

3. Anwendbarkeit der Gewebedopplerechokardiographie zur Überwachung der myokardialen Funktion

Die Gewebedopplerechokardiographie ist eine relativ neue Ultraschalltechnik deren potentielle Anwendbarkeit in der kardiologischen Diagnostik zwar unumstritten ist, die jedoch trotz ständiger technischer Verbesserungen immer noch keinen sehr weitverbreiteten klinischen Einsatz gefunden hat. Dabei bietet die Gewebedopplerechokardiographie die Möglichkeit einer sehr genau quantifizierbaren Wandbewegungsanalyse und liefert somit wichtige myokardiale Funktionsinformationen, die kaum anderweitig zu erhalten sind. Myokardfunktion geht mit Gewebewegung (bzw. mit Gewebeschwindigkeiten) einher und daher liegt es nahe, Doppler-Ultraschalluntersuchungen, welche die Erfassung von Gewebeschwindigkeiten ermöglichen, für die myokardiale Funktionsanalyse einzusetzen. Gewebedoppler-Verfahren haben sich bisher bei verschiedensten klinischen Fragestellungen als nützlich und größtenteils unersetzbar erwiesen und ihr klinisches Anwendungsspektrum nimmt ständig zu [264,265,266].

3.1. Physikalische und technische Grundprinzipien der Gewebedopplerechokardiographie

Mit der Gewebekopplerechokardiographie (Tissue Doppler echocardiography = TDE oder meist auch als Tissue Doppler imaging = TDI bekannt) steht ein Verfahren zur Verfügung, das vom Myokard ausgesandte, hochamplitudige niederfrequente Dopplersignale durch Autokorrelation analysiert und eine regionale Wandgeschwindigkeitsbestimmung mit großer räumlicher und zeitlicher Auflösung erlaubt [267,268,269,270,271].

Der sogenannte Gewebedoppler basiert auf der gleichen Dopplertechnik, die zur Darstellung intrakavitärer Blutflussgeschwindigkeiten genutzt wird. Das bei systolischer und diastolischer Wandbewegung erhaltene Dopplersignal zeichnet sich durch kleine Geschwindigkeitsbereiche (0,05-0,30 m/s) und sehr hohe Amplituden aus, während das durch sich bewegende Erythrozyten erhaltene Dopplersignal niedrige Amplituden und hohe Geschwindigkeiten aufweist. Spezielle Computersoftware-Algorithmen zum Herausfiltern von Signalen mit hoher Geschwindigkeit und niedriger Amplitude, verursacht durch sich bewegende Erythrozyten, und selektive Detektion der Signale mit niedriger Geschwindigkeit und hoher Amplitude, ermöglichen eine Geschwindigkeitsquantifizierung der Myokardbewegung [264,266,267,268,269,270,271]. Im Prinzip werden somit durch geänderte Filtereinstellungen die kräftigen, im niedrigen Geschwindigkeitsbereich liegenden Gewebesignale dargestellt und gleichzeitig die Blutflusssignale unterdrückt. Die Geschwindigkeitsinformationen können entweder als farbkodierte Daten in real-time, oder als ge-

pulste Gewebedoppler-Geschwindigkeitskurven aufgezeichnet werden. Das Problem der Gewebedopplerechokardiographie besteht in der Gewinnung der in den Doppler-Datensätzen enthaltenen quantitativen Funktionsparameter, insbesondere bei der Nutzung von Farbdopplerdatensätzen, die mit Bildraten von weit über 50 Bildern/Sekunde aufgenommen werden. Da sich klinisch bedeutsame quantitative Informationen durch rein visuelle Beurteilung nicht gewinnen lassen, ist eine Nachbearbeitung der Farbdoppleraufnahmen zur Quantifizierung des Wandbewegungsgeschwindigkeitsprofils erforderlich. Diese Nachbearbeitung war in der Anfangsphase des Gewebedopplers sehr aufwendig und hat damit lange Zeit den klinischen Einsatz des Verfahrens erschwert [264,265]. Basierend auf dem Farbdoppler, sind in den letzten Jahren verschiedene Analysemodalitäten entwickelt worden, die eine unterschiedliche Darstellung der gewonnenen Gewebedoppler-Informationen erlauben. Ermöglicht wurden diese Modalitäten insbesondere durch die hohe Rechnerkapazität moderner Echogeräte. Gegenwärtig steht eine ganze Reihe von „post-processing“ Algorithmen für die Nachbearbeitung der Gewebefarbdoppler-Datensätze zur Verfügung [264,265, 266].

3.2. Gewebedopplerverfahren

Wie schon erwähnt, existieren zwei Varianten des Gewebedopplers:

- Der gepulste Spektraldoppler (gepulster Gewebedoppler = pulsed-wave tissue Doppler imaging = PW-TDI), der Ende der 80er Jahre erstmals zur Aufzeichnung der Myokardgeschwindigkeitsprofile genutzt wurde [270].
- Der Farb-Gewebedoppler (Color-coded tissue Doppler imaging = Color-TDI, der seit Anfang der 90er Jahre für Myokardgeschwindigkeits-Messungen eingesetzt wird [271].

3.2.1. Gepulster Gewebedoppler (PW-TDI)

Bei dem PW-TDI- Verfahren wird unter Nutzung eines kleinen „Messfensters“ (axiale Länge des „sample volume“ meist 2 mm) eine bestimmte Myokardregion analysiert (mid-myokardial oder endokardiale Grenzfläche) und für diesen das Geschwindigkeitsprofil dargestellt.

Vorteile des PW-TDI-Verfahrens [264,265,266]:

- hohe Zeitliche Auflösung in der Darstellung des Geschwindigkeitsprofils
- hohe Auflösung für Geschwindigkeitsmessungen (ermöglicht Messungen der maximalen Wandgeschwindigkeiten)
- Möglichkeit einer sofortigen Auswertung der gepulsten Gewebedoppler-Kurven (off-line Analysen nicht notwendig)

Nachteile des PW-TDI-Verfahrens [264,265,266]:

- erfasst die Wandbewegung nur lokal, innerhalb des Messvolumens (geringe räumliche Auflösung)
- der Einfluss der Gesamtbewegung des Herzens auf die regional gemessenen Wandgeschwindigkeiten ist nicht abgrenzbar (simultane Geschwindigkeitsmessung endokardial und epikardial nicht möglich)

3.2.2. Farb-Gewebedoppler (Color-TDI)

Dieses Verfahren ermöglicht die gleichzeitige Erfassung von Geschwindigkeitsinformationen für die gesamte Echoschnittebene. Durch Nutzung entsprechender Auswerte-Software lassen sich für jede Bildposition Geschwindigkeitsprofile nachträglich rekonstruieren. Zunehmende Rechnerkapazität der gegenwärtigen Echogeräte, die Bildraten bis zu 200 Bilder/s erreichen lassen, haben eine ausreichende zeitliche Auflösung der errechneten Myokardgeschwindigkeitsprofile möglich gemacht. Es ist damit die Berechnung von Myokardgeschwindigkeitsprofilen möglich, die denen des Spektraldopplers immer näher kommen [264,265,266]. Vorteile des Farb-TDI sind sowohl die Möglichkeit, dass die räumliche Orientierung der myokardialen Geschwindigkeiten dem real-time 2-D-Bild überlagert werden können, als auch die Möglichkeit, mit Hilfe des Farb-M-mode-TDI die endokardialen und epikardialen Geschwindigkeiten differenziert darzustellen und zu messen [266].

Die wichtigsten vom Farbgewebedoppler abgeleiteten Analyseverfahren sind:

- myokardialer Geschwindigkeitsgradient (myocardial velocity gradient = MVG)
- regionale Deformierung (Strain) und regionale Deformierungsgeschwindigkeit (Strain Rate)

Der myokardiale Geschwindigkeitsgradient (myocardial velocity gradient = MVG) ermöglicht eine quantitative Beurteilung der myokardialen Wandgeschwindigkeiten, unabhängig von der Gesamtbewegung des Herzens. Der MVG wird aus der Differenz zwischen den Wandgeschwindigkeiten an der endokardialen (V_{endo}) und epikardialen Grenzfläche (V_{epi}), geteilt durch die Distanz (d) zwischen den beiden Grenzflächen mal dem Kosinus des Winkels zwischen Ultraschall-Strahl und Bewegungsrichtung des Myokards berechnet, und in s^{-1} angegeben [270, 272,273,274,275].

$$\text{MVG} = [V_{\text{endo}} - V_{\text{epi}}]/d \cos \theta$$

Die Strain Doppler Echokardiographie Strain Rate Imaging ermöglichen die quantitative Beurteilung der lokalen (regionalen) Myokardverformung und ermöglicht somit die Quantifizierung regionaler myokardialer Dysfunktionen, sowohl in Ruhe, als auch unter Belastung [276,277, 278,279,280]. Der myokardiale Strain widerspiegelt die Gewebeverformung als Antwort auf eine

einwirkende Kraft und die Strain Rate entspricht der Geschwindigkeit dieser Gewebsverformung. Die Strain- bzw. Strain-Rate Berechnung aus den TDI-Wandgeschwindigkeiten (v) erfolgt nach der Gleichung:

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l} \cong \frac{v(r) - v(\Delta r + r)}{\Delta r} \Delta t = SR \Delta t$$

wobei ε = Strain, l = Länge des Gewebesegments (end-diastolisch), Δl = instantane Änderung der Länge des Gewebesegments, r = Distanz entlang des Ultraschallstahls, Δr = Distanz zwischen den beiden Punkten in denen die Wandgeschwindigkeit (v) gemessen wird und SR = Strain Rate.

Neuere Untersuchungen haben gezeigt, dass die aus dem Farb-TDI abgeleitete systolische Strain Rate auch ein zuverlässiger Index für die linksventrikuläre Kontraktilität ist [266,281].

Vorteile des Color-TDI-Verfahrens [264,265,266,278,279,281]

- hohe räumliche Auflösung (gleichzeitige Erfassung von Myokardgeschwindigkeitsinformationen für eine gesamte Echoschnittebene)
- ermöglicht die Abgrenzung der systolischen und diastolischen Wandgeschwindigkeiten von dem Einfluss der Translationsbewegung des Herzens (Messung der transmyokardialen Geschwindigkeitsgradienten zwischen endokardialer und epikardialer Grenzfläche)
- auf dem Color-TDI basierende Modalitäten wie Strain und Strain-Rate ermöglichen Aussagen über die Wandverformung während des Herzzyklus und somit die Quantifizierung regionaler Myokarddysfunktionen, sowie die Beurteilung der globalen Myokardkontraktilität

Nachteile des Color-TDI-Verfahrens [264,265,266]:

- relativ niedrige zeitliche Auflösung
- die gemessenen maximalen Wandgeschwindigkeit sind kleiner als die mit dem PW-TDI gemessenen Spitzengeschwindigkeiten, da die Myokardgeschwindigkeitsprofile des Color-TDI aus Geschwindigkeitsmittelwerten errechnet werden
- Zeitaufwendig aufgrund der Notwendigkeit einer „off-line“ Analyse für die Quantifizierung der myokardialen Geschwindigkeiten

3.3. Beurteilung der Wandbewegung mittels der Gewebedopplerverfahren

Die Dopplerechokardiographische Beurteilung der Myokardfunktion erfolgt hauptsächlich durch Aufzeichnung der linksventrikulären Wandbewegung. In diesem Bereich ist die anatomische Orien-

tierung der Muskelfasern sowohl zirkulär (vorwiegend mid-myokardial), als auch longitudinal (vorwiegend subendokardial und subepikardial) [264].

Der Vektor der myokardialen Wandbewegung hat 3 verschiedene Komponente:

- longitudinal (tangential zum Epikard)
- radial (senkrecht zum Epikard)
- zirkumferentiell (senkrecht zur radialen und longitudinalen Achse)

Die TDI-Verfahren (PW- und Farb-TDI) ermöglichen, in Abhängigkeit von der echokardiographischen Anlotung, sowohl eine longitudinale, als auch radiale Wandbewegungsanalyse [264,265, 266]. Während die apikale Anlotung (apikaler 4-Kammerblick, apikale Längsachse oder apikaler 2-Kammerblick) die Quantifizierung der longitudinalen Wandbewegung ermöglicht, kann durch parasternale Anlotung (parasternale Längsachse und kurze Achse) die radiale Wandbewegung untersucht werden.

Normalerweise besteht ein Geschwindigkeitsgradient sowohl longitudinal, als auch radial, d.h. sowohl zwischen basalen und apikalen Regionen eines jeden Wandabschnittes (Abnahme der Wandgeschwindigkeiten in apikaler Richtung), als auch zwischen endo- und epikardialer Grenzfläche (Abnahme der Wandgeschwindigkeiten in epikardialer Richtung) [282]. Die entsprechenden Wandgeschwindigkeiten sind auch unterschiedlich, je nachdem, ob die Messung im Hinterwand, Seitenwand oder Septumbereich erfolgt [282].

Die jeweils in einem bestimmten Wandabschnitt gemessene systolische und diastolische Wandgeschwindigkeit ist nicht identisch mit der systolischen und diastolischen Geschwindigkeit der Wanddickenänderung, da die jeweilige, mit Hilfe des Gewebedopplers gemessene regionale Wandgeschwindigkeit, nicht nur von der lokalen Kontraktion, sondern auch von anderen Faktoren wie Rotation und Kontraktion benachbarter Wandabschnitte, sowie Gesamtbewegung (Rotations- und Translationsbewegung) des Herzens bestimmt wird [266,270,282,283]. Es konnte jedoch gezeigt werden, dass zwischen der mittels des Gewebedopplers gemessenen regionalen Wandgeschwindigkeit und der Geschwindigkeit mit der sich die Ventrikelwanddicke durch die lokale Kontraktion und Relaxation verändert eine hoch signifikante Korrelation besteht [282,283]. Das Color-TDI Verfahren ermöglicht die Messung des transmyokardialen Geschwindigkeitsgradienten zwischen der endo- und epikardialen Grenzfläche und erlaubt auf diese Weise die Abgrenzung der allein durch Kontraktion und Relaxation verursachten Wandbewegung von dem Einfluss der Translationsbewegung des Herzens [265,266,270]. Diese Korrektur kann jedoch nur im Bereich der anterioren und posterioren Segmente in parasternaler Anlotung angewendet werden, wo die Richtung der Wanddickenänderungen parallel mit der Richtung des Ultraschallstrahls erfolgt [282].

Die Normalwerte der systolischen und diastolischen Wandgeschwindigkeiten sind altersabhängig und unterschiedlich zwischen Erwachsenen und Kindern [284,285,286,287,288,299,300]. Mori et al fanden bei Kindern eine positive Korrelation zwischen Alter und maximaler Wandgeschwindigkeit, sowohl für S_m , als auch für E_m und für beide, sowohl bei radialer, als auch longitudinaler Wandbewegung [288]. Bei gesunden Erwachsenen kommt es mit fortschreitendem Alter, insbesondere in der Frühdiastole zu einem Abfall der maximalen Wandgeschwindigkeit, die bei der klinischen Beurteilung der Myokardfunktion in Betracht gezogen werden muss [284,285,301].

3.3.1. Dopplerechokardiographische Untersuchung der radialen Wandbewegung

Die radiale Wandbewegung kann durch parasternale Anlotung in der Längsachse und kurzen Achse, sowohl mit Hilfe des PW-TDI, als der Farb-TDI untersucht werden. Normalerweise erreichen die maximalen Wandgeschwindigkeiten die Höchstwerte an der LV-Basis und sowohl im Hinterwandbereich, als auch septal erfolgt normalerweise eine Abnahme der Wandbewegungsgeschwindigkeiten in Richtung Apex [264,282,302]. Wandgeschwindigkeiten und myokardialer Geschwindigkeitsgradient sind normalerweise größer im Hinterwandbereich als im Interventrikularseptum (sowohl im basalen, als auch medialen LV-Bereich) [302,303,304]. Ähnlich wie bei der Untersuchung der longitudinalen Wandbewegung zeigt die Aufzeichnung des systolischen Wandgeschwindigkeitsprofils zwei Spitzenwerte S_{m_1} und S_{m_2} , die jedoch meist weniger gut abgrenzbar sind [285]. Da die Myokardkontraktion zuerst in den longitudinal angeordneten Muskelfasern beginnt, und die Verkürzung der zirkumferentiellen Muskelfasern erst danach stattfindet, erreicht die systolische Wandgeschwindigkeit in der radialen Wandbewegungsanalyse den Maximalwert erst in der Ejektionsphase, und somit ist $S_{m_2} > S_{m_1}$ [264,305]. Die maximale diastolische Wandgeschwindigkeit E_m wird ähnlich wie bei der durch apikale Anlotung registrierbaren longitudinalen Wandbewegung in der Frühdiastole erreicht, jedoch ist die radiale E_m eines bestimmten Myokardsegments meist größer als die longitudinale E_m [264]. Die maximale enddiastolische Wandgeschwindigkeit A_m , die der diastolischen linksventrikulären Wandbewegung während der enddiastolischen Füllung durch die Vorhofkontraktion entspricht, ist in einem bestimmten Myokardsegment normalerweise kleiner bei Aufzeichnung der radialen Wandbewegung im Vergleich zu jener der longitudinalen Wandbewegung [264].

Die mit Hilfe des Farb-TDI errechenbaren radialen myokardialen Geschwindigkeitsgradienten (MVG) und die daraus ableitbaren Strain Rate (SR) Werte ermöglichen auch eine zuverlässige Quantifizierung der regionalen Myokardfunktion, unabhängig von der Translationsbewegung des Herzens [278,282].

3.3.2. Dopplerechokardiographische Untersuchung der longitudinalen Wandbewegung

Die longitudinale Wandbewegung kann durch apikale Anlotung in der Längsachse ebenfalls, sowohl mit Hilfe des PW-TDI, als der Farb-TDI untersucht werden. Auch bei der longitudinalen Wandbewegung erreichen die maximalen Wandgeschwindigkeiten normalerweise die Höchstwerte an der LV-Basis (Hinterwand für die systolische Wandgeschwindigkeit, Seitenwand für die frühdiastolische Wandgeschwindigkeit) und in allen Wandabschnitten erfolgt normalerweise eine Abnahme der Wandbewegungsgeschwindigkeiten in Richtung Apex [264,293,294,295,296, 297,298,299]. Auch bei der longitudinalen Wandbewegung sind die Wandgeschwindigkeiten im Hinterwandbereich größer als septal [293]. Da die Myokardkontraktion zuerst in den longitudinal angeordneten Muskelfasern beginnt, erreicht die systolische Wandgeschwindigkeit in der longitudinalen Wandbewegungsanalyse den Maximalwert in der Frühsystole und somit ist $Sm_1 > Sm_2$ [264,294]. Die maximale systolische Wandgeschwindigkeit in einem bestimmten Myokardsegment ist außerdem in longitudinaler Richtung meist größer als in radialer Richtung. Die maximale diastolische Wandgeschwindigkeit Em wird ähnlich wie bei der durch parasternale Anlotung registrierbaren radialen Wandbewegung in der Frühdiastole erreicht, jedoch ist die longitudinale Em eines bestimmten Myokardsegments meist kleiner als die radiale Em [264]. Die maximale enddiastolische Wandgeschwindigkeit Am in einem bestimmten Myokardsegment ist normalerweise größer bei Aufzeichnung der longitudinalen Wandbewegung im Vergleich zu jener der radialen Wandbewegung [264].

Das aus dem Farb-TDI errechenbare Strain Rate Imaging (SRI), welches die Aussagekraft der Wandbewegungsanalyse für die Quantifizierung der regionalen Myokardfunktion wesentlich erhöht, und wird vorwiegend in der longitudinalen Wandbewegungsanalyse angewendet [278].

Ein bevorzugter Ort für die longitudinale Wandgeschwindigkeitsmessung zur Beurteilung der globalen systolischen und diastolischen Funktion ist die Mitralannulusregion [264,295,300,302,303].

Ein aus dem Farb-TDI abgeleitetes Verfahren, welches nur für die Beurteilung der longitudinalen Wandbewegung eingesetzt wird, ist das sog. Tissue Tracking-Verfahren [264,265,304].

Tissue Tracking basiert auf der Farbdoppler Technik, wobei für jede Myokardregion das Integral der Gewebegeschwindigkeit über die Systole bzw. Diastole errechnet wird. Es ergibt sich daraus die Bewegungsdistanz über den entsprechenden Herzzyklusabschnitt. Die errechneten Bewegungsdistanzen werden abgestuft über 7 Farbbänder dargestellt. Diese Darstellung ist sinnvoll für apikale Schnittebenen bei denen sich ein apiko-basaler Gradient in Bewegungsdistanzen ergibt. Über die im Bereich des Mitralannulus erfasste Bewegungsdistanz lässt sich die globale linksventrikuläre Funktion abschätzen [264,265,304]. Um Fehlbewertungen zu vermeiden muss jedoch auf eine streng achsengerechte Einstellung der Echoschnittebenen geachtet werden [265].

3.3.3. Grenzen und mögliche Fehlinterpretationen der Gewebedoppler-Wandbewegungsanalyse

3.3.3.1. Winkelabhängigkeit

Genau wie bei dem konventionellen Doppler-Verfahren zur Messung der Bluströmungsgeschwindigkeit sind auch die mit dem PW-TDI- und Farb-TDI Verfahren gemessenen Wandgeschwindigkeiten winkelabhängig, so dass die gemessene Wandgeschwindigkeit um so mehr von der tatsächlichen Wandgeschwindigkeit abweicht, je größer der Winkel zwischen Schallachse und Vektor der Wandbewegung ist. Alle Gewebedopplerverfahren, einschließlich die aus dem Farb-TDI abgeleiteten Analyseverfahren, vor allem die Strain- und Strain-Rate, sind winkelabhängig. Während bei Gewebedopplermessungen ein Winkelfehler lediglich zu geringeren Absolutwerten führt, kann es bei Strain-Rate-Messungen, durch die Addition von Fehlern, zu ausgeprägten Fehleinschätzungen kommen [265,305].

Der Einfluss von Winkelfehlern kann bei PW-TDI Wandgeschwindigkeitsmessungen deutlich reduziert werden, indem in der Endexpirationsphase mehrere Messungen im Bereich des untersuchten Myokardsegments durchgeführt werden und am Ende nicht ein Mittelwert berechnet wird, sondern der Höchstwert all dieser Messungen als tatsächliche Wandgeschwindigkeit gesucht wird [206,306].

3.3.3.2. Zeitauflösung der Gewebedopplerverfahren und Echogeräte

Die myokardiale Wandbewegung ist nicht gleichmäßig und sowohl während der Systole, als auch der Diastole kommt es zu kurzzeitigen Beschleunigungen in denen die Höchstgeschwindigkeiten erreicht werden. Die aufgezeichneten Geschwindigkeitsdaten hängen demnach von der zeitlichen Auflösung ab, die das Doppler-Verfahren und das Echogerät ermöglichen [265, 307, 308]. Der gepulste Spektraldoppler (PW-TDI) hat den Vorteil einer hohen zeitlichen Auflösung (8 ms) und die damit gemessenen Spitzengeschwindigkeiten nähern sich daher der tatsächlichen maximalen Wandgeschwindigkeit mehr als die mit dem Farb-TDI errechneten Spitzengeschwindigkeiten, die nur durchschnittliche Werte der Geschwindigkeiten (einschließlich im Spitzenbereich) darstellen [307]. Die zeitliche Auflösung bei den 2D Farb-TDI Verfahren erstreckt sich zwischen 100 ms, bei den ersten Geräten mit dieser Funktion, bis zu 10 ms bei den neuen, vollständig digitalisierten Systemen [307]. Der M-mode Farb-TDI ist aufgrund höherer Bildraten (z.Z. bis zu 250 Bilder/s), dem Farb-2D-TDI in der zeitlichen Auflösung überlegen [307]. Lind et al. fanden, dass nur Geräte die Bildraten von mindestens 70-100 Bilder/s erreichen eine zuverlässige myokardiale Wandgeschwindigkeitsmessung ermöglichen [308]. Die Rechnerkapazität gegenwärtiger Hoch-

leistungsechogeräte, die Bildraten bis zu 200 Bilder/s erreichen lassen, ermöglichen die Berechnung von Myokardgeschwindigkeitsprofilen, die denen des Spektraldopplers sehr nahe kommen [265].

3.3.3.3. Vor- und Nachlastabhängigkeit

Die Vor- und Nachlastabhängigkeit der Gewebedopplerverfahren ist einigermaßen umstritten, scheint jedoch insbesondere für die systolischen Gewebedoppler-Parameter keineswegs vernachlässigbar zu sein [304,309,310,311,312,313].

Bezüglich der Vor- und Nachlastabhängigkeit der diastolischen Wandgeschwindigkeiten gibt es sehr unterschiedliche Meinungen [309,310,311,12]. Die von Aranda et al. durchgeführten PW-TDI-Untersuchungen an transplantierten Patienten im Bereich der linksventrikulären Hinterwand konnten keine signifikanten Veränderungen der myokardialen Relaxationsgeschwindigkeiten nach Reduzierung der Vor- und Nachlast (signifikanter Abfall des pulmonalkapillären Wedge-Drucks und des systemischen arteriellen Mitteldrucks) durch Nitroglyzeringabe nachweisen [309]. Andere Untersuchungen zeigten ebenfalls, dass die diastolische Mitralannulus-Gewebedopplergeschwindigkeit E_m ein Vorlast unabhängiger Parameter ist [310,311,312]. Demgegenüber fanden Dincer et al., dass die Mitralannulus E_m in signifikantem Maß von der Vorlast abhängig ist [314]. Shimizu et al. konnten nachweisen, dass der aus dem Farb-TDI abgeleitete diastolische maximale myokardiale Geschwindigkeitsgradient weitgehend unabhängig von Änderungen der Vorlast ist [315].

Die systolischen Wandgeschwindigkeiten korrelieren mit der Kontraktilität, sind jedoch ähnlich wie die EF abhängig der Vorlast [316,317].

3.3.3.4. Einfluss von Rhythmus- und Erregungsleitungsstörungen

Durch Veränderung des Wandgeschwindigkeitsprofils erschweren Rhythmusstörungen und Erregungsleitungsstörungen die Beurteilung der systolischen und diastolischen Funktion, sowohl regional, als auch global. Mori et al. fanden bei gesunden Kindern unterschiedlichen Alters, in Ruhe, eine negative Korrelation ($p < 0,001$) zwischen maximaler Wandgeschwindigkeit und Herzfrequenz, sowohl für die maximale systolische Geschwindigkeit S_m , als auch maximale diastolische Geschwindigkeit E_m [288]. Gleichzeitig fanden die Autoren jedoch auch eine positive Korrelation ($p < 0,001$) zwischen Alter und maximaler Wandgeschwindigkeit, so dass es schwer zu sagen ist, ob die niedrigeren Wandgeschwindigkeiten bei den Kleinkindern, die gleichzeitig auch eine höhere Herzfrequenz in Ruhe haben, auf das Alter oder auf die Herzfrequenz zurückzuführen sind.

Die Beurteilung dieser Ergebnisse wird auch dadurch erschwert, dass die Kinder unter 2 Jahren während der Untersuchung mit einem Sedativum behandelt wurden, welches zumindest theoretisch die Wandgeschwindigkeiten ebenfalls beeinflussen könnte.