *Beschreibung siehe S. 124.*

Modus	Parameter	Gruppe	Vergleichsgruppen	Signifikanz	
Allgemein	Größe	1	2	<0,001	
			3	<0,001	
			4	<0,001	
		2	1	<0,001	
			3	<0,001	
			4	<0,001	
		3	1	<0,001	
			2	<0,001	
			4	0,193	
		4	1	<0,001	
			2	<0,001	
			3	0,193	
	Gewicht	Gewicht	1	2	<0,001
				3	<0,001
				4	<0,001
			2	1	<0,001
				3	<0,001
				4	<0,001
			3	1	<0,001
				2	<0,001
				4	<0,001
			4	1	<0,001
				2	<0,001
				3	<0,001
	Herzfrequenz	HR	1	2	<0,001
				3	<0,001
				4	<0,001
			2	1	<0,001
				3	0,758
				4	0,556
			3	1	<0,001
				2	0,758
				4	0,993
			4	1	<0,001
				2	0,556
				3	0,993

Fortsetzung Tabelle 17: *Beschreibung siehe S. 124.*

Modus	Parameter	Gruppe	Vergleichsgruppen	Signifikanz
B-Mode	MVDia			
	Mitralklappendiameter	1	2	0,001
			3	<0,001
			4	<0,001
		2	1	0,001
			3	0,067
			4	<0,001
		3	1	<0,001
			2	0,067
			4	0,050
		4	1	<0,001
			2	<0,001
			3	0,050
	LA			
	Linkes Atrium	1	2	0,001
			3	<0,001
			4	<0,001
		2	1	0,001
			3	0,041
			4	<0,001
		3	1	<0,001
			2	0,041
			4	0,089
		4	1	<0,001
			2	<0,001
			3	0,089
	LV1			
	Linker Ventrikel 1	1	2	0,005
			3	<0,001
			4	<0,001
		2	1	0,005
			3	0,009
			4	<0,001
		3	1	<0,001
			2	0,009
			4	0,065
		4	1	<0,001
2			<0,001	
3			0,065	

Fortsetzung Tabelle 17: *Beschreibung siehe S. 124.*

Modus	Parameter	Gruppe	Vergleichsgruppen	Signifikanz
B-Mode	LV2			
	Linker Ventrikel 2	1	2	0,003
			3	<0,001
			4	<0,001
		2	1	0,003
			3	0,007
			4	<0,001
		3	1	<0,001
			2	0,007
			4	0,452
		4	1	<0,001
			2	<0,001
			3	0,452
	IVS			
	Interventrikularseptum	1	2	0,018
			3	<0,001
			4	<0,001
		2	1	0,018
			3	0,011
			4	<0,001
		3	1	<0,001
			2	0,011
			4	0,001
		4	1	<0,001
			2	<0,001
			3	0,001
	LVFW			
	Linksventrikuläre freie Wand	1	2	0,223
			3	0,001
			4	<0,001
		2	1	0,223
			3	0,204
			4	<0,001
		3	1	0,001
			2	0,204
			4	0,007
		4	1	<0,001
			2	<0,001
			3	0,007

Fortsetzung Tabelle 17: *Beschreibung siehe S. 124.*

Modus	Parameter	Gruppe	Vergleichsgruppen	Signifikanz
B-Mode	RVFW			
	Rechtsventrikuläre freie Wand	1	2	1,000
			3	0,012
			4	<0,001
		2	1	1,000
			3	0,032
			4	<0,001
		3	1	0,012
			2	0,032
			4	<0,001
		4	1	<0,001
			2	<0,001
			3	<0,001
	RA			
	Rechtes Atrium	1	2	0,203
			3	0,001
			4	<0,001
		2	1	0,203
			3	0,180
			4	0,003
		3	1	0,001
			2	0,180
			4	0,590
		4	1	<0,001
			2	0,003
			3	0,590
	AoSinVals			
	Sinus Valsalve der Aorta	1	2	<0,001
			3	<0,001
			4	<0,001
		2	1	<0,001
			3	0,023
			4	<0,001
		3	1	<0,001
			2	0,023
			4	0,092
		4	1	<0,001
			2	<0,001
			3	0,092

Fortsetzung Tabelle 17: *Beschreibung siehe S. 124.*

Modus	Parameter	Gruppe	Vergleichsgruppen	Signifikanz
B-Mode	TV			
	Trikuspidalklappendiameter	1	2	0,002
			3	<0,001
			4	<0,001
		2	1	0,002
			3	0,115
			4	<0,001
		3	1	<0,001
			2	0,115
			4	0,013
		4	1	<0,001
			2	<0,001
			3	0,013
	RV			
	Rechter Ventrikel	1	2	0,013
			3	<0,001
			4	<0,001
		2	1	0,013
			3	0,021
			4	0,066
		3	1	<0,001
			2	0,021
			4	0,918
		4	1	<0,001
			2	0,066
			3	0,918
	PV			
	Pulmonalklappendiameter	1	2	<0,001
			3	<0,001
			4	<0,001
		2	1	<0,001
			3	<0,001
			4	<0,001
		3	1	<0,001
			2	<0,001
			4	0,148
		4	1	<0,001
			2	<0,001
			3	0,148

Fortsetzung Tabelle 17: *Beschreibung siehe S. 124.*

Modus	Parameter	Gruppe	Vergleichsgruppen	Signifikanz
B-Mode	LAL			
	Linkes Atrium von links	1	2	0,014
			3	<0,001
			4	<0,001
		2	1	0,014
			3	0,004
			4	<0,001
		3	1	<0,001
			2	0,004
			4	0,002
		4	1	<0,001
			2	<0,001
			3	0,002
M-Mode	IVSd			
	Interventrikularseptum in Diastole	1	2	0,131
			3	<0,001
			4	<0,001
		2	1	0,131
			3	0,234
			4	<0,001
		3	1	<0,001
			2	0,234
			4	0,023
		4	1	<0,001
			2	<0,001
			3	0,023
	LVIDd			
	Diastolischer linksventrikulärer innerer Durchmesser	1	2	0,017
			3	<0,001
			4	<0,001
		2	1	0,017
			3	0,061
			4	<0,001
		3	1	<0,001
			2	0,061
			4	<0,001
		4	1	<0,001
			2	<0,001
			3	<0,001

Fortsetzung Tabelle 17: *Beschreibung siehe S. 124.*

Modus	Parameter	Gruppe	Vergleichsgruppen	Signifikanz
M-Mode	LVPWd			
	Diastolische linksventrikuläre hintere Wand	1	2	0,035
			3	<0,001
			4	<0,001
		2	1	0,035
			3	0,017
			4	<0,001
		3	1	<0,001
			2	0,017
			4	0,004
		4	1	<0,001
			2	<0,001
			3	0,004
	IVSs			
	Interventrikularseptum in Systole	1	2	0,155
			3	<0,001
			4	<0,001
		2	1	0,155
			3	0,019
			4	<0,001
		3	1	<0,001
			2	0,019
			4	0,071
		4	1	<0,001
			2	<0,001
			3	0,071
	LVIDs			
	Systolischer linksventrikulärer innerer Diameter	1	2	0,915
			3	0,022
			4	<0,001
		2	1	0,915
			3	0,178
			4	<0,001
		3	1	0,022
			2	0,178
			4	0,018
		4	1	<0,001
			2	<0,001
			3	0,018

Fortsetzung Tabelle 17: *Beschreibung siehe S. 124.*

Modus	Parameter	Gruppe	Vergleichsgruppen	Signifikanz
M-Mode	LVPWs			
	Systolische linksventrikuläre hintere Wand	1	2	<0,001
			3	<0,001
			4	<0,001
		2	1	<0,001
			3	0,021
			4	<0,001
		3	1	<0,001
			2	0,021
			4	0,245
		4	1	<0,001
			2	<0,001
			3	0,245
	EDV			
	Enddiastolisches Volumen	1	2	0,054
			3	<0,001
			4	<0,001
		2	1	0,054
			3	00,060
			4	<0,001
		3	1	<0,001
			2	0,060
			4	<0,001
		4	1	<0,001
			2	<0,001
			3	<0,001
	ESV			
	Endsystolisches Volumen	1	2	0,957
			3	,040
			4	<0,001
		2	1	0,957
			3	0,206
			4	<0,001
		3	1	0,040
			2	0,206
			4	0,019
		4	1	<0,001
			2	<0,001
			3	0,019

Fortsetzung Tabelle 17: *Beschreibung siehe S. 124.*

Modus	Parameter	Gruppe	Vergleichsgruppen	Signifikanz
M-Mode	EF			
	Ejektionsfraktion	1	2	0,025
			3	0,139
			4	0,187
		2	1	0,025
			3	0,964
			4	0,876
		3	1	0,139
			2	0,964
			4	0,995
		4	1	0,187
			2	0,876
			3	0,995
	FS			
	Fractional Shortening	1	2	0,016
			3	0,069
			4	0,062
		2	1	0,016
			3	0,987
			4	0,969
		3	1	0,069
			2	0,987
			4	1,000
		4	1	0,062
			2	0,969
			3	1,000
	SV			
	Schlagvolumen	1	2	0,002
			3	<0,001
			4	<0,001
		2	1	0,002
			3	0,073
			4	<0,001
		3	1	<0,001
			2	0,073
			4	<0,001
		4	1	<0,001
			2	<0,001
			3	<0,001

Fortsetzung Tabelle 17: *Beschreibung siehe S. 124.*

Modus	Parameter	Gruppe	Vergleichsgruppen	Signifikanz
TVI	TVI_LW_S			
	Systolische Myokardgeschwindigkeit der linken freien Ventrikelwand (Farbgewebedoppler)	1	2	0,336
			3	0,618
			4	0,853
		2	1	0,336
			3	0,988
			4	0,139
		3	1	0,618
			2	0,988
			4	0,307
		4	1	0,853
			2	0,139
			3	0,307
	TVI_LW_E			
	Frühdiaastolische Myokardgeschwindigkeit der linken freien Ventrikelwand (Farbgewebedoppler)	1	2	0,404
			3	0,005
			4	0,005
		2	1	0,404
			3	0,301
			4	0,372
		3	1	0,005
			2	0,301
			4	0,997
		4	1	0,005
			2	0,372
			3	0,997
	TVI_LW_A			
	Spätdiaastolische Myokardgeschwindigkeit der linken freien Ventrikelwand (Farbgewebedoppler)	1	2	1,000
			3	0,931
			4	0,016
		2	1	1,000
			3	0,956
			4	0,049
		3	1	0,931
			2	0,956
			4	0,198
		4	1	0,016
2			0,049	
3			0,198	

Fortsetzung Tabelle 17: *Beschreibung siehe S. 124.*

Modus	Parameter	Gruppe	Vergleichsgruppen	Signifikanz	
TVI	TVI_IVS_S				
	Systolische Myokardgeschwindigkeit des Interventrikularseptums (Farbgewebedoppler)	1	2	1,000	
			3	0,831	
			4	0,030	
		2	1	2	1,000
				3	0,876
				4	0,057
		3	1	2	0,831
				2	0,876
				4	0,340
		4	1	2	0,030
				2	0,057
				3	0,340
	TVI_IVS_E				
	Frühdiaastolische Myokardgeschwindigkeit des Interventrikularseptums (Farbgewebedoppler)	1	2	0,841	
			3	0,005	
			4	0,010	
		2	1	2	0,841
				3	0,086
				4	0,141
		3	1	2	0,005
				2	0,086
				4	0,993
		4	1	2	0,010
				2	0,141
				3	0,993
	TVI_IVS_A				
	Spätdiaastolische Myokardgeschwindigkeit des Interventrikularseptums (Farbgewebedoppler)	1	2	0,555	
			3	0,567	
			4	0,995	
		2	1	2	0,555
				3	1,000
				4	0,493
		3	1	2	0,567
				2	1,000
				4	0,502
		4	1	2	0,995
				2	0,493
				3	0,502

Fortsetzung Tabelle 17: *Beschreibung siehe S. 124.*

Modus	Parameter	Gruppe	Vergleichsgruppen	Signifikanz	
TVI	TVI_RW_S				
	Systolische Myokardgeschwindigkeit der rechten freien Ventrikelwand (Farbgewebedoppler)	1	2	0,178	
			3	0,479	
			4	0,994	
		2	1	0,178	
			3	0,019	
			4	0,193	
		3	1	0,479	
			2	0,019	
			4	0,712	
		4	1	0,994	
			2	0,193	
			3	0,712	
	TVI_RW_E				
	Frühdiaastolische Myokardgeschwindigkeit der rechten freien Ventrikelwand (Farbgewebedoppler)	1	2	0,927	
			3	<0,001	
			4	0,160	
		2	1	0,927	
			3	0,002	
			4	0,567	
		3	1	<0,001	
			2	0,002	
			4	0,055	
		4	1	0,160	
			2	0,567	
			3	0,055	
	TVI_RW_A				
	Spätdiaastolische Myokardgeschwindigkeit der rechten freien Ventrikelwand (Farbgewebedoppler)	1	2	0,860	
			3	0,082	
			4	0,999	
		2	1	0,860	
			3	0,029	
			4	0,845	
		3	1	0,082	
			2	0,029	
			4	0,179	
		4	1	0,999	
			2	0,845	
			3	0,179	

Fortsetzung Tabelle 17: *Beschreibung siehe S. 124.*

Modus	Parameter	Gruppe	Vergleichsgruppen	Signifikanz
PW	PW_LW_S			
	Systolische Myokardgeschwindigkeit der linken freien Ventrikelwand (Spektralgewebedoppler)	1	2	0,201
			3	0,079
			4	0,995
		2	1	0,201
			3	0,959
			4	0,420
		3	1	0,079
			2	0,959
			4	0,208
		4	1	0,995
			2	0,420
			3	0,208
	PW_LW_E			
	Frühdiaastolische Myokardgeschwindigkeit der linken freien Ventrikelwand (Spektralgewebedoppler)	1	2	0,317
			3	0,011
			4	0,012
		2	1	0,317
			3	0,505
			4	0,599
		3	1	0,011
			2	0,505
			4	0,997
		4	1	0,012
			2	0,599
			3	0,997
	PW_LW_A			
	Spätdiaastolische Myokardgeschwindigkeit der linken freien Ventrikelwand (Spektralgewebedoppler)	1	2	0,995
			3	0,998
			4	0,022
		2	1	0,995
			3	0,985
			4	0,091
		3	1	0,998
			2	0,985
			4	0,051
		4	1	0,022
2			0,091	
3			0,051	

Fortsetzung Tabelle 17: *Beschreibung siehe S. 124.*

Modus	Parameter	Gruppe	Vergleichsgruppen	Signifikanz	
PW	Systolische Myokardgeschwindigkeit des Interventrikularseptums (Spektralgewebedoppler)	1	2	0,052	
			3	0,182	
			4	0,718	
		2	1	0,052	
			3	0,999	
			4	0,497	
		3	1	0,182	
			2	0,999	
			4	0,703	
		4	1	0,718	
			2	0,497	
			3	0,703	
		PW_IVS_E			
		Frühdiaastolische Myokardgeschwindigkeit des Interventrikularseptums (Spektralgewebedoppler)	1	2	0,827
				3	0,965
	4			0,163	
	2		1	0,827	
			3	0,996	
			4	0,683	
	3		1	0,965	
			2	0,996	
			4	0,643	
	4		1	0,163	
			2	0,683	
			3	0,643	
	PW_IVS_A				
	Spätdiaastolische Myokardgeschwindigkeit des Interventrikularseptums (Spektralgewebedoppler)		1	2	,981
				3	0,416
		4		0,796	
		2	1	0,981	
			3	0,637	
			4	0,626	
		3	1	0,416	
			2	0,637	
			4	0,150	
		4	1	0,796	
			2	0,626	
			3	0,150	

Fortsetzung Tabelle 17: *Beschreibung siehe S. 124.*

Modus	Parameter	Gruppe	Vergleichsgruppen	Signifikanz	
PW	PW_RW_S				
	Systolische Myokardgeschwindigkeit der rechten freien Ventrikelwand (Spektralgewebedoppler)	1	2	0,362	
			3	0,429	
			4	0,994	
		2	1	0,362	
			3	0,033	
			4	0,315	
		3	1	0,429	
			2	0,033	
			4	0,633	
		4	1	0,994	
			2	0,315	
			3	0,633	
	PW_RW_E				
	Frühdiaastolische Myokardgeschwindigkeit der rechten freien Ventrikelwand (Spektralgewebedoppler)	1	2	0,247	
			3	0,010	
			4	0,398	
		2	1	0,247	
			3	0,493	
			4	0,993	
		3	1	0,010	
			2	0,493	
			4	0,347	
		4	1	0,398	
			2	0,993	
			3	0,347	
	PW_RW_A				
	Spätdiaastolische Myokardgeschwindigkeit der rechten freien Ventrikelwand (Spektralgewebedoppler)	1	2	0,774	
			3	0,130	
			4	0,577	
		2	1	0,774	
			3	0,598	
			4	0,991	
		3	1	0,130	
			2	0,598	
			4	0,766	
		4	1	0,577	
			2	0,991	
			3	0,766	

Fortsetzung Tabelle 17: *Beschreibung siehe S. 124.*

Modus	Parameter	Gruppe	Vergleichsgruppen	Signifikanz
Strain/Strain Rate	SR_IVS_G			
	Radiale Strain des Interventrikularseptums	1	2	0,040
			3	0,265
			4	0,057
		2	1	0,040
			3	0,923
			4	0,999
		3	1	0,265
			2	0,923
			4	0,956
		4	1	0,057
			2	0,999
			3	0,956
	SrR_IVS_S			
	Systolische radiale Strain Rate des Interventrikularseptums	1	2	<0,001
			3	0,001
			4	0,001
		2	1	<0,001
			3	0,999
			4	0,960
		3	1	0,001
			2	0,999
			4	0,986
		4	1	0,001
			2	0,960
			3	0,986
	SrR_IVS_E			
	Frühdiaastolische radiale Strain Rate des Interventrikularseptums	1	2	0,059
			3	0,020
			4	0,085
		2	1	0,059
			3	0,957
			4	0,999
		3	1	0,020
			2	0,957
			4	0,921
		4	1	0,085
2			0,999	
3			0,921	

Fortsetzung Tabelle 17: *Beschreibung siehe S. 124.*

Modus	Parameter	Gruppe	Vergleichsgruppen	Signifikanz
Strain/Strain Rate	SrR_IVS_A			
	Spätdiastolische radiale Strain Rate des Interventrikularseptums	1	2	0,998
			3	0,828
			4	1,000
		2	1	0,998
			3	0,925
			4	0,999
		3	1	0,828
			2	0,925
			4	0,881
		4	1	1,000
			2	0,999
			3	0,881
	SR_LW_G			
	Radiale Strain der linken freien Ventrikelwand	1	2	0,564
			3	0,982
			4	0,825
		2	1	0,564
			3	0,495
			4	0,981
		3	1	0,982
			2	0,495
			4	0,724
		4	1	0,825
			2	0,981
			3	0,724
	SrR_LW_S			
	Systolische radiale Strain Rate der linken freien Ventrikelwand	1	2	<0,001
			3	<0,001
			4	<0,001
		2	1	<0,001
			3	0,980
			4	0,975
		3	1	<0,001
			2	0,980
			4	1,000
		4	1	<0,001
			2	0,975
			3	1,000

Fortsetzung Tabelle 17: *Beschreibung siehe S. 124.*

Modus	Parameter	Gruppe	Vergleichsgruppen	Signifikanz	
Strain/Strain Rate	Frühdiaastolische radiale Strain Rate der linken freien Ventrikelwand	1	2	0,776	
			3	0,245	
			4	0,002	
		2	1	0,776	
			3	0,822	
			4	0,083	
		3	1	0,245	
			2	0,822	
			4	0,486	
		4	1	0,002	
			2	0,083	
			3	0,486	
		SrR_LW_A			
		Spätdiaastolische radiale Strain Rate der linken freien Ventrikelwand	1	2	0,956
				3	0,260
				4	0,264
			2	1	0,956
				3	0,625
	4			0,657	
	3		1	0,260	
			2	0,625	
			4	1,000	
	4		1	0,264	
			2	0,657	
			3	1,000	

Univariable Einflüsse auf die B-Mode-Parameter

Einfluss des Alters auf die B-Mode-Parameter

Tabelle 18: Ergebnisse der univariablen Regressionsanalyse, Einfluss des Alters auf die B-Mode-Parameter, p-Wert und korrigiertes r^2 , Signifikanzen hervorgehoben.

HR=Herzfrequenz; MVDia=Mitralklappendiameter; LA=linkes Atrium; LV1=linker Ventrikel 1; LV2=linker Ventrikel 2; IVS=Interventrikularseptum; LVFW=linksventrikuläre freie Wand, RVFW= rechtsventrikuläre freie Wand; RA=rechtes Atrium; AoSinVals=Sinus Valsalve der Aorta; TV=Trikuspidalklappendiameter; RV=rechter Ventrikel; PV=Pulmonalklappendiameter; LAL= von links gemessenes linkes Atrium

Technik	Parameter	p-Wert	R ² korr.
B-Mode	HR	<0,001	0,47
	MVDia	<0,001	0,74
	LA	<0,001	0,74
	LV1	<0,001	0,76
	LV2	<0,001	0,72
	IVS	<0,001	0,77
	LVFW	<0,001	0,65
	RVFW	<0,001	0,63
	RA	<0,001	0,53
	AoSinVals	<0,001	0,73
	TV	<0,001	0,72
	RV	<0,001	0,46
	PV	<0,001	0,76
LAL	<0,001	0,85	

Einfluss des Gewichtes auf die B-Mode-Parameter

Tabelle 19: Ergebnisse der univariablen Regressionsanalyse, Einfluss des Gewichtes auf die B-Mode-Parameter, p-Wert und korrigiertes r^2 , Signifikanzen hervorgehoben.

HR=Herzfrequenz; MVDia=Mitralklappendiamter; LA=linkes Atrium; LV1=linker Ventrikel 1; LV2=linker Ventrikel 2; IVS=Interventrikularseptum; LVFW=linksventrikuläre freie Wand, RVFW= rechtsventrikuläre freie Wand; RA=rechtes Atrium; AoSinVals=Sinus Valsalve der Aorta; TV=Trikuspidal-klappendiameter; RV=rechter Ventrikel; PV=Pulmonalklappendiameter; LAL= von links gemessenes linkes Atrium

Technik	Parameter	p-Wert	R² korr.
B-Mode	HR	<0,001	0,58
	MVDia	<0,001	0,83
	LA	<0,001	0,85
	LV1	<0,001	0,84
	LV2	<0,001	0,78
	IVS	<0,001	0,79
	LVFW	<0,001	0,69
	RVFW	<0,001	0,61
	RA	<0,001	0,55
	AoSinVals	<0,001	0,87
	TV	<0,001	0,79
	RV	<0,001	0,60
	PV	<0,001	0,87
	LAL	<0,001	0,90

Einfluss der Größe auf die B-Mode-Parameter

Tabelle 20: Ergebnisse der univariablen Regressionsanalyse, Einfluss der Größe auf die B-Mode-Parameter, p-Wert und korrigiertes r^2 , Signifikanzen hervorgehoben.

HR=Herzfrequenz; MVDia=Mitralklappendiameter; LA=linkes Atrium; LV1=linker Ventrikel 1; LV2=linker Ventrikel 2; IVS=Interventrikularseptum; LVFW=linksventrikuläre freie Wand, RVFW= rechtsventrikuläre freie Wand; RA=rechtes Atrium; AoSinVals=Sinus Valsalve der Aorta; TV=Trikuspidalklappendiameter; RV=rechter Ventrikel; PV=Pulmonalklappendiameter; LAL= von links gemessenes linkes Atrium

Technik	Parameter	p-Wert	R ² korr.
B-Mode	HR	<0,001	0,69
	MVDia	<0,001	0,83
	LA	<0,001	0,85
	LV1	<0,001	0,82
	LV2	<0,001	0,73
	IVS	<0,001	0,72
	LVFW	<0,001	0,60
	RVFW	<0,001	0,47
	RA	<0,001	0,53
	AoSinVals	<0,001	0,90
	TV	<0,001	0,77
	RV	<0,001	0,67
	PV	<0,001	0,86
	LAL	<0,001	0,82

Einfluss des Geschlechtes auf die B-Mode-Parameter

Tabelle 21: Ergebnisse der univariablen Regressionsanalyse, Einfluss des Geschlechts auf die B-Mode-Parameter, p-Wert und korrigiertes r^2 , Signifikanzen hervorgehoben.

HR=Herzfrequenz; MVDia=Mitralklappendiamter; LA=linkes Atrium; LV1=linker Ventrikel 1; LV2=linker Ventrikel 2; IVS=Interventrikularseptum; LVFW=linksventrikuläre freie Wand, RVFW= rechtsventrikuläre freie Wand; RA=rechtes Atrium; AoSinVals=Sinus Valsalve der Aorta; TV=Trikuspidalklappendiameter; RV=rechter Ventrikel; PV=Pulmonal-klappendiameter; LAL= von links gemessenes linkes Atrium

Technik	Parameter	p-Wert	R ² korr.
B-Mode	HR	0,5190	0,00
	MVDia	0,1549	0,02
	LA	0,1987	0,01
	LV1	0,5085	0,00
	LV2	0,1419	0,02
	IVS	0,7342	0,00
	LVFW	0,2429	0,01
	RVFW	0,5692	0,00
	RA	0,0373	0,06
	AoSinVals	0,3056	0,00
	TV	0,2329	0,01
	RV	0,4510	0,00
	PV	0,2814	0,00
	LAL	0,1502	0,02

Einfluss der Herzfrequenz auf die B-Mode-Parameter

Tabelle 22: Ergebnisse der univariablen Regressionsanalyse, Einfluss der Herzfrequenz auf die B-Mode-Parameter, p-Wert und korrigiertes r^2 , Signifikanzen hervorgehoben.

MVDia=Mitralklappendiameter; LA=linkes Atrium; LV1=linker Ventrikel 1; LV2=linker Ventrikel 2; IVS=Interventrikularseptum; LVFW=linksventrikuläre freie Wand, RVFW=rechtsventrikuläre freie Wand; RA=rechtes Atrium; AoSinVals=Sinus Valsalve der Aorta; TV=Trikuspidalklappendiameter; RV=rechter Ventrikel; PV=Pulmonalklappendiameter; LAL=von links gemessenes linkes Atrium

Technik	Parameter	p-Wert	R ² korr.
B-Mode	MVDia	<0,001	0,59
	LA	<0,001	0,61
	LV1	<0,001	0,62
	LV2	<0,001	0,50
	IVS	<0,001	0,45
	LVFW	<0,001	0,41
	RVFW	<0,001	0,29
	RA	<0,001	0,32
	AoSinVals	<0,001	0,57
	TV	<0,001	0,44
	RV	<0,001	0,50
	PV	<0,001	0,60
	LAL	<0,001	0,49

Univariable Einflüsse auf die M-Mode-Parameter

Einfluss des Alters auf die M-Mode-Parameter

Tabelle 23: Ergebnisse der univariablen Regressionsanalyse, Einfluss des Alters auf die M-Mode-Parameter, p-Wert und korrigiertes r^2 , Signifikanzen hervorgehoben.

IVSd/IVSs=diastolische bzw. systolische Dicke des Interventrikularseptums;
LVIDd/LVIDs=diastolischer bzw. systolischer linksventrikulärer innerer Diameter;
LVPWd/LVPWs=diastolische bzw. systolische linksventrikuläre hintere Wand;
EDV=Enddiastolisches Volumen; ESV=Endsystolisches Volumen; EF=Ejektionsfraktion; FS=Fractional Shortening; SV=Schlagvolumen

Technik	Parameter	p-Wert	R ² korr.
M-Mode	IVSd	<0,001	0,61
	LVIDd	<0,001	0,76
	LVPWd	<0,001	0,7
	IVSs	<0,001	0,67
	LVIDs	<0,001	0,52
	LVPWs	<0,001	0,68
	EDV	<0,001	0,76
	ESV	<0,001	0,5
	EF%	0,0408	0,057
	FS%	0,011	0,0971
	SV	<0,001	0,8

Einfluss des Gewichts auf die M-Mode-Parameter

Tabelle 24: *Ergebnisse der univariablen Regressionsanalyse, Einfluss des Gewichts auf die M-Mode-Parameter, p-Wert und korrigiertes r^2 , Signifikanzen hervorgehoben.*

IVSd/IVSs=diastolische bzw. systolische Dicke des Interventrikularseptums; LVIDd/LVIDs=diastolischer bzw. systolischer linksventrikulärer innerer Diameter; LVPWd/LVPWs=diastolische bzw. systolische linksventrikuläre hintere Wand; EDV=Enddiastolisches Volumen; ESV=Endsystolisches Volumen; EF=Ejektionsfraktion; FS=Fractional Shortening; SV=Schlagvolumen

Technik	Variable	p-Wert	R² korr.
M-Mode	IVSd	<0,001	0,66
	LVIDd	<0,001	0,81
	LVPWd	<0,001	0,69
	IVSs	<0,001	0,73
	LVIDs	<0,001	0,53
	LVPWs	<0,001	0,79
	EDV	<0,001	0,79
	ESV	<0,001	0,50
	EF%	<0,001	0,10
	FS%	<0,001	0,15
	SV	<0,001	0,84

Einfluss der Größe auf die M-Mode-Parameter

Tabelle 25: Ergebnisse der univariablen Regressionsanalyse, Einfluss der Größe auf die M-Mode-Parameter, p-Wert und korrigiertes r^2 , Signifikanzen hervorgehoben.

IVSd/IVSs=diastolische bzw. systolische Dicke des Interventrikularseptums; LVIDd/LVIDs=diastolischer bzw. systolischer linksventrikulärer innerer Diameter; LVPWd/LVPWs=diastolische bzw. systolische linksventrikuläre hintere Wand; EDV=Enddiastolisches Volumen; ESV=Endsystolisches Volumen; EF=Ejektionsfraktion; FS=Fractional Shortening; SV=Schlagvolumen

Technik	Parameter	p-Wert	R ² korr.
M-Mode	IVSd	<0,001	0,63
	LVIDd	<0,001	0,76
	LVPWd	<0,001	0,62
	IVSs	<0,001	0,71
	LVIDs	<0,001	0,44
	LVPWs	<0,001	0,79
	EDV	<0,001	0,72
	ESV	<0,001	0,41
	EF%	<0,001	0,18
	FS%	<0,001	0,24
	SV	<0,001	0,80

Einfluss des Geschlechts auf die M-Mode-Parameter

Tabelle 26: Ergebnisse der univariablen Regressionsanalyse, Einfluss des Geschlechts auf die M-Mode-Parameter, p-Wert und korrigiertes r^2 , kein signifikanter Einfluss.

IVSd/IVSs=diastolische bzw. systolische Dicke des Interventrikularseptums; LVIDd/LVIDs=diastolischer bzw. systolischer linksventrikulärer innerer Diameter; LVPWd/LVPWs=diastolische bzw. systolische linksventrikuläre hintere Wand; EDV=Enddiastolisches Volumen; ESV=Endsystolisches Volumen; EF=Ejektionsfraktion; FS=Fractional Shortening; SV=Schlagvolumen

Technik	Parameter	p-Wert	R ² korr.
M-Mode	IVSd	0,9261	0,00
	LVIDd	0,3182	0,00
	LVPWd	0,4532	0,00
	IVSs	0,8634	0,00
	LVIDs	0,7589	0,00
	LVPWs	0,4960	0,00
	EDV	0,3520	0,00
	ESV	0,7536	0,00
	EF%	0,1209	0,03
	FS%	0,0936	0,03
	SV	0,2355	0,01

Einfluss der Herzfrequenz auf die M-Mode-Parameter

Tabelle 27: Ergebnisse der univariablen Regressionsanalyse, Einfluss der Herzfrequenz auf die M-Mode-Parameter, p-Wert und korrigiertes r^2 , Signifikanzen hervorgehoben.

IVSd/IVSs=diastolische bzw. systolische Dicke des Interventrikularseptums;
LVIDd/LVIDs=diastolischer bzw. systolischer links-ventrikulärer innerer Diameter;
LVPWd/LVPWs=diastolische bzw. systolische links-ventrikuläre hintere Wand;
EDV=Enddiastolisches Volumen; ESV=Endsystolisches Volumen;
EF=Ejektionsfraktion; FS=Fractional Shortening; SV=Schlagvolumen

Technik	Parameter	p-Wert	R ² korr.
M-Mode	IVSd	<0,001	0,41
	LVIDd	<0,001	0,49
	LVPWd	<0,001	0,41
	IVSs	<0,001	0,48
	LVIDs	<0,001	0,27
	LVPWs	<0,001	0,59
	EDV	<0,001	0,43
	ESV	<0,001	0,23
	EF%	0,002	0,15
	FS%	<0,001	0,19
	SV	<0,001	0,49

Univariable Einflüsse auf die Farbgewebedopplergeschwindigkeiten

Einfluss des Alters auf die Farbgewebedopplergeschwindigkeiten

Tabelle 28: Ergebnisse der univariablen Regressionsanalyse, Einfluss des Alters auf die Farbgewebedopplergeschwindigkeiten, p-Wert, korrigiertes r^2 , signifikante Einflüsse hervorgehoben.

TVI_LW_S = systolische Myokardgeschwindigkeit in der linken freien Ventrikelwand; TVI_LW_E = frühdiaastolische Myokardgeschwindigkeit in der linken freien Ventrikelwand; TVI_LW_A = spätdiaastolische Myokard-geschwindigkeit in der linken freien Ventrikelwand; TVI_LW_IVC = Myokard-geschwindigkeit der isovolumentrischen Kontraktion der linken freien Ventrikelwand; TVI_IVS_S = systolische Myokardgeschwindigkeit im Interventrikularseptum; TVI_IVS_E = frühdiaastolische Myokardgeschwindigkeit im Interventrikularseptum; TVI_IVS_A = spätdiaastolische Myokardgeschwindigkeit im Interventrikularseptum; TVI_RW_S = systolische Myokardgeschwindigkeit in der rechten freien Ventrikel-wand; TVI_RW_E = frühdiaastolische Myokardgeschwindigkeit in der rechten freien Ventrikelwand; TVI_RW_A = spätdiaastolische Myokardgeschwindigkeit in der rechten freien Ventrikelwand

Technik	Variable	p-Wert	R ² korr.
TVI	TVI_LW_S	0,3669	0
	TVI_LW_E	<0,001	0,2685
	TVI_LW_A	0,0011	0,1632
	TVI_LW_IVC	0,1674	0,0171
	TVI_IVS_S	0,0021	0,1665
	TVI_IVS_E	<0,001	0,2596
	TVI_IVS_A	0,6589	0
	TVI_RW_S	0,4175	0
	TVI_RW_E	0,004	0,1256
	TVI_RW_A	0,495	0

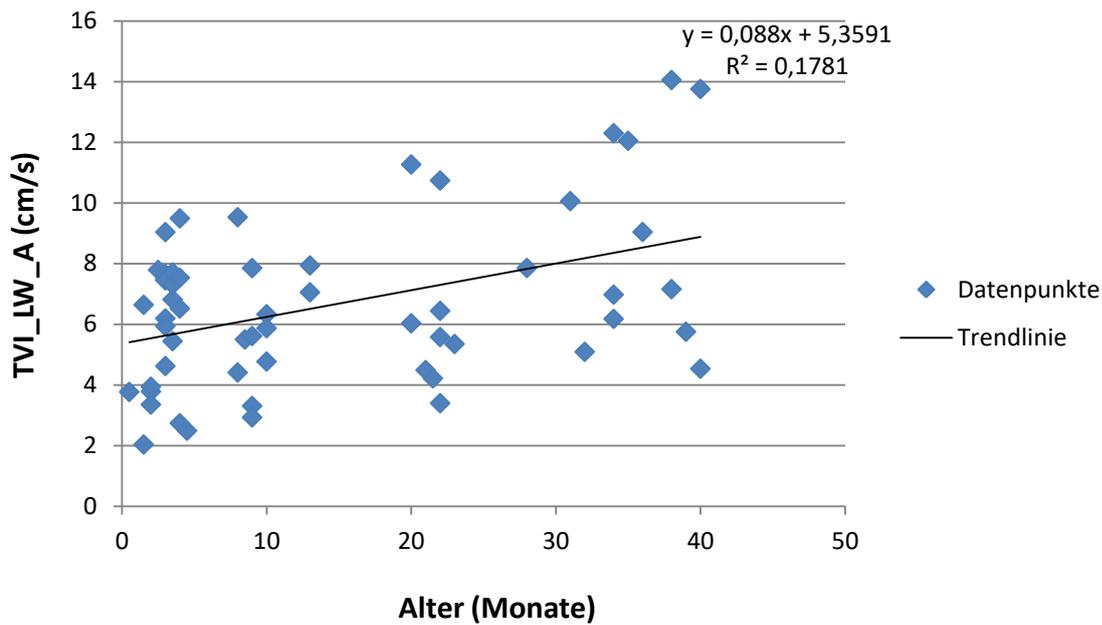


Abbildung 30: Zusammenhang zwischen der mit dem Farbgewebedoppler gemessenen spätdiastolischen Myokardgeschwindigkeit der linken freien Ventrikelwand (TVI_LW_A) und dem Alter der Pferde; signifikanter Einfluss des Alters ($p=0,0011$).

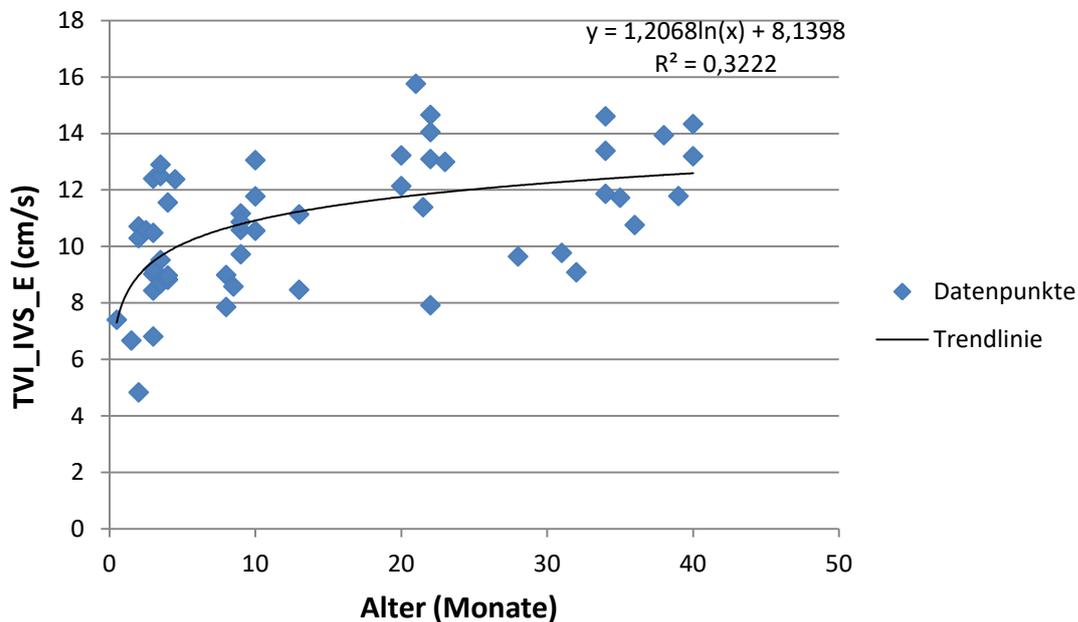


Abbildung 31: Zusammenhang zwischen der frühdiastolischen Myokardgeschwindigkeit des Interventrikularseptums (TVI_IVS_E) und dem Alter der Pferde, gemessen mit dem Farbgewebedoppler; signifikanter Einfluss des Alters ($p<0,001$).

Einfluss des Gewichts auf die Farbgewebedopplergeschwindigkeiten

Tabelle 29: Ergebnisse der univariablen Regressionsanalyse, Einfluss des Gewichtes auf die Farbgewebedopplergeschwindigkeiten, p-Wert, korrigiertes r^2 , signifikante Einflüsse hervorgehoben.

TVI_LW_S = systolische Myokard-geschwindigkeit in der linken freien Ventrikelwand; TVI_LW_E = frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit in der linken freien Ventrikelwand; TVI_LW_A = spät-diastolische Myokardgeschwindigkeit in der linken freien Ventrikelwand; TVI_LW_IVC = Myokardgeschwindigkeit der isovolumetrischen Kontraktion der linken freien Ventrikelwand; TVI_IVS_S = systolische Myokardgeschwindigkeit im Interventrikularseptum; TVI_IVS_E = frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit im Interventrikularseptum; TVI_IVS_A = spätdiastolische Myokardgeschwindigkeit im Interventrikularseptum; TVI_RW_S = systolische Myokardgeschwindigkeit in der rechten freien Ventrikelwand; TVI_RW_E = frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit in der rechten freien Ventrikelwand; TVI_RW_A = spätdiastolische Myokard-geschwindigkeit in der rechten freien Ventrikelwand

Technik	Variable	p-Wert	R ² korr.
TVI	TVI_LW_S	0,3821	0
	TVI_LW_E	<0,001	0,3339
	TVI_LW_A	0,0021	0,1445
	TVI_LW_IVC	0,0835	0,0369
	TVI_IVS_S	0,0048	0,1391
	TVI_IVS_E	<0,001	0,3264
	TVI_IVS_A	0,9938	0
	TVI_RW_S	0,3468	0
	TVI_RW_E	<0,001	0,1813
	TVI_RW_A	0,4626	0

Einfluss der Größe auf die Farbgewebedopplergeschwindigkeiten

Tabelle 30: Ergebnisse der univariablen Regressionsanalyse, Einfluss der Größe auf die Farbgewebedopplergeschwindigkeiten, p-Wert, korrigiertes r^2 , signifikante Einflüsse hervorgehoben.

TVI_LW_S = systolische Myokardgeschwindigkeit in der linken freien Ventrikelwand; TVI_LW_E = frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit in der linken freien Ventrikelwand; TVI_LW_A = spätdiastolische Myokard-geschwindigkeit in der linken freien Ventrikelwand; TVI_LW_IVC = Myokard-geschwindigkeit der isovolumetrischen Kontraktion der linken freien Ventrikelwand; TVI_IVS_S = systolische Myokardgeschwindigkeit im Interventrikularseptum; TVI_IVS_E = frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit im Interventrikularseptum; TVI_IVS_A = spätdiastolische Myokardgeschwindigkeit im Interventrikularseptum; TVI_RW_S = systolische Myokardgeschwindigkeit in der rechten freien Ventrikelwand; TVI_RW_E = frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit in der rechten freien Ventrikelwand; TVI_RW_A = spätdiastolische Myokardgeschwindigkeit in der rechten freien Ventrikelwand

Technik	Variable	p-Wert	R ² korr.
TVI	TVI_LW_S	0,4395	0
	TVI_LW_E	<0,001	0,3736
	TVI_LW_A	0,0025	0,1396
	TVI_LW_IVC	0,0387	0,0597
	TVI_IVS_S	0,009	0,1179
	TVI_IVS_E	<0,001	0,3384
	TVI_IVS_A	0,9736	0
	TVI_RW_S	0,576	0
	TVI_RW_E	<0,001	0,1852
	TVI_RW_A	0,5739	0

Einfluss des Geschlechts auf die Farbgewebedopplergeschwindigkeiten

Tabelle 31: Ergebnisse der univariablen Regressionsanalyse, Einfluss des Geschlechts auf die Farbgewebedopplergeschwindigkeiten, p-Wert, korrigiertes r^2 , signifikante Einflüsse hervorgehoben.

TVI_LW_S = systolische Myokard-geschwindigkeit in der linken freien Ventrikelwand; TVI_LW_E = frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit in der linken freien Ventrikelwand; TVI_LW_A = spät-diastolische Myokardgeschwindigkeit in der linken freien Ventrikelwand; TVI_LW_IVC = Myokardgeschwindigkeit der isovolumetrischen Kontraktion der linken freien Ventrikelwand; TVI_IVS_S = systolische Myokardgeschwindigkeit im Interventrikularseptum; TVI_IVS_E = frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit im Interventrikularseptum; TVI_IVS_A = spätdiastolische Myokardgeschwindigkeit im Interventrikularseptum; TVI_RW_S = systolische Myokardgeschwindigkeit in der rechten freien Ventrikelwand; TVI_RW_E = frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit in der rechten freien Ventrikelwand; TVI_RW_A = spätdiastolische Myokard-geschwindigkeit in der rechten freien Ventrikelwand

Technik	Variable	p-Wert	R ² korr.
TVI	TVI_LW_S	0,6591	0
	TVI_LW_E	0,227	0,0087
	TVI_LW_A	0,0099	0,0988
	TVI_LW_IVC	0,9919	0
	TVI_IVS_S	0,3044	0,0016
	TVI_IVS_E	0,0321	0,0677
	TVI_IVS_A	0,4478	0
	TVI_RW_S	0,072	0,0405
	TVI_RW_E	0,7854	0
	TVI_RW_A	0,9776	0

Einfluss der Herzfrequenz auf die Farbgewebedopplergeschwindigkeiten

Tabelle 32: Ergebnisse der univariablen Regressionsanalyse, Einfluss der Herzfrequenz auf die Farbgewebedopplergeschwindigkeiten, p-Wert, korrigiertes r^2 , signifikante Einflüsse hervorgehoben.

TVI_LW_S = systolische Myokard-geschwindigkeit in der linken freien Ventrikelwand; TVI_LW_E = frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit in der linken freien Ventrikelwand; TVI_LW_A = spät-diastolische Myokardgeschwindigkeit in der linken freien Ventrikelwand; TVI_LW_IVC = Myokardgeschwindigkeit der isovolumetrischen Kontraktion der linken freien Ventrikelwand; TVI_IVS_S = systolische Myokardgeschwindigkeit im Interventrikularseptum; TVI_IVS_E = frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit im Interventrikularseptum; TVI_IVS_A = spätdiastolische Myokardgeschwindigkeit im Interventrikularseptum; TVI_RW_S = systolische Myokardgeschwindigkeit in der rechten freien Ventrikelwand; TVI_RW_E = frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit in der rechten freien Ventrikelwand; TVI_RW_A = spätdiastolische Myokard-geschwindigkeit in der rechten freien Ventrikelwand

Technik	Variable	p-Wert	R ² korr.
TVI	TVI_LW_S	0,169	0,0166
	TVI_LW_E	<0,001	0,2373
	TVI_LW_A	0,2612	0,0051
	TVI_LW_IVC	0,091	0,0344
	TVI_IVS_S	0,9008	0
	TVI_IVS_E	0,0011	0,1719
	TVI_IVS_A	0,0859	0,0406
	TVI_RW_S	0,4719	0
	TVI_RW_E	0,0154	0,0857
	TVI_RW_A	0,5158	0

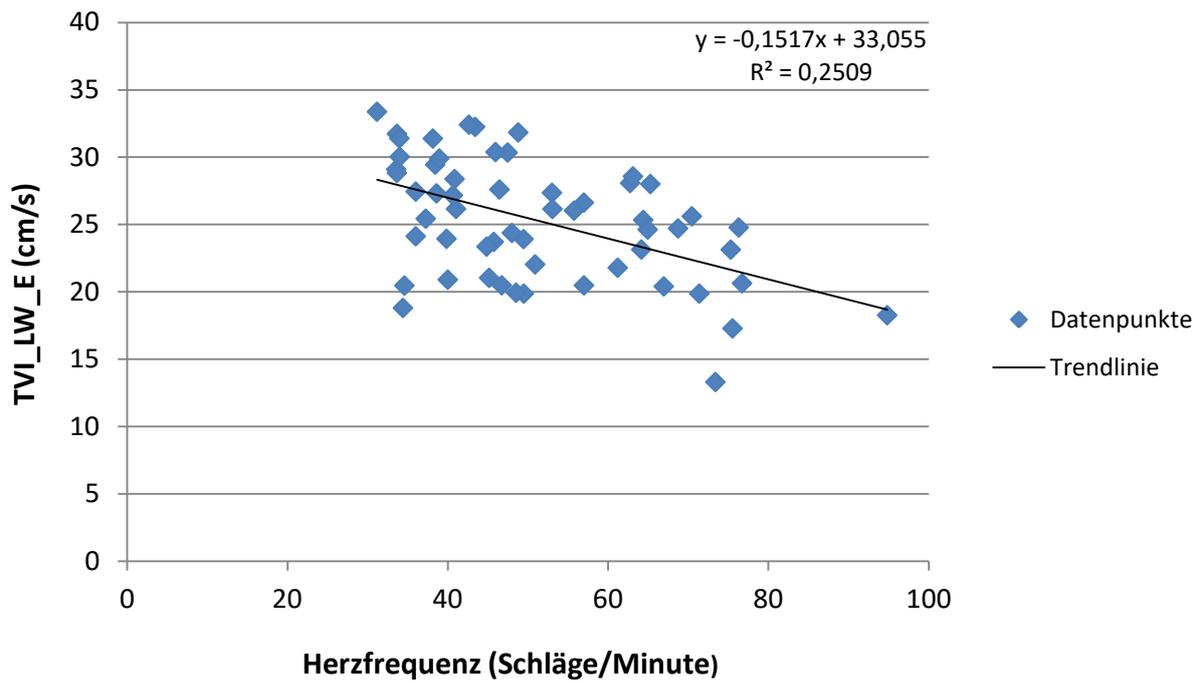


Abbildung 32: Zusammenhang zwischen der frühdiastolischen Myokardgeschwindigkeit der linken freien Ventrikelwand (TVI_LW_E) und der Herzfrequenz der Pferde, gemessen mit dem Farbgewebedoppler; signifikanter Einfluss der Herzfrequenz ($p < 0,001$).

Univariable Einflüsse auf die Spektralgewebedopplerparameter

Einfluss des Alters auf die Spektralgewebedopplerparameter

Tabelle 33: Ergebnisse der univariablen Regressionsanalyse, Einfluss des Alters auf die Spektralgewebedopplergeschwindigkeiten, p-Werte, korrigiertes r^2 , signifikante Einflüsse hervorgehoben.

PW_LW_S = systolische Myokardgeschwindigkeit in der linken freien Ventrikelwand; PW_LW_E = frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit in der linken freien Ventrikelwand; PW_LW_A = spätdiastolische Myokard-geschwindigkeit in der linken freien Ventrikelwand; PW_LW_IVC = Myokard-geschwindigkeit der isovolumetrischen Kontraktion der linken freien Ventrikelwand; PW_IVS_S = systolische Myokardgeschwindigkeit im Interventrikularseptum; PW_IVS_E = frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit im Interventrikularseptum; PW_IVS_A = spätdiastolische Myokardgeschwindigkeit im Interventrikularseptum; PW_RW_S = systolische Myokardgeschwindigkeit in der rechten freien Ventrikel-wand; PW_RW_E = frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit in der rechten freien Ventrikelwand; PW_RW_A = spätdiastolische Myokardgeschwindigkeit in der rechten freien Ventrikelwand

Technik	Variable	p-Wert	R ² korr.
PW	PW_LW_S	0,7105	0,0000
	PW_LW_E	<0,001	0,2439
	PW_LW_A	0,0063	0,1143
	PW_LW_IVC	0,8758	0,0000
	PW_IVS_S	0,3320	0,0000
	PW_IVS_E	0,0115	0,1055
	PW_IVS_A	0,5114	0,0000
	PW_RW_S	0,3020	0,0018
	PW_RW_E	0,0573	0,0529
	PW_RW_A	0,1421	0,0244

Einfluss des Gewichts auf die Spektralgewebedopplerparameter

Tabelle 34: Ergebnisse der univariablen Regressionsanalyse, Einfluss des Gewichts auf die Spektralgewebedopplergeschwindigkeiten, p-Wert, korrigiertes r^2 , signifikante Einflüsse hervorgehoben.

PW_LW_S = systolische Myokardgeschwindigkeit in der linken freien Ventrikelwand; PW_LW_E = frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit in der linken freien Ventrikelwand; PW_LW_A = spätdiastolische Myokard-geschwindigkeit in der linken freien Ventrikelwand; PW_LW_IVC = Myokard-geschwindigkeit der isovolumentrischen Kontraktion der linken freien Ventrikelwand; PW_IVS_S = systolische Myokardgeschwindigkeit im Interventrikularseptum; PW_IVS_E = frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit im Interventrikularseptum; PW_IVS_A = spätdiastolische Myokardgeschwindigkeit im Interventrikularseptum; PW_RW_S = systolische Myokardgeschwindigkeit in der rechten freien Ventrikelwand; PW_RW_E = frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit in der rechten freien Ventrikelwand; PW_RW_A = spätdiastolische Myokardgeschwindigkeit in der rechten freien Ventrikelwand

Technik	Variable	p-Wert	R ² korr.
PW	PW_LW_S	0,5132	0,0000
	PW_LW_E	<0,001	0,2856
	PW_LW_A	0,0089	0,1039
	PW_LW_IVC	0,6134	0
	PW_IVS_S	0,0935	0,0379
	PW_IVS_E	0,0029	0,1500
	PW_IVS_A	0,5325	0,0000
	PW_RW_S	0,1834	0,0161
	PW_RW_E	0,0063	0,1251
	PW_RW_A	0,0288	0,0769

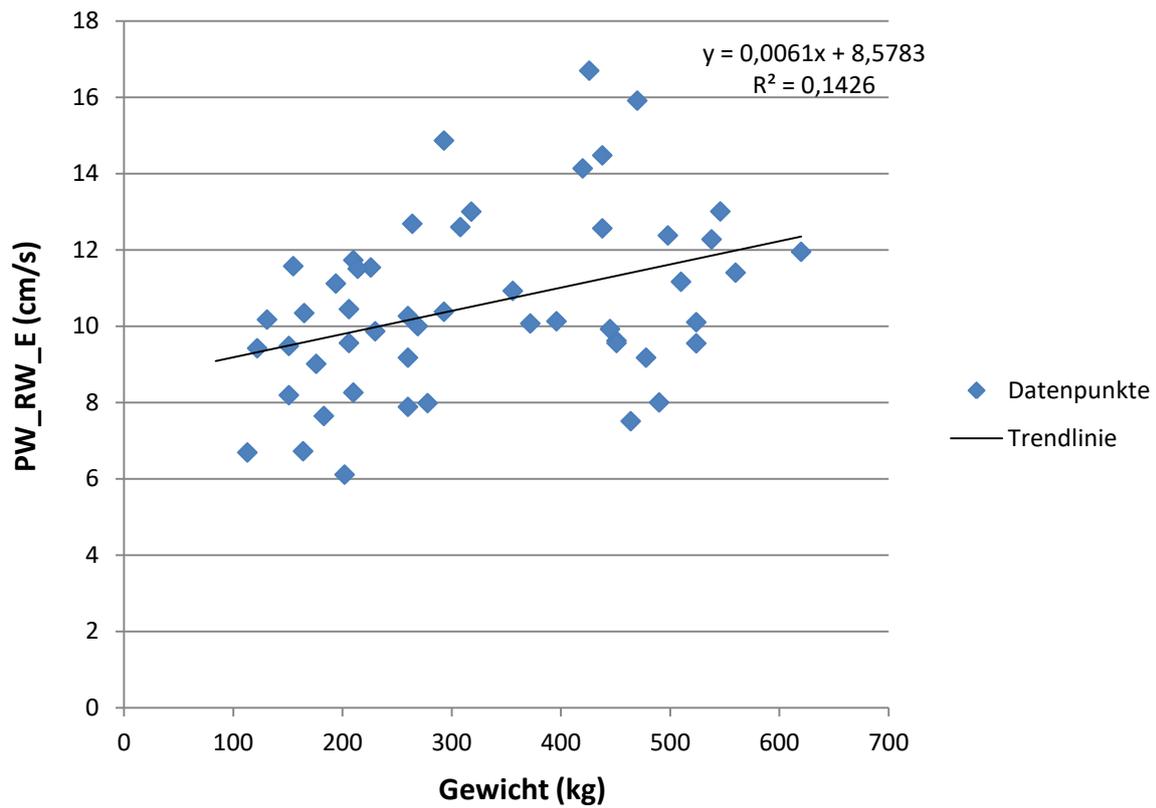


Abbildung 33: Frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit der rechten freien Ventrikelwand (PW_RW_E) in Abhängigkeit vom Gewicht der Pferde, gemessen mit dem Spektralgewebedoppler, signifikanter Einfluss des Gewichts ($p=0,0063$).

Einfluss der Größe auf die Spektralgewebedopplerparameter

Tabelle 35: Ergebnisse der univariablen Regressionsanalyse, Einfluss der Größe auf die Spektralgewebedopplergeschwindigkeiten, p-Wert, korrigiertes r^2 , signifikante Einflüsse hervorgehoben.

PW_LW_S = systolische Myokardgeschwindigkeit in der linken freien Ventrikelwand; PW_LW_E = frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit in der linken freien Ventrikelwand; PW_LW_A = spätdiastolische Myokard-geschwindigkeit in der linken freien Ventrikelwand; PW_LW_IVC = Myokard-geschwindigkeit der isovolumetrischen Kontraktion der linken freien Ventrikelwand; PW_IVS_S = systolische Myokardgeschwindigkeit im Interventrikularseptum; PW_IVS_E = frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit im Interventrikularseptum; PW_IVS_A = spätdiastolische Myokardgeschwindigkeit im Interventrikularseptum; PW_RW_S = systolische Myokardgeschwindigkeit in der rechten freien Ventrikel-wand; PW_RW_E = frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit in der rechten freien Ventrikelwand; PW_RW_A = spätdiastolische Myokardgeschwindigkeit in der rechten freien Ventrikelwand

Technik	Variable	p-Wert	R ² korr.
PW	PW_LW_S	0,3037	0,0014
	PW_LW_E	<0,001	0,3267
	PW_LW_A	0,0151	0,0878
	PW_LW_IVC	0,4696	0,0000
	PW_IVS_S	0,0268	0,0793
	PW_IVS_E	0,0022	0,1595
	PW_IVS_A	0,4008	0,0000
	PW_RW_S	0,2351	0,0088
	PW_RW_E	0,0043	0,1373
	PW_RW_A	0,0133	0,1026

Einfluss des Geschlechts auf die Spektralgewebedopplerparameter

Tabelle 36: Ergebnisse der univariablen Regressionsanalyse, Einfluss des Geschlechts auf die Spektralgewebedopplergeschwindigkeiten, p-Wert, korrigiertes r^2 , kein signifikanter Einfluss.

PW_LW_S = systolische Myokardgeschwindigkeit in der linken freien Ventrikelwand; PW_LW_E = frühdiastolische Myokard-geschwindigkeit in der linken freien Ventrikelwand; PW_LW_A = spätdiastolische Myokardgeschwindigkeit in der linken freien Ventrikelwand; PW_LW_IVC = Myokard-geschwindigkeit der isovolumetrischen Kontraktion der linken freien Ventrikelwand; PW_IVS_S = systolische Myokardgeschwindigkeit im Interventrikularseptum; PW_IVS_E = frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit im Interventrikularseptum; PW_IVS_A = spätdiastolische Myokardgeschwindigkeit im Interventrikularseptum; PW_RW_S = systolische Myokardgeschwindigkeit in der rechten freien Ventrikelwand; PW_RW_E = frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit in der rechten freien Ventrikelwand; PW_RW_A = spätdiastolische Myokardgeschwindigkeit in der rechten freien Ventrikelwand

Technik	Variable	p-Wert	R ² korr.
PW	PW_LW_S	0,6062	0,0000
	PW_LW_E	0,0700	0,0421
	PW_LW_A	0,0740	0,0405
	PW_LW_IVC	0,6700	0,0000
	PW_IVS_S	0,1401	0,0249
	PW_IVS_E	0,1588	0,0205
	PW_IVS_A	0,3791	0,0000
	PW_RW_S	0,7939	0,0000
	PW_RW_E	0,1196	0,0293
	PW_RW_A	0,2363	0,0089

Einfluss der Herzfrequenz auf die Spektralgewebedopplerparameter

Tabelle 37: Ergebnisse der univariablen Regressionsanalyse, Einfluss der Herzfrequenz auf die Spektralgewebedopplergeschwindigkeiten, p-Wert, korrigiertes r^2 , signifikante Einflüsse hervorgehoben.

PW_LW_S = systolische Myokard-geschwindigkeit in der linken freien Ventrikelwand; PW_LW_E = frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit in der linken freien Ventrikelwand; PW_LW_A = spät-diastolische Myokardgeschwindigkeit in der linken freien Ventrikelwand; PW_LW_IVC = Myokardgeschwindigkeit der isovolumetrischen Kontraktion der linken freien Ventrikelwand; PW_IVS_S = systolische Myokardgeschwindigkeit im Interventrikularseptum; PW_IVS_E = frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit im Interventrikularseptum; PW_IVS_A = spätdiastolische Myokardgeschwindigkeit im Interventrikularseptum; PW_RW_S = systolische Myokardgeschwindigkeit in der rechten freien Ventrikelwand; PW_RW_E = frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit in der rechten freien Ventrikelwand; PW_RW_A = spätdiastolische Myokard-geschwindigkeit in der rechten freien Ventrikelwand

Technik	Variable	p-Wert	R ² korr.
PW	PW_LW_S	0,0880	0,1040
	PW_LW_E	<0,001	0,2589
	PW_LW_A	0,5611	0,0000
	PW_LW_IVC	0,5134	0,0000
	PW_IVS_S	0,0010	0,1877
	PW_IVS_E	0,0540	0,0548
	PW_IVS_A	0,6919	0,0000
	PW_RW_S	0,7405	0,0000
	PW_RW_E	0,0928	0,0373
	PW_RW_A	0,5585	0,0000

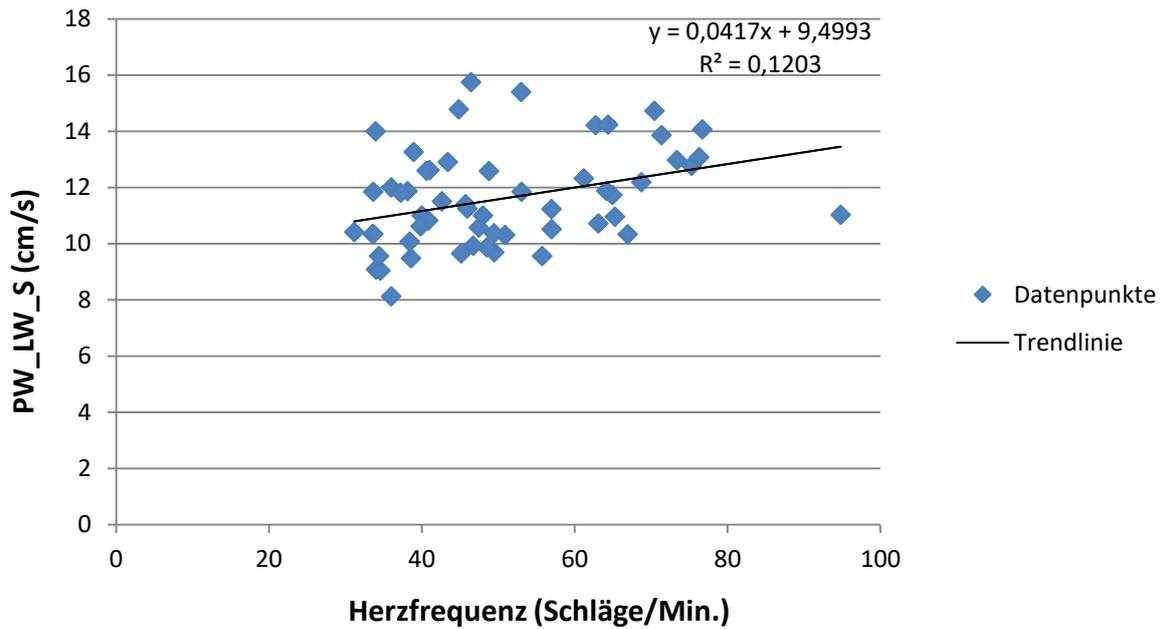


Abbildung 34: Zusammenhang zwischen der systolischen Myokardgeschwindigkeit der linken freien Ventrikelwand (PW_LW_S) und der Herzfrequenz, gemessen mit dem Spektralgewebedoppler; signifikanter Einfluss der Herzfrequenz ($p=0,001$).

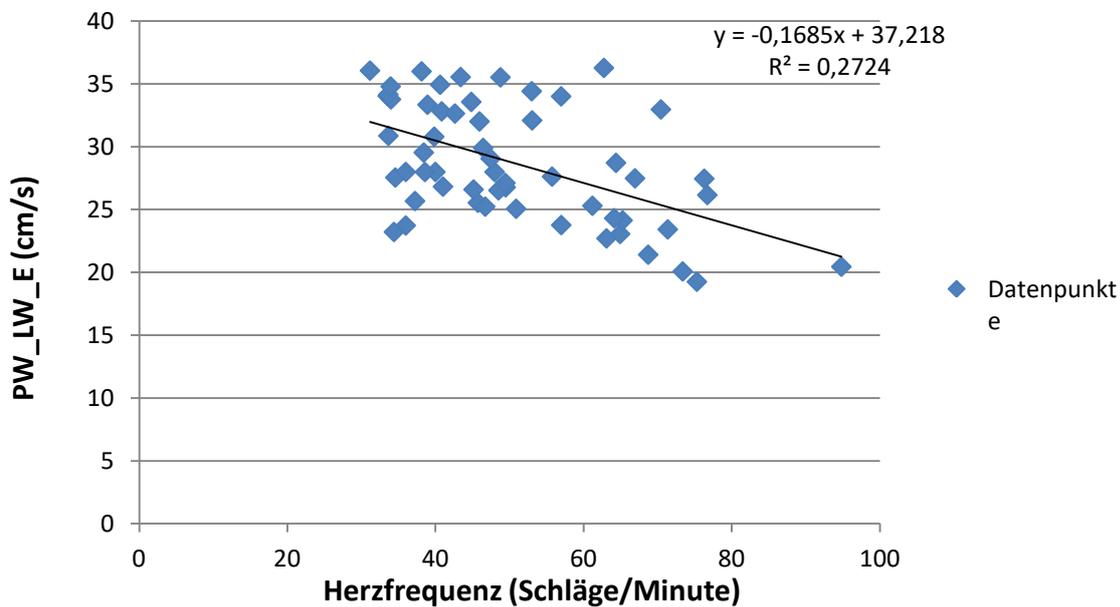


Abbildung 35: Zusammenhang zwischen der mit dem Spektralgewebedoppler gemessenen frühdiastolischen Myokardgeschwindigkeit der linken freien Ventrikelwand (PW_LW_E) und der Herzfrequenz der Pferde; signifikanter Einfluss der Herzfrequenz ($p<0,001$).

Univariable Einflüsse auf Strain und Strain Rate

Einfluss des Alters auf Strain und Strain Rate

Tabelle 38: Ergebnisse der univariablen Regressionsanalyse, Einfluss des Alters auf die Strain (%) und Strain Rate (s^{-1}), p-Werte, korrigiertes r^2 , signifikante Einflüsse hervorgehoben.

SR_IVS_G=radiale Strain im Interventrikularseptum; SrR_IVS_S=systolische radiale Strain Rate des Interventrikularseptums; SrR_IVS_E=frühdiastolische radiale Strain Rate des Interventrikularseptums; SrR_IVS_A=spätdiastolische radiale Strain Rate des Interventrikularseptums; SR_LW_G=radiale Strain in der linken freien Ventrikelwand; SrR_LW_S=systolische radiale Strain Rate der linken freien Ventrikelwand; SrR_LW_E=frühdiastolische radiale Strain Rate der linken freien Ventrikelwand; SrR_LW_A=spätdiastolische radiale Strain Rate der linken freien Ventrikelwand

Technik	Variable	p-Wert	R ² korr.
2D-ST	SR_IVS_G	0,0138	0,0890
	SrR_IVS_S	<0,001	0,1744
	SrR_IVS_E	0,0069	0,1095
	SrR_IVS_A	0,7437	0,0000
	SR_LW_G	0,7411	0,0000
	SrR_LW_S	<0,001	0,3112
	SrR_LW_E	<0,001	0,2580
	SrR_LW_A	0,0258	0,0705

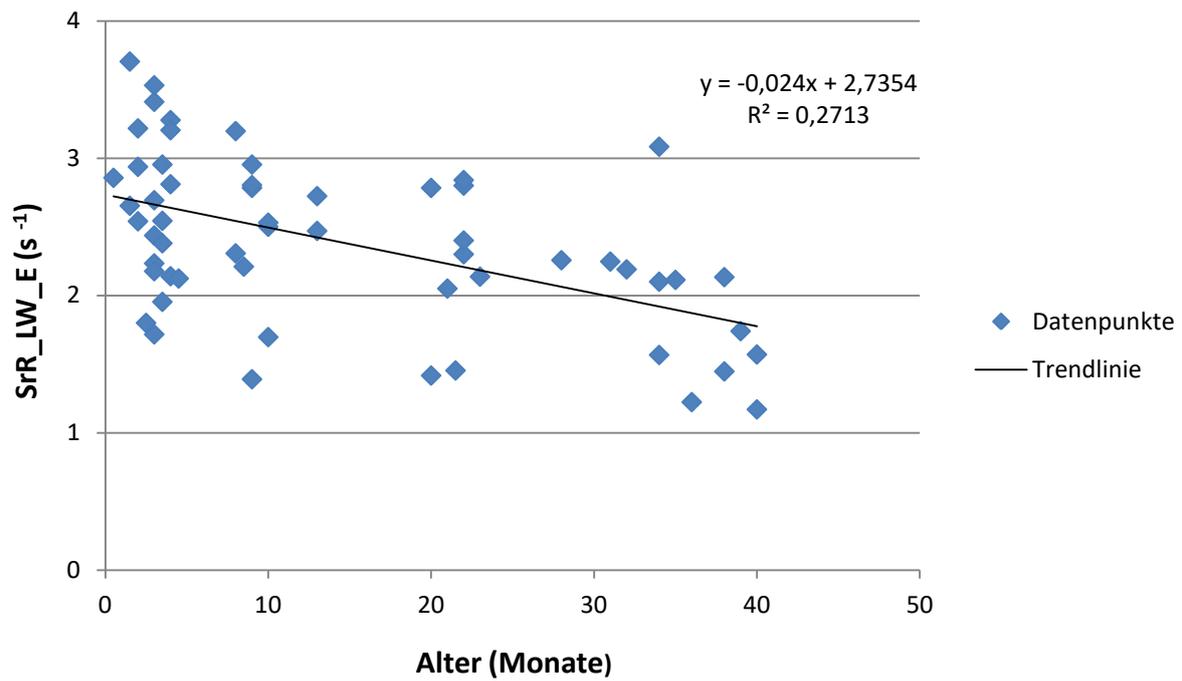


Abbildung 36: Frühdiastolische radiale Strain Rate der linken freien Ventrikelwand (SrR_LW_E) in Abhängigkeit vom Alter der Pferde, signifikanter Einfluss des Alters ($p < 0,001$).

Einfluss des Gewichts auf die Strain und Strain Rate

Tabelle 39: Ergebnisse der univariablen Regressionsanalyse, Einfluss des Gewichts auf Strain (%) und Strain Rate (s^{-1}), p-Werte, korrigiertes r^2 , signifikante Einflüsse hervorgehoben.

SR_IVS_G=radiale Strain im Interventrikularseptum; SrR_IVS_S=systolische radiale Strain Rate des Interventrikularseptums; SrR_IVS_E=frühdiastolische radiale Strain Rate des Interventrikularseptums; SrR_IVS_A=spätdiastolische radiale Strain Rate des Interventrikularseptums; SR_LW_G=radiale Strain in der linken Wand; SrR_LW_S=systolische radiale Strain Rate der linken freien Ventrikelwand; SrR_LW_E=frühdiastolische radiale Strain Rate der linken freien Ventrikelwand; SrR_LW_A=spätdiastolische radiale Strain Rate der linken freien Ventrikelwand

Technik	Variable	p-Wert	R ² korr.
2D-ST	SR_IVS_G	0,0064	0,1115
	SrR_IVS_S	<0,001	0,2863
	SrR_IVS_E	0,0030	0,1333
	SrR_IVS_A	0,4365	0,0000
	SR_LW_G	0,8150	0,0000
	SrR_LW_S	<0,001	0,4015
	SrR_LW_E	<0,001	0,2657
	SrR_LW_A	0,0346	0,0619

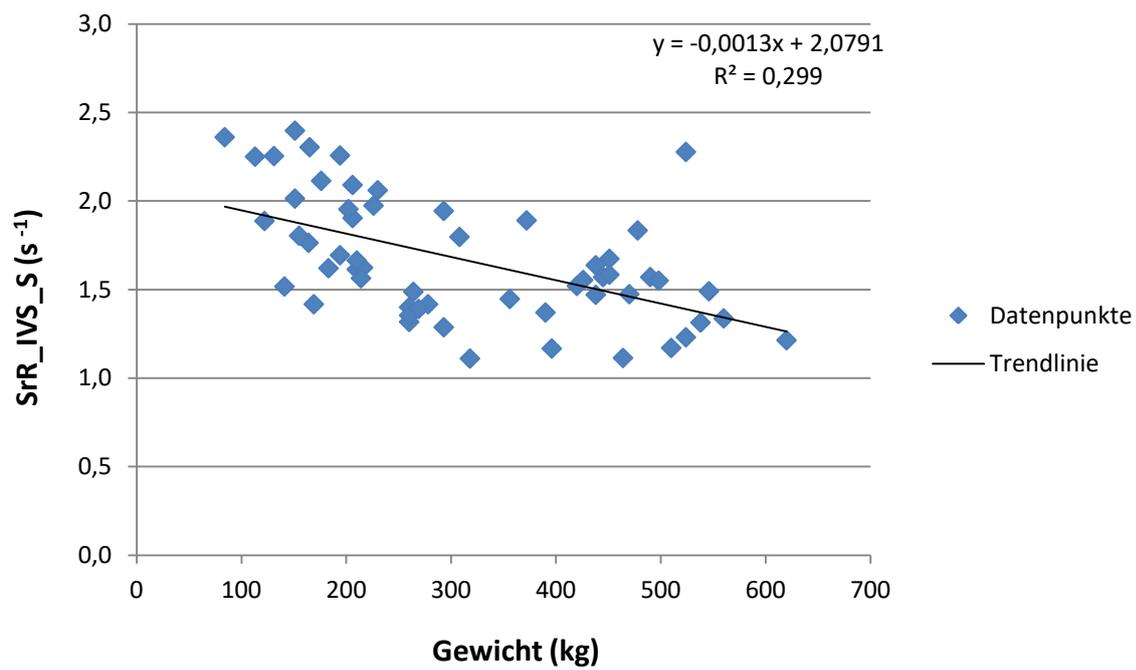


Abbildung 37: Systolische radiale Strain Rate des Interventrikularseptums (SrR_IVS_S) im Zusammenhang mit dem Gewicht der Pferde, signifikanter Einfluss des Gewichts ($p < 0,001$).

Einfluss der Größe auf die Strain und Strain Rate

Tabelle 40: Ergebnisse der univariablen Regressionsanalyse, Einfluss der Größe auf Strain (%) und Strain Rate (s^{-1}), p-Werte, korrigiertes r^2 , signifikante Einflüsse hervorgehoben.

SR_IVS_G=radiale Strain im Interventrikularseptum; SrR_IVS_S=systolische radiale Strain Rate des Interventrikularseptums; SrR_IVS_E=frühdiastolische radiale Strain Rate des Interventrikularseptums; SrR_IVS_A=spätdiastolische radiale Strain Rate des Interventrikularseptums; SR_LW_G=radiale Strain in der linken freien Ventrikelwand; SrR_LW_S=systolische radiale Strain Rate der linken freien Ventrikelwand; SrR_LW_E=frühdiastolische radiale Strain Rate der linken freien Ventrikelwand; SrR_LW_A=spätdiastolische radiale Strain Rate der linken freien Ventrikelwand

Technik	Variable	p-Wert	R ² korr.
2D-ST	SR_IVS_G	0,0013	0,1569
	SrR_IVS_S	<0,001	0,3408
	SrR_IVS_E	<0,001	0,1743
	SrR_IVS_A	0,2127	0,0104
	SR_LW_G	0,6701	0,0000
	SrR_LW_S	<0,001	0,4750
	SrR_LW_E	<0,001	0,2871
	SrR_LW_A	0,0282	0,0679

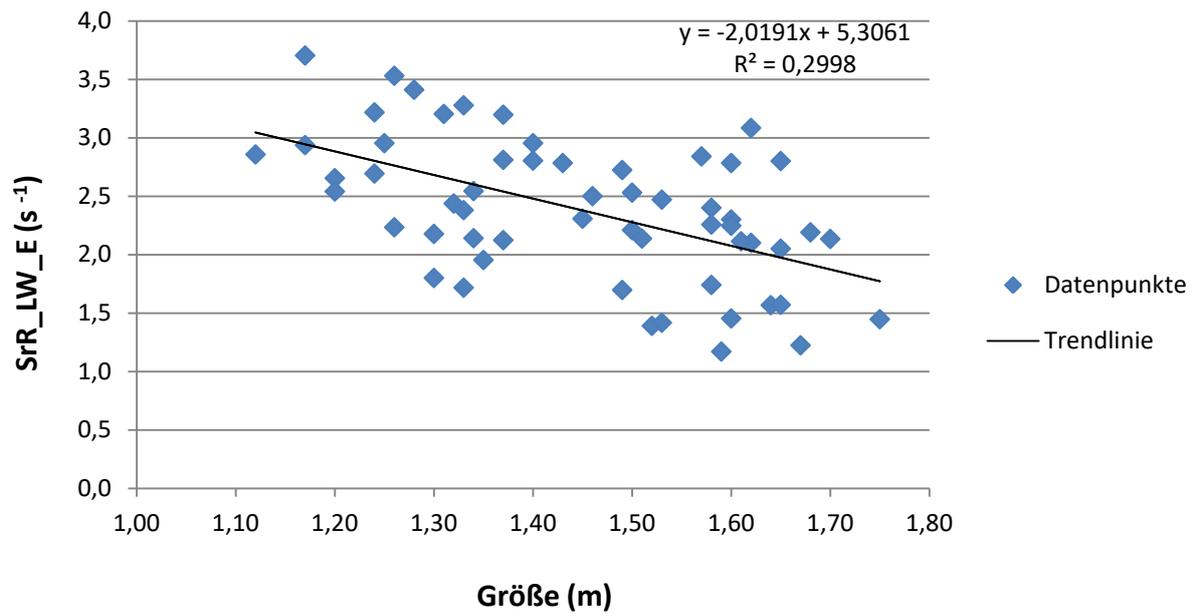


Abbildung 38: Frühdiastolische radiale Strain Rate der linken freien Ventrikelwand (SrR_LW_E) in Abhängigkeit von der Größe der Pferde; signifikanter Einfluss der Größe ($<0,001$).

Einfluss des Geschlechts auf die Strain und Strain Rate

Tabelle 41: Ergebnisse der univariablen Regressionsanalyse, Einfluss des Geschlechts auf Strain (%) und Strain Rate (s^{-1}), p-Werte, korrigiertes r^2 , kein signifikanter Einfluss.

SR_IVS_G=radiale Strain im Interventrikularseptum; SrR_IVS_S=systolische radiale Strain Rate des Interventrikularseptums; SrR_IVS_E=frühdiastolische radiale Strain Rate des Interventrikularseptums; SrR_IVS_A=spät-diastolische radiale Strain Rate des Interventrikularseptums; SR_LW_G=radiale Strain in der linken freien Ventrikelwand; SrR_LW_S=systolische radiale Strain Rate der linken freien Ventrikelwand; SrR_LW_E=frühdiastolische radiale Strain Rate der linken freien Ventrikelwand; SrR_LW_A=spät-diastolische radiale Strain Rate der linken freien Ventrikelwand

Technik	Variable	p-Wert	R ² korr.
2D-ST	SR_IVS_G	0,1028	0,0303
	SrR_IVS_S	0,7911	0,0000
	SrR_IVS_E	0,4042	0,0000
	SrR_IVS_A	0,9133	0,0000
	SR_LW_G	0,7297	0,0000
	SrR_LW_S	0,0717	0,0406
	SrR_LW_E	0,6350	0,0000
	SrR_LW_A	0,3126	0,0007

Einfluss der Herzfrequenz auf Strain und Strain Rate

Tabelle 42: Ergebnisse der univariablen Regressionsanalyse, Einfluss der Herzfrequenz auf Strain (%) und Strain Rate (s^{-1}), p-Werte, korrigiertes r^2 , signifikante Einflüsse hervorgehoben.

SR_IVS_G=radiale Strain im Interventrikular-septum; SrR_IVS_S=systolische radiale Strain Rate des Interventrikularseptums; SrR_IVS_E=frühdiastolische radiale Strain Rate des Interventrikularseptums; SrR_IVS_A=spätdiastolische radiale Strain Rate des Interventrikularseptums; SR_LW_G=radiale Strain in der linken freien Ventrikelwand; SrR_LW_S=systolische radiale Strain Rate der linken freien Ventrikelwand; SrR_LW_E=früh-diastolische radiale Strain Rate der linken freien Ventrikelwand; SrR_LW_A=spätdiastolische radiale Strain Rate der linken freien Ventrikelwand

Technik	Variable	p-Wert	R² korr.
2D-ST	SR_IVS_G	<0,001	0,2819
	SrR_IVS_S	<0,001	0,3656
	SrR_IVS_E	<0,001	0,2175
	SrR_IVS_A	0,3007	0,0016
	SR_LW_G	0,0264	0,0699
	SrR_LW_S	<0,001	0,3758
	SrR_LW_E	<0,001	0,1871
	SrR_LW_A	0,0580	0,0468

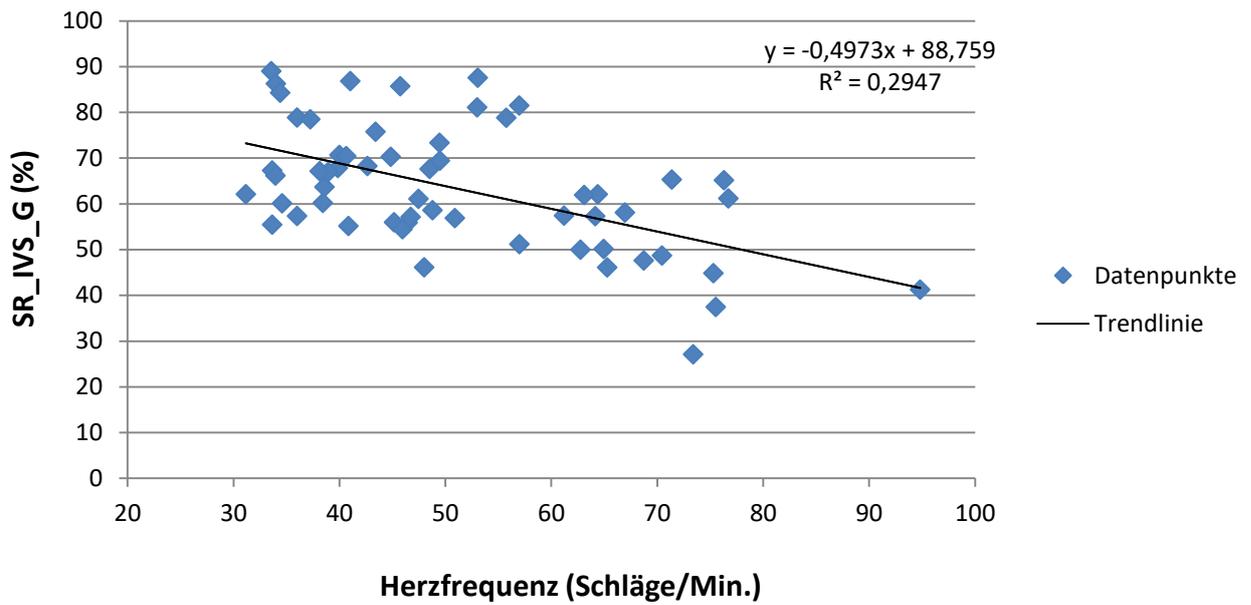


Abbildung 39: Radiale Strain des Interventrikularseptums (SR_IVS_G) in Abhängigkeit von der Herzfrequenz des Pferdes, signifikanter Einfluss der Herzfrequenz ($p < 0,001$).

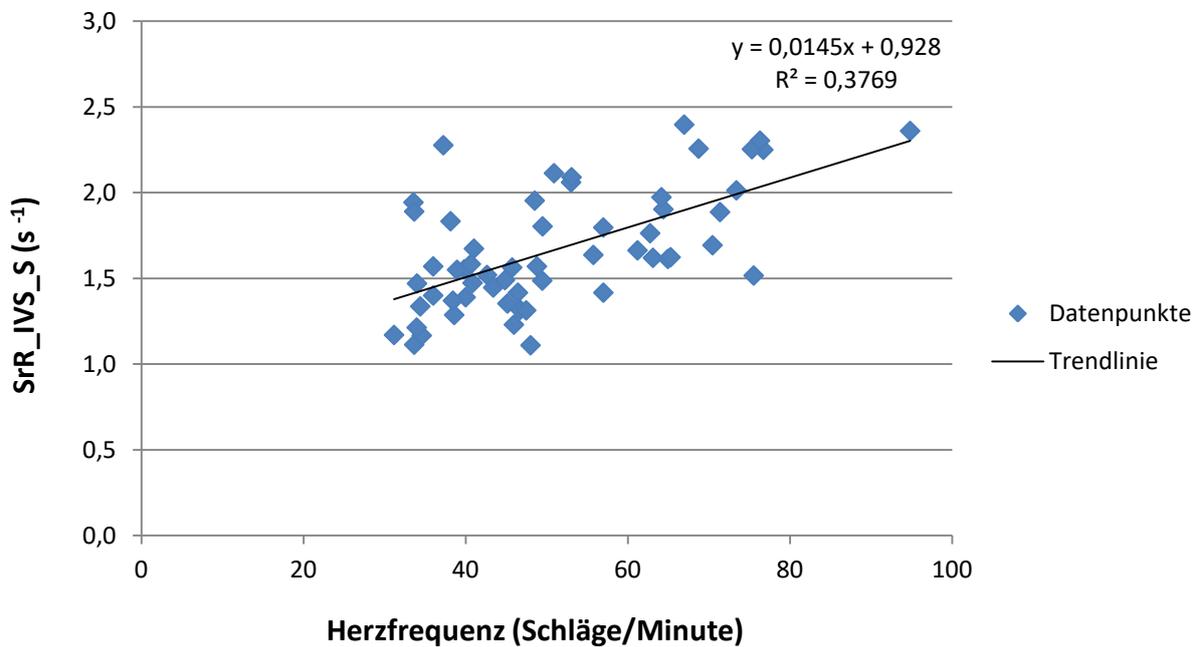


Abbildung 40: Zusammenhang zwischen der systolischen radialen Strain Rate des Interventrikularseptums (SrR_IVS_S) und der Herzfrequenz der Pferde, signifikanter Einfluss der Herzfrequenz ($p < 0,001$).

Regressionskoeffizienten in der multivariablen Regression

Tabelle 43: Regressionskoeffizienten der multivariablen Regressionsanalyse im B-Mode.

MVDia=Mitralklappendiamter; LA=linkes Atrium; LV1=linker Ventrikel 1; LV2=linker Ventrikel 2; IVS=Interventrikularseptum; LVFW=linksventrikuläre freie Wand, RVFW= rechtsventrikuläre freie Wand; RA=rechtes Atrium; AoSinVals=Sinus Valsalve der Aorta; TV=Trikuspidalklappendiameter; RV=rechter Ventrikel; PV=Pulmonal-klappendiameter; LAL= von links gemessenes linkes Atrium; n.u.=nicht untersucht

Regressionskoeffizienten							
Technik	Variable	Alter	Gewicht	Größe	HR	Geschlecht	Intercept
B-Mode	MVDia	n.u.	0,0054	2,3644	-0,0109	0,0729	2,5185
	LA	-0,0159	0,0076	1,9997	-0,0140	n.u.	2,9471
	LV1	-0,0027	0,0082	n.u.	-0,0193	-0,2246	7,7723
	LV2	n.u.	0,0078	-1,0659	-0,0111	0,0926	6,4618
	IVS	0,0066	0,0015	n.u.	0,0001	-0,0869	1,2952
	LVFW	0,0014	0,0023	-0,7695	-0,0027	n.u.	2,1444
	RVFW	0,0063	0,0020	-1,0488	n.u.	-0,0422	1,9467
	RA	0,0393	-0,0015	3,4038	n.u.	0,3459	-0,0228
	AoSinVals	-0,0172	0,0043	4,4360	n.u.	-0,0724	-1,7852
	TV	0,0111	0,0027	3,5407	0,0098	n.u.	-0,9700
	RV	-0,0493	0,0058	3,4813	-0,0081	n.u.	1,0709
	PV	-0,0115	0,0055	0,8322	-0,0065	n.u.	1,7230
	LAL	0,014	0,0101	n.u.	0,0049	0,1526	4,7129

Tabelle 44: Regressionskoeffizienten der multivariablen Regressionsanalyse im M-Mode.

IVSd/IVSs=diastolische bzw. systolische Dicke des Interventrikularseptums;
 LVIDd/LVIDs=diastolischer bzw. systolischer linksventrikulärer innerer Durchmesser;
 LVPWd/LVPWs=diastolische bzw. systolische linksventrikuläre hintere Wand;
 EDV=Enddiastolisches Volumen; ESV=Endsystolisches Volumen; EF%=Ejektions-
 fraktion; FS%=Fractional Shortening; SV=Schlagvolumen; n.u.=nicht untersucht

		Regressionskoeffizienten					
Technik	Variable	Alter	Gewicht	Größe	HR	Geschlecht	Intercept
M-Mode	IVSd	0,0073	0,0011	0,8658	n.u.	-0,1455	0,7593
	LVIDd	0,0176	0,0063	1,4967	n.u.	-0,1521	4,6835
	LVPWd	0,0183	0,0010	n.u.	-0,0020	-0,0632	1,4393
	IVSs	0,0063	0,0016	1,3454	n.u.	-0,1863	1,4120
	LVIDs	0,0097	0,0063	-2,1971	n.u.	-0,2047	6,6113
	LVPWs	n.u.	0,0026	1,1658	-0,0071	-0,1168	1,1976
	EDV	2,8584	0,8551	n.u.	0,3177	-20,7013	146,6446
	ESV	0,7232	0,4298	-164,4133	n.u.	-13,1711	249,7792
	EF%	-0,0389	-0,0410	51,9901	n.u.	1,6650	4,4592
	FS%	-0,0308	-0,0289	39,8384	n.u.	1,3492	-9,6814
	SV	2,5996	0,307	212,1459	n.u.	-6,8295	-126,1035

Tabelle 45: Regressionskoeffizienten der multivariablen Regressionsanalyse im Farbgewebedoppler.

TVI_LW_S = systolische Myokardgeschwindigkeit in der linken freien Ventrikelwand; TVI_LW_E = frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit in der linken freien Ventrikelwand; TVI_LW_A = spätdiastolische Myokardgeschwindigkeit in der linken freien Ventrikelwand; TVI_LW_IVC = Myokardgeschwindigkeit der isovolumetrischen Kontraktion der linken freien Ventrikelwand; TVI_IVS_S = systolische Myokardgeschwindigkeit im Interventrikularseptum; TVI_IVS_E = frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit im Interventrikularseptum; TVI_IVS_A = spätdiastolische Myokardgeschwindigkeit im Interventrikularseptum; TVI_RW_S = systolische Myokardgeschwindigkeit in der rechten freien Ventrikelwand; TVI_RW_E = frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit in der rechten freien Ventrikelwand; TVI_RW_A = spätdiastolische Myokardgeschwindigkeit in der rechten freien Ventrikelwand; n.u.=nicht untersucht

Regressionskoeffizienten							
Technik	Variable	Alter	Gewicht	Größe	HR	Geschlecht	Intercept
TVI	TVI_LW_S	0,0187	-0,0045	11,2448	0,1001	n.u.	-10,9691
	TVI_LW_E	-0,0417	n.u.	20,8822	0,0170	0,3685	-5,3221
	TVI_LW_A	0,0447	n.u.	9,3257	0,0897	1,2616	-12,6113
	TVI_LW_IVC	-0,0418	n.u.	6,8963	0,0081	-0,2128	-5,1183
	TVI_IVS_S	0,0735	-0,0085	10,1366	0,0730	n.u.	-13,5847
	TVI_IVS_E	-0,0491	0,0086	4,4925	n.u.	0,7004	2,0219
	TVI_IVS_A	0,1667	-0,0279	20,9599	0,1295	n.u.	-27,9142
	TVI_RW_S	-0,0543	0,0114	n.u.	0,0592	-0,9795	-1,7566
	TVI_RW_E	-0,1527	0,0240	n.u.	0,0240	-0,3545	-0,9055
	TVI_RW_A	n.u.	0,0008	5,3045	0,0644	-0,2920	-8,6456

Tabelle 46: Regressionskoeffizienten der multivariablen Regressionsanalyse im Spektralgewebedoppler.

PW_LW_S = systolische Myokardgeschwindigkeit in der linken freien Ventrikelwand; PW_LW_E = frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit in der linken freien Ventrikelwand; PW_LW_A = spätdiastolische Myokard-geschwindigkeit in der linken freien Ventrikelwand; PW_LW_IVC = Myokard-geschwindigkeit der isovolumetrischen Kontraktion der linken freien Ventrikelwand; PW_IVS_S = systolische Myokardgeschwindigkeit im Interventrikularseptum; PW_IVS_E = frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit im Interventrikularseptum; PW_IVS_A = spätdiastolische Myokardgeschwindigkeit im Interventrikularseptum; PW_RW_S = systolische Myokardgeschwindigkeit in der rechten freien Ventrikelwand; PW_RW_E = frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit in der rechten freien Ventrikelwand; PW_RW_A = spätdiastolische Myokardgeschwindigkeit in der rechten freien Ventrikelwand; n.u.=nicht untersucht

Regressionskoeffizienten							
Technik	Variable	Alter	Gewicht	Größe	HR	Geschlecht	Intercept
PW	PW_LW_S	0,0283	n.u.	3,0237	0,0864	-0,3958	2,5947
	PW_LW_E	n.u.	-0,0052	16,6849	-0,0503	1,5090	7,8878
	PW_LW_A	0,0442	n.u.	8,2780	0,0914	0,7200	-7,9113
	PW_LW_IVC	-0,1166	0,0078	3,8912	n.u.	-0,4486	2,9123
	PW_IVS_S	0,0894	-0,0048	n.u.	0,0651	-0,7294	3,0864
	PW_IVS_E	-0,1704	0,0270	n.u.	0,0370	0,8859	6,0862
	PW_IVS_A	0,0876	-0,0272	28,0954	0,1227	n.u.	-34,1970
	PW_RW_S	-0,0605	0,0105	n.u.	0,0480	-0,3094	3,8526
	PW_RW_E	-0,2264	0,0275	n.u.	0,0247	0,7662	3,5981
	PW_RW_A	-0,0995	0,0076	7,8524	0,0584	n.u.	-8,3890

Tabelle 47: Regressionskoeffizienten der multivariablen Regressionsanalyse im 2D-Speckle Tracking.

SR_IVS_G=radiale Strain des Interventrikularseptums; SrR_IVS_S=systolische radiale Strain Rate des Interventrikularseptums; SrR_IVS_E=frühdiastolische radiale Strain Rate des Interventrikularseptums; SrR_IVS_A=spätdiastolische radiale Strain Rate des Interventrikularseptums; SR_LW_G=radiale Strain in der linken Wand; SrR_LW_S=systolische radiale Strain Rate der linken Wand; SrR_LW_E=frühdiastolische radiale Strain Rate der linken Wand; SrR_LW_A=spätdiastolische radiale Strain Rate der linken Wand; n.u.=nicht untersucht

Regressionskoeffizienten							
Technik	Variable	Alter	Gewicht	Größe	HR	Geschlecht	Intercept
2D-ST	SR_IVS_G	0,1264	-0,0313	n.u.	-0,6370	5,4411	101,5192
	SrR_IVS_S	0,0264	-0,0030	n.u.	0,0086	0,0358	1,7582
	SrR_IVS_E	n.u.	0,0011	-1,3082	0,0137	-0,0678	3,4866
	SrR_IVS_A	0,0218	-0,0018	-0,4085	-0,0008	n.u.	1,7733
	SR_LW_G	0,1653	n.u.	-72,3904	-0,8588	2,9966	212,9944
	SrR_LW_S	0,0083	n.u.	-2,1905	0,0044	-0,1172	4,7822
	SrR_LW_E	-0,0253	0,0031	-2,9766	n.u.	0,2174	5,9988
	SrR_LW_A	-0,0242	0,0032	-1,8600	n.u.	-0,0867	3,5365

Variationskoeffizienten der drei aufeinanderfolgenden Messungen

Tabelle 48: Variabilität der drei aufeinanderfolgenden Messungen im Gewebedoppler und im 2D-Speckle Tracking, eingeteilt in Variabilitätskategorien.

TVI_LW_S = systolische Myokardgeschwindigkeit in der linken freien Ventrikelwand; TVI_LW_E = frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit in der linken freien Ventrikelwand; TVI_LW_A = spätdiastolische Myokardgeschwindigkeit in der linken freien Ventrikelwand; TVI_LW_IVC = Myokardgeschwindigkeit der isovolumetrischen Kontraktion der linken freien Ventrikelwand; TVI_IVS_S = systolische Myokardgeschwindigkeit im Interventrikularseptum; TVI_IVS_E = frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit im Interventrikularseptum; TVI_IVS_A = spätdiastolische Myokardgeschwindigkeit im Interventrikularseptum; TVI_RW_S = systolische Myokardgeschwindigkeit in der rechten freien Ventrikelwand; TVI_RW_E = frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit in der rechten freien Ventrikelwand; TVI_RW_A = spätdiastolische Myokardgeschwindigkeit in der rechten freien Ventrikelwand; PW_LW_S = systolische Myokardgeschwindigkeit in der linken freien Ventrikelwand; PW_LW_E = frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit in der linken freien Ventrikelwand; PW_LW_A = spätdiastolische Myokardgeschwindigkeit in der linken freien Ventrikelwand; PW_LW_IVC = Myokardgeschwindigkeit der isovolumetrischen Kontraktion der linken freien Ventrikelwand; PW_IVS_S = systolische Myokardgeschwindigkeit im Interventrikularseptum; PW_IVS_E = frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit im Interventrikularseptum; PW_IVS_A = spätdiastolische Myokardgeschwindigkeit im Interventrikularseptum; PW_RW_S = systolische Myokardgeschwindigkeit in der rechten freien Ventrikelwand; PW_RW_E = frühdiastolische Myokardgeschwindigkeit in der rechten freien Ventrikelwand; PW_RW_A = spätdiastolische Myokardgeschwindigkeit in der rechten freien Ventrikelwand; SR_IVS_G=radiale Strain im Interventrikularseptum; SrR_IVS_S=systolische radiale Strain Rate des Interventrikularseptums; SrR_IVS_E=frühdiastolische radiale Strain Rate des Interventrikularseptums; SrR_IVS_A=spätdiastolische radiale Strain Rate des Interventrikularseptums; SR_LW_G=radiale Strain in der linken Wand; SrR_LW_S=systolische radiale Strain Rate der linken freien Ventrikelwand; SrR_LW_E=frühdiastolische radiale Strain Rate der linken freien Ventrikelwand; SrR_LW_A=spätdiastolische radiale Strain Rate der linken freien Ventrikelwand

Fortsetzung Tabelle 48: Beschreibung siehe S. 181.

Very low variability ($\leq 5\%$)	PW_LW_S PW_LW_E PW_LW_A PW_RW_S
Low variability (5-15%)	PW_IVS_S PW_IVS_E PW_IVS_A PW_RW_E PW_RW_A TVI_LW_S TVI_LW_E TVI_LW_A TVI_IVS_E TVI_RW_S TVI_RW_E TVI_RW_A SR_IVS_G SrR_IVS_S SrR_IVS_E SR_LW_G SrR_LW_S
Moderate variability (15-25%)	TVI_IVS_S SrR_LW_E
High variability ($\geq 25\%$)	TVI_IVS_A SrR_IVS_A SrR_LW_A

Publikationsverzeichnis

„Einfluss des Alters auf echokardiographische B- und M-Mode-Variablen bei juvenilen Warmblutpferden“, Heidrun Gehlen und Henrike Luise Lagershausen, Pferdeheilkunde 33 (2017) 3 (Mai/Juni) 231-241

„Einfluss des Alters auf die mit PW- und Farbgewebedoppler gemessenen Myokardgeschwindigkeiten bei juvenilen Warmblutpferden“, Heidrun Gehlen und Henrike Luise Lagershausen, Pferdeheilkunde – Equine Medicine 33 (2017) 4 (Juli/August) 336-348

Danksagung

Auf dem langen und oft steinigen Weg bis zum Abschluss meiner Dissertation haben mich zahlreiche Menschen mit sehr viel Motivation unterstützt. Einige von ihnen möchte ich hier besonders erwähnen.

Danken möchte ich an dieser Stelle meiner Betreuerin **Frau Prof. Dr. Heidrun Gehlen** für die Überlassung dieses Promotionsthemas und die verlässliche Unterstützung bei der Bearbeitung. Vielen Dank für die sehr schnellen und konstruktiven Korrekturen.

Ein besonderer Dank gilt auch **Herrn Prof. Dr. Marcus Doherr** für seine ermutigende Unterstützung und Hilfe bei der Bearbeitung des Statistikeils.

Vielen Dank an **Herrn Camillo Krawczyk** aus der veterinärmedizinischen Bibliothek für seine Hilfe beim Finden und Besorgen von Literatur.

Danken möchte ich auch den **Züchtern**, die mir bereitwillig ihre jungen Pferde zur Verfügung gestellt haben sowie mit vollem Einsatz und viel Geduld bei der Untersuchung geholfen haben.

Vielen Dank auch an meine beiden Mitdotorandinnen und sehr guten Freundinnen **Dr. Lisa-Marie Bildheim** und **Dr. Amelie Schlaga**. Ohne Euch, Eure treue Hilfe, Euren Humor und Zuspruch wäre diese Arbeit nicht zustande gekommen und hätte auch nur halb so viel Spaß gemacht. Wir sind ein tolles Team, auch über die Doktorarbeit hinaus. Vielen Dank! Ich bin froh, dass es Euch gibt!

Nicht zuletzt möchte meinem Patenonkel **Rolf Haeger** und meinem Vater **Dr. Hans-Hermann Lagershausen** für die finanzielle Unterstützung der Arbeit danken!

Einen ganz besonders lieben und herzlichen Dank möchte ich meiner Mutter **Antje Lagershausen** aussprechen. Mama, Du bist immer für mich da, glaubst an mich und stehst mir immer mit Rat und Tat zur Seite. Deine mentale Unterstützung in jeder Lebenslage ist Gold wert und durch nichts zu ersetzen. Danke!

Selbstständigkeitserklärung

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

Warendorf, den 19.06.2017

Henrike Lagershausen