

Geglättet oder Verrauscht? – Wie beeinflusst die Kurvenglättung das gewebedoppler-echokardiographische Geschwindigkeitsprofil des Pferdes

Jasmin-Isabelle Michutta¹, Robert Schmitz², Wolfgang Köhler³ und Arthur Grabner⁴

¹ Klinik für Pferde, Stiftung Tierärztliche Hochschule Hannover, Deutschland

² Fachpraxis für Innere Medizin beim Pferd, Großbeeren, Deutschland

³ Institut für Biometrie und Populationsgenetik, Justus-Liebig-Universität Gießen, Deutschland (Emeritus)

⁴ Klinik für Pferde, Freie Universität Berlin, Deutschland (Emeritus)

Zusammenfassung: In den letzten Jahren hat sich die Gewebedopplerechokardiographie nicht nur in der Humanmedizin, sondern auch in der Veterinärmedizin zu einem wertvollen Hilfsmittel in der Diagnostik kardialer Erkrankungen entwickelt. Die Hauptkritikpunkte dieser Technologie sind momentan die hohe Datenvariabilität, sowohl intraindividuell als auch interindividuell bei Observer- und Readervergleichen. Diese Tatsache bedingt eine Limitierung der Datenauswertung einzelner Patienten, da eine breite Referenzwertskala existiert und regelmäßig hohe Variationskoeffizienten nachgewiesen werden. Ziel der Studie war es, den Einfluss des Filterverfahrens „Kurvenglättung“ auf die maximal gemessene myokardiale Geschwindigkeit und die Identifikation der einzelnen myokardialen Bewegungsphasen zu untersuchen. Auch sollte eine Empfehlung für die Filtereinstellung bei der Gewebedoppleruntersuchung des Pferdes gegeben werden, um die Reproduzierbarkeit der Datenerhebung zu erhöhen. Untersucht wurden neun klinisch, elektro- und echokardiographisch unauffällige Warmblüter (3 Stuten, 6 Wallache) mit einem Durchschnittsalter von 12,3+3 Jahren, einem mittleren Gewicht von 590,3+10,2 kg und einer mittleren Größe von 168,4+3 cm. Bei einer Bildrate von 114 Bildern/s, einer PRF von 2,5 Hz, einer ROI von 3×3 Pixel und einem Sektorwinkel von 30° wurde eine Messung der myokardialen radialen Geschwindigkeit basal und medial im Bereich des Interventrikularseptums und der linken Hinterwand mit ein- und ausgeschalteter Filterfunktion durchgeführt. Für annähernd alle myokardialen Herzphasen konnte eine signifikante Senkung der Geschwindigkeitsmaxima bei eingeschalteter Kurvenglättung ermittelt werden. Zusätzlich ergab die Analyse der fehlenden Werte, dass eine eingeschaltete Kurvenglättung zu einem erhöhten Darstellungsverlust der isovolumischen Phasen führt, weshalb insgesamt von dem Einsatz der Kurvenglättung in der Farbgewebedopplerechokardiographie des Pferdes abgesehen werden sollte.

Schlüsselwörter: Farbgewebedoppler / Kurvenglättung / Echokardiographie / Herz / Pferd / Myokardium / Geschwindigkeiten

Smoothed or not? How does temporal smoothing influence myocardial velocity profile in Doppler cardiosonography in the horse

In the last years Tissue Doppler Imaging (TDI) has been a valuable diagnostic tool in cardiac examination in veterinary medicine as well as in human medicine. This ultrasound technique allows quantification of regional myocardial function and has been shown to be more sensitive than conventional echocardiography in detecting subclinical abnormalities of myocardial function. One of the greatest limitations today is the high data variability in intra- and interobserver and -reader comparisons. In the present study the effect of temporal smoothing on the maximal myocardial velocity and the identification of the single myocardial phases of movement were examined. The aim of this study was to give a recommendation for the usage of temporal smoothing for the colour TDI in horses to increase the data reproducibility. The study population included nine healthy warmblood horses (mean age 12.3+3 years, mean body weight 590.3+10.2 kg, average size 168.4+3 cm). At a frame rate of 114 pictures per second, a PRF of 2.5 Hz, an ROI with 3×3 pixels and a sector angle of 30°, data acquisition of the radial myocardial velocity was performed with and without filtering in the basal and medial area of the interventricular septum and the left ventricular wall. As can be seen, the use of filtering resulted in a significant alteration of the retrieved velocity information. In addition, the filtering resulted in an increase of missing values, especially in the isovolumic phases. Hence, in order to ensure an optimal signal-to-noise ratio temporal filtering should be used with caution. In conclusion, with the results of this study we suggest that smoothing by filtering should be used with caution, and if possible, filtering should be deactivated.

Keywords: Tissue Doppler Imaging / temporal smoothing / Sonokardiographie / horse / heart / myocardial velocity

Zitation: Michutta J.-I., Schmitz R., Köhler W., Grabner A. (2015) Geglättet oder Verrauscht? – Wie beeinflusst die Kurvenglättung das gewebedoppler-echokardiographische Geschwindigkeitsprofil des Pferdes. *Pferdeheilkunde* 31, 435-440

Korrespondenz: Dr. Jasmin-Isabelle Michutta, Stiftung Tierärztliche Hochschule Hannover, Klinik für Pferde, Bünteweg 9, 30669 Hannover, E-Mail: jasmin-isabelle.michutta@tiho-hannover.de

Einleitung

In den letzten Jahren verspricht die Gewebedopplerechokardiographie sich nicht nur in der Humanmedizin, sondern auch in der Veterinärmedizin zu einem wertvollen Hilfsmittel in der Diagnostik kardialer Erkrankungen zu entwickeln (Sepulveda et al. 2005, Spieker 2006, Schwarzwald et al. 2007, Klaus 2009). Die Hauptkritikpunkte dieser Technologie sind momentan die hohe Datenvariabilität, sowohl intraindividuell

als auch interindividuell bei Observer- und Readervergleichen. Diese Tatsache bedingt eine Limitierung der Datenauswertung einzelner Patienten, da ein weiterer Referenzbereich existiert und regelmäßig hohe Variationskoeffizienten nachgewiesen werden (Schwarzwald et al. 2007).

Bei der Farbgewebedopplerechokardiographie handelt es sich um ein diagnostisches Verfahren zur Ermittlung der myo-

kardialen Wandbewegungsgeschwindigkeit, basierend auf der Erfassung von Frequenzveränderungen der Ultraschallstrahlen infolge von Reflektionen an beweglichen Objekten. Die gewonnenen Daten werden als Graubild kodiert und auf einer Zeitachse zu einem Bild aneinander gefügt. Hierdurch lassen sich die drei Parameter Bewegungsgeschwindigkeit (Ordinate), zeitliche Änderung bzw. Phasendauer (Abszisse), sowie die Bewegungsrichtung (positiver oder negativer Wert) in Form einer Kurve für jede Herzphase ableiten (Kittleson und Kienle 1998, Poulsen Nautrup und Tobias 2001, Feigenbaum et al. 2005). Anhand der erhobenen Daten ist es möglich bedeutsame quantitative Informationen über den regionalen Funktionszustand definierter Myokardareale zu erlangen. In der Humanmedizin stellt diese Untersuchungsmodalität insbesondere bei der Identifikation subklinischer myokardialer Erkrankungen ein wertvolles Hilfsmittel dar.

Die Verwendung der Gewebedopplermodalität macht den Einsatz von speziellen Filtern zur Eliminierung von hochfrequenten und amplitudenärmeren Signalen, wie sie bei der Messung der schnellen Blutflussgeschwindigkeiten mittels Dopplerprinzip auftreten, notwendig (Isaaz et al. 1989, Feigenbaum et al. 2005, Galderisi et al. 2006). Die beschriebenen Signale werden als Hintergrundrauschen bezeichnet. Aufgrund einer Potenzierung der Störgeräusche bei der Geschwindigkeits-, als auch bei der Verformungsberechnung wird eine größtmögliche Reduktion angestrebt (D'Hooge et al. 2000). Dies wird mittels verschiedener Filtereinstellungen realisiert (Stoylen 2005). Im einfachen Sinne werden zur Elimination die Einstellungen des Blutflussdopplerfilters umgekehrt (Isaaz et al. 1993, Feigenbaum et al. 2005, Galderisi et al. 2006). Hierfür stehen räumliche und zeitliche Filter zur Verfügung, jedoch ist es auch möglich durch Mittelung der Herzzyklen („cine compound“) das Hintergrundrauschen zu minimieren (Stoylen 2005).

Bei einem zeitlichen Filter handelt es sich um eine Mittelung der Messwerte innerhalb einer vorgegebenen Zeitspanne. Wird zum Beispiel ein zeitlicher Filter von 50 ms eingestellt, werden alle Werte innerhalb dieses Zeitfensters gemittelt. Dadurch ist eine Minimierung des Hintergrundrauschens, besonders bei steigenden Bildraten möglich (Gunnas et al. 2004, Sutherland et al. 2004). Wird die Filtereinstellung zu hoch gewählt, führt dies zu einem Informationsverlust der mit einer Unterschätzung oder einer Elimination von Geschwindigkeitswerten einhergeht. Humanmedizinischen Studien zur Folge sind hiervon insbesondere die schnellen kardialen isovolumischen Ereignisse sowie die zeitliche Dauer der Einzelaktionen betroffen (Gunnas et al. 2004). Da das Hintergrundrauschen in Zusammenhang mit zunehmenden Bildraten steigt und somit zu unruhigen und verrauschten Kurven führt, ist es ebenfalls möglich zur Rauschverminderung die Bildraten zu reduzieren. Dies ist jedoch aufgrund des damit einhergehenden Informationsverlustes nicht empfehlenswert. Neben dieser Möglichkeit werden häufiger spezielle Filterverfahren wie z.B. die Kurvenglättung eingesetzt (Gunnas et al. 2004). Je nach Arbeitsweise lassen sich verschiedene Filterverfahren unterscheiden.

Unter einem „low-pass-Filter“ oder Tiefpassfilter wird ein Filter verstanden, der Signalanteile, die unterhalb einer bestimmten Grenzfrequenz liegen, annähernd ungeschwächt passieren lässt. Dagegen werden Signale mit Frequenzen oberhalb der

Grenzfrequenz abgeschwächt. Problematisch hierbei ist jedoch, dass teilweise auch Ausreißer und hochfrequente Geschwindigkeiten in die Messung miteinbezogen werden.

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

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

In der vorliegenden Arbeit wurde der Einfluss des zeitlichen Filterverfahrens „Kurvenglättung“ auf das myokardiale Geschwindigkeitsprofil untersucht. Ziel dieser Arbeit war es eine Empfehlung für die Anwendung dieser Filterfunktion formulieren zu können. Hierfür wurde insbesondere der Effekt der Kurvenglättung auf die Datenidentifikation, die Datenreproduzierbarkeit, sowie die Artifizierung der Geschwindigkeitsmaxima evaluiert.

Material und Methode

Studienpopulation

Bei den Probanden handelte es sich um 9 Warmblüter (3 Stuten, 6 Wallache) mit einem Gewicht zwischen 580 und 603 kg, einem Alter zwischen 8 und 16 Jahren, sowie einem aktuellen Leistungsstand im leichten bis mittleren sportlichen Bereich (Dressur/ Springen Klasse A-M). Lediglich Pferde mit einer unauffälligen klinischen, elektrokardiographischen und echokardiographischen Untersuchung wurden in die Studie eingeschlossen.

Datenerhebung

Die echokardiographische Untersuchung erfolgte mittels einem Ultraschallgerät der Firma GE Vingmed Ultrasound System Five® (General Electrics Norwegen) mit einer 2,5 MHz Annular Phased-Array Sonde, einer maximalen Eindringtiefe von 30 cm und einem maximalen Sektorwinkel von 90°. Die Untersuchungen erfolgten unter Verwendung der harmonischen Bildgebung (Coded Octave Imaging®). Alle gewonnenen Ultraschalldaten wurden initial in Form von Bildschleifen („cineloop“) oder Einzelbildern zur späteren Offline-Analyse auf der Festplatte des integrierten Macintosh Computers gespeichert. Die dauerhafte Sicherung der Daten erfolgte

durch den Transfer auf Magneto-Optical-Discs durch das integrierte MO-Laufwerk der Firma Sony. Die Offline-Analyse, die mittels der Software EchoPac®, Version 6.3 erfolgte, wurde nach Sicherung der Daten durchgeführt.

Die echokardiographische Untersuchung der radialen Myokardbewegungen erfolgte aus der rechten kaudalen kurzen Achse im Bereich der linksventrikulären freien Hinterwand (Lateralwand), sowie im Bereich des Interventrikularseptums (IVS) im basalen und medialen Segment. Die Messpositionen wurden entsprechend dem „16-Segment-Modell“ der American Society of Echocardiography festgelegt. Im medialen Segment wurden die Papillarmuskeln seitenparallel mit Darstellung des Ansatzes der Chordae tendineae als Schnittebene gewählt. Im basalen Segment wurde die Darstellung des in der Diastole gerade noch zu erkennenden Mitralklappensignals als Schnittebenenhöhe definiert. Zur Minimierung des Winkelfehlers wurde eine in Bezug auf das axiale Schallstrahlenbündel parallele Bewegungsdarstellung des Myokards angestrebt. Das Sample Volume in Form des Farbsektors wurde im 90°-Winkel zum Schallkopf positioniert. Hierzu war im basalen Segment eine Neuausrichtung des Farbsektors pro Messregion notwendig, während die Daten im medialen Segment teilweise gleichzeitig vom IVS und von der Lateralwand erhoben werden konnten. An insgesamt vier Lokalisationen wurden somit Aufzeichnungen angefertigt. Diese wurden in Form von Bildschleifen (cineloops) von drei bis vier konsekutiven Herzzyklen digital gespeichert. Die genaue Position der ROI wurde Offline festgelegt. Um weitere Einflussfaktoren auf die Messwerte zu minimieren erfolgte die Datenerhebung mit einer ROI-Größe von 3×3 Pixel, einer PRF von 2,5 kHz und einer Sektorwinklereinstellung von 30° (Michutta 2011). Aus den gewählten Einstellungen resultierte eine Bildrate von ca. 114 Bildern pro Sekunde. Unter Beibehaltung des gleichen Herzzyklus erfolgte die Auswertung der Geschwindigkeitsmaxima und der Dauer der Herzaktionsphasen mit eingeschalteter und ausgeschalteter Filterfunktion „Kurvenglättung“ (Abb. 1). Die Lokalisation der ROI wurde auf der identischen Messlokalisierung beibehalten. Aufgrund des bestehenden radialen Geschwindigkeitsgradienten wurde bei der Positionierung der ROI eine myokardiale Messlokalisierung ohne Einbeziehung des Endo- bzw. Epikards

an allen Messstellen angestrebt. Die Position wurde durch die genaue Betrachtung der Einzelbilder mittels Freezefunktion im Offlinemodus überprüft.

Kurvenidentifikation

Die isovolämische Relaxation (IVR) ist als das Zeitintervall zwischen dem Ende der systolischen Myokardbewegung bis zum Durchkreuzen der Nulllinie der aufsteigenden, absteigenden oder biphasischen Geschwindigkeitskurve der frühdiastolischen Füllungsphase (Beginn der E-Welle) definiert. Die frühdiastolische Füllungsphase (E-Welle) ist das Zeitintervall vom Ende der IVR bis zum erneuten Durchkreuzen der Nulllinie. Die darauf folgenden Schwankungen des Myokards, bis zum Auftreten der spätdiastolischen Füllungsphase (A-Welle) werden als Diastase bezeichnet. Der Anfangspunkt der A-Welle ist der Abfall/Anstieg der Gewebegeschwindigkeitskurve, synchron zur P-Zacke des EKG. Der Nulllinienkreuzungspunkt, des dazu gehörigen entgegengesetzten Schenkels markiert den Endpunkt der A-Welle, vor dem Auftreten der isovolämischen Kontraktionsphase (IVC). Als Orientierungshilfe zur Bestimmung des Anfangspunktes der IVC wurde die Q-Zacke und der Beginn der systolischen Bewegung zur Hilfe hinzugezogen. Der aufsteigende/absteigende Ast der Gewebegeschwindigkeitskurve der systolischen Welle, direkt nach der R-Zacke im EKG wird als Endpunkt dieser Phase definiert. Das oben beschriebene Ende der IVC ist gleichzeitig der Startpunkt für die systolische Welle (S), die direkt nach der R-Zacke im EKG beginnt. Als Endpunkt wurde der Nulllinienkreuzungspunkt des absteigenden/aufsteigenden systolischen Schenkels definiert.

Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung erfolgte mithilfe der Computersoftware PASW Statistics (SPSS Inc., Chicago IL, USA, Version 19.0). Für die Irrtumswahrscheinlichkeit p wurden die üblichen Signifikanzstufen und Bezeichnungen festgelegt: $p < 0,01$ = hoch signifikant (**), $p < 0,05$ = signifikant (*) und $p > 0,05$ = nicht signifikant.

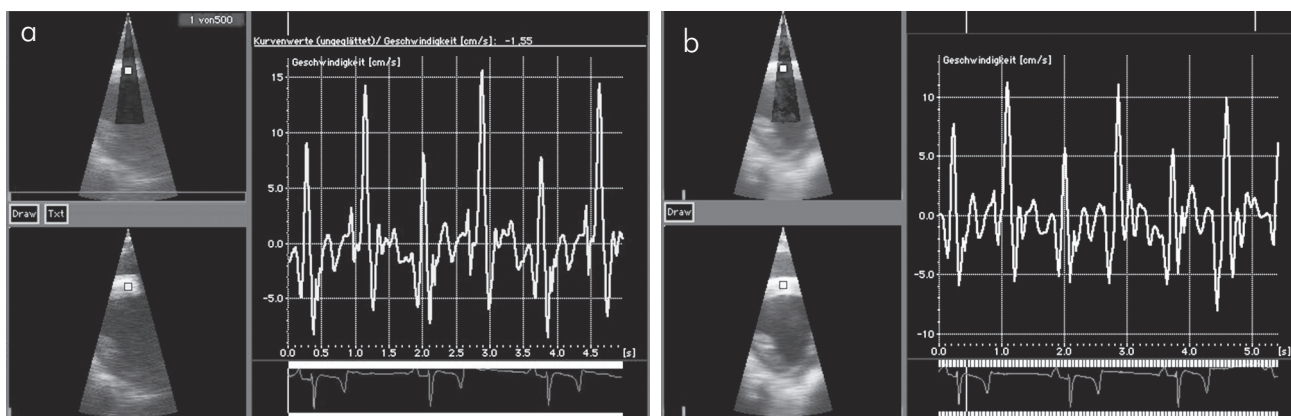


Abb. 1a Myokardiales Geschwindigkeitsprofil ohne eingeschaltete Filterfunktion „Kurvenglättung“ im Bereich des IVS. Im Vergleich zu Abb. 1b erscheint die Kurve aufgrund der erhöhten Anzahl an Rauschartefakten unruhiger. Zusätzlich liegt eine deutliche Differenz der Geschwindigkeitsmaxima vor. **b** Myokardiales Geschwindigkeitsprofil mit eingeschalteter Filterfunktion „Kurvenglättung“ im Bereich des IVS. Das Kurvenbild erscheint im Vergleich zu Abb. 1a weniger „verrauscht“.

a Myocardial tissue velocity profile with and without temporal smoothing in the area of the IVS. In comparison to fig. 1b, the appearance of these curves is more unstable due to the increased number of noise artifacts. In addition, a marked difference between the maximal myocardial velocities is seen. **b** Myocardial tissue velocity profile with temporal smoothing in the area of the IVS. The picture of the curve is smoother in comparison to Fig. 1a.

Zur Evaluierung des Einflusses der Kurvenglättung auf die gemessene Maximalgeschwindigkeit des Myokards wurde ein Vergleich der Verteilung der zwei zusammenhängenden Variablen „eingeschaltete Kurvenglättung“ und „ausgeschaltete Kurvenglättung“ mit dem parameterfreien Wilcoxon-Test (Köhler et al. 2007) durchgeführt. Hierfür wurden die Wertdifferenzen berechnet und die mittleren Rangzahlen ermittelt. Anhand eines Testwertes Z wurde anschließend die asymptotische-zweiseitige Signifikanz (Überschreitungswahrscheinlichkeit) der erhobenen Daten bestimmt. Zusätzlich wurde eine deskriptive Datenanalyse mit Angabe des arithmetischen Mittelwertes, der Standardabweichung und der Varianz erstellt. Aufgrund der vermuteten Vereinfachung der Kurvenidentifikation bei eingeschalteter Kurvenglättung wurde eine Analyse der fehlenden Werte für jede Messebene und jede myokardiale Herzaktion durchgeführt.

Ergebnisse

In die Studie wurden insgesamt 9 Warmblutpferde (3 Stuten und 6 Wallache) aufgenommen, die die Einschlusskriterien erfüllten. Das Durchschnittsalter der Probanden betrug $12,3 \pm 3$ Jahre (Spannweite 8 bis 16 Jahre), das mittlere Gewicht $590,3 \pm 10,2$ kg (575–603 kg) und die mittlere Größe $168,4 \pm 3$ cm (165–174 cm).

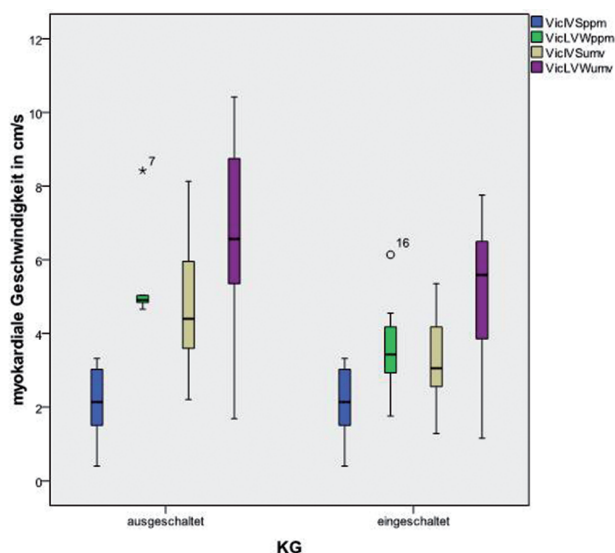


Abb. 2 Graphische Darstellung des Einflusses der Kurvenglättung auf die Mittelwerte der myokardialen Geschwindigkeit der isovolümischen Kontraktion im Bereich der vier gewählten Messebenen mittels Boxplots. Bei ausgeschalteter Kurvenglättung (links) konnten insgesamt deutlich höhere Geschwindigkeitsmaxima im Vergleich zur eingeschalteten Kurvenglättung ermittelt werden (rechts). (Legende: IVS = Interventrikularseptum, KG = Kurvenglättung, LVW = linksventrikuläre Wand, ppm = Messebene auf Höhe der Papillarmuskeln, umv = Messebene unterhalb der Mitralklappe, Vic = myokardiale Geschwindigkeit der isovolümischen Kontraktionsphase)

A graphic depiction with box plots of the influence of temporal smoothing on the mean value of the myocardial isovolumic velocity in the four measurement planes. Without temporal smoothing (left), higher maximal velocity points were seen in comparison with temporal smoothing (right). (Legend: IVS = interventricular septum, KG = temporal smoothing, LVW = left ventricular wall, ppm = measurement plane at the papillary muscles, umv = measurement plane under the mitral valve, Vic = myocardial velocity of the isovolumic contraction).

Die Einschaltung der Filterfunktion „Kurvenglättung“ führte bei fast allen gemessenen myokardialen Geschwindigkeiten zu einer statistisch signifikanten Senkung der Geschwindigkeitsmaxima (Abb. 2 und 3). Keine Signifikanz konnte für die systolische Kontraktion im Bereich des Interventrikularseptums der Basalebene, sowie für die isovolümische Relaxation und die spätdiastolische Füllungsphase im Bereich der linksventrikulären Wand der Basalebene nachgewiesen werden. Generell bestand aber auch bei diesen Werten eine deutliche Reduzierungstendenz bei eingeschalteter Kurvenglättung im Vergleich zu ungefilterten myokardialen Geschwindigkeiten (Tab. 1).

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

Diskussion

Die Kurvenglättung ist ein Filterverfahren, welches durch Mittelung der Messwerte innerhalb einer vorgegebenen Zeitspanne die Auswirkungen von Rauschartefakten reduziert.

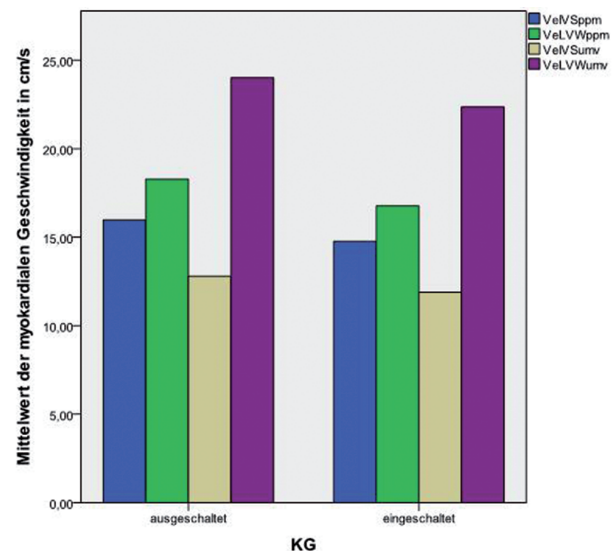


Abb. 3 Graphische Darstellung des Einflusses der Kurvenglättung auf die Mittelwerte der myokardialen Geschwindigkeit der spätdiastolischen Füllungsphase im Bereich der vier gewählten Messebenen mittels eines Säulendiagramms. Bei ausgeschalteter Kurvenglättung (links) konnten insgesamt deutlich höhere Geschwindigkeitsmaxima im Vergleich zur eingeschalteten Kurvenglättung ermittelt werden (rechts). (Legende: IVS = Interventrikularseptum, KG = Kurvenglättung, LVW = linksventrikuläre Wand, ppm = Messebene auf Höhe der Papillarmuskeln, umv = Messebene unterhalb der Mitralklappe, Ve = frühdiaastolische myokardiale Geschwindigkeit)

Graphic depiction with histogram of the influence of temporal smoothing on the mean value of the myocardial late diastolic velocity in the four measurement planes. Without temporal smoothing (left), higher maximal velocity points were seen in comparison with temporal smoothing (right). (Legend: IVS = interventricular septum, KG = temporal smoothing, LVW = left ventricular wall, ppm = measurement plane at the papillary muscles, umv = measurement plane under the mitral valve, Ve = myocardial velocity of the late diastolic velocity).

Humanmedizinische Studien belegen, dass hieraus ein Informationsverlust resultieren kann, der mit einer Unterschätzung oder Elimination von Geschwindigkeitsdaten einhergeht. Hiervon sollen insbesondere die schnellen isovolämischen Phasen betroffen sein (Gunnnes et al. 2004, Sutherland et al. 2004, Manouras et al. 2009).

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

Um eine korrekte Datenakquisition durchzuführen, ist es notwendig, anhand von Vergleichen eine Vorstellung über die Größe des wahren Messwertes zu erlangen, um eine möglichst genaue Schätzung der Messwerte zu ermöglichen und somit die Reproduzierbarkeit bzw. Zuverlässigkeit der Methode zu verbessern bzw. beurteilen zu können. Ein Ansatzpunkt im Bereich der myokardialen Geschwindigkeitsmessungen liegt im Vergleich der Geschwindigkeitsdaten der zwei verfügbaren Gewebedopplermodalitäten, dem Farbgewebedoppler und dem Spektralgewebedoppler. Aufgrund der unterschiedlichen Auswertungsmethodik wird den Daten des Spektralgewebedopplers, unter der Voraussetzung, dass die Datenerhebung unter optimalen Einstellungsvoraussetzungen erfolgte, eine höhere Datenreproduzierbarkeit zugesprochen. Unter Verwendung der Spektralgewebedopplerdaten als Bezugspunkt, konnte für den Einsatz von Filtern in der Farbgewebedopplerechokardiographie bereits in humanmedizinischen Studien nachweislich eine Abweichung der Geschwindigkeitsdaten ermittelt werden. Je höher die zeitliche Einstellung des Filters gewählt wurde, desto höher war die daraus resultierende Datendivergenz (Manouras et al., 2009). Diese Beobachtungen sind mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie vereinbar, in der eine signifikante Reduktion der Geschwindigkeitsmaxima mit eingeschalteter Filterfunktion, sowohl in Bezug auf die ungefilterten Daten, als auch in Bezug auf die Spektralgewebedopplerdaten (Daten siehe Michutta 2011) nachgewiesen werden konnte. Eine sich hier-

aus ergebende Problematik stellt die Erstellung von Referenzwerten dar. Die, für die Gewebedopplertechnik benötigte, hohe Datenakquisition erfordert eine optimale zeitliche Auflösung, sowie eine akkurate Kurvendarstellung. Zur Optimierung der Geschwindigkeitsinformation wird häufig eine Signalmodulation mittels Filteranwendung durchgeführt, wobei die oben genannten Veränderungen in Kauf genommen werden. Die eigentliche Problematik besteht nun darin, dass die mit der Filtereinstellung einhergehende Veränderung der Geschwindigkeitsdaten keinem stetigen Muster folgt. Sie erfolgt diskontinuierlich, so dass ihr Einfluss weder für den allgemeinen Kurvenverlauf noch für die einzelnen myokardialen Herzaktionen vorhergesehen werden kann. Dies erklärt die Tatsache, dass in dieser Arbeit deutliche Unterschiede im Einfluss der Filteranwendung auf die einzelnen myokardialen Geschwindigkeitskurven nachgewiesen werden konnten. Während die eingeschaltete Filterfunktion zu einer maximalen Geschwindigkeitsreduktion der diastolischen Kurven von ca. 10 % führte, betrug der Darstellungsverlust für die systolische Bewegungsamplitude ca. 7–20% und für die schnellen isovolämischen Phasen sogar bis zu ca.30%. Diese Ergebnisse sind vereinbar mit den Ergebnissen einer humanmedizinischen Studie (Gunnnes et al. 2004), in denen unterschiedliche zeitliche Filterspannen verwendet wurden und ebenfalls festgestellt wurde, dass die Veränderung des Gesamtkurvenverlaufes nicht vorhersagbar ist.

Die Auswirkung der Filterfunktion besitzt zudem eine starke Abhängigkeit zur Bildrate. Bei der Bildrate handelt es sich um die sonographische Abtastfrequenz des Myokards, die zum einen abhängig ist von der notwendigen Eindringtiefe der Ultraschallstrahlen (beim Pferd 25–30 cm), sowie von der Herzfrequenz. Je höher die notwendige Eindringtiefe, desto niedriger die maximal mögliche Bildrate, weil die Ultraschallstrahlen den Weg von der Sonde zum Messpunkt und zurück überwinden müssen. Zusätzlich macht eine hohe Herzfrequenz eine hohe Bildrate notwendig, da ein örtlich sich schnell bewegender Messpunkt auch schnell erfasst werden muss um seine Bewegung korrekt aufzuzeichnen. Die Auswirkung der Filtereinstellung und der Bildrate auf die gemittelte Bildanzahl wird durch die folgende Formel veranschaulicht:

$$\text{gemittelte Bildanzahl [gerundeter Wert]} = \frac{\text{Bildrate (1/sec)} \times \text{Zeitfilterbreite (sec)}}{1}$$

Wendet man die Formel auf die in dieser Studie gewählten Einstellungsparameter an, resultiert hieraus bei einer Zeitfilt-

Tabelle 1 Übersicht über den Einfluss der Filterfunktion „Kurvenglättung“ auf die mittleren Geschwindigkeitswerte der isovolämischen Kontraktion, der systolischen Kontraktion und der frühdiaastolischen Füllungsphase im Bereich aller vier Messebenen. (Legende: IVS – Interventrikularseptum, KG – Kurvenglättung, LVW – linksventrikuläre Wand, ppm – Messebene auf Höhe der Papillarmuskeln, umv – Messebene unterhalb der Mitralklappe, Vic – Geschwindigkeit der isovolämischen Kontraktion, Ve – Geschwindigkeit der frühdiaastolischen Füllungsphase, Vs – Geschwindigkeit der systolischen Kontraktion)

Overview of the influence of temporal smoothing on the mean value of the mean myocardial velocity of the isovolemic contraction, systolic contraction and the early diastolic contraction in the four measurement planes. (Legend: IVS – interventricular septum, KG – temporal smoothing, LVW – left ventricular wall, ppm – measurement plane at the papillary muscles, umv – measurement plane under the mitral valve, Vic – myocardial velocity of the isovolemic contraction, Ve – myocardial velocity of the late diastolic velocity, Vs – myocardial velocity of the systolic contraction).

	Kurve	IVSppm	LVWppm	LVWumv	IVSumv
KG ein	Vic	2,01 ± 1,02	3,91 ± 1,48	5,03 ± 2,29	3,31 ± 1,38
KG aus	Vic	2,98 ± 1,05	5,58 ± 1,34	6,70 ± 2,95	4,83 ± 2,03
KG ein	Vs	4,65 ± 1,60	6,83 ± 1,03	9,77 ± 1,29	3,31 ± 1,38
KG aus	Vs	5,18 ± 1,24	7,80 ± 1,59	10,47 ± 1,84	4,85 ± 1,39
KG ein	Ve	14,13 ± 3,23	17,2 ± 4,63	22,37 ± 5,82	11,89 ± 3,38
KG aus	Ve	15,28 ± 3,10	18,85 ± 4,0	24,01 ± 5,14	12,79 ± 3,54

erbreite von 30ms und einer Bildrate von 114 Bildern/sec eine gemittelte Bildanzahl von 3 Bildern pro Sekunde (gerundeter Wert). Das heißt, dass die erhobenen Daten von insgesamt 3 Bildern gemittelt werden, was unausweichlich einen Datenverlust nach sich zieht. Jedoch ist ebenfalls zu bedenken, dass ein Anstieg der Bildrate auch immer mit einem Anstieg von Störgeräuschen einhergeht, die zu unruhigen und verrauschten Kurvenverläufen führen. Während in der Humanmedizin Bildraten in Höhe von 200 Bildern/s und höher verwendet werden, kommen aufgrund der notwendigen Eindringtiefe der Ultraschallstrahlen von 25–30cm in der Echokardiographie des Pferdes selten Bildraten von über 120 Bildern/s zur Anwendung. Jedoch ist hierbei auch die Höhe der Ruheherzfrequenz, die im Vergleich zum Menschen niedriger ist, zu berücksichtigen. Resultierend hieraus wäre die Schlussfolgerung naheliegend, dass lediglich niedrige Bildraten aufgrund der niedrigeren Herzfrequenz notwendig sind und somit per se eine Reduktion der Störgeräusche stattfindet, was zu der Argumentation beitragen könnte, in der Pferdeeckochokardiographie auf den Einsatz von Filtern zu verzichten. In einer veterinärmedizinischen Studie von Schiller (2007) wurde durch Einschaltung des Zeitfilters jedoch als positiver Effekt eine Erhöhung der Datenreproduzierbarkeit festgestellt. Diese Studie wurde jedoch an Katzen mit einer deutlich höheren Herzfrequenz durchgeführt. Zusätzlich konnte aufgrund der notwendigen deutlich niedrigen Eindringtiefe eine höhere Bildrate verwendet werden, was den Schluss zulässt, dass der positive Effekt der Verwendung der Filterfunktion vermutlich auf einer vergleichsweise deutlich niedrigeren gemittelten Bildanzahl und einem damit einhergehenden deutlich reduzierten Informationsverlust beruht. Weiterhin führte die Verwendung der Filterfunktion mit großer Wahrscheinlichkeit zu einer Vereinfachung in der Kurvenidentifikation, insbesondere zu einem Vorteil für die Erkennbarkeit der isovolumetrischen Kurven.

Im Rahmen der Ergebnisse dieser Arbeit wurde bei Einschaltung der Filterfunktion kein Vorteil für die Datenidentifikation ermittelt. Nachgewiesen wurde jedoch auch kein signifikanter nachteiliger Effekt wie z.B. ein Datenverlust oder Nachteil in der Kurvenidentifikation. Mit eingeschalteter Filterfunktion wurde jedoch eine Erhöhung der Datenvariabilität festgestellt. Dieses Ergebnis entspricht dem einer humanmedizinischen Studie, bei der ebenfalls eine graduelle Erhöhung der Datenvariabilität bei steigender Einstellung der Filterweite nachgewiesen wurde (Manouras et al. 2009). Insgesamt sollte sowohl die maximal mögliche Bildrate, die Herzfrequenz und somit die Verwendung der Filterfunktionen im Zusammenhang betrachtet werden. Abschließend empfehlen wir aufgrund der erhobenen Ergebnisse beim Pferd auf die Verwendung der Funktion „Kurvenglättung“ in der Farbgewebedopplerechokardiographie zu verzichten, da es zu gravierenden Veränderungen der Geschwindigkeitsdaten führt.

Fazit

Der zeitliche Filter „Kurvenglättung“ bewirkt innerhalb eines festgelegten Zeitfensters eine Mittelung benachbarter Messwerte. Im Rahmen dieser Arbeit wurde der Einfluss der Filterfunktion auf die myokardialen Geschwindigkeitsdaten überprüft. Aufgrund der gewonnenen Ergebnisse empfehlen wir zur Datenerhebung mittels Farbgewebedopplerechokardio-

graphie die Filterfunktion „Kurvenglättung“ auszuschalten bzw. den zeitlichen Filter auf ein Minimum zu reduzieren.

Literatur

- D'Hooge J., Heimdal A., Jamal F., Kukulski T., Bijnens B., Rademakers F., Hatle L., Suetens P., Sutherland G. R. (2000) Regional strain and strain rate measurements by cardiac ultrasound: principles, implementation and limitations. *Eur. J. Echocardiogr.* 1, 154-170
- Feigenbaum H., Amstrong W. F., Rayn T. (2005) Feigenbaum's Echocardiography. 6th ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins
- Galderisi M., Olibet M., Sidiropulos M., Innelli P., D'Errico A., de Divitiis O. (2006) Currently available technology for echocardiographic assessment of left ventricular function. *Expert. Rev. Med. Devices* 3, 207-214
- Gunnes S., Storaas C., Lind B., Nowak J., Brodin L. A. (2004) Analysis of the effect of temporal filtering in myocardial tissue velocity imaging. *J. Am. Soc. Echocardiogr.* 17, 138-1145
- Isaaz K., Thompson A., Ethevenot G., Cloez J. L., Brembilla B., Pernot C. (1989) Doppler echocardiographic measurement of low velocity motion of the left ventricular posterior wall. *Am. J. Cardiol.* 64, 66-75
- Isaaz K., Munoz del Romeral L., Lee E., Schiller N. B. (1993) Quantitation of the motion of the cardiac base in normal subjects by Doppler echocardiography. *J. Am. Soc. Echocardiogr.* 6, 166-176
- Kittleson M. D., Kienle R. D. (1998) Small Animal Cardiovascular Medicine. 1th ed. Berlin/Wiesbaden: Mosby-Verlag
- Klaus C. S. (2009) Gewebedoppler-Echokardiographie (GDE) beim Pferd - Schnittebenen der myokardialen Wandbewegungsanalyse. *Diss. Med. Vet. Berlin*
- Köhler W., Schachtel G., Voleske P. (2007) Varianzanalyse bei ordinalskalierten Daten. *Biostatistik*. 4. Auflage. Springer-Verlag 95-97
- Langeland T. M. (2002) SPEQLE- Software Package for Echokardiographie Quantification leuven: An integrated approach to ultrasound-based cardiac deformation quantifikation. *IEEE Proceedings on Computers in Cardiology*, 69-72
- Manouras A., Shahgaldi K., Winter R., Nowak J., Brodin L. A. (2009) Comparison between colour-coded and spectral tissue Doppler measurements of systolic and diastolic myocardial velocities: effect of temporal filtering and offline gain setting. *Eur. J. Echocardiogr.* 10, 406-413
- Michutta J.-I. (2011) Einflüsse von Geräteeinstellungen auf myokardiale Geschwindigkeitsprofile in der Gewebedopplerechokardiographie beim Pferd. *Diss. Med. Vet. Berlin*
- Poulsen-Nautrup C., Tobias R. (2001) Atlas und Lehrbuch der Ultraschalldiagnostik bei Hund und Katze. 3. Auflage. Hannover: Schlütersche Verlagsgesellschaft
- Schiller S. (2007) Farbgewebedoppler bei der herzgesunden Katze: Einfluss von Auswertungsprogrammen, Software- und Aufnahmeeinstellungen auf den Gewebegeschwindigkeit, Strain und Strain Rate. *Diss. Med. Vet. München*
- Schwarzwald C. C., Schober K. E., Bonaura J. D. (2007) Methods and reliability of echocardiographic assessment of left atrial size and mechanical function in horses. *Am. J. Vet. Res.* 68, 735-747
- Sepulveda M. F., Perkins J. D., Bowen I. M., 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. P. (2006) Gewebe-Doppler-Echokardiographie beim Pferd: Eine Pilotstudie. *Diss. Med. Vet. Berlin*
- Storaas C., Lind B., Brodin L. A. (2004) Distribution of left ventricular longitudinal peak systolic strain and impact of low frame rate. *Ultrasound Med. Biol.* 30, 1049-1055
- Stoylen A. (2005) Problems and pitfalls of strain rate imaging. <http://ntnu.no/stoylen/strainrate/Howto/Pitfalls.html>. NTNU Norwegian University of Science and Technology, Faculty of Medicine, Department of Circulation and Imaging
- Sutherland G. R., DiSalvo G., Claus P., D'Hooge J., Bijnens B. (2004) Strain and strain rate imaging: a new clinical approach to quantifying regional myocardial function. *J. Am. Soc. Echocardiogr.* 17, 788-802