

# Grundlagen der Gewebedopplerechokardiographie beim Pferd

Heidrun Gehlen<sup>1</sup>, Charlotte Iversen<sup>2</sup> und Peter Stadler<sup>2</sup>

Klinik für Pferde, Tierklinisches Department, Tierärztliche Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität München<sup>1</sup> und Klinik für Pferde, Stiftung Tierärztliche Hochschule Hannover<sup>2</sup>

## Zusammenfassung

Der Gewebedoppler ermöglicht die zeitlich hochauflösende und sensitive Erfassung von regionalen und globalen Myokardgeschwindigkeiten, wodurch Bewegungsstörungen des Myokards aufgedeckt werden können. Der Gewebedoppler basiert auf der Grundlage der herkömmlichen Dopplertechnik, d.h. Myokardbewegungen auf den Schallkopf zu werden rot, vom Schallkopf entfernt blau dargestellt. Durch unterschiedliche Filtereinstellungen können Gewebesignale und Blutfluss signale getrennt voneinander dargestellt werden. Diese neue Technik bietet sich als Ergänzung zu den herkömmlichen Untersuchungsverfahren im B- und M-Mode auch beim Pferd an. Insbesondere im Rahmen von stresschokardiographischen Untersuchungen scheint diese Methode wertvolle zusätzliche Informationen liefern zu können. Es werden beim Gewebedoppler zwei Darstellungstechniken unterschieden, der gepulste oder Spektral-Gewebedoppler und der Farbgewebedoppler, die jeweils ein unterschiedliches Spektrum an Messparametern ermöglichen. Erste Studien zu dieser neuen eckokardiographischen Untersuchungsmethode sind bereits beim Pferd durchgeführt worden. Weitere Studien sind jedoch erforderlich, um diese neue Methode auch beim Pferd zu standardisieren und für den klinischen Alltag zu etablieren.

**Schlüsselwörter:** Pferd, Echokardiographie, Gewebedoppler, Strain, Strain rate

## Tissue Doppler Imaging in the horse

Tissue Doppler Imaging is a recent ultrasound method capable of quantifying global and segmental myocardial function. The method of Tissue Doppler Imaging is based on the principles of conventional Dopplertechnique which means, that red encodes motion towards the transducer, whereas blue encodes motions away from the transducer. With the use of different gain and high pass filters signals from blood and wall velocities can be analysed separately. This new technique offers additive information about the myocardial function and should be considered as an additionally approach beside the conventional echocardiography examination in B- and M-Mode also in horses. In particular within stresschokardiograph examinations the method of tissue Doppler imaging could probably give useful informations. Two modalities of tissue Doppler imaging exist: pulsed or spectral Doppler imaging and the colour Doppler imaging which both offers a different spectrum of analyse parameters. First studies of the use of tissue Doppler imaging in horses are already published. It is however necessary to standardize this method in horses and establish the method for clinical use.

**Keywords:** horse, echocardiography, tissue doppler, strain, strain rate

## Einleitung

Die Echokardiographie hat sich beim Pferd in den letzten Jahren im Bereich der technischen Geräteausstattung und der Untersuchungsmethoden deutlich weiterentwickelt. Diese Weiterentwicklung ist erforderlich, um den gesteigerten Anforderungen der Pferdebesitzer und -trainer an den Tierarzt bezüglich einer Aussage zur weiteren Nutzung bzw. den Risiken bei Pferden mit Herzbefunden, gerecht zu werden.

Bei der echokardiographische Untersuchung des Pferdes erfolgt sowohl eine Beurteilung der Klappen- als auch der Myokardfunktion. Optimalerweise sollte dieses sowohl in Ruhe, als auch unter Belastung (Stresschokardiographie) erfolgen. Allerdings war es beim Pferd bisher nur möglich semiobjektive Myokardanalysen mit der B- und M-Mode Technik durchzuführen. Mit der neuen Technik der Gewebedopplerechokardiographie (Tissue Velocity Imaging oder Tissue Doppler Imaging), steht nun auch eine objektive und verfeinerte Analyse methode zur Darstellung und Beurteilung der Myokardbewegung zur Verfügung (Yamagashi et al. 1993,

Sutherland et al. 1994). Technische Fortschritte im Bereich der Signalverarbeitung ermöglichen bei Gewebedoppleruntersuchungen die direkte Messung von Myokardgeschwindigkeiten (Voigt 2002). Diese Informationen erlauben eine frühzeitige Aufdeckung myokardialer Funktionsstörungen.

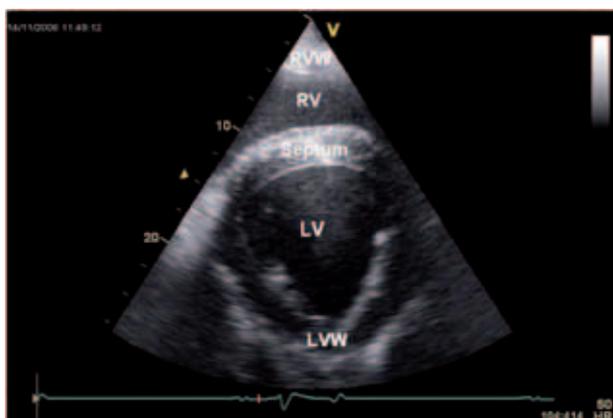
Die Gewebedopplerechokardiographie ist bereits beim Menschen und Kleintier etabliert. Beim Pferd wird diese Technik erst seit kurzem eingesetzt. Dabei haben erste klinische Studien neben Normwerterstellungen bei gesunden Pferden bereits vielversprechende Ergebnisse bei herzkranken Pferden gezeigt.

## Technische Grundlagen der Gewebedopplerechokardiographie

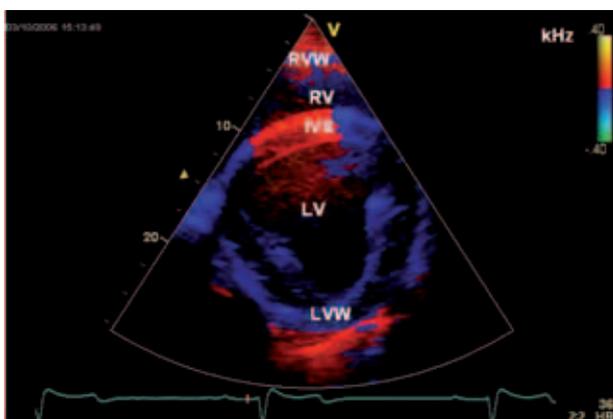
Der Gewebedoppler basiert auf der gleichen Grundlage wie die Dopplertechnik, die für die Darstellung der Blutflussgeschwindigkeiten genutzt wird. Bei der herkömmlichen Dopplerechokardiographie werden die Ultraschallwellen von

Erythrozyten reflektiert, wodurch sowohl physiologische als auch pathologische Blutflüsse farblich dargestellt werden können (rot = Blutflüsse auf den Schallkopf zu; blau = Blutflüsse vom Schallkopf weg). Charakteristisch für diese Ultraschallwellen sind niedrige Amplituden, hohe Geschwindigkeiten (im Bereich von m/sec) und eine geringe Signalintensität.

Im Gegensatz zur herkömmlichen Dopplerechokardiographie zeichnen sich vom Gewebe reflektierte Dopplersignale durch eine hohe Signalintensität, große Amplituden und niedrige Geschwindigkeiten im Bereich von cm/s aus (Voigt 2002). Somit können Gewebesignale und Blutflusssignale durch unterschiedliche Filtereinstellungen getrennt dargestellt werden. Im Farbgewebedoppler werden Myokardbewegungen auf den Schallkopf zu rot kodiert dargestellt, Bewegungen vom Schallkopf weg werden blau kodiert dargestellt. Je heller die Farbintensität, desto schneller bewegt sich der Herzmuskel (Abb. 1a,b). Wie bei der konventionellen Dopplertechnik werden Geschwindigkeiten wiedergegeben, die sich parallel zum Ultraschallstrahl bewegen. Nikitin et al. (2004) empfiehlt, dass



**Abb. 1a** Der linke Ventrikel im Querschnitt (B-Mode Untersuchung von rechts kaudal in der kurzen Herzachse, RVW = rechte Ventrikelwand, RV = rechter Ventrikel, LV = linker Ventrikel, LWV = linke Ventrikelhinterwand)  
Left ventricle (LV) in cross section (B-mode examination from the right side, short axis view)



**Abb. 1b** Der linke Ventrikel im Querschnitt und im Farbgewebedopplermodus (blau = Bewegungen vom Schallkopf weg; rot = Bewegungen auf den Schallkopf zu, RVW = rechte Ventrikelwand, IVS = Interventrikuläres Septum, LV = Linker Ventrikel, LWV = linke Ventrikelwand)  
Left ventricle (LV) in cross section with tissue color Doppler (examination from the right side, short axis view)

der Winkel zwischen Bewegungsrichtung des zu untersuchenden Myokardbereiches und Ultraschallstrahls  $20^\circ$  nicht übersteigen sollte. Um die niedrigen Myokardgeschwindigkeiten durch eine möglichst hohe Bildrate optimal zu erfassen, wird empfohlen, den Bildwinkel des zu untersuchenden Bereiches so schmal wie möglich zu halten (Pellerin et al. 2003).

Zur optimalen Erkennung einer Schwingung des untersuchten Frequenzbereiches, muss sie mit mindestens der doppelten Frequenz abgetastet werden (Nyquist-Gesetz). Wenn der Geschwindigkeitsbereich nicht optimal eingestellt ist und die gemessenen Geschwindigkeiten den Messbereich (Nyquist-Limit) überschreiten, kommt es zum „Aliasing“. Beim PW-Doppler verlässt die Kurve den Anzeigebereich an einem Ende, um am anderen Ende wieder zu erscheinen. Im Farbgewebedoppler kommt es zum abrupten Farbumschlag von rot nach blau (Voigt 2002, 2004). Wie bei der herkömmlichen Dopplertechnik existieren zwei Formen der Gewebedopplertechnik, der gepulste Gewebedoppler und der Farbgewebedoppler.

### Formen der Gewebedopplertechnik

#### Gepulster Spektraldoppler

Der gepulste Spektraldoppler, auch als PW-Gewebedoppler (Pulsed-Wave Tissue Doppler Imaging) bezeichnet, basiert auf dem Prinzip des gepulsten Dopplers. Diese Methode bietet sich für gezielte Untersuchungen einzelner Myokardsegmente an. Im B-Mode Bild wird das Analysepunkt (sample volume) in die zu untersuchende Myokardregion positioniert und auf den Gewebedopplermodus umgeschaltet. Für die zu untersuchende Myokardregion wird dann das Geschwindigkeitsprofil errechnet und in Form einer Kurve angezeigt (Voigt 2002, Abb. 2).

Die eingeschränkte Nutzbarkeit dieser Methode ist auf die geringe räumliche Erfassung zurückzuführen, da nur kleine Myokardbereiche untersucht werden können. Somit müssen mehrere Kurven angefertigt werden, um vollständige Segmente zu erfassen. Dies stellt besonders im Rahmen der Stressechokardiographie ein Problem dar, da die verfügbare Untersuchungszeit stark limitiert ist (Nikitin et al. 2004).

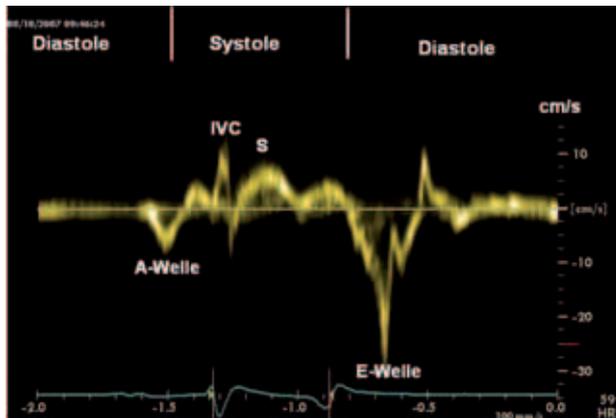
Vorteile des gepulsten Spektralgewebedopplers sind dafür die sehr gute zeitliche Auflösung in der Darstellung des Geschwindigkeitsprofils, eine genaue Abbildung des Geschwindigkeitsspektrums und die Möglichkeit der sofortigen qualitativen Interpretation der Kurve (Voigt 2002).

#### Farbgewebedoppler

Die Farbgewebedoppler-Technik ermöglicht die Erfassung von Geschwindigkeitsinformationen für das gesamte Ultraschallbild. Dabei basiert der Farbgewebedoppler auf ähnlicher Grundlage wie der konventionelle Farbdoppler. Jeder Pixel des Farbdoppler ist farbkodiert in Abhängigkeit von Richtung und Durchschnittsgeschwindigkeit, wobei schnellere Geschwindigkeiten heller dargestellt werden (Voigt 2002). Bei der Farbgewebedoppleruntersuchung wird das B-Mode Bild mit dem Farbgewebemodus überlagert (Abb. 1b). Die Größe des Farbgewebesektors kann individuell eingestellt werden.

Aufnahmen mit dem Farbgewebedoppler werden meist nachträglich mit Hilfe spezieller Analysesoftware (z.B. EchoPac®) bearbeitet und ausgewertet. Die Vorteile der Farbgewebedoppler-Technik sind die schnelle visuelle Darstellung und Beurteilung der myokardialen Strukturen und eine gute räumliche Auflösung, die eine Unterscheidung von subendokardialen und subepikardialen Geweben erlaubt (Chetboul et al. 2004a,b). Damit eignet sich diese Methode auch gut für stresschokardiographische Untersuchungen, da die Analyse nach der Untersuchung erfolgen kann und die Möglichkeit besteht, mehrere Segmente gleichzeitig zu beurteilen.

Man muss bei der Auswertung jedoch beachten, dass der Spektralgewebedoppler Spitzengeschwindigkeiten widerspiegelt, während der Farbgewebedoppler Durchschnittsgeschwindigkeiten des untersuchten Bereiches wiedergibt (McCulloch et al 2006). Wie bei der herkömmlichen Echokardiographie lässt sich auch aus dem Farbgewebedopplerbild ein M-Mode-Bild herleiten, welches die Myokardgeschwindigkeit für einen Herzwandabschnitt über einem bestimmten Zeitintervall darstellt und durch eine hohe zeitliche Auflösung charakterisiert ist (Hoffmann 2002).



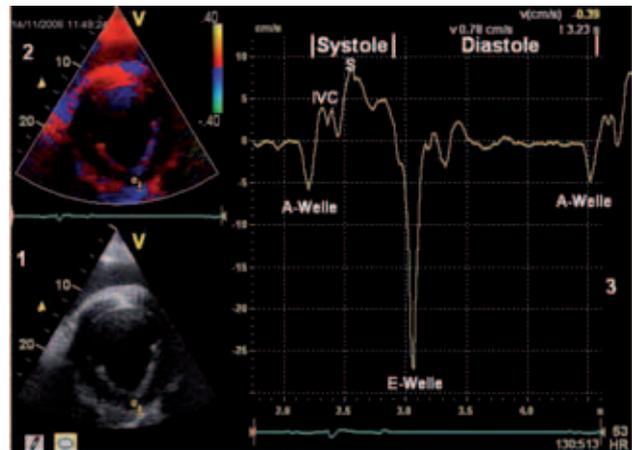
**Abb. 2** PW-Gewebedopplerkurve eines Myokardsegmentes der linksventrikulären Hinterwand (IVC = Isovolumetrische Kontraktion, S = Systole, E-Welle = frühdiastolische Relaxation, A-Welle = spätdiastolische Relaxation)  
*Pulsed-wave tissue Doppler of a myocardial segment from the left ventricular free wall*

### Messparameter in der Gewebedopplertechnik

Gewebedoppleruntersuchungen erfolgen in der Regel im Anschluss an die echokardiographische Untersuchung und „Rohdatenerhebung“ mit Hilfe spezielle Computerprogramme („off-line“). Unabhängig von der Lokalisation des untersuchten Herzsegments, zeigt die Gewebedopplerkurve immer einen charakteristischen Kurvenverlauf mit einer systolischen und einer diastolischen myokardialen Welle (Abb. 2, 3). Die systolische Welle setzt sich aus zwei Komponenten zusammen, der isovolumetrischen Kontraktion (IVC) und der systolischen Spitzengeschwindigkeit (S), welche während der Ejektionsphase auftritt. Der diastolische Kurvenverlauf beschreibt ebenfalls zwei Wellen. Die erste bezeichnet man als frühdiastolische Kurve oder auch als E-Welle. Sie gibt die frühe diastolische Füllung. Die zweite diastolische Welle wird als spätdiastolische oder auch A-Welle bezeichnet. Sie spiegelt die Reaktion des Ventrikels auf die aktive Vorhofkontrak-

tion wider (Voigt 2002, Abb. 2, 3). Daraus lassen sich verschiedene Parameter errechnen, wie zum Beispiel das E/A Verhältnis, die Accelerations- und die Decelerationszeit, die Dauer der Wellen sowie die Zeitspanne zwischen Q-Welle des EKGs und Beginn und Spitzengeschwindigkeit der E-Welle. Dabei können verschiedene Umstände die Kurvenform beeinflussen, wie zum Beispiel Arrhythmien oder Erregungsleitungsstörungen. Bei Herzrhythmusstörungen wie dem Vorhofflimmern fehlt in den meisten Fällen die A-Welle (Nikitin et al. 2004).

Im Rahmen der Farbgewebedopplerechokardiographie lassen sich noch weitere Analyseverfahren ableiten (Pellerin et al. 2003). Bei dem „curved M-Mode“ Bild wird aus einem Farbgewebedopplerbild ein M-Mode-Bild hergeleitet (Abb. 4). Allerdings handelt es sich nicht wie bei der herkömmliche M-Mode-technik um einen geraden Strahl, sondern die Untersuchungslinie lässt sich in gebogener Form am untersuchten Bereich verankern. Damit lässt sich unmittelbar eine visuelle Darstellung segmentaler Asynchronizitäten zwischen verschiedenen Myokardsegmenten darstellen. Mit Hilfe der zeitlichen Auflösung lässt sich zudem die regionale Verzögerung berechnen.



**Abb. 3** „off-line“ Analyse der Farbgewebedopplerdaten. Unten links (1) ist das B-Mode Bild des linken Ventrikels im Querschnitt zur Festlegung des zu untersuchenden Myokardsegmentes (ROI = region of interest) dargestellt. Die ROI (kleiner gelber Kreis) ist in der linksventrikulären Hinterwand positioniert. Links oben ist das B-Mode Bild mit dem Farbgewebedoppler-Modus (TVI) überlagert. Auf der rechten Seite ist die Geschwindigkeitskurve des Myokards am Ort der ROI dargestellt (E-Welle = Wandbewegung zum Zeitpunkt des schnellen diastolischen Einstroms, A-Welle = Wandbewegung bedingt durch die Füllung des Ventrikels durch die aktive Vorhofkontraktion, IVC = Isovolumetrische Kontraktion, S = Systolische Kontraktion)  
*„off-line“ analysis of color tissue doppler. On the left side B-mode and color tissue Doppler images from the left ventricle in cross section. On the right side myocardial velocities*

### Zusätzliche Myokardanalyseparameter

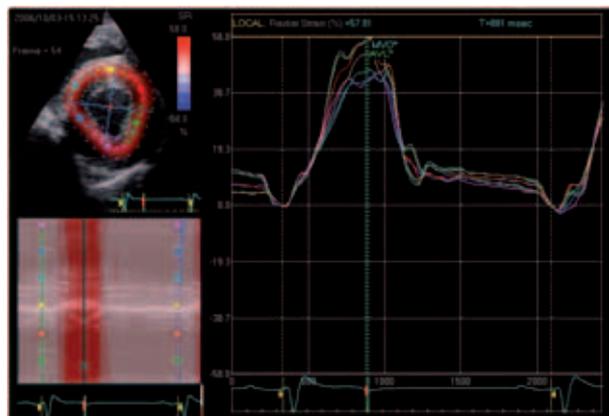
Strain und Strain-Rate

Der herkömmliche Gewebedoppler misst eine Geschwindigkeit, die aus der Verformung des Myokards herrührt. Obwohl nur eine Region untersucht wird, ergibt sich daraus ein Geschwindigkeitswert, der sich aus der Bewegung des gesamten Herzens errechnet, da Dopplerwerte immer sum-

marische Werte sind, die sich aus der regionalen Myokardgeschwindigkeit, der Bewegung benachbarter Myokardsegmente und aus der Gesamtbewegung des Herzens ergibt. Damit ist die Zuordnung von pathologischen Messwerten zu erkrankten Myokardarealen nur sehr eingeschränkt möglich.

Bei der Strain und Strain-rate Messung wird dagegen die lokale Myokardfunktion bzw. lokale Myokardverformung analysiert, ohne dass die Messungen wesentlich von den Globalbewegungen des Herzens beeinflusst werden (Voigt 2002). Die Messungen sind somit im Gegensatz zu den Farbgewebedopplermessungen unabhängig von den Gesamtbewegungen des Herzens, da nur die Deformation des Myokards gemessen wird. Daher erlaubt diese Methode eine genaue Beurteilung der regionalen Kontraktilität (Hoffmann 2002).

Die Berechnung erfolgt „off-line“ im Anschluss an die Ultraschalluntersuchung. In den gespeicherten Bildfrequenzen werden die zu untersuchenden Myokardsegmente markiert und ihre Verformungskurve anschließend errechnet (Abb. 5). Strain steht für eine Veränderung der Myokardlänge in Bezug zur



**Abb. 4** Darstellung der systolischen Spitzengeschwindigkeit der radialen Strain (%) der verschiedenen Segmente des linken Ventrikels. Die verschiedenen Segmente sind farblich unterteilt (links oben im Bild), während die Verformungskurve rechts im Bild zu sehen ist. Links unten ist gleichzeitig die farbige M-Mode Analyse der Segmente dargestellt.

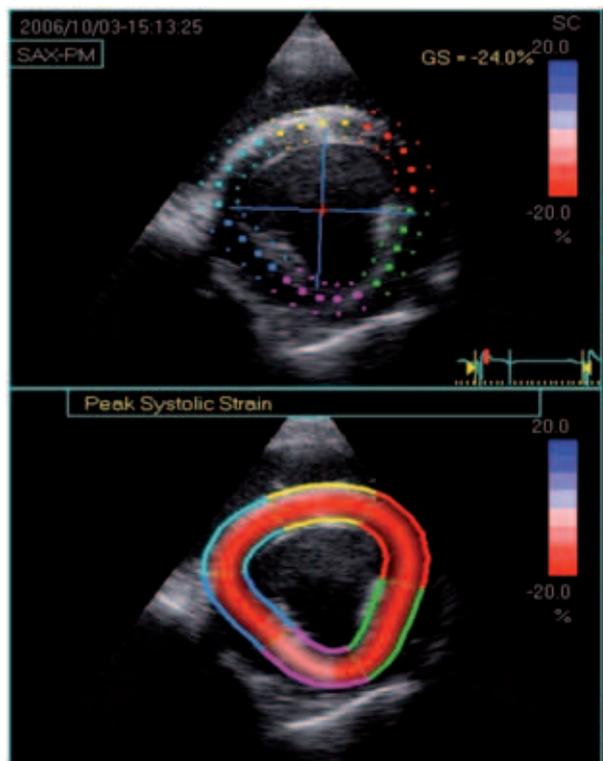
*Systolic peak velocity of radial strain in different myocardial segments of the left ventricle in cross section*

Ausgangslänge. Unter „Strain“ versteht man einen dimensionslosen Wert, der durch eine Stresseinwirkung auf ein Gewebe verursacht wird. Dabei ist der Nullwert der Ruhezustand, während ein positiver Strainwert Expansion oder Dehnung beschreibt und ein negativer Strainwert die Kompression oder Verkürzung des Gewebes. Der Ruhewert ist beim Myokard schwierig zu definieren, so dass als Ausgangswert der enddiastolische Wert angenommen wird (Urheim et al. 2000).

Die „Strain rate“ ist die zeitliche Veränderung der Myokarddeformation. Als zeitliche Ableitung von der „Strain“ misst die „Strain rate“ die Deformationsrate in der Einheit 1/s. Wie auch bei den weiteren Myokardanalysen lassen sich die longitudinalen sowie die radiale und die zirkumferenzielle Bewegungen des Myokards analysieren (Abb. 6). Es existieren zurzeit zwei verschiedene Herleitungsformen für die „Strain“ und „Strain-Rate“ Berechnung. Zum einem kann die Strain Rate aus dem Farbgewebedopplerdaten errechnet werden, indem die Diffe-

renz der Myokardgeschwindigkeiten zwischen zwei Punkten mit definierter Distanz durch diese Distanz geteilt wird (Abb. 4, 7). Allerdings ist die Zuverlässigkeit des Verfahrens im höheren Masse als der Farbgewebedoppler von einer möglichst geringen Winkelabweichung zwischen Ultraschallstrahl und Myokardbewegung abhängig. Zusätzlich ist die Methode oft von einem ungünstigen Rausch-Signal-Verhältnis betroffen, da die Werte aus der Differenz zweier, nur geringfügig unterschiedlicher, benachbarter Geschwindigkeitsmessungen ermittelt werden, so dass die Rauschteile des Farbgewebedopplersignals bei der Strain-Methode eine größere Rolle spielen als in der basalen Farbgewebedopplerdarstellung (Voigt 2002).

Neben der Herleitung der Strain aus dem Farbgewebedopplerdaten besteht noch die Möglichkeit der zweidimensionalen Speckle Tracking Echokardiographie (STE). Die Strainberechnung mittels Speckle Tracking basiert auf der Analyse von Graubildpixelbewegungen, welche durch Reflektion, Streuung und Interferenz zwischen Gewebe und Ultraschallstrahlen im herkömmlichen 2D-Graubild verursacht wurden (Helle-Valle et al. 2005). Dadurch ergibt sich ein willkürlich geprenkeltes Muster, welches in kleinen Bereichen einmalig



**Abb. 5** Darstellung des linken Ventrikels im Querschnitt (B-Mode) mit markierten Myokardbereichen (oberes Bild) und Einteilung in verschiedene farblich gekennzeichnete Segmente (unteres Bild).

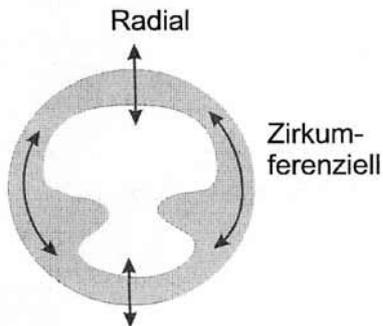
*Left ventricle in cross section (B-Mode) with marked myocardial segments (ventral part of the picture)*

ist und von Bild zu Bild konstant bleibt. Das Muster repräsentiert die natürlichen akustischen Gewebemarkierungen, die von Bild zu Bild durch den Herzzyklus verfolgt werden können (Kaluzynski et al. 2001). Mit Hilfe eines speziell auf dieses Muster eingerichteten Algorithmus lässt sich die Bewegung dieses Bereiches von Bild zu Bild verfolgen (Ingul et al. 2005). Die STE erlaubt ohne Dopplertechnik eine abhängige Beurteilung der Herzbewegung durch das Herausfiltern dieser willkürlichen Muster und eine anschließende Autokorrelationsa-

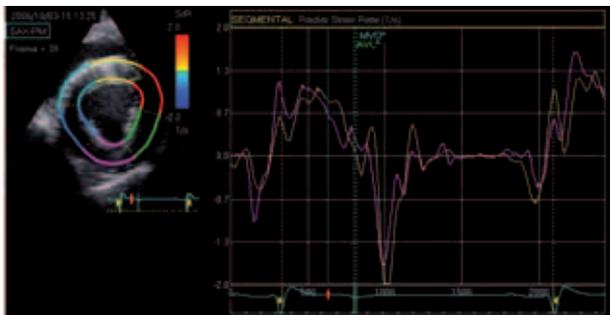
nalyse, um die Bewegung der festen Elemente zu evaluieren. Damit ist die Methode unabhängig von der Bewegung des Herzens oder des Ultraschallwinkels (Chetboul et al. 2007). Durch eine zu niedrige Bildfrequenz kann es zu großen Änderungen des willkürlichen Musters kommen, was die präzise Musterverfolgung von Bild zu Bild verhindert (Stoylen 2005).

*Einflussfaktoren bei gewebedopplerechokardiographischen Untersuchungen*

Wie bei der konventionellen Dopplertechnik beschrieben, ist es auch bei der Gewebedopplertechnik wichtig, die Winkelabhängigkeit zwischen Dopplerstrahl und Gewebebewegung zu beachten. Die Herzmuskelfasern führen Bewegungen in



**Abb. 6** Echokardiographisch erfassbare Verformungskomponenten des Myokards bei parasternaler Anlotung (Voigt 2002)  
*Myocardial movements of the left ventricle in cross section*



**Abb. 7** Darstellung der radialen Strain Rate (%/s) Dargestellt ist die Verformungskurve von zwei Segmenten im interventrikulären Septum und im Bereich der linksventrikulären Hinterwand.  
*Radial strain of two myocardial segments of the left ventricle*

verschiedene Richtungen aus. Es werden radiale, longitudinale und zirkumferenzielle Bewegungen ausgeführt. Daraus ergibt sich ein Zusammenhang zwischen Anschallposition und gemessener Geschwindigkeitskomponente. Bei den apikalen Schallpositionen, die in der Humanmedizin am häufigsten verwendet werden, können longitudinale Myokardgeschwindigkeiten aufgezeichnet werden. Aus den parasternalen Anschallwinkeln können lediglich radiale Geschwindigkeitskomponenten des Myokards gemessen werden (Flachskampf 2002). Dabei beeinflussen Rotations- und Translationsbewegungen des Herzens die Ergebnisse der Geschwindigkeitsmessungen im Vergleich zu den longitudinal gemessenen Myokardgeschwindigkeiten (Nikitin et al. 2004).

Ein zusätzlicher Einflussfaktor auf die Messungen der Myokardgeschwindigkeit ist die Bewegung benachbarter Myo-

kardsegmente (Voigt 2004). Dadurch wird bei Gewebedoppleruntersuchungen nicht nur die regionale Myokardfunktion, sondern die Summe von Bewegungen, die sich aus der regionalen Myokardgeschwindigkeit, der Bewegung benachbarter Myokardsegmente und aus der Gesamtbewegung des Herzens ergibt, ermittelt. Dies ist besonders bei Belastungsuntersuchungen bedeutsam, da dabei eine erhöhte Gesamtbewegung des Herzens gegeben ist.

**Bisherige gewebedopplerechokardiographische Untersuchungen beim Pferd**

In der Veterinärmedizin hat die Gewebedopplerechokardiographie erst seit kurzem Einzug gehalten. Ziel der ersten gewebedopplerechokardiographischen Untersuchungen beim Pferd war es, den Einsatz des Gewebedopplers in der Pferdechokardiographie zu erproben und Ergebnisse des PW-Gewebedopplers mit denen des Farbgewebedopplers zu vergleichen (Sepulveda et al. 2005) und die Wertigkeit der Methode bei herzkranken Pferden zu überprüfen (Spieker 2006).

Bei Pferden mit Klappeninsuffizienz und ohne Herzdilatation zeigten sich keine signifikanten Unterschiede zu gesunden Pferden, während Pferde mit Aortenklappeninsuffizienz und Herzdilatation deutlich geringere systolische Spitzengeschwindigkeiten im interventrikulären Septum aufwiesen als die gesunden Pferde der Kontrollgruppe. Bei Pferden mit Vorhofflimmern zeigten sich deutlich erhöhte Myokardgeschwindigkeiten im Bereich der linksventrikulären Hinterwand zum Zeitpunkt der isovolumetrischen Kontraktion.

In zwei weiteren Studien wurde der Einsatz der Gewebedopplerechokardiographie zur Beurteilung und Messung des linksatrialen Myokards bei gesunden Pferden und bei Pferden mit Vorhofflimmern untersucht (Schwarzwald et al. 2007a, Schwarzwald et al. 2007b). Dabei zeigte sich, dass die atriale Dysfunktion bei Pferden mit Vorhofflimmern mit der Gewebedopplerechokardiographie durch Messung der Myokardgeschwindigkeit im Bereich des linken Vorhofes zu evaluieren ist. Darüber hinaus zeigten Pferde nach Kardioversion signifikant veränderte Gewebedopplerparameter im Vergleich zu den Untersuchungen vor der Therapie.

**Diskussion**

Untersuchungen mittels der Gewebedopplerechokardiographie sind in der Humanmedizin längst etabliert, während sie in der Veterinärmedizin erst in den letzten Jahren in Forschungsprojekten und im klinischen Alltag angewendet wurden. In der Pferdemedizin sind bisherige Untersuchungen an gesunden Pferden (Sepulveda et al. 2005), sowie an Pferden mit Klappenerkrankungen und/oder Vorhofflimmern durchgeführt worden (Spieker 2006, Schwarzwald et al. 2007).

Bei den Bewegungen des Herzens muss zwischen drei Komponenten unterschieden werden: longitudinale Verkürzung, radiale Verdickung und zirkumferenzielle Verkürzung des Herzmuskels. Die Messung der Myokardfunktion wird in der Humanmedizin hauptsächlich aus der apikalen Achse durch-

geführt, in der die longitudinale Myokardgeschwindigkeit des Herzens beurteilt wird (*Flachskampf* 2002, *Nikitin* et al. 2003). Auch in der Veterinärmedizin gibt es Studien an Hunden und Katzen, die diese apikale Anschallposition wählen (*Chetboul* et al. 2004a und b, *Killich* 2006, *Koffas* et al. 2006, *McDonald* et al. 2006). Beim Pferd ist die apikale Anschallposition aufgrund des ausgeprägten Sternums und der Anatomie des Brustkorbes nicht möglich, so dass nur die parasternale Anschallposition zur Verfügung steht. Dabei können Myokardbewegungen mittels Gewebedopplerechokardiographie nur in radialer und zirkumferenzieller Richtung gemessen werden. Es können allerdings dieselben Kurvenverläufe der radialen Myokardbewegungen wie auch in der Humanmedizin identifiziert werden (*Sepulveda* et al. 2005, *Spieker* 2006). Die bisherigen Arbeiten in der Pferdemedizin sind aus der parasternalen kurzen Achse durchgeführt worden (*Sepulveda* et al. 2005, *Spieker* et al. 2006). In zukünftigen Studien sollten auch weitere Schnittebenen erprobt bzw. etabliert werden.

Zusätzlich sollten die globalen Translationsbewegungen und die Torsionsbewegungen des Ventrikels um seine Längsachse berücksichtigt werden. Hierzu gibt es für das Pferd bisher ebenfalls keine Untersuchungen.

Da in der Literatur die Geschwindigkeiten im Endokard als bis zu dreimal schneller beschrieben wird als im Bereich des Epikards (*Chetboul* et al. 2004a), ist die Bestimmung der radialen Myokardgeschwindigkeit gegenüber der longitudinalen Myokardgeschwindigkeit durch einen erhöhten Einfluss von Rotations- und Translationsbewegungen des Herzens beeinträchtigt (*Nikitin* et al. 2004). In der Humanmedizin wird darüber hinaus ein von basal nach apikal abfallender Geschwindigkeitsgradient im Myokard beschrieben (*Hoffmann* 2002). Dieses sollte auch beim Pferd untersucht und gegebenenfalls berücksichtigt werden.

In der Humanmedizin wird empfohlen, bei gewebedopplerechokardiographischen Untersuchungen Bildraten von mindestens 100 Bildern pro Sekunde zu erreichen, wobei für eine genaue Darstellung der Geschwindigkeitskurven und vor allem der isovolumetrische Bewegungen Analysen mit weit höheren Bildraten empfohlen werden (*Lind* et al. 2002). In der Kleintiermedizin werden Bewegungsanalysen bei Bildraten von 126 bis 435 bps beim Hund (*Killich* 2006) und von 136 bis 380 bps bei der Katze durchgeführt. In den bisherigen Gewebedoppler-Studien in der Pferdemedizin sind Bildraten von etwa 60 bps verwendet worden. Höhere Bildraten können nur erreicht werden, wenn der Bildwinkel und die Eindringtiefe verringert werden. Ziel zukünftiger Studien sollte es sein, Schnittebenen zu validieren, die eine höhere Bildrate ermöglichen.

Gewebedopplerechokardiographische Belastungsuntersuchungen sind in der Pferdemedizin bisher nicht beschrieben, obwohl diese Untersuchungstechnik unter Belastung beim Menschen sehr wertvolle Informationen liefert.

Die stressechokardiographische Untersuchung spielt vor allem bei Pferden mit gering- bis mittelgradiger Klappeninsuffizienz eine bedeutende Rolle, da in vielen Fällen das Ausmaß einer eventuellen Leistungsbeeinträchtigung bzw. eingeschränkten Myokardfunktion erst nach einer Belastung aus-

reichend beurteilt werden kann. Somit sollte diese neue Untersuchungstechnik auch beim Pferd insbesondere unter Belastung, verstärkt zur Anwendung kommen.

Die Myokardverformungsanalysen mittels Strain- und Strain Rate-Methode sind erst in den letzten Jahren in der Tiermedizin zur Anwendung gekommen. Die erste Beschreibung von Strain und Strain Rate Messungen beim Hund stammen aus dem Jahre 2004, wo der Einsatz der Verformungsanalyse bei Golden Retrievern mit Kardiomyopathien beschrieben wurde (Chetboul et al. 2004a und b). Die ersten Untersuchungen an einer größeren Gruppe von Hunden zur Erstellung von Normwerten erfolgten wenig später (Wagner 2007). Bei der Untersuchung des Einsatzes von radialer Strain- und Strain Rate-Berechnung mittels „Speckle Tracking“ bei gesunden Hunden zeigte sich, dass sich diese Methode durch eine sehr geringe Messvariation auszeichnet (Chetboul et al. 2007). In einer Studie zum Einsatz der Verformungsanalyse bei Hunden mit Mitralklappenendokardiose zeigten erkrankte Probanden signifikant erniedrigte longitudinale Myokardverformungen in der apikalen Schallposition sowohl im Septum als auch in der linken lateralen Wand (Javornik 2007). Bei Pferden sind zu diesen Gewebedopplerparametern bisher keine Veröffentlichungen vorhanden. Ziel zukünftiger Studien sollte es sein, diese gewebedopplerechokardiographischen Untersuchungsparameter auch für das Pferd zu validieren und somit auch für den klinischen Alltag zu etablieren.

## Literatur

- Chetboul V., Carlos C., Blot S., Thibaud J. L., Escriou C., Tissier R., Retortillo J. L. und Pouchelon J. L. (2004a) Tissue Doppler assessment of diastolic and systolic alterations of radial and longitudinal left ventricular motions in Golden Retrievers during the preclinical phase of cardiomyopathie associated with muscular dystrophy. *Am. J. Vet. Res.* 65, 1335-41
- Chetboul V., Athanassiadis N. und Carlos C. (2004b) Quantification, repeability and reproducibility of feline radial and longitudinal ventricular velocities by tissue Doppler imaging: repeatability and reproducibility. *Am. J. Vet. Res.* 65, 566-572
- Chetboul V., Serres F., Gounil V., Tissier R. und Pouchelon J.-L. (2007) Radial strain and strain rate by two-dimensional speckle tracking echocardiography and the tissue velocity based technique in the dog. *Vet. Cardiol.* 9, 69-81
- Flachskampf F. A. (2002) *Praxis der Echokardiographie*. Thieme Verlag, Stuttgart, New York, 159-175
- Helle-Valle T., Crosby J., Edvardsen T., Lyssegen E., Amundsen B. H., Smith H. J., Rosen B. D., Lima J. A., Torp H., Ihlen H. und Smiseth O. A. (2005) New non-invasive method for assessment of left ventricular rotation: speckle tracking echocardiography. *Circulation* 112, 3149-56
- Hoffmann R. (2002) Gewebedopplerechokardiographie – bereits von klinischer Bedeutung? *Z. Kardiol.* 91, 677-684
- Ingul C. P., Torp H., Aase S. A., Berg S., Stoylen A. und Slordahl S. A. (2005) Automated Analysis of Strain Rate and Strain: Feasibility and Clinical Implications. *J. Am. Soc. Echocardiogr.* 18, 411-418
- Javornik A. (2007) Tissue Velocity, Strain und Strain rate bei Hunden mit Mitralklappenendokardiose. *Med. vet. Diss.* München, 22-45
- Kaluzynski K., Chen X., Skovoroda A. R. und O'Donnell M. (2001) Strain rate imaging using two-dimensional speckle tracking. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control.* 4, 1111-1123
- Killich M. (2006) Tissue Doppler Imaging: Erstellung von Referenzwerten für Tissue Velocity Imaging, Strain und Strain Rate beim Hund. *Vet. Med. Duiss.* München, 34-66
- Koffas H., Dukes-McEwan J., Corcoran B. M., Moran C. M., French A., Sboros V., Simpson K. und McDicken W. N. (2006) Pulsed Doppler Imaging in Normal Cats and Cats with Hypertrophic cardiomyopathie. *J. Vet. Intern. Med.* 6, 65-77
- Lind B., Nowak J., Dorph J., Van Der Lindern J. und Brodin L. A. (2002) Analysis of temporal requirements for myocardial tissue velocity imaging. *Eur. J. Echocardiogr.* 3, 214-219
- McDonald K. A., Kittelson M. D., Garcia-Nolen T., Larson R. F. und Wisner E. R. (2006) Tissue Doppler Imaging and Gradient Echo Cardiac Magnetic resonance Imaging in Normal Cats and Cats with Hypertrophic Cardiomyopathie. *J. Vet. Intern. Med.* 20, 627-634
- McCulloch M., Zoghbi W. A., Davis R., Thomas C. und Dokainish H. (2006) Color tissue Doppler myocardial velocities consistently underestimate spectral tissue Doppler velocities: impact on calculation peak transmitral pulsed Doppler velocity/early diastolic tissue Doppler velocity (E/Ea). *J. Am. Soc. Echokardiogr.* 6, 744-748
- Nikitin N. P. und Witte K. K. A. (2004) Application of Tissue Doppler Imaging in Cardiology. *Cardiol.* 4, 170-184
- Pellerin D., Sharma R., Elliot P. und Veyrat C. (2003) Tissue Doppler, strain, and strain rate echocardiography for the assesment of left and right systolic ventricular function. *Heart* 89, iii9-iii17
- Urheim S., Edvardsen T., Torp H., Angelsen B. und Smiseth A. (2000) Myocardial Strain by Doppler Echocardiography: Validation of a New Method to Quantify Regional Myocardial Function. *Circulation* 102, 1158-1164
- Schwarzwald C. C., Schober K. E. und Bonagura J. D. (2007) Methods and reliability of echocardiographic assesment of left atrial size and mechanical function in horses. *Am. J. Vet. Res.* 68, 735-747
- Schwarzwald C. C., Schober K. E. und Bonagura J. D. (2007) Echocardiographic Evidence of Left Atrial mechanical Dysfunction after Conversion of Atrial Fibrillation to Sinus Rhythm in 5 Horses. *J. Vet. Intern. Med.* 21, 820-827
- 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 Vet. J.* 37, 222-226
- Spieker E. (2006) Gewebe-Doppler-Echokardiographie beim Pferd: Eine Pilotstudie. *Vet. Med. Diss.* Berlin, 67-88
- Stoylen A. (2005) Strain Rate Imaging. Website: Norwegian University of Science and Technology ([www.ntnu.no](http://www.ntnu.no))
- Sutherland G. R., Stewart M. J. und Grounstrom K. W. (1994) Color doppler myocardial imaging: a new technique for the assesment of myocardial function. *J. Am. Soc. Echocardiogr.* 7, 441-458
- Voigt J. U. (2002) Gewebedoppler. In: *Praxis der Echokardiographie*. Thieme Verlag, Stuttgart, New York., 57-95
- Voigt J. U. und Flachskampf F. A. (2004) Strain and strain rate. New and clinically relevant echo parameters of regional myocardial function. *Z. Kardiol.* 93, 249-58
- Yamagashi M., Tanaka N. und Ito S. (1993) An enhanced method for detection of early contraction site of ventricles in Wolff-Parkinson-White syndrome using color coded tissue Doppler echocardiography. *J. Am. Soc. Echocardiogr.* 48-52

Prof. Dr. Heidrun Gehlen  
Klinik für Pferde, Tierklinisches Department  
Tierärztliche Fakultät der LMU-München  
Veterinärstr. 13  
80539 München  
[h.gehlen@lmu.de](mailto:h.gehlen@lmu.de)