

5. Diskussion

5.1. Bedeutung der Probandenauswahl

Für die echokardiographische Untersuchung im Rahmen dieser Studie standen 51 Patienten zur Verfügung. Die Untersuchung aller Probanden umfasste die Echokardiographie im B-Mode, im herkömmlichen M-Mode sowie mittels Farb- und Spektraldoppler und eine Gewebe-Doppler echokardiographische Untersuchung. Hierbei kamen sowohl der farbkodierte Gewebe-Doppler als auch der pulse-wave-Gewebe-Doppler zum Einsatz.

Um eine Vergleichbarkeit der Ergebnisse mit Studien anderer Autoren (ROBINE 1990; WEINBERGER 1991; HÖCH 1995; GEHLEN 1998b; SCHMITZ 2003) zu erreichen, betraf die Untersuchung ausschließlich Warmblutpferde. Zur statistischen Auswertung kamen 42 Warmblüter.

Die Gruppeneinteilung erfolgte anhand der Befunde der klinischen und echokardiographischen Untersuchung. Pferde, welche vorberichtlich und/oder bei der klinischen Untersuchung funktionelle Beeinträchtigungen des Respirationstraktes aufwiesen, wurden von der Studie ausgeschlossen.

Eine Einteilung der Probanden erfolgte in folgende Gruppen:

Pferde mit mehrfachen Klappeninsuffizienzen ohne Dilatation des Atriums und/oder Ventrikels (n=9), Pferde mit mehrfachen Klappeninsuffizienzen mit Dilatation des Atriums und/oder Ventrikels (n=8), Pferde mit einer Aortenklappeninsuffizienz ohne Dilatation des Atriums und/oder Ventrikels (n=3), Pferde mit einer Aortenklappeninsuffizienz mit Dilatation des Atriums und/oder Ventrikels (n=4). Weiterhin wurde eine Gruppe aus Pferden gebildet, die bei der klinischen Untersuchung eine atriale Fibrillation aufwiesen (n=8). In dieser Gruppe erfolgte keine weitere Einteilung nach Dilatationsgrad oder dem Auftreten von Herzklappeninsuffizienzen.

Die Zuordnung der Pferde in die Kontrollgruppe ergab sich nach dem Erheben der Anamnese sowie der klinischen Untersuchung von Respirations- und Herz-Kreislaufapparat.

Die Gruppeneinteilung der Pferde mit einem Herzgeräusch und echokardiographischen Befunden gestaltete sich komplexer. Die hämodynamischen Folgen der in dieser Studie erfassten Herzkrankheiten sind unterschiedlich. Außerdem sollte zusätzlich die Auswirkung einer Dilatation der Herzkavitäten auf die myokardiale Wandbewegungsgeschwindigkeit überprüft werden. Weiterhin sollte aufgrund der in der Humanmedizin diskutierten Altersabhängigkeit der myokardialen Wandbewegungsgeschwindigkeit ein relativ

einheitliches Durchschnittsalter in den einzelnen Gruppen gewährleistet werden. Bei den Gruppen der Probanden mit vorwiegenden Aortenklappeninsuffizienzen mit und auch ohne Dilatation des Atriums und/oder Ventrikels konnte dies nicht erreicht werden, da eine Veränderung der Aortenklappe vorwiegend ein geriatrisches Problem beim Pferd darstellt (SCHMITZ 2003). Sie zeigten im Vergleich zur Kontrollgruppe ein deutlich höheres Durchschnittsalter (Ko: 12,4; AoVI-oD:18; AoVI-mD:21,8 Jahre)

Ein weiterer wichtiger Faktor sind die Erkrankungsdauer sowie Schweregrad der Klappeninsuffizienz im Zusammenhang mit Veränderungen der Blutflussparameter. Der Beginn der aufgetretenen Herzerkrankungen bei den Pferden dieser Studie ist nicht genau zu terminieren. Selbst regelmäßig durch den Haustierarzt auskultierte Pferde wiesen bei der Einweisung in die Klinik Herzgeräusche auf, welche dem Besitzer vorher nicht bekannt waren. So kann das Auftreten von langfristigen Umbauprozessen („remodelling“) nicht ausgeschlossen und der daraus entstehende Einfluss auf die Messergebnisse nicht abgeschätzt werden.

Die diastolischen Durchmesser des linken Atriums (LAD) und des linken Ventrikels (LVD) waren ausschlaggebend für die Gruppeneinteilung der herzkranken Pferde. Als Grenzwert wurde der Maximalwert des LAD in der Kontrollgruppe mit 11,37 cm gewählt, bei dem LVD der Grenzwert bei 12,93 cm gesetzt. Die Einteilung der herzkranken Pferde mit einem LAD \geq 11,37 cm und/oder einem LVD \geq 12,93 cm erfolgte in die Gruppen der Pferde mit Dilatation. Der in der Humanmedizin (BROWN 1974) und zeitweise auch in der Veterinärmedizin (LESCURE 1984; LOMBARD 1984; BONAGURA 1985) verwendete Quotient zwischen LAD und Aortenwurzel als echokardiographischer Nachweis einer Herzdilatation wurde als Einteilungskriterium verworfen. Dieser Quotient trat mit der Entwicklung verbesserter Ultraschallsysteme in den Hintergrund, und die Ermittlung galt als problematisch, da unterschiedliche Ultraschallmodi, Herzachsen und Herzzyklusphasen zur Ermittlung des Wertes zugrunde lagen (MARR 1999).

5.2. Beurteilung der herkömmlichen echokardiographischen Verfahren

Bei allen Probanden erfolgte nur eine einmalige echokardiographische Untersuchung, da eine Wiederholung der Untersuchung die Präzision der Messungen nicht verbessert (GEHLEN 2005).

Echokardiographische Untersuchungen können nur am unsedierten Pferd vorgenommen werden, da unterschiedliche Autoren den Einfluss von Sedativa auf die Herzdimensionen und die dopplersonographisch ermittelten Blutflussparameter beschrieben haben (KROKER 1994; PATTESON 1995a). Eine gute Kooperationsbereitschaft des Probanden und auch eine ruhige Arbeitsatmosphäre sind für das Erzielen guter Ergebnisse Voraussetzung.

Die zweidimensionale Schnittbildechokardiographie wurde in Anlehnung an die von STADLER (1988b) vorgeschlagene Methodik durchgeführt. Die kardiometrische Ermittlung der Herzdimensionen erfolgte enddiastolisch mit Beginn des QRS-Komplexes und endsystolisch nach dem Abflachen der T-Zacke und maximaler Ventrikelkontraktion. Die ermittelten kardiometrischen Werte zeigten eine Übereinstimmung mit jenen von anderen Autoren (KROKER 1994; GEHLEN 2005).

Die nahezu plastische Verformbarkeit des rechten Ventrikels und seine sichelförmige Gestalt erschweren eine reproduzierbare Messung der rechtsventrikulären und rechtsatrialen Herzdimensionen (LONG 1992a; KROKER 1994). Aus diesem Grund wurde auf eine Ermittlung dieser Werte verzichtet. Auch in anderen Studien wurden aufgrund der vorgenannten Situation diese Daten nicht erhoben (PATTESON 1995a; PATTESON 1995b).

Besondere Probleme bereitete die wiederholbare und eindeutige Identifizierung der rechten kaudalen kurzen Achse auf Höhe der Papillarmuskeln, da in der von STADLER (1988b) beschriebenen Standardschallkopfposition die angegebenen Orientierungspunkte (Ansatz der Chordae tendineae bzw. Trabeculae carnae) nicht immer als echogene Strukturen sichtbar waren.

Die prozentuale myokardiale Verkürzungsfraction (FS%) des linken Ventrikels gehört als Bestandteil der kardiologischen Untersuchung zu den sogenannten Kontraktilitätsindizes.

Die Untersuchung erfolgte mit Hilfe der „guided“ M-Mode Technik. Das bedeutet, dass zuerst die nach STADLER (1988) definierte Standardschnittebene im B-Mode erstellt wurde. Bei dem anschließenden Umschalten auf M-Mode blieb das B-Mode Bild simultan sichtbar und erleichtert damit die Kontrolle der Ebene während der M-Mode-Echokardiographie.

Die anschließende Auswertung erfolgte nach der „leading-edge to leading-edge“ Methode und die Endsystole und Enddiastole wurden nach internationalen Standards definiert (SAHN 1978; SCHILLER 1989).

Die bei den Probanden ohne Dilatation ermittelten Werte der RKDLA uMV zeigten eine Übereinstimmung mit den von KROKER (1994) für ungedierte Pferde festgestellten Ergebnissen. Bei der Gruppe der Pferde mit mehrfachen Herzklappeninsuffizienzen und Dilatation wichen die Werte zum Teil deutlich von jenen der Gruppen ohne Dilatation ab.

Zur Erfassung von Herzklappenkrankheiten und zur Schweregradbeurteilung wurde eine farbdopplerechokardiographische Untersuchung der Blutflüsse durchgeführt. Die Diagnostik fand in Anlehnung an die von zahlreichen Autoren publizierte Vorgehensweise statt (REEF 1987; REEF 1990; BLISSIT 1995b; BLISSIT 1995a; HÖCH 1995; GEHLEN 1998a; REEF 1998a). Die Bewertung einer Insuffizienz erfolgte anhand der von verschiedenen Autoren aufgestellten Charakteristika. Bei der Farbdoppler-Echokardiographie wurde vor allem auf die Auffindbarkeit, Größe und Ausdehnung der auftretenden Rückflüsse geachtet. Bei der anschließenden Untersuchung mit dem Spektraldoppler wurden zudem die Intensität, Auffindbarkeit und Dauer im Vergleich zum physiologischen Flussprofil beurteilt. Die maximale Rückflussgeschwindigkeit (V_{max}) wurde ermittelt.

Läsionen an mehreren Herzklappen konnten schon bei Sektionen von Pferdeherzen gefunden werden (ELSE 1972). Diese Entdeckung bestätigte sich auch bei der echokardiographischen Untersuchung. Bei klappeninsuffizienten Pferden mit Dilatation der Vorhöfe und/oder Kammern sind Kombinationen mehrerer Insuffizienzen mit unterschiedlicher Ausprägung zu erwarten (REEF 1987; STADLER 1995a). Auch in dieser Studie wiesen Pferde Mehrfachinsuffizienzen auf. Bei den Gruppen mit Mehrfachinsuffizienzen präsentierte der größte Teil der Pferde eine vorwiegende Mitralklappeninsuffizienz. Beim hämodynamisch relevanten Auftreten einer Aortenklappeninsuffizienz führte dieser Befund zur Einordnung in eine separate Gruppe.

5.3. Bewertung der Ergebnisse der Gewebe-Doppler-Echokardiographie

5.3.1. Vorbemerkungen zur Pilotstudie

Mit der Gewebe-Doppler-Echokardiographie steht seit 1992 ein innovatives Verfahren zur Verfügung, das einige Vorteile gegenüber der konventionellen zweidimensionalen Graustufen-Echokardiographie besitzt.

Bisher wurde diesem Verfahren noch wenig Aufmerksamkeit in der Veterinärmedizin gewidmet. Einige richtungsweisende Studien wurden aber schon bei Hunden und Katzen durchgeführt und belegten den Nutzen, den die Gewebe-Doppler-Echokardiographie auch für den Einsatz in der Veterinärmedizin haben kann (CHETBOUL 2003b; CHETBOUL 2004a; CHETBOUL 2004b; KILLICH 2005; WAGNER 2005).

In der vorliegenden Pilotstudie wurde versucht, mit Hilfe zweier unterschiedlicher Gewebe-Doppler-Echokardiographie-Verfahren zum ersten Mal quantitative myokardiale Geschwindigkeitsmessungen beim Pferd vorzunehmen und die daraus resultierenden Messkurven zu vergleichen.

Durch unterschiedliche echokardiographische Verfahren ist es möglich, einen Einblick in den Ablauf des Circulus vitiosus, z.B. einer dilatativen Kardiomyopathie zu erhalten. Dabei können verschiedene Vorstufen, wie z.B. kompensatorische Hypertrophie, Erweiterung der Herzkavitäten und Veränderungen der Strömungsbedingungen gut dargestellt werden. Die ebenso auftretenden Veränderungen der Herzkinetik können in hochgradigen Fällen mit dem B-Mode erfasst werden, sensibler ist jedoch die Darstellung im M-Mode (ROBINE 1990; STADLER 1996b).

Ziel dieser Studie war eine Identifizierung des Kurvenverlaufs beim Pferd. Darüber hinaus sollten die ersten Vergleiche gezogen werden zwischen Pferden mit unterschiedlichen kardialen Erkrankungen und einer Kontrollgruppe. Die Erstellung von Normwerten und Absolutwerten sollte in weiteren Studien erfolgen.

Die bisher eingesetzten Verfahren zur Messung der myokardialen Geschwindigkeit waren semiquantitativ und oft von der Erfahrung des Untersuchers abhängig. Sie basieren in der Regel auf einer subjektiven Graduierung regionaler Myokardfunktionen unter Berücksichtigung von Endokardeinwärtsbewegungen und Wandverdickung. Das hat eine erhebliche Variabilität der Befundinterpretation zwischen unterschiedlichen Untersuchern zur Folge (HOFFMANN 2002).

Die zur Detektierung von Wandbewegungsstörungen eingesetzte M-Mode Technik ist durch die Tatsache limitiert, dass nur myokardiale Segmente, welche recht winkelig angeschallt

werden können, reproduzierbar in ihrer Funktion erfasst werden. Auch die semiquantitative Beurteilung der Wandbewegung mit der 2 D-Echokardiographie erlaubt nur eine Einteilung in normo-, hypo-, dys- und akinetische Myokardsegmente und es fehlt die Objektivierung der Kontraktionseigenschaften des Myokards (SCHNITTGER 1982; ASSMANN 1990). Die GDE erweitert die Möglichkeit neue Erkenntnisse zur Analyse kardialer Wandbewegungen zu gewinnen, um Leistungsminderungen am Herzmuskel frühzeitiger zu erkennen.

Mit der Gewebe-Doppler-Echokardiographie steht uns ein neues Verfahren zur Objektivierung und Quantifizierung der Myokardbewegung in verschiedenen Herzzyklusphasen zur Verfügung (LETHEN 1996; NIXDORF 1997a; HOFFMANN 2002).

5.3.2. Bedeutung der Auswahl der Messebene

Bei jeder echokardiographischen Untersuchung muss eine Vielzahl von Geräteparametern durch den Untersucher variiert und den individuellen Untersuchungsbedingungen angepasst werden. Eine Standardeinstellung, die ein optimales Bild garantiert, gibt es nicht. Schwierigkeiten der korrekten Darstellung des Herzens ergaben sich bei unruhigen Patienten. Adipositas und enge Zwischenrippenräume beeinträchtigten oft die Bildqualität. Bei Patienten mit einer stark ausgeprägten Herzdilatation war die Darstellung nur begrenzt möglich, da die Eindringtiefe des Dopplers nicht ausreichte.

Bei den ersten klinischen Anwendungen des M-Mode bei Pferden wurde versucht, ähnliche Anlotpositionen wie beim Menschen zu erarbeiten, um eventuell ähnliche Bewegungsmuster zu erhalten. Durch dieses Verfahren gelang ein schnellerer Fortschritt in der Interpretation der erstellten Bewegungskurven der Herzmuskulatur, da in der Humanmedizin gewonnene Erkenntnisse in weiten Teilen übernommen werden konnten (STADLER 1996a).

In dieser Studie sollten erste Messkurven der Myokardgeschwindigkeit des Pferdeherzens erstellt werden. Im Unterschied zur Humanmedizin stand uns der apikale Vierkammerblick mit der Anlotung von der Herzspitze aufgrund des breiten und schallundurchlässigen Sternums nicht zur Verfügung (STADLER 1996a). Die aus der von STADLER (1988b) definierten parasternalen kurzen Achse gewonnenen Bilder ähneln aber den in der Humanmedizin von einigen Autoren beschriebenen Kurven (MIYATAKE 1995; MÜLLER 1996; MÜLLER 1997; NIXDORF 1997c; BLAZEK 1998).

Schwierig gestaltete sich das sichere Identifizieren der Papillarmuskelebene, da die beschriebenen Orientierungspunkte (Ansatzpunkte der Chordae tendineae bzw. Trabeculae

carneae) sich nicht bei jedem Pferd auf gleicher Höhe als echogene Strukturen darstellen ließen. Diese Probleme beschrieben auch PATTESON (1995b) in ihrer Studie. Auch dort konnte bei einigen Pferden die Anschallposition nicht eindeutig bestimmt werden. Dies könnte dazu geführt haben, dass nicht alle Aufnahmen auf der exakt gleichen Höhe gemacht worden sind. Verschiedene Autoren in der Humanmedizin haben bei ihren Arbeiten festgestellt, dass es einen myokardialen Geschwindigkeitsgradienten gibt. Die Geschwindigkeit der Herzmuskulatur ist an der Basis deutlich schneller und fällt in Richtung Apex deutlich ab (HATLE 2000; HOFFMANN 2002). Dies muss als mögliche Fehlerquelle dieser Studie angesehen werden.

Die Bewegungen des Herzens setzen sich aus mehreren Komponenten zusammen. Wie schon in Kap.2.6.1. besprochen, kann die Verformung des Myokards in drei Bewegungen eingeteilt werden: die zirkumferenzielle Verkürzung, die radiale Verdickung und die longitudinale Verkürzung des Herzmuskels. Die globalen Translationsbewegungen des Herzens bei jedem Herzschlag und bei Atemexkursionen müssen ebenso in Betracht gezogen werden wie die Torsionsbewegung des Ventrikels um seine Längsachse (GARCIA 1996; DERUMEAUX 1998; VOIGT 2002).

Bei Messungen aus der kurzen Achse werden nur die zirkumferenziellen und radialen Verformungskomponenten des Myokards gemessen, die longitudinalen Komponenten bleiben unberücksichtigt (ERBEL 1995; MÜLLER 1996).

In der kurzen Achse muss beachtet werden, dass die Geschwindigkeit des Interventrikularseptums sich zusammensetzt aus der Bewegung des Septums zum Zentrum des linken Ventrikels und der Bewegung des ganzen Herzens in Richtung der Brustwand. Um die wahre Kontraktionsgeschwindigkeit zu erhalten, müsste man die Globalbewegung des Herzens von der gemessenen Wandbewegung abziehen. Auf der anderen Seite müsste man dieses auch bei der Hinterwand berücksichtigen und dort die Eigenbewegung des Herzens zu der Bewegung der Wand zum linksventrikulären Zentrum addieren. Also muss bei dieser Schnittebene immer die globale Herzbewegung berücksichtigt werden (YAMAZAKI 1995; OTHE 2000).

Zusätzlich ist zu berücksichtigen, dass bei einigen Pferden die gewünschte Anschallposition nur aus dem dritten Intercostalraum möglich war. Dieses fordert von den Pferden eine gute Kooperationsbereitschaft. Durch das Vorstellen des Vorderbeins und den unangenehmen Druck kam es bei einigen Pferden zu Abwehrbewegungen, und die Aufzeichnung von drei konsekutiven Herzzyklen aus exakt der gleichen Myokardregion gestaltete sich vor allem mit der PW-Gewebe-Doppler-Echokardiographie oft schwierig.

Um dieses zu vermeiden, wurde in der Humanmedizin ein Messpunkt gesucht, bei dem die Globalbewegung des Herzens zu vernachlässigen ist. Es wurde mit M-Mode Messungen herausgefunden, dass sich der Mitralling während der linksventrikulären Kontraktion in Richtung Apex hinbewegt und sich bei der Vorhofkontraktion und Kammerfüllung zurück in Richtung Basis bewegt. Da beim Menschen die Herzspitze relativ fixiert ist und die apikale Region in der Diastole fast bewegungslos bleibt, kann bei einer Schallebene vom Apex aus die Globalbewegung außer Acht gelassen werden (ZAKY 1967). Die apikale Ebene stand uns zur Untersuchung beim Pferd im Vierkammer-Blick aus anatomischen Gründen nicht zur Verfügung.

5.3.3. Lage der Messvolumina („Sample Volume“)

In der kurzen Achse wurde je ein Messvolumen in die linksventrikuläre Hinterwand zwischen die Papillarmuskulatur gelegt und ein Weiteres in orthogonale Anschallposition in das interventrikuläre Septum. In der Humanmedizin wurde oft nur die Hinterwand gemessen, da bei Messungen am Interventrikularseptum die Geschwindigkeit durch den rechten Ventrikel beeinflusst werden kann (MÜLLER 1997).

Es wurde versucht, die „sample volumes“ (SV's) genau in der Mitte des Myokards zu platzieren, um jeweils den gleichen Abstand von der endo- und epikardialen Myokardgrenze einzuhalten. In der Humanmedizin wurde nachgewiesen, dass die subendokardiale Geschwindigkeit beim Herzgesunden schneller ist als die subepikardiale Geschwindigkeit. Es scheint physiologisch bedingt zu sein, dass sich das subendokardiale Myokard dreimal schneller kontrahiert als der subepikardiale Bereich.

Das Messfenster wurde relativ weit gewählt, um nicht nur punktuelle Geschwindigkeiten zu messen, sondern die Geschwindigkeit eines größeren Segmentes bestimmen zu können. Durch dieses Verfahren werden die in der parasternalen Achse bestehenden zirkumferenziellen Geschwindigkeitsgradienten zwischen epi- und endokardnahen Myokardsegmenten gemittelt (MIYATAKE 1995; MÜLLER 1996; MÜLLER 1997; NIXDORF 1997c; BLAZEK 1998).

Farbkodierte-Gewebe-Doppler-Echokardiographie

Aufnahmen mit dem farbkodierten Gewebe-Doppler werden erst off-line ausgewertet. Bei den komplexen und verwirrenden Farbmustern des farbigen B-Mode Bildes ist es dem menschlichen Auge nicht möglich, eine sofortige Auswertung vorzunehmen (VOIGT 2002).

Die Off-line-Nachbearbeitung des farbkodierten Gewebe-Doppler-Bildes erfolgte mit der geräteinternen Echopac Software (GE-Vingmed, Horten, Norwegen).

Der Vorteil der Nachbearbeitung ist, dass die „region of interest“ (ROI) erst in dem abgespeicherten „loop“ (farbkodierte Gewebe-Doppler-Bildschleife) definiert wird, und das SV Bild-für-Bild neu platziert werden kann. So konnte gewährleistet werden, dass die genaue Positionierung der ROI zwischen den Myokardgrenzen während jeder Phase des Herzzyklus eingehalten wurde. Es wurde also immer das gleiche Segment gemessen (YAMAZAKI 1995; TRAMBALIOLO 2002; VOIGT 2002)

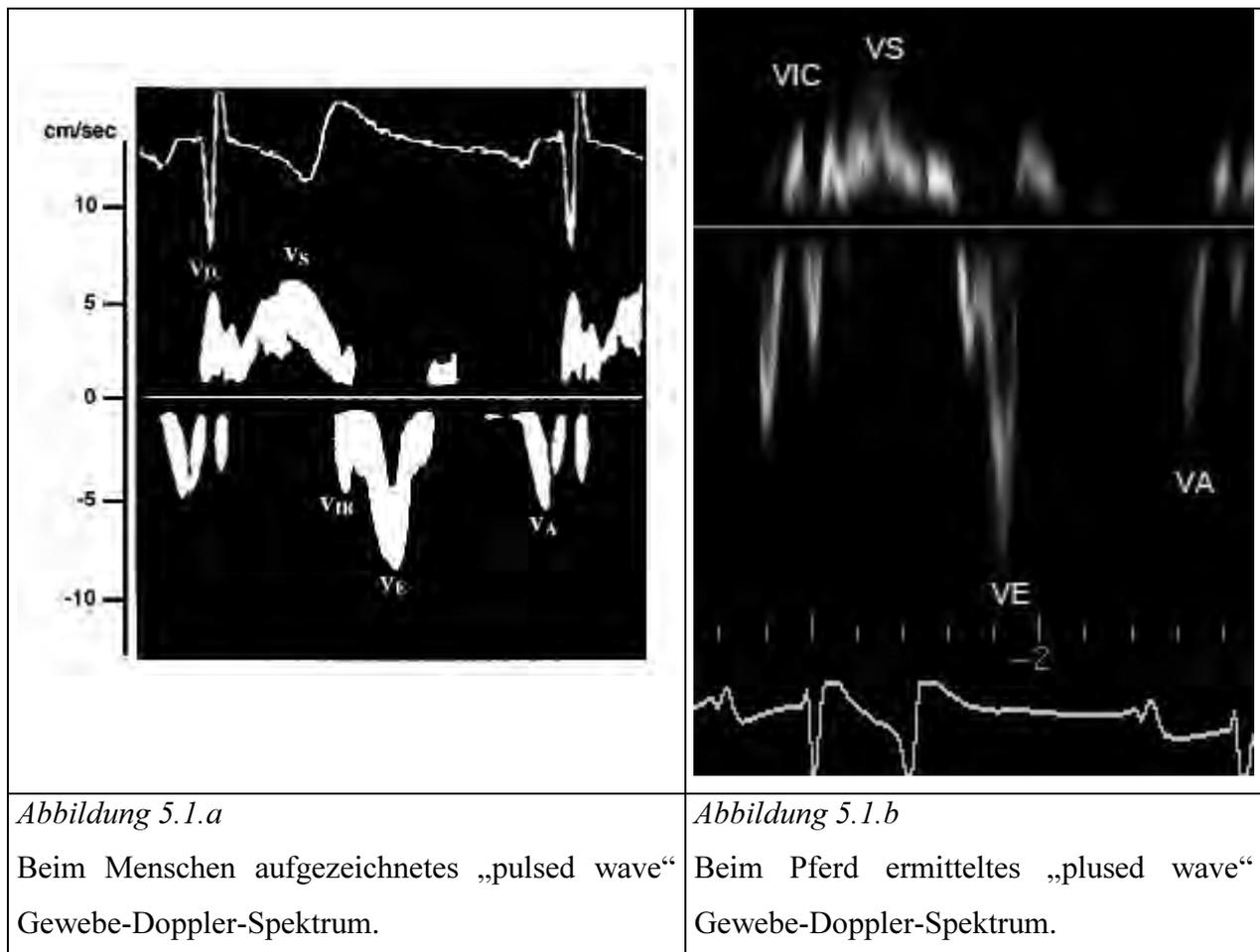
PW-Gewebe-Doppler-Echokardiographie

Bei dem PW-Gewebe-Doppler konnte das SV ausschließlich direkt bei der Untersuchung zugeschaltet werden. Es wurde so platziert, dass es bei der Herzmuskelkontraktion möglichst nicht das Myokard verlässt und die ROI ständig erfasst wurde. Dies war aber deutlich schwieriger als bei der off-line Nachbearbeitung der farbkodierten Bilder. Durch die Fixierung des SV in einem bestimmten Abstand vom Schallkopf werden ständig wechselnde Wandareale erfasst, was eine exakte räumliche Zuordnung verhindert (GORDON 1995; BARTEL 1997).

Nach dem Zuschalten des Dopplers stand nur noch ein kleines B-Mode-Bild zur Verfügung, um die Lage der ROI und auch die Anschallposition ständig zu überprüfen. Geringe Abweichungen in der longitudinalen Anschallposition können aber aufgrund des in der Humanmedizin beschriebenen baso-apikalen Geschwindigkeitsgradienten zu durchaus unterschiedlichen Myokardgeschwindigkeiten führen (HATLE 2000; HOFFMANN 2002).

5.3.4. Kurvenidentifikation

Die oben genannten Anschallpositionen wurden gewählt, da dadurch Kurvenverläufe zu erwarten waren, die einen Vergleich der erhaltenen Messkurven und Ergebnisse mit jenen aus der Humanmedizin ermöglichen.



Die so gewonnenen Messkurven waren bei beiden angewandten Doppler-Verfahren sehr ähnlich. Die Kurvenverläufe wurden in Anlehnung an die Erfahrungen in der Humanmedizin (ERBEL 1995; BLAZEK 1998; DERUMEUX 1998) ausgewertet und mit einem in der Humanmedizin tätigen Auswerter durchgesprochen (BORGES 2002). Ebenfalls wurden sie mit den Dopplerprofilen verglichen, die von anderen Autoren schon für Hunde und Katzen gefunden wurden (BALOI 2003; CHETBOUL 2003a; CHETBOUL 2004b; KILLICH 2005; WAGNER 2005).

Die lokale Myokardgeschwindigkeit, die vom Schallkopf aufgenommen wird, zeigt nur einen isolierten Teil der dreidimensionalen globalen Herzbewegung. Bewegt sich also das ganze Herz auf die Schallquelle zu, resultiert die gemessene Geschwindigkeit an der ROI aus der Vektorsumme der Bewegung des Myokardsegments zum Schallkopf hin plus der Bewegungsgeschwindigkeit des ganzen Herzens auf den Schallkopf zu. Bewegt sich aber das Herz vom Schallkopf weg, so errechnet sich die Geschwindigkeit aus der Vektorsumme des lokalen Myokards zum Schallkopf minus der Gesamtbewegungsgeschwindigkeit des Herzens (ASSMANN 1990; DROZDZ 1995; ERBEL 1995; GORCSAN 2000).

Das Pferdeherz dreht sich in der frühen Systole und der linke Ventrikel berührt die linke Thoraxwand (BONAGURA 2004).

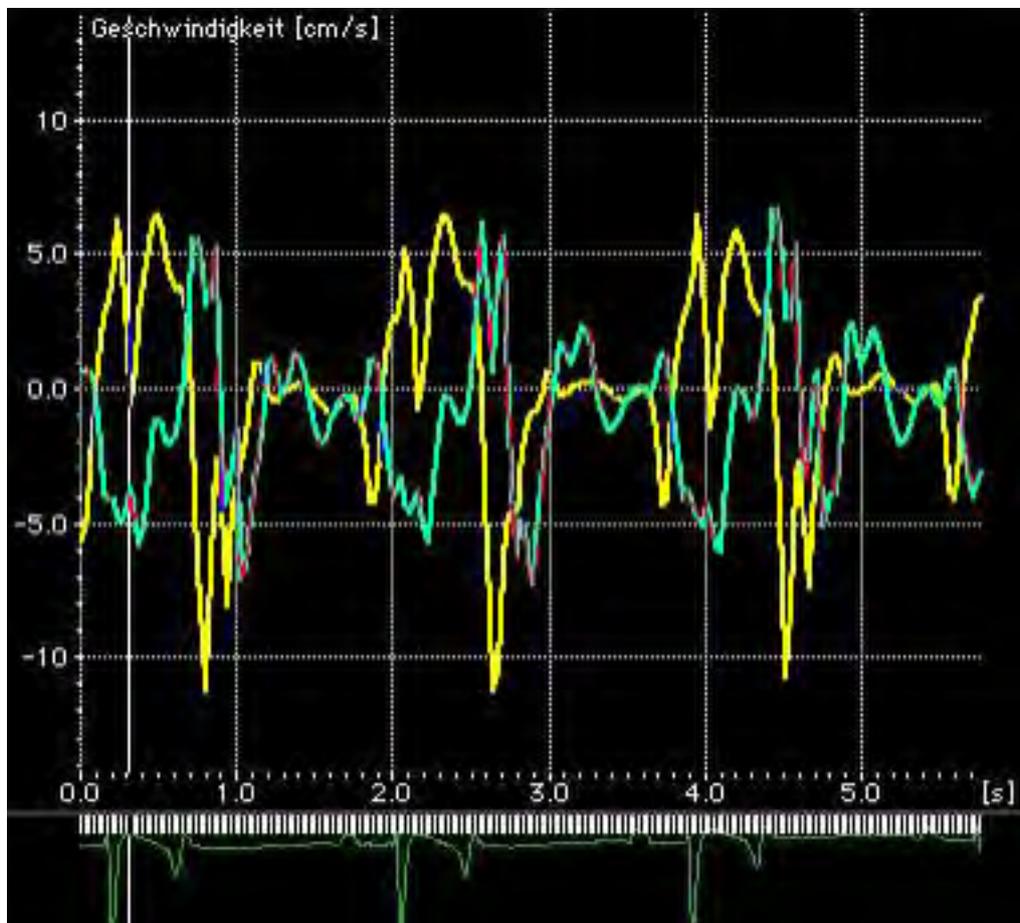


Abbildung 5.2.

Geschwindigkeitsprofile der linksventrikulären Hinterwand (gelbe Kurve) und des interventrikulären Septums (grüne Kurve) mit dem farbkodierten Gewebe-Doppler dargestellt.

Die Messung der isovolumetrischen Kontraktion konnte nur an der linksventrikulären Hinterwand vorgenommen werden. Am Interventrikularseptum (IVS) konnte dieser

Messpunkt nicht nachvollzogen werden. Die Messung der isovolumetrischen Kontraktion (V_{IC}) wird in der Humanmedizin als unsicher angesehen. Eine Kombination mit dem M-Mode könnte es möglich machen, den Anfang der isovolumetrischen Kontraktion verlässlicher darzustellen (MÜLLER 1997).

In der Abbildung 5.2. ist es gut zu erkennen, dass die systolische Kontraktion am IVS deutlich früher einsetzt als an der linksventrikulären Hinterwand. Dieses Phänomen wird in der Humanmedizin nicht beschrieben, wurde aber in der Studie von SEPULVEDA (2005) bestätigt. Nach dem Ende der E-Welle bewegt sich das IVS in die gleiche Richtung, wie die links ventrikuläre Hinterwand. Das deutet darauf hin, dass die gemessenen Geschwindigkeiten im Myokard langsamer sind als die globale Herzbewegung. Dieser Vorgang ermöglicht einen Einblick in die Globalbewegung des Herzens im Brustkorb und entspricht den von DROZDZ (1995) beim Menschen gefundenen Messergebnissen.

Auch in der darauf folgenden Mitt-Diastole traten weitere Schwankungen des Myokards an beiden Messpunkten auf, waren aber am IVS deutlicher. Die linksventrikuläre Füllungsphase ist eine komplexe Sequenz aus vielen systolischen und diastolischen Eigenschaften, kombiniert mit dem transmitralen Druckgradienten und der atrialen Systole. Daher kommt es in dieser Zeit zu sehr unterschiedlichen Myokardbewegungen (MUNDIGLER 2002). Weitere Ursachen werden von den verschiedenen Autoren einerseits auf die Elastizität des myokardialen Gewebes zurückgeführt und können zudem durch den Kalzium Eintritt in das sarkoplasmatische Retikulum der Myozyten verursacht werden (DROZDZ 1995; GALIUTO 1998; OTHE 1998).

Zu einer Fusion der E- und A-Welle, wie sie von CHETBOUL (2004b) und WAGNER (2005) bei Katzen beschrieben wurde, kam es bei keiner der Untersuchungen.

Aufgrund der geringeren Relativbewegung gegenüber dem Schallkopf kann die am IVS aufgezeichnete Messkurve schwerer interpretiert werden, als die an der linksventrikulären Hinterwand (VOIGT 2002).

Unterschiedliche Geschwindigkeiten des Septums zur Hinterwand können auch an der Sandwich-Position des IVS im Gegensatz zu der freien Bewegung der linksventrikulären Wand liegen (HATLE 2000).

5.3.5. Auftreten von Artefakten

Bei einigen Pferden zeigte sich bei der Gewebe-Doppler-Echokardiographie ein Farbumschlag beim farbig überlagerten 2D-Bild. Dieser Vorgang trat vorwiegend an der endokardialen Seite des Myokards auf. Durch Beimischung eines weiteren Farbtons wird eine

Turbulenz sichtbar gemacht, welche aufgrund stark abweichender Geschwindigkeitsmessungen der Einzelimpulse im „sample volume“ charakterisiert wird. Das lässt darauf schließen, dass die Geschwindigkeiten hier deutlich höher waren als an der epikardialen Seite des Myokards. Das Endokard kontrahiert sich dreimal so schnell wie das Epikard. Die zirkumferenzielle Faserverkürzung der verschiedenen Myokardwandschichten während der Systole ist uneinheitlich. Am Beispiel einer geometrischen Kugel ist es gut nachvollziehbar, dass der relative Grad der zirkumferenziellen Faserverkürzung durch diese Wand nicht gleich sein kann. Von der Myokardfaserarchitektur ist es bekannt, dass die Faserrichtung durch die Wand hindurch unterschiedlich ist. Longitudinale Schichten dominieren im Subendokard und sind überlagert durch mehr zirkulär orientierte Fasern im Subepikard.

Ähnliches wurde in der Humanmedizin (NIXDORF 1997a; BLAZEK 1998; KREMER 2001) und auch schon in der Veterinärmedizin bei Hunden festgestellt (CHETBOUL 2004a). Dies lässt uns vermuten, dass es einen intramyokardialen radialen Geschwindigkeitsgradienten auch bei Pferden gibt. Durch weitere Studien sollte diese Annahme überprüfen.

Andererseits traten in der vorliegenden klinischen Studie aber auch Myokardbereiche auf, die eine teilweise mangelnde Farbkodierung aufzeigten. Es kann so in Einzelfällen problematisch sein zu unterscheiden, ob es sich um eine infolge einer Akinesie des Myokards auftretenden fehlenden Farbkodierung handelt oder nur um physikalisch-technische Veränderungen (MIYATAKE 1995; BRUCH 1997). Die myokardiale Wandbewegung in der Systole und Diastole ist ein sehr komplexer Vorgang. Die Herzexkursionen finden in longitudinaler und transversaler Ebene statt und sind verbunden mit Rotations- und Translationsbewegungen des Herzens innerhalb des Thorax. Durch Überlagerung der unterschiedlichen Wandbewegungsrichtungen kann es ebenso zu einer mangelnden Kodierung des Herzmuskels kommen. Dieses Problem wurde in der Humanmedizin besonders bei einer rechtsventrikulären Volumenüberlastung, nach herzchirurgischen Eingriffen und bei echokardiographischen Untersuchungen, die nicht in Atemruhelage stattfanden, festgestellt (GARCIA 1996; GORCSAN 1997; GORCSAN 2000). Da es in der Veterinärmedizin nicht möglich ist, einen Atemstillstand bei der Untersuchung zu erhalten, wird dies zusammen mit den Globalbewegungen des Herzens als Hauptursache für die in Einzelfällen auftretende mangelhafte Farbkodierung angesehen.

5.3.6. Methodenbedingte Geschwindigkeitsunterschiede

Ein Ziel dieser Studie war es zu ermitteln, ob die in der Humanmedizin gefundenen Geschwindigkeitsunterschiede der beiden Dopplerverfahren (PW- / Farbdoppler) sich auch am Pferdeherzen nachvollziehen lassen. Die mit dem PW-Gewebe-Doppler dargestellten Geschwindigkeitsprofile zeigten immer eine höhere Geschwindigkeit als die mit dem farbkodierten Gewebe-Doppler aufgezeichneten Werte (GALIUTO 1998; HATLE 2000; KUKULSKI 2000). Die niedrigeren Myokardgeschwindigkeiten im farbkodierten Gewebe-Doppler lassen sich zum Teil durch die unterschiedliche Technik erklären, so nutzt die PW-Technik die Fast-Fourier-Transformation (FFT), wohingegen bei dem farbkodierten Gewebe-Doppler die Autokorrelationsmethode zum Einsatz kommt. Bei der Autokorrelationsmethode werden 3 bis 7 aufeinander folgende Impulspaare gemittelt. Die so berechneten Geschwindigkeiten entsprechen annähernd der medianen Geschwindigkeit eines von gleicher Position abgeleiteten Spektraldopplerprofils.

Die Streuung im PW-Spektrum wurde verursacht durch die sich mit gering unterschiedlicher Geschwindigkeit bewegenden Reflektoren, die innerhalb des „sample volume“ vorhanden waren. Das daraus resultierende Frequenzgemisch wurde als Dopplerspektrum dargestellt. Bei der Auswertung wurde immer der obere Rand des Spektrums gemessen, um einer Unterschätzung der Geschwindigkeit vorzubeugen. Es wurde also immer das Maximum der durch die ROI passierenden Geschwindigkeiten gemessen (KUKULSKI 2000; OTHE 2000; VOIGT 2002).

Bei den Untersuchungen an der linksventrikulären Hinterwand konnte diese Aussage bei fast allen Pferden bestätigt werden, während bei den Messungen am Interventrikularseptum abweichende Ergebnisse bei 3 Pferden in der spätdiastolischen Geschwindigkeit gefunden wurden.

Ein Grund für die unterschiedlichen Ergebnisse ist die Tatsache, dass die Geschwindigkeiten nicht im gleichen Herzzyklus und bei derselben Herzfrequenz gemessen wurden. Auch konnte nicht immer der exakt gleiche Anschallwinkel bei beiden Messungen eingehalten werden. Es ist unwahrscheinlich, dass die genau identische Herzregion (Myokardsegment) bei beiden Verfahren im „sample volume“ lag. Ebenso musste berücksichtigt werden, dass das SV bei der PW-GDE einen bestimmten Abstand vom Schallkopf ständig einhält und somit ständig wechselnde Wandareale erfasst werden (GORDON 1995; BARTEL 1997; FEIGENBAUM 2005).

5.3.7. Intraindividuelle Messunterschiede

Bei jedem Probanden wurden mindestens drei Einzelmessungen durchgeführt. Zur Ermittlung der Schlag-zu-Schlag-Abweichung wurde die Differenz zwischen dem Minimalwert und dem Maximalwert gebildet.

Die Messunterschiede der Untersuchungen zeigten ein relativ einheitliches Bild. Besonders gering war der Unterschied der Einzelmessungen bei der systolischen Spitzengeschwindigkeit (V_S). Die Mediane der Ergebnisse schwankte hier zwischen 0,85 – 0,3 cm/s und lagen damit unter jenen bei den anderen Messpunkten. Diese Aussage ließ sich für beide Doppler-Verfahren treffen, wobei bei beiden die größte Schwankung in der Gruppe der Pferde mit atrialer Fibrillation gefunden wurde. Die V_S ist somit beim Pferd besonders gut zu reproduzieren und bei verschiedenen Herzschlägen mit beiden Verfahren gut darzustellen.

Bei der Messung der frühdiastolischen (V_E) und der spätdiastolischen Geschwindigkeit (V_A) konnte mit dem farbkodierten-GD ein relativ einheitliches Bild dargestellt werden. Hier schwankten die Ergebnisse im Gruppenvergleich nur geringfügig. Während mit der PW-Gewebe-Doppler-Echokardiographie bei allen Gruppen eine höhere Abweichung gefunden wurde, zeigt sich vor allem in der V_E bei der Gruppe mit „atrialer Fibrillation“ (AF) eine deutlich höhere Differenz. Bei diesen Ergebnissen muss immer berücksichtigt werden, dass der Vergleich der Dopplerverfahren nur in unterschiedlichen Herzschlägen möglich ist, da beide Methoden nacheinander aufgezeichnet wurden. Bei Untersuchungen in der Humanmedizin wurde eine Schlag-zu-Schlag Abweichung von 5 % festgestellt, andere Untersucher lagen schon höher bei 8 % Differenz (ISAAZ 1989; KUKULSKI 2000).

Die räumliche Orientierung stellt eines der Hauptprobleme der Echokardiographie dar. Veränderungen der Untersuchungsergebnisse durch Veränderung der Körper- und Atemlage, des Schallfensters und weiterer Faktoren sind selbst durch Standardisierungen in der Humanmedizin kaum zu vermeiden. Bei dem Vergleich mit Werten aus dem Humansektor muss berücksichtigt werden, dass diese Ergebnisse immer in endexpiratorischer Stellung in einer Atempause aufgezeichnet werden und die Patienten die Untersuchung tolerieren. Eine vollständige Immobilisation der Patienten ist bei einer Routineuntersuchung in der Veterinärmedizin nicht möglich und dadurch sind Bewegungen während der Untersuchung nicht auszuschließen. Unruhreaktionen und Abwehrbewegungen des Patienten können dazu führen, dass nicht immer die exakt selbe Myokardregion gemessen wurde. In einer Studie bei Hunden wurde eine bessere Reproduzierbarkeit der Ergebnisse bei anästhesierten Hunden während einer medikamentös induzierten Atempause nachgewiesen (CHETBOUL 2004a). Diese Untersuchung weist auf den Einfluss der Inspiration und Expiration bei der

Globalbewegung des Herzens hin. Bei unserer Untersuchung war es nicht möglich alle Messungen bei den gleichen intrathorakalen Druckverhältnissen vorzunehmen. Dazu wäre das gleichzeitige Aufzeichnen der Atemkurve des Patienten nötig, um bei der Nachbearbeitung die intrathorakalen Durchverhältnisse beachten zu können.

Dies ist auch eine Erklärung dafür, dass die mit dem farbkodierten GD gemessenen Geschwindigkeitsdifferenzen bei fast allen Untersuchungen geringer ausfielen. Durch die „off-line“ Nachbearbeitung konnte die ROI exakter positioniert werden, als es bei der PW-Gewebe-Doppler-Echokardiographie möglich ist.

Zudem wird bei der PW-GDE die maximale Geschwindigkeit gemessen, was bedeutet, dass die gemessenen Werte immer über jenen mit der farbkodierten Gewebe-Doppler-Echokardiographie ermittelten Werten liegen (Vergl. Kap 5.3.6). Die größere Abweichung sollte daher immer zu den höheren Absolutwerten ins Verhältnis gesetzt werden..

Bei der atrialen Fibrillation ändert sich das Blutvolumen, welches bei jedem Herzschlag in den linken Ventrikel eintritt. Ändert sich das Volumen in der Kammern, so ändern sich auch der Füllungsdruck und die Vordehnung der Herzmuskelfasern. Der Grad der Vordehnung beeinflusst aber die Empfindlichkeit der Herzmuskelfaser für Kalzium. Zwei Mechanismen kommen für die Schlag-zu-Schlag-Abweichungen im LV bei AF in Betracht. Zum einen scheint der Einfluss des vorangegangenen R-R-Intervalls auf den Frank-Starling-Mechanismus, zum anderen kann auch die diesem Intervall vorangegangene Herzaktion Einfluss auf die Kontraktionskraft haben. In der Humanmedizin scheint der Frank-Starling-Mechanismus eine größere Rolle bei den Patienten mit AF und gleichzeitig bestehender Herzdilatation zu spielen, als bei Patienten bei denen das Vorhofflimmern ohne weitere kardiale Symptome auftritt (OKI 1999).

5.3.8. Interindividuelle Unterschiede

Die ermittelten Werte dienen einem ersten Vergleich der myokardialen Wandbewegungsgeschwindigkeiten bei unterschiedlichen kardialen Erkrankungen und sollen nicht zur Erstellung von Norm- oder Absolutwerten herangezogen werden.

Schon in der Humanmedizin wurde von unterschiedlichen Autoren eine große interindividuelle Streuung der Geschwindigkeiten festgestellt (NIXDORF 1997a; DERUMEAX 1998; WILKENSHOFF 1998; KREMER 2001; HOFFMANN 2002). Dabei fiel die Interobservervariabilität geringer aus als die Intersubjektvariabilität (NIXDORF 1997a).

Ein Teil dieser großen Spannweite wird auf die Schwierigkeiten bei der räumlichen Orientierung, einem der Hauptprobleme der Echokardiographie, zurückgeführt. Aber auch die

Altersabhängigkeit, der baso-apikale Geschwindigkeitsgradient und auch der zwischen Endo- und Epikard bestehende Geschwindigkeitsunterschied können zu einer größeren Streuung der Werte führen. Da Veränderungen der Untersuchungsergebnisse durch Einfluss der Körper- und Atemlage, des Schallfensters und weiterer Faktoren sind selbst durch Standardisierungen in der Humanmedizin kaum zu vermeiden. Die interindividuellen Unterschiede können auch bei gesunden Probanden so groß ausfallen, dass sich die Herzwand bei einigen 5-mal schneller als bei anderen Probanden bewegt (KREMER 2001).

Durch diese großen Schwankungen der Messwerte bei den unterschiedlichen Patientengruppen erscheint uns der Einsatz der Gewebe-Doppler-Echokardiographie besonders geeignet intraindividuelle Verlaufsuntersuchungen durchzuführen. Dies wurde auch von anderen Autoren für Untersuchungen am Menschen und am Hund vorgeschlagen (VOIGT 2002; BALOI 2003).

5.3.9. Bedeutung der GDE für ausgewählte Herzkrankheiten

Probanden mit Klappeninsuffizienzen

Über die Beteiligung des Myokards bei Klappenervitien liegen kaum Gewebedopplerarbeiten in der Humanmedizin vor. Obwohl es sich nach der Einschätzung von VOIGT (2002) um eine potentiell vielversprechende Thematik handelt.

Die Gewebe-Doppler-Echokardiographie bietet ein zusätzliches diagnostisches Hilfsmittel, obwohl im Vergleich der Gewebe-Doppler-Echokardiogramme der Probanden mit Klappeninsuffizienzen mit der Kontrollgruppe sich nur wenig eindeutigen Aussagen über veränderte Messergebnisse treffen lassen.

In der Humanmedizin wurde festgestellt, dass die systolischen und diastolischen Geschwindigkeiten einen Zusammenhang mit der Anzahl der Myozyten und auch mit der myokardialen β -Rezeptordichte aufweisen. Im Zuge einer Herzinsuffizienz kommt es zu einer Abnahme der β -Rezeptordichte und die Zahl der Myokardzellen wird durch Untergang und Fibrosierung geringer. Bei unseren Probanden lagen keine Angaben über die Dauer der Erkrankung bei den einzelnen Probanden vor. Somit ist eine Abschätzung des einsetzenden „remodelling“ bei der Auswertung der Ergebnisse nicht möglich.

Die konventionelle Echokardiographie bietet uns die Möglichkeit, einen Einblick in den Ablauf des Circulus vitiosus einer dilatativen Kardiomyopathie zu gewinnen. Dabei können verschiedene Vorstufen, wie z.B. kompensatorische Hypertrophie, Erweiterung der Herzkavitäten und Veränderungen der Strömungsbedingungen mit den herkömmlichen

echokardiographischen Verfahren gut dargestellt werden. Zu Beginn der Erkrankung kommt es zu einem hyperkinetischen Kompensationsversuch, der bei fortschreitender Erkrankung in ein hypokinetisches Bewegungsmuster übergeht. Diese Veränderungen der Herzkinetik können in hochgradigen Fällen mit dem B-Mode erfasst werden, sensibler ist jedoch eine Darstellung im M-Mode (STADLER 1996a; BONAGURA 2004).

Speziell bei den beim Pferd häufig auftretenden, Mitral- und Aortenklappeninsuffizienzen könnte mit Hilfe der Gewebe-Doppler-Echokardiographie ein Einblick in die diastolische Ventrikelfunktion gegeben werden. Durch die Unterscheidung der beiden Klappenerkrankungen in ihrer Regurgitationsart, kommt es zu unterschiedlichen Störung der Wandbewegung und der Kompensationsmechanismen. Diese Vorgänge wurden beim Menschen schon weiter untersucht (ABE 1999).

Insbesondere bei Klappeninsuffizienzen kann es vorkommen, dass der entstehende Jet direkt oder indirekt in Richtung auf das IVS zeigt und damit zu hämodynamischen Bewegungsänderungen führen kann (OKI 1999). Möglicherweise führt die Sandwich-Position des interventrikulären Septums zu Geschwindigkeitsänderungen des Septummyokards im Vergleich zur freien linken Ventrikelwand (HATLE 2000)

Probanden mit atrialer Fibrillation

Bei den Ergebnissen fiel eine deutlich größere Streuung bei den Pferden mit atrialer Fibrillation ermittelten Werten auf als bei den anderen Gruppen. Dieses uneinheitliche Bild kann zum Teil auf die chaotische Vorhofmechanik und ihre Auswirkungen auf die Herzrhythmickeit zurückgeführt werden. Eine länger bestehende atriale Fibrillation (AF) führt zu langfristigen Umbauprozessen („remodelling“) und zur Atrophie des Vorhofmyokards (GEHLEN 2004). Uns standen keine Informationen über die Dauer der Erkrankung zur Verfügung, so dass ein Einfluss des „remodelling“ auf die Messergebnisse nicht ausgeschlossen werden kann.

Schon eine kurzfristige Arrhythmie führt beim Menschen zu einer deutlichen Veränderung der systolischen und diastolischen Werte; über die Veränderungen bei längerfristigen Erkrankungen standen keine Informationen zur Verfügung (PETZSCH 1996). Zudem hat das Vorhandensein von Klappeninsuffizienzen in Kombination mit AF einen Einfluss auf die Ventrikelkontraktilität und die Vorlast (GEHLEN 2004). Auch beim Menschen scheint der Frank-Starling-Mechanismus eine größere Rolle bei den Patienten mit AF und gleichzeitig bestehender Dilatation zu haben, als bei Patienten, bei denen das Vorhofflimmern ohne

weitere kardiale Symptome auftritt (OKI 1999). Aufgrund der Gruppengröße der Probanden wurde keine weitere Einteilung innerhalb der Gruppe AF vorgenommen.

Die Ätiologie des Vorhofflimmerns beim Pferd ist noch nicht abschließend geklärt. Häufig geht der atrialen Fibrillation keine kardiale Grunderkrankung voraus. Zusätzlich zu dem hohen Vagotonus werden aber vor allem myokardiale Veränderungen als auslösende Ursache dieser Arrhythmie angesehen (MAZAN 2003). So kann auch eine diffuse Fibroelastose des Endokards, eine Myokardfibrose oder auch das Erreichen eines kritischen Vorhofumfangs durch Dilatation infolge einer Herzklappenerkrankung zu den prädisponierenden Faktoren gezählt werden (HAMANN 2001). Insbesondere Myokarderkrankungen, die zu einer Veränderung der Kontraktions- und Relaxationsgeschwindigkeit führen, sind mit der Gewebe-Doppler-Echokardiographie schon im Anfangsstadium zu detektieren. Für unsere Untersuchungen standen uns noch keine Normwerte beim herzgesunden Pferd zur Verfügung, so dass die ermittelten Werte nur mit unserer Kontrollgruppe verglichen werden konnten. Diese setzte sich aber aus Pferden sehr unterschiedlichen Alters zusammen (5 – 23 Jahre) wie bereits vorher mitgeteilt. Eine weitere Einschränkung ergab sich aus dem gewählten Messpunkt, der keine Aussagen über den transmyokardialen Geschwindigkeitsgradienten zulässt.

Die Pferde mit Vorhofflimmern zeigten gegenüber der Kontrollgruppe eine höhere Herzfrequenz ($\bar{x} = 43$). Der Anstieg der Herzfrequenz bewirkt eine Verkürzung der Aktionspotentialdauer. Die Kontraktionskraft nimmt aber zu, da mit jedem Aktionspotential Kalziumionen (Ca^{++}) in die Zelle einströmen. Ca^{++} werden vom sarkoplasmatischen Retikulum aufgenommen und stehen für die nachfolgende Kontraktion zur Verfügung. Das sarkoplasmatische Retikulum „lädt“ sich bei hohen Herzfrequenzen mit Ca^{++} auf. Für die Aktivierung der kontraktilen Proteine steht mehr Kalzium zur Verfügung, was zu einer Frequenz-Inotropie führt. Bei unseren Probanden konnte dabei eine signifikant schnellere Myokardbewegung in der isovolumetrischen Kontraktion gemessen werden. Bei der farbkodierten GDE lag die Spitzengeschwindigkeit der isovolumetrischen Kontraktion (V_{IC}) bei 6,9 cm/s, während dieser Parameter bei Pferden der Kontrollgruppe nur einen Wert von 4 cm/s aufwies (*p = 0,001). Bei der PW-Gewebe-Doppler-Echokardiographie lag die V_{IC} der Kontrollgruppe bei 8,5 cm/s im Gegensatz zur Gruppe der Pferde mit atrialer Fibrillation die einen höheren Median aufwiesen 11,7 cm/s (*p = 0,033). Beim Parameter systolische Spitzengeschwindigkeit (V_S) war kein statistisch signifikanter Unterschied festzustellen. Die Ergebnisse wiesen eine erhebliche Streuung auf und zeigten tendenziell höhere systolische Geschwindigkeiten.

Bei jedem Herzschlag variiert das in den linken Ventrikel eintretende Blutvolumen durch die gestörte diastolische Füllung. Weiterhin zeigten fünf der acht Pferde in der Gruppe AF zusätzlich zu der bestehenden Vorhoffarrhythmie Anzeichen mindestens einer Klappeninsuffizienz. Diese Vorgänge können zusätzlich von kausaler Bedeutung für die große Spannweite der Messergebnisse sein.

Auch in der Humanmedizin sind die tatsächlichen Ursachen für diese „mechanisch-elektrischen-Interaktionen“ noch nicht vollständig geklärt. Mit Hilfe der Gewebe-Doppler-Echokardiographie konnte auf einfache Weise nicht invasiv nachgewiesen werden, dass die häufig im EKG festgestellten De- und Repolarisationsstörungen („elektrischen“ Störungen) beim Menschen meist mit diastolischen Wandbewegungsstörungen („mechanischen“ Störungen) assoziiert sind. Dies wird als „mechanisch-elektrische-Interaktion“ bezeichnet (SPONRING 2000). Es wurde festgestellt, dass Patienten mit diesen Störungen ein erhöhtes Risiko für Arrhythmien sowie für myokardiale Dekompensation aufweisen.

Auch in der Veterinärmedizin kann der Gewebe-Doppler zum besseren Verständnis des Vorhofflimmerns eingesetzt werden, da schon in der Humanmedizin Unterschiede zwischen den Myokardgeschwindigkeiten bei gesunden Probanden und Probanden mit atrialer Fibrillation festgestellt werden konnten (PETZSCH 1996).

Ebenso wurden beim Menschen mit Hilfe der Gewebe-Doppler-Echokardiographie signifikante Geschwindigkeitsunterschiede vor und nach einer Behandlung der AF dargestellt (PETZSCH 1996; YU 2001). Die Nachkontrolle könnte in Zukunft auch ein Einsatzgebiet in der Pferdemedizin sein. In einer Studie von MARR (1995a) waren unterschiedliche Entwicklungen der Messwerte mehrerer echokardiographischen Parameter, wie z.B. der FS% nach Kardioversion zu erkennen. Die Normalisierung dieser Parameter ist für die Rekonvaleszenz der Pferde von besonderer Bedeutung.

Messgrößen für eine erfolgreiche Kardioversion sind die Herzdimensionen und die myokardiale Funktion. Hierfür standen bislang nur die Ermittlung der prozentualen fraktionellen Verkürzung (FS%) und die Einschätzung der Wandbewegung durch einen erfahrenen Untersucher zur Verfügung. Weitere Untersuchungen könnten in Zukunft eine quantitative Aussage über den Funktionszustand des Myokards erlauben und damit ein zusätzliches Kriterium zur erfolgreichen Therapie bieten.

5.3.10. Schlussbemerkung

Bei der routinemäßigen Echokardiographie wird die Wandbewegung bisher visuell beschreibend beurteilt und hat damit „semiquantitativen“ Charakter, da sie von der Erfahrung des Untersuchers abhängig ist. Mit Hilfe der zweidimensionalen Echokardiographie konnten bisher nur indirekt und nur nach Belastung Aussagen über die myokardiale Leistungsfähigkeit des Pferdes getroffen werden. Mit der Gewebe-Doppler-Echokardiographie (GDE) als neuer und in der Pferdemedizin bisher nicht etablierter Methode zur Online-Darstellung wird erstmalig eine direkte Bewertung der Myokardgeschwindigkeit im Ruhezustand möglich.

Beide untersuchten GDE-Verfahren können beim Pferde in der rechten kaudalen kurzen Achse angewendet werden. Mit dem „pulsed wave“ Gewebe-Doppler wird die maximale Geschwindigkeit gemessen, der farbkodierte Gewebe-Doppler führt zu einer Mittelung der Geschwindigkeit. Aus diesem Grund können die Verfahren nicht gegeneinander ausgetauscht werden.

Die verschiedenen Techniken der GDE können unterschiedlichen Fragestellungen, verschiedenen klinischen Problemen und Untersuchungsanforderungen gerecht werden. Die farbkodierte GDE ermöglicht einen schnellen Überblick über die regionale Kontraktilität mit der Möglichkeit der kontinuierlichen Messung einer genau definierten „region of interest“ und die off-line Analyse quantitativer Daten. Die „pulsed wave“ GDE bietet die Möglichkeit zur Bestimmung von Maximalgeschwindigkeiten in einzelnen, ausgewählten Myokardregionen.

Als deutlichen Vorteil des farbkodierten Gewebe-Doppler ist die Untersuchung des jeweils gleichen Myokardsegments zu nennen, was bei einer „pulsed wave“ GDE nicht vorliegt. Dagegen ist die Positionierung der ROI beim farbkodierten GD durch die erforderliche off-line-Nachbearbeitung deutlich zeitaufwendiger. Sie ermöglicht dadurch aber die bessere Reproduzierbarkeit der Messergebnisse. Obwohl der Effekt der Herzbewegung und die Veränderung des „sample volumes“ während des Herzzyklus zu Fehlern führen kann, hat der PW-Gewebe-Doppler auch Vorteile, so z.B. die hohe zeitliche Auflösung und die Leistungsfähigkeit, die Spitzengeschwindigkeit der Wandbewegung in den verschiedenen Phasen des Herzzyklus zu erfassen (FUJIMOTO 2003). Auch sind die Aufzeichnungen mit dem PW-Gewebe-Doppler dem Auge des erfahrenen Untersuchers leichter zugänglich, da die aufgezeichneten Messkurven jenen ähneln, die bei der herkömmlichen Spektraldoppleruntersuchung zur Darstellung kommen (VOIGT 2002).

Eine wesentliche Schwierigkeit war die Notwendigkeit zu zeitaufwendigen off-line-Nachbearbeitungen der farbkodierten GD-Loops, da klinisch relevante Informationen über die

regionale Funktion aus der rein visuellen Betrachtung der komplexen 2D-farbkodierten-Gewebe-Doppler-Echokardiographie-Daten nicht gewonnen werden können. Andererseits erlaubt diese Bild-für-Bild-Analyse bei der farbkodierten GDE eine zeitgenaue Zuordnung der Myokardbewegungen (HOFFMANN 2002).

Untersuchungen an größeren Patientenzahlen zur Ermittlung von Normwerten sollten an unterschiedlichen Messpunkten erfolgen. Ebenso müssen weitere Untersuchungen mit dem farbkodierten Gewebe-Doppler klären, ob eine transmurale Analyse der höheren subendokardialen im Vergleich zu den niedrigeren subepikardialen Geschwindigkeiten eine genauere Analyse der regionalen Funktion ermöglicht. Weitere Studien sollten den Einfluss der intraventrikulären Druckverhältnisse mit Hilfe der allgemein verwendeten Indizes auf die Ergebnisse der Gewebe-Doppler-Echokardiographie klären

Bisher wurden in der Veterinärmedizin nur Ruhe-Gewebe-Doppler-Echokardiogramme erstellt. Bereits diese besitzen unserer Meinung nach das Potential, Hinweise auf die Vitalität und die Funktion des Herzmuskelgewebes zu geben.

Auch in der Humanmedizin wird der Gewebe-Doppler besonders bei intraindividuellen Verlaufsuntersuchungen eingesetzt (VOIGT 2002). Verlaufsuntersuchungen und Messungen von Zeitintervallen könnten auch in der Veterinärmedizin gegenüber der Messung von „Absolutwerten“ einen weiteren analytischen Schwerpunkt der Gewebe-Doppler-Echokardiographie bilden.

Die Auswertung der echokardiographisch gewonnenen Bilder erfolgte durch einem Untersucher, ohne dass ein zweiter Untersucher diese Ergebnisse kontrolliert hat. Die Intra- und Interobserver-Variabilität werden in den meisten Studien in der Humanmedizin zwar als minimal eingeschätzt (NIXDORF 1997a; BRUCH 1999; KUKULSKI 2000), mögen in unserer Studie aber eine Fehlerquelle darstellen. Auch hierzu wären weiterführende Studien bei Pferden notwendig.

Durch neue Techniken wie der Digitalisierung von Daten, der harmonischen Bildgebung und der Gewebe-Doppler-Echokardiographie kann die diagnostische Genauigkeit der echokardiographischen Untersuchung verbessert werden.