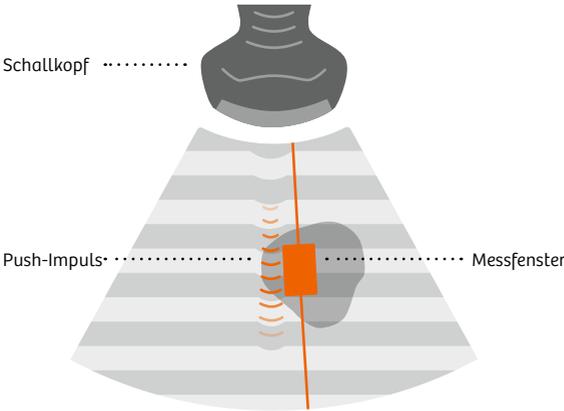


# Elastographie der **Leber** Virtual Touch Technologie



**Abb. 1A:** Bei der Virtual Touch Quantifizierung werden durch eine als „Push-Impuls“ bezeichnete Schallwelle (orangefarben) Scherwellen erzeugt.

## Einführung

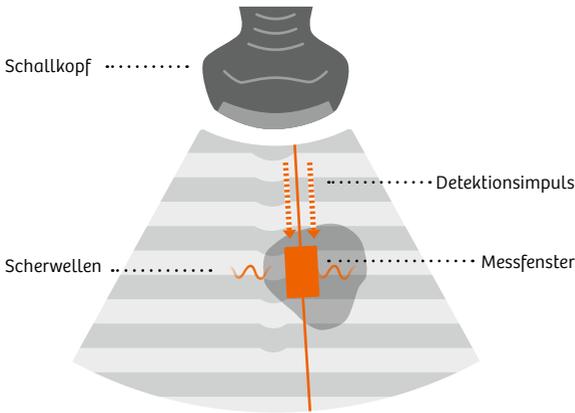
Die Virtual Touch™ Technologie gibt Aufschluss über die mechanische Steifigkeit von Gewebe. Es wurde festgestellt, dass der Grad der Gewebesteifigkeit mit der Ätiologie verschiedener Krankheitsprozesse korreliert.<sup>1,2</sup>

Dieses Handbuch führt in die Technologie ein, leitet Sie durch die Anwendung der Technologie und gibt Empfehlungen für die optimale Vorgehensweise.

Siemens Healthineers möchte Sie bei der Erkundung der ultraschallgestützten Beurteilung mechanischer Gewebesteifigkeit als Partner begleiten und mit dieser Broschüre unterstützen.

Die Virtual Touch Technologie nutzt Acoustic Radiation Force Impulse (ARFI), um Scherwellen zu erzeugen. Mit der Software Virtual Touch™ Quantifizierung (VTQ) werden diese Scherwellen in einem vom Anwender definierten Messfenster quantifiziert.

Die Abbildungen 1A und 1B zeigen, wie VTQ einen akustischen Push-Impuls, gefolgt von Detektionsimpulsen nutzt, um die Scherwellengeschwindigkeit zu berechnen.



**Abb. 1B:** Wenn Detektionsimpulse (orangefarbene Pfeile) mit einer durchlaufenden Scherwelle (orange) interagieren, kann anhand der Position der Welle zu einem bestimmten Zeitpunkt die Scherwellengeschwindigkeit berechnet werden. Dieser Wert steht in Relation zur Gewebesteifigkeit im Messfenster.

## Indikationen

Seit der Einführung der ARFI-Technologie im Jahr 2008 durch das Ultraschallsystem ACUSON S2000™ wurde eine große Anzahl von klinischen Studien zum klinischen Nutzen, zur Reproduzierbarkeit und zur Wiederholbarkeit veröffentlicht. Viele Studien sind unter folgender Webadresse zu finden:

<http://www.mendeley.com/groups/2396601/qiba-sws/papers/>

Eine Übersicht über die klinischen Anwendungsgebiete wird von folgenden Institutionen bereitgestellt: The Society of Radiologists in Ultrasound<sup>3</sup>, The World Federation for Ultrasound in Medicine & Biology<sup>4</sup>, The European Federation of Societies for Ultrasound in Medicine and Biology<sup>5</sup>, The Japanese Society for Ultrasound in Medicine<sup>6</sup>.



Abb. 2: Optimale Patientenposition

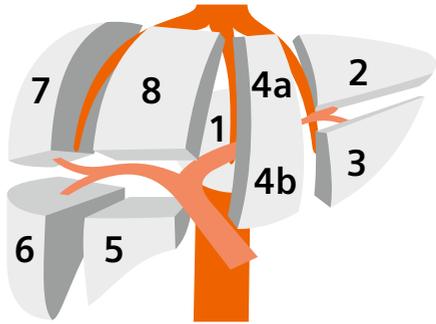


Abb. 3: Orientierungspunkte für Segmente 5 und 8

## Verfahren

### Bewährte Methode für die Durchführung der ultraschallgestützten Elastographie<sup>7</sup>

Empfohlene Vorgehensweise	Anmerkungen
<b>Nüchternheit 4–6 Stunden vor der Untersuchung</b>	Nahrungsaufnahme innerhalb von 4–6 Stunden vor der Ultraschalluntersuchung kann die Scherwellengeschwindigkeitswerte in der Leber künstlich erhöhen.
<b>Optimale Positionierung</b>	Rückenlage oder leichte (30°) linke Seitenlage mit über den Kopf erhobenem rechtem Arm, um den interkostalen Zugang zu erleichtern (Abb. 2).
<b>Flaches, kurzes Atmen und anhalten</b>	Die Valsalva-Methode oder ein tiefes Einatmen kann zu einer unerwünschten Erhöhung des zentralvenösen Drucks führen, wodurch verfälschte erhöhte Elastographiewerte auftreten können.
<b>Optimale Platzierung des Messfensters</b>	Verwenden Sie eine interkostale Schallkopfplatzierung, um Segmente 5 oder 8 anzuvisieren (Abb. 3). Vermeiden Sie einen erhöhten subkapsulären Reflex, indem Sie das Zielfenster mindestens 2 bis 3 cm senkrecht unter der Glisson-Kapsel platzieren (Abb. 4).  <i>Hinweis:</i> Der Fokus der schallkopfspezifischen Linse liegt typischerweise ca. 4–5 cm unter dem Schallkopf, weshalb in dieser Region die besten Messungen erzielt werden.
<b>Reichlich Gel</b>	Während der Untersuchung (insbesondere während der Erfassung der gesamten Reihe von Messungen) ist für eine optimale akustische Kopplung reichlich Gel erforderlich. Dadurch wird eine maximale Schallübertragung sichergestellt.

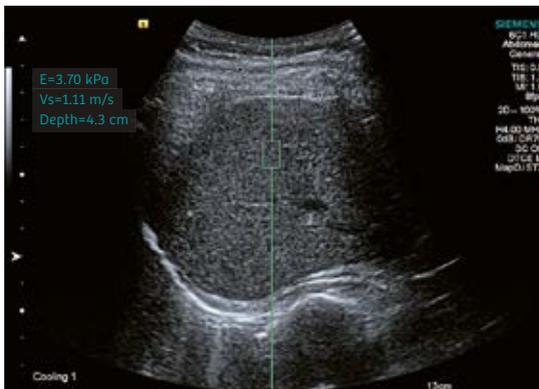


Abb. 4: Optimales Verfahren

Empfohlene Vorgehensweise	Anmerkungen
<b>B-Mode Optimierung</b>	Suchen Sie eine Stelle, an der das Leberparenchym starke Echos zurückgibt, ohne die B-Mode Verstärkung zu erhöhen. Vermeiden Sie große Gefäße und Gallengänge. Verwenden Sie eine Bildebene parallel zu den Rippen, um Rippenschatten zu vermeiden und die Kopplung der Push-Impuls-Energie mit dem Körper zu verbessern.  <i>Hinweis:</i> Da das Messfenster oben und unten 1 cm über das In-Plane Messfenster hinausreicht, sind diese Bereiche der Leber ebenfalls zu untersuchen.
<b>Erfassung der Messungen</b>	Es wird empfohlen, zehn Messungen an der gleichen Stelle durchzuführen, um einen zuverlässigen Medianwert zu erhalten.

Empfehlungen	
<ul style="list-style-type: none"> <li>Nüchterner Patient ruht in einer leichten linken Seitenlage mit leicht über den Kopf erhobenen rechtem Arm</li> <li>Interkostaler Zugang</li> <li>Optimierung des B-Mode Bilds für eine helle Darstellung des Leberparenchyms bei Vermeidung von großen Gefäßen, Gallengängen und Rippenschatten</li> <li>Sicherstellen, dass die Leberkapsel scharf erscheint</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Optimale Platzierung des Messfensters:                             <ul style="list-style-type: none"> <li>· 4–6 cm tief (und mindestens 2–3 cm unter der Leberkapsel sowie senkrecht zu dieser)</li> <li>· innerhalb von Segment 5 oder 8 der Leber</li> </ul> </li> <li>Patienten anweisen, flach und kurz zu atmen und dann vom Zeitpunkt der Impulsauslösung („Update“) bis zur Anzeige des Wertes auf dem Bildschirm den Atem anzuhalten</li> <li>Erfassung von 10 Messungen der gleichen Stelle</li> </ul>



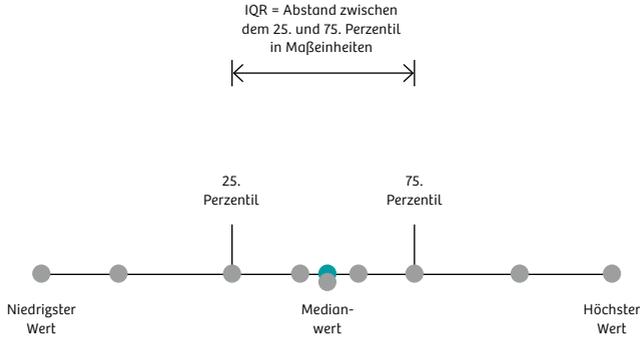


Abb. 7: Interquartilsabstand (IQR)

## Aussagekraft

Der Interquartilsabstand (IQR) ist der Bereich der Verteilung von Werten bei einer wiederholt bestimmten Datenreihe zwischen dem 25. und dem 75. Perzentil. Dies wird auch als die „mittleren 50%“ einer Verteilung bezeichnet. Dabei werden Ausreißer ignoriert, um ein genaueres Bild der Verteilung von Werten in einer Reihe von Daten zu liefern.

Nehmen Sie folgende Werte als Beispiele an:

Median  $V_s = 1,00$  m/s

IQR = 0,3

Verhältnis IQR/Median = 0,3  
(technisch ausreichend)

Median  $V_s = 2,1$  m/s

IQR = 0,7

Verhältnis IQR/Median = 0,3  
(technisch ausreichend)

Median  $V_s = 1,8$  m/s

IQR = 1,2

Verhältnis IQR/Median = 0,67  
(technisch nicht ausreichend)

Bei einem Verhältnis IQR/Median  $V_s$  von  $\leq 0,3$  ist sichergestellt, dass eine Messreihe in einem akzeptablen Variabilitätsbereich liegt.



**Hinweis:** Bei einer fortschreitenden Fibrose ist der IQR höher. Da das Verhältnis IQR/Median dieses Phänomen normalisiert, ist IQR/Median ein wichtiger Indikator für die technische Genauigkeit.

### Empfehlungen

- Nehmen Sie 10 Messungen an einer Stelle vor (beachten Sie, dass auf der Berichtseite die 10 Messungen von verschiedenen Stellen angezeigt werden können).
- Mindestens 6/10 der Messungen sollten „gültig“ sein. Dies wird unten in der Bildanzeige tabellarisch angegeben.  

Stelle 1: 0 Gültig/0 Gesamt
- Ein Verhältnis IQR/Median von  $\leq 0,3$  ist das empfohlene Qualitätskontrollmaß für ausreichende technische Qualität.

Tabelle 1: Ursachen der Variabilität von Messungen

Ursache	Kategorie
Verfahren	Patientenvorbereitung
	Vorkompression
	Flaches Atmen und anhalten
	Schallkopfwinkel
Patientenfaktoren	Körperhabitus
	Leberfunktion
	Komorbiditäten

## Technische Genauigkeit

Die technische Genauigkeit einer VTQ-Untersuchung ist abhängig von der Reproduktion konsistenter Rechenwerte.

Messwertvariabilitäten sind vor allem auf zwei Ursachen zurückzuführen:

### 1. Messungen außerhalb der Toleranz (x,xx m/s)

Wenn das System die Vs als „x,xx m/s“ anzeigt, wurden die internen Standards für die Messwertqualität nicht erfüllt. Der häufigste Grund hierfür ist ein niedriges Signal-Rausch-Verhältnis der Scherwelle. Ein niedriges Signal-Rausch-Verhältnis wird typischerweise durch ein unsachgemäßes Vorgehen oder durch patientenabhängige Faktoren verursacht, wie z. B. eine dicke Körperfettschicht, einen hohen BMI oder eine signifikante Fibrose und/oder Steatose, die die Erzeugung von Scherwellen in der Leber hemmt.

### 2. Hohe Variabilität der Datenreihe

Falsche Ausreißer können sich negativ auf den IQR auswirken. Die Messwertvariabilität ist im Großen und Ganzen auf Faktoren im Zusammenhang mit dem Verfahren und dem Patienten zurückzuführen. Diese werden in Tabelle 1 zusammengefasst. Herstellerabhängige Abweichungen bei den Messungen wurden ebenfalls beobachtet.



**Hinweis:** Aufgrund der potenziellen Variabilität der in Tabelle 1 aufgelisteten Komorbiditäten muss vor der Durchführung einer VTQ-Untersuchung die Krankengeschichte des Patienten betrachtet werden.

## Beispiel

Bei einem nicht nüchternen Patienten können fälschlicherweise erhöhte Steifigkeitswerte auftreten.<sup>8</sup>

Mit zunehmendem Grad der Vorkompression nehmen auch die Abweichungen zwischen verschiedenen Bedienern zu (siehe Anhang 2).

Die Valsalva-Methode kann zu erhöhten Steifigkeitswerten führen.<sup>9</sup> Bewegungen des Patienten oder des Schallkopfs können zu Ungenauigkeiten führen.

Ein Out-of-Plane Schallkopfinkel unter 50° zur Hautoberfläche kann zu künstlich niedrigen Scherwellengeschwindigkeiten führen (siehe Anhang 3).

Ein hoher BMI oder eine dicke Körperfettschicht kann die Scherwellen erheblich abschwächen und zu Werten außerhalb der Toleranz (x,xx m/s) oder zu Werten mit hoher Variabilität innerhalb der Datenreihe führen.

Erhöhte Aminotransferase-Werte können zu erhöhten Elastographie-Ergebnissen führen.

Bei Herzinsuffizienz, extrahepatischer Cholestase, signifikanter portaler Hypertonie, erhöhten Aminotransferase-Werten und Leberfibrose können hohe Vs-Messwerte auftreten.

## Empfehlungen

Machen Sie sich mit diesen zwei unabhängigen klinischen Studien zur Bestimmung der technischen Reproduzierbarkeit von Messungen der Scherwellengeschwindigkeit vertraut.

- Guzman-Aroca, F.; Reus, M.; Berna-Serna, J.; Serrano, L.; Serrano, C.; Gilabert, A.; Cepero, A.; „Reproducibility of Shear Wave Velocity Measurements by Acoustic Radiation Force Impulse Imaging of the Liver.“ J Ultrasound Med 2011; 30:975-979.
- Kurabayashi, T.; Taketomi-Takahashi, A.; Endo, K.; „Reliable Measurement Procedure of Virtual Touch Tissue Quantification with Acoustic Radiation Force Impulse Imaging“ J Ultrasound Med 2011; 30:745-751.

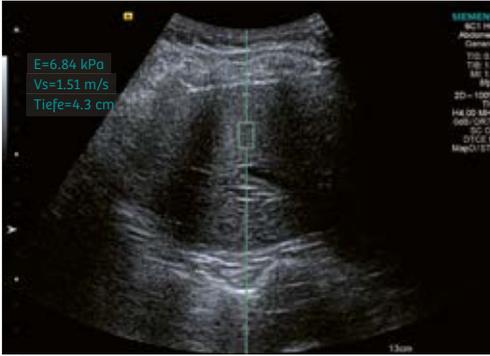


Abb. 8A: Unsachgemäße Durchführung des Scans

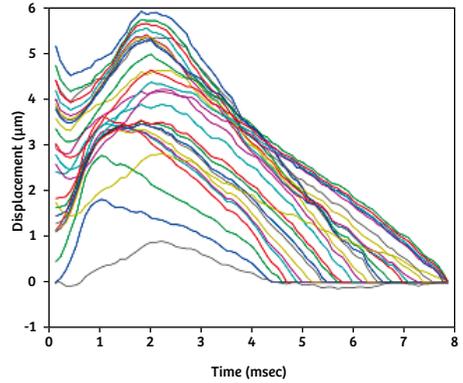


Abb. 8B: Scherwellen-Verschiebungssignale bei unsachgemäßer Durchführung

## Variabilität der Datenreihe

### 1. Niedriges Signal-Rausch-Verhältnis

Ein häufiger Grund für Messwertvariabilität ist ein niedriges Signal-Rausch-Verhältnis des Scherwellen-Verschiebungssignals. Dies führt zu verrauschten Verschiebungsprofilen, die die Erkennung der Scherwellenspitzen bei jeder Detektionsimpulslinie erschweren. Die Abbildungen 8 und 9 zeigen den Unterschied zwischen den Scherwellen-Verschiebungssignalen bei einer unsachgemäßen Durchführung (Abb. 8A und 8B) und bei einer sachgemäßerer Durchführung (Abb. 9A und 9B).

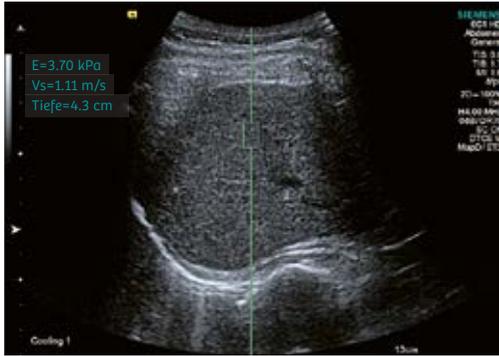


Abb. 9A: Sachgemäße Durchführung des Scans

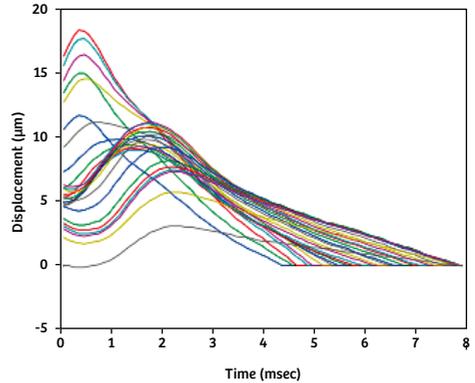


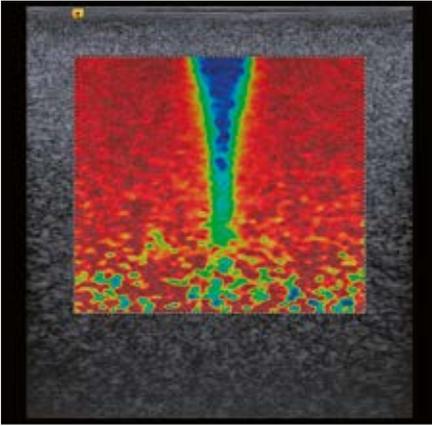
Abb. 9B: Scherwellen-Verschiebungssignale bei sachgemäßer Durchführung

## 2. Verbesserung der Verschiebungsgröße durch das Verfahren

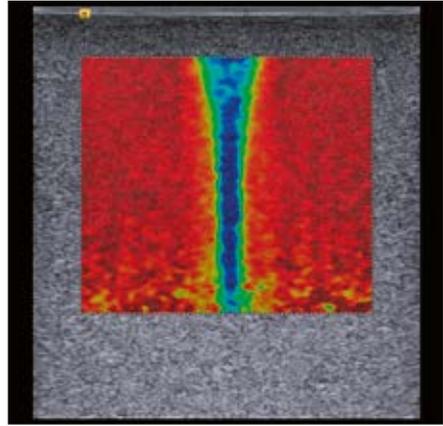
Die Abbildungen 8 und 9 zeigen den Unterschied zwischen den Scherwellen-Verschiebungssignalen bei einer unsachgemäßen Durchführung und bei einem sachgemäßerem Vorgehen.

Bei einer unsachgemäßen Durchführung bestehen gewöhnlich eine zu große Nähe des Messfensters zum Rippenschatten und eine unzureichende Kopplung zwischen dem Schallkopf und der Hautoberfläche. Dies führt zu einer niedrigen Scherwellenamplitude und einem niedrigen Signal-Rausch-Verhältnis, was wiederum künstlich erhöhte Scherwellengeschwindigkeiten in einer normalen Leber verursacht (Abb. 8A und 8B).

Bei einer sachgemäßerem Durchführung liegt das Messfenster senkrecht zur Glisson-Kapsel, und es besteht eine gute Kopplung zwischen dem Schallkopf und der Hautoberfläche. Dies führt zu einer weitaus höheren Scherwellenamplitude und einem höheren Signal-Rausch-Verhältnis und damit zu angemesseneren Scherwellengeschwindigkeiten für eine normale Leber (Abb. 9A und 9B).



**Abb. 10:** Abschwächung des Push-Impulses infolge Ausbreitung in einem schwer schallbaren Medium (z. B. in einer steatotischen Leber)



**Abb. 11:** Push-Impuls guter Qualität infolge Ausbreitung in einem gut schallbaren Medium (z. B. in gesundem Lebergewebe)

### 3. Impulsabschwächung

Eine weitere häufige Ursache von Messungsvariabilität ist die Impulsabschwächung (Dämpfung) durch die Ausbreitung in „anspruchsvollem“ Gewebe. Dieses Phänomen ist den Abbildungen 10 und 11 zu entnehmen, die den Push-Impuls mithilfe einer sensorischen Skala für die Verschiebung anzeigen.

In Abb. 10 ist die Abschwächung hoch. Dies ist typisch für Patienten mit einer steatotischen Leber oder einem hohen BMI. Der Push-Impuls kann nicht tief genug eindringen, um Scherwellen in guter Qualität zu erzeugen.

In Abb. 11 sind alle Scanparameter identisch mit denen aus Abb 10. Dennoch ist die Abschwächung niedrig, weil der Push-Impuls sich in weniger anspruchsvollem Gewebe ausbreitet. So können Scherwellen in guter Qualität erzeugt werden. Dies ist typisch für nicht steatotisches Lebergewebe.



**Hinweis:** Aus diesem Grund müssen Komorbiditäten und der Körperhabitus als signifikante Faktoren mit Einfluss auf die Qualität der Messergebnisse berücksichtigt werden.

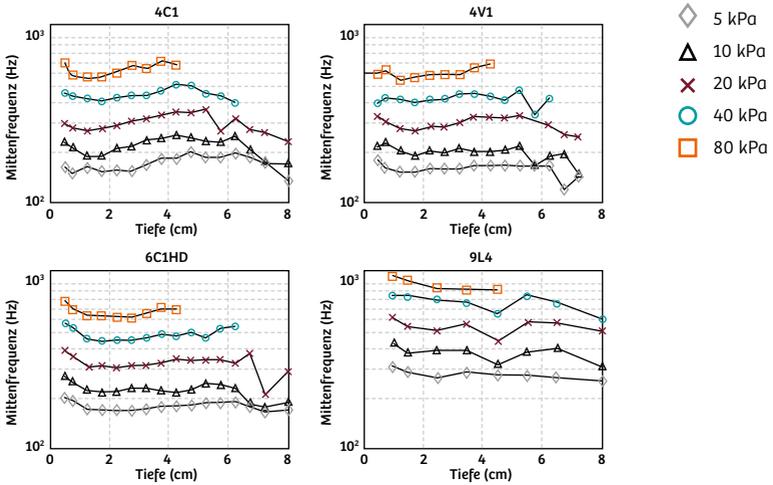


Abb. 12: Wie die Mittenfrequenz des Schallkopfs die Scherwellengeschwindigkeit beeinflussen kann

## Auswirkung der Frequenz auf die Scherwellengeschwindigkeit

VTQ verwendet einen Anregungsimpuls, der einen relativ breiten Bereich von Scherwellenfrequenzen erzeugt. Die Geschwindigkeit der Scherwelle kann durch die Scherwellenfrequenz beeinflusst werden, wie aus Abbildung 12 zu ersehen ist.

### Empfehlungen

Um die Vergleichbarkeit der Follow-up-Untersuchungen sicherzustellen, wird empfohlen, Serienaufnahmen immer mit dem gleichen Schallkopf durchzuführen.

Die folgende Gleichung beschreibt die Abhängigkeit der Scherwellengeschwindigkeit von der Frequenz unter Annahme eines homogen Voigt-Modells:

$$c_s(\omega_s) = \sqrt{\frac{2(\mu_1^2 + \omega_s^2 \mu_2^2)}{\rho(\mu_1 + \sqrt{\mu_1^2 + \omega_s^2 \mu_2^2})}}$$

Dabei stehen  $c_s$ ,  $\omega_s$ ,  $\rho$ ,  $\mu_1$ ,  $\mu_2$  für die Scherwellengeschwindigkeit, die Kreisfrequenz der Scherwelle, die Scherelastizität, die Scherviskosität bzw. die Materialdichte. Da diese Parameter in viskoelastischem menschlichem Gewebe variieren können, kann sich die Kreisfrequenz der Scherwelle auf Messungen der Scherwellengeschwindigkeit auswirken und sollte daher bei der Interpretation von Scherwellengeschwindigkeits-Messwerten berücksichtigt werden.



**Abb. 13:** Ultraschallsystem ACUSON S3000 HELX Evolution mit Touch Control

---

## Schritte zum Erfolg

### Schritt 1:

Stellen Sie sicher, dass die Messungen gemäß den Empfehlungen in diesem Handbuch durchgeführt werden.

### Schritt 2:

Stellen Sie sicher, dass bei jeder Patientenuntersuchung die Validitätskriterien gemäß den Empfehlungen in diesem Handbuch erfüllt sind. Denken Sie daran: Der empfohlene Datenpunkt für die Beurteilung der technischen Genauigkeit ist **ein Verhältnis IQR/ Median von  $\leq 0,3$** .

### Schritt 3:

Denken Sie bei Vorliegen variabler Messergebnisse im Rahmen der Beurteilung der mechanischen Steifigkeit an die bei jedem Patienten individuellen (physiologischen und pathologischen) Ursachen für Variabilität.

## Glossar

<b>ARFI</b>	Acoustic Radiation Force Impulse. Ein vom Schallkopf generierter „Push-Impuls“, der eine Gewebeverschiebung erzeugt.
<b>Scherwelle</b>	Durch einen ARFI-Push-Impuls erzeugte Transversalwelle, deren Geschwindigkeit ein Indikator der Gewebesteifigkeit ist.
<b>Steifigkeit</b>	Ein umschreibender Begriff der Gewebeelastizität, der anzeigt, wie hart oder weich ein Gewebe ist.
<b>Verschiebung</b>	Die Gewebebewegung, die als Reaktion auf einen ARFI-Push-Impuls auftritt. Die Verschiebung ist ein Indikator für die Gewebesteifigkeit.
<b>Messfenster</b>	Das vom Anwender definierte Messfenster, in dem Scherwellen detektiert und quantifiziert werden.
<b>Vorkompression</b>	Die Größe des Drucks, die der Anwender während der Aufnahme auf den Schallkopf ausübt.
<b>IQR</b>	Interquartilsabstand (englisch: interquartile range, abgekürzt IQR). Dies ist der Abstand zwischen dem 25. und 75. Perzentil in Maßeinheiten. Der IQR stellt die Verteilung bzw. Streuung einer Reihe von Datenpunkten dar und dient als Validitätskriterium.
<b>Median</b>	Der mittlere Wert einer Datenreihe.
<b>IQR/mediane Geschwindigkeit</b>	Dieses Verhältnis dient zur Bestimmung der Validität. Der empfohlene Wert ist $\leq 0,3$ .
<b>Mittelwert</b>	Der Durchschnittswert einer Datenreihe.

## Quellennachweis

- [1] Wellman et.al. Breast Tissue Stiffness in Compression is Correlated to Histological Diagnosis. Harvard BioRobotics Laboratory Technical Report, 1999. <https://biorobotics.harvard.edu/pubs/1999/mechprops.pdf>
- [2] Rosen, J.; Brown, J.; De, S.; Sinanan, M.; Hannford, B.; Biomechanical Properties of Abdominal Organs In Vivo and Postmortem Under Compression Loads. Journal of Biomechanical Engineering, 2008; Vol. 130, 021020-1.
- [3] Barr, et.al. Elastography Assessment of Liver Fibrosis: Society of Radiologists in Ultrasound Consensus Statement. Radiology 2015 Sep 16; 276(3):845-61.
- [4] Ferraioli, G. et al. WFUMB Guidelines and Recommendations for Clinical Use of Ultrasound Elastography: Part 3: Liver Ultrasound Med Biol. 2015 May; 41(5): 1161-79
- [5] Cosgrove, D. et al. EFSUMB Guidelines and Recommendations on the Clinical Use of Ultrasound Elastography Ultraschall in Med 2013; 34: 238–253
- [6] Masatoshi Kudo et al. JSUM Ultrasound Elastography Practice Guidelines: Liver Journal of Medical Ultrasonics Sep 2013; 40(4)
- [7] Barr, RG et al. Elastography Assessment of Liver Fibrosis: Society of Radiologists in Ultrasound Consensus Conference Statement. Radiology 2015; 276(3): 845-61
- [8] Mederacke, I.; Wursthorn, K.; Kirschner, J. et al. Food intake increases liver stiffness in patients with chronic or resolved hepatitis C virus infection. Liver Int 2009; 29(10): 1500-1506.
- [9] Horster, S.; Mandel, P.; Zachoval, R.; Clevert, D.-A.; Comparing acoustic radiation force impulse imaging to transient elastography to assess liver stiffness in healthy volunteers with and without Valsalva manoeuvre. Clin Hemorheol Microcirc 2010; 46(2-3): 159-168.

# Anhänge

## Anhang 1: Unterschiede zwischen dem rechten und dem linken Leberlappen

---

### Unterschiede zwischen dem rechten und dem linken Leberlappen bei gesunden Probanden

Jaffer et al. berichteten, dass ARFI (Virtual-Touch-Quantifizierung) bei Durchführung durch geschulte Anwender eine zuverlässige und reproduzierbare Methode der Quantifizierung der Lebersteifigkeit in den Segmenten 5/6 und 7/8 darstellt, während Erfassungen in Segment 3 vermieden werden sollten. Unterhalb der Leberkapsel erfasste Werte ermöglichen eine zuverlässigere Quantifizierung der Lebersteifigkeit.

#### Quellennachweis

JJaffer, O.S.; Lung, P.F.C.; Bosanac, D.; Patel, V.M.; Ryan, S.M.; Heneghan, M.A.; Quaglia, A.; Sidhu, P.S. „Acoustic radiation force impulse quantification: repeatability of measurements in selected liver segments and influence of age, body mass index and liver capsule-to-box distance.“ *The British Journal of Radiology*, 85 (2012), e858-e863.

### Unterschiede zwischen dem rechten und dem linken Leberlappen bei Patienten mit chronischer Lebererkrankung

Laut Toshima et al. waren Messungen der Scherwellengeschwindigkeit im rechten Leberlappen zuverlässiger als Messungen im linken Leberlappen.

#### Quellennachweis

Toshima, T.; Shirabe, K.; Takeishi, K.; Motomura, M.; Mano, Y.; Uchiyama, H.; Yoshizumi, T.; Soejima, Y.; Taketomi, A.; Maehara, Y.; „New method for assessing liver fibrosis based on acoustic radiation force impulse: a special reference to the difference between right and left liver.“ *J. Gastroenterology* (2011) 46:705-711.

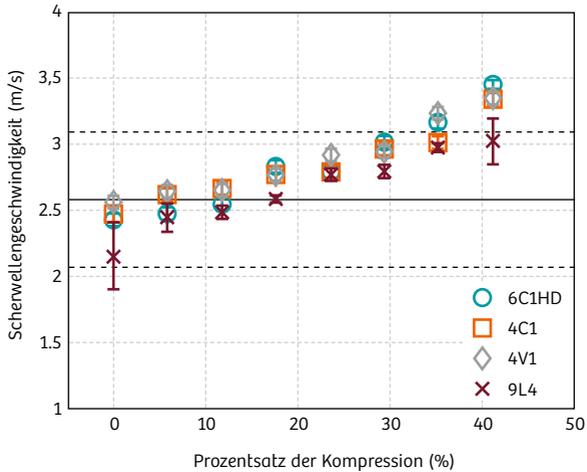


Abb. 14: Auswirkung der Vorkompression auf Scherwellengeschwindigkeitsmessung

## Anhang 2: Auswirkung der Vorkompression auf die Scherwellengeschwindigkeit

Ein Test unter Verwendung eines „049 Elasticity QA Phantom“ der Firma CIRS zur Auswirkung der Vorlast des Schallkopfs (Vorkompression) auf Messungen der Scherwellengeschwindigkeit lässt darauf schließen, dass sich mit der Erhöhung des Grads der Kompression auch die Scherwellengeschwindigkeit erhöht. Die mittleren Scherwellengeschwindigkeiten liegen bei einer Kompression von 0% bis 30% innerhalb von  $\pm 20\%$  des Elastizitätsphantom-Referenzwerts. Diese Ergebnisse lassen darauf schließen, dass eine minimale bis leichte Kompression (5% bis 15%) wahrscheinlich keine signifikanten Abweichungen bei Messungen mit der Virtual Touch Quantifizierung zur Folge hat.

Mit zunehmendem Grad der Vorkompression erhöht sich auch die anwenderabhängige Variabilität. Die Anwendung von minimaler, leichter und moderater Kompression bei demselben Phantom-Testaufbau führte bei minimaler bis leichter Kompression zu ähnlichen Messungen der Scherwellengeschwindigkeit. Bei der Darstellung der Brust trat bei moderater Kompression eine signifikante Variabilität auf.



**Hinweis:** Wenden Sie immer minimale bis leichte Kompression an.

- 1 Schallkopfwinkel 90 Grad
- 2 Schallkopfwinkel 60 Grad

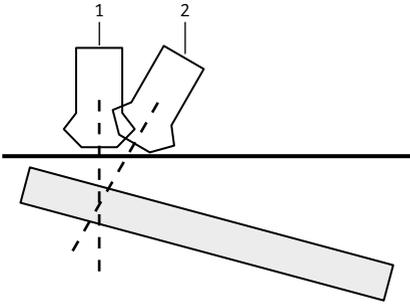


Abb. 15: Schallkopfwinkel auf einer ebenen Oberfläche

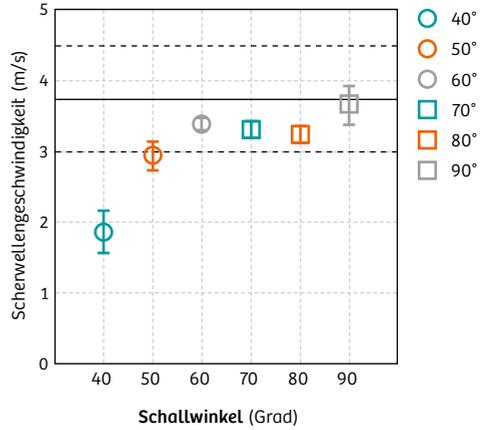


Abb. 16: Scherwellengeschwindigkeit im Verhältnis zum Schallwinkel

## Anhänge

### Anhang 3: Auswirkung des Schallkopf winkels auf Scherwellengeschwindigkeit/ Ergebnisse für In-Plane Schallkopfinkel

#### Auswirkung von In-Plane und Out-of-Plane Schallkopf winkeln auf die Scherwellengeschwindigkeitsmessung

Die Auswirkung des Schallkopf winkels wurde mit gewebeäquivalenten Elastizitätsphantomen unter Verwendung eines Linear-Array-Schallkopfs 9L4 getestet.

#### Ergebnisse für Out-of-Plane Schallkopfinkel

Ein Out-of-Plane Schallkopfinkel von unter 50° zur Hautoberfläche kann aufgrund des Verlusts des Kontakts zwischen Schallkopf und flacher Scanoberfläche zu künstlich niedrigen Scherwellengeschwindigkeiten führen (siehe Abb. 16).



**Hinweis:** Verwenden Sie üblicherweise einen Schallkopfinkel von 90° zur Hautoberfläche, um die höchste Messgenauigkeit zu erzielen.

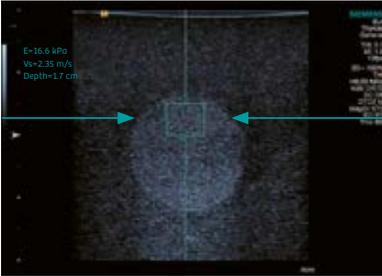


Abb. 17: Beispiel für ein Scherwellen-Reflexionsartefakt

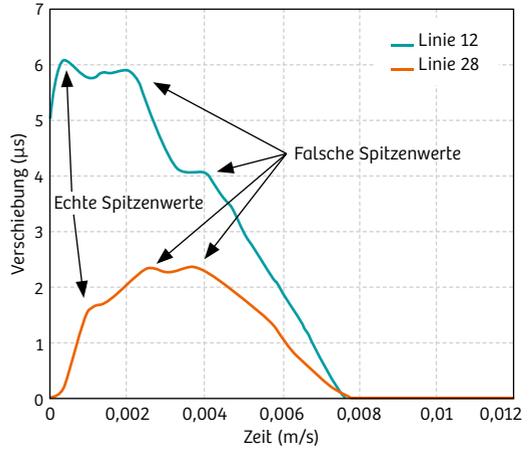


Abb. 18: Scherwellenverschiebung im Verhältnis zur Zeit – falsche Spitzenwerte infolge von Scherwellenreflexionen

#### Anhang 4: Potenzielle Scherwellen-Reflexionsartefakte

Scherwellenreflexionen können künstlich niedrige Scherwellen-Geschwindigkeitswerte verursachen, wenn eine fokale Läsion und das umgebende Gewebe sehr hohe Unterschiede hinsichtlich des Youngschen Moduls aufweisen. Dies kann zu einer Irritation führen, die Scherwellen reflektiert und infolge von konstruktiver Scherwellen-Interferenz einen „falschen Spitzenwert“ erzeugt.

Diese Bedingungen können durch den Virtual-Touch-Scherwellengeschwindigkeits-Algorithmus als eine künstlich niedrige Geschwindigkeit fehlinterpretiert werden, was auf das zusätzliche Zeitintervall zwischen dem ersten Scherwellen-Spitzenwert und dem falschen zweiten Scherwellen-Spitzenwert zurückzuführen ist (siehe Abb. 18).

Die in diesem Dokument beschriebenen Produkte/Funktionen sind eventuell nicht in allen Ländern kommerziell erhältlich. Aus rechtlichen Gründen kann deren zukünftige Verfügbarkeit nicht garantiert werden. Weitere Einzelheiten nennt Ihnen gerne Ihre nächstgelegene Siemens-Niederlassung.

Freigestellte klinische Bilder können zur besseren Darstellung der Pathologie beschnitten sein.

ACUSON S2000 und Virtual Touch sind Marken von Siemens Medical Solutions USA, Inc.

---

#### **Siemens Healthineers Headquarters**

Siemens Healthcare GmbH  
Henkestr. 127  
91052 Erlangen, Deutschland  
Telefon: +49 9131 84-0  
[siemens.com/healthineers](http://siemens.com/healthineers)

#### **Local Contact**

Siemens Healthcare GmbH  
Karlheinz-Kaske-Str. 2  
91052 Erlangen, Deutschland  
Telefon: +49 800 022 87 66  
[siemens.de/healthineers](http://siemens.de/healthineers)