

Submitted: 04.04.2016
Accepted: 28.04.2016

Shear wave elastography with a new reliability indicator

Elastografia fali poprzecznej z nowym wskaźnikiem wiarygodności

Christoph F. Dietrich¹, Yi Dong²

¹ *Medizinische Klinik 2, Caritas-Krankenhaus Bad Mergentheim, Bad Mergentheim, Germany*

² *Department of Ultrasound, Zhongshan Hospital, Fudan University, 200032 Shanghai, China*

Correspondence: Prof. Christoph F. Dietrich, MD, PhD, Medizinische Klinik 2, Caritas-Krankenhaus, Uhlandstr. 7, 97980 Bad Mergentheim, tel. +49 7931 58 2201, e-mail: christoph.dietrich@ckbm.de

DOI: 10.15557/JoU.2016.0028

Key words

guideline,
recommendation,
liver,
liver stiffness
measurement,
healthy

Słowa kluczowe

wytyczna,
zalecenie,
wątroba,
pomiar sztywności
wątroby,
zdrowy

Abstract

Non-invasive methods for liver stiffness assessment have been introduced over recent years. Of these, two main methods for estimating liver fibrosis using ultrasound elastography have become established in clinical practice: shear wave elastography and quasi-static or strain elastography. Shear waves are waves with a motion perpendicular (lateral) to the direction of the generating force. Shear waves travel relatively slowly (between 1 and 10 m/s). The stiffness of the liver tissue can be assessed based on shear wave velocity (the stiffness increases with the speed). The European Federation of Societies for Ultrasound in Medicine and Biology has published Guidelines and Recommendations that describe these technologies and provide recommendations for their clinical use. Most of the data available to date has been published using the Fibroscan (Echosens, France), point shear wave speed measurement using an acoustic radiation force impulse (Siemens, Germany) and 2D shear wave elastography using the Aixplorer (SuperSonic Imagine, France). More recently, also other manufacturers have introduced shear wave elastography technology into the market. A comparison of data obtained using different techniques for shear wave propagation and velocity measurement is of key interest for future studies, recommendations and guidelines. Here, we present a recently introduced shear wave elastography technology from Hitachi and discuss its reproducibility and comparability to the already established technologies.

Streszczenie

W ostatnich latach pojawiły się nowe nieinwazyjne metody oceny sztywności wątroby. Dwie główne spośród tych metod znalazły zastosowanie w praktyce klinicznej do elastosonograficznej oceny włóknienia wątroby: elastografia fali poprzecznej oraz elastografia quasi-stacyczna/odkształceń względnych. Fale poprzeczne to fale o ruchu prostopadłym (lateralnym) do kierunku siły wzbudzającej. Fale poprzeczne przemieszczają się stosunkowo wolno (od 1 do 10 m/s). Sztywność tkanki wątroby można oceniać na podstawie szybkości fali poprzecznej (sztywność wzrasta proporcjonalnie do szybkości). Europejska Federacja Towarzystw Ultrasonograficznych w Medycynie i Biologii (The European Federation of Societies for Ultrasound in Medicine and Biology) wydała wytyczne zawierające opis tych technologii oraz zalecenia dotyczące ich klinicznego stosowania. Dotychczas większość dostępnych danych uzyskiwano z wykorzystaniem aparatury FibroScan (Echosens, Francja), punktowego pomiaru szybkości fali poprzecznej przy użyciu silnego impulsu akustycznego (Siemens, Niemcy) oraz elastografii fali poprzecznej z zastosowaniem aparatu Aixplorer (SuperSonic Imagine, Francja). W ostatnim czasie również inni producenci wprowadzili na rynek technologię elastografii fali poprzecznej. Porównanie danych uzyskanych z zastosowaniem różnych

■ technik propagacji fali poprzecznej oraz pomiaru jej szybkości ma kluczowe znaczenie dla przyszłych badań, zaleceń oraz wytycznych. W niniejszej pracy przedstawiono niedawno wprowadzoną technologię elastografii fali poprzecznej (Hitachi) oraz omówiono jej powtarzalność i porównywalność względem dotychczas stosowanych technologii.

Introduction

Many different non-invasive methods for liver stiffness (LS) assessment have been introduced over recent years. Of these, two main methods for estimating liver fibrosis using ultrasound elastography have become established in clinical practice: shear wave elastography (SWE) and quasi-static or strain elastography (SE)⁽¹⁻³⁾. The European Federation of Societies for Ultrasound in Medicine and Biology (EFSUMB) has published Guidelines and Recommendations that describe these technologies and provide recommendations for their clinical use^(2,3). In summary, shear waves are generated when a directional force is applied to a tissue, causing shear deformation. Shear waves are rapidly attenuated by tissues, and they travel at a much slower rate (between 1 and 10 m/s), and thus can be easily detected by longitudinal ultrasonic waves. They are not supported by liquids of low viscosity⁽¹⁾. The stiffness of the liver tissue can be assessed based on shear wave velocity (the stiffness increases with the speed). A comparison of data obtained using different techniques for shear wave propagation and velocity measurement is of key interest for future studies, recommendations and guidelines. Most of the data available to date has been published using the Fibroscan (Echosens, France)⁽⁴⁻⁸⁾, point shear wave speed measurement using an acoustic radiation force impulse (ARFI) (Siemens, Germany)⁽⁹⁻¹¹⁾ and 2D SWE using the Aixplorer (SuperSonic Imagine, France)^(12,13). More recently, other manufacturers such as GE, Philips and Toshiba have introduced SWE technology into the market⁽¹⁴⁾. Here, we present a recently introduced SWE technology from Hitachi and discuss its reproducibility and comparability to already established technologies.

Shear wave measurement technology

Shear wave measurement (SWM) technology using the ARFI principle with a convex probe for the examination of the liver was recently introduced by Hitachi. It enables quantitative evaluation of shear wave velocity and adds a reliability indicator to each shear wave velocity measurement, providing a measured indication of the appropriateness of the measurement⁽¹⁵⁾. The aim of this report is to describe the principles of SWM and the contribution of the reliability indicator to the diagnostic performance.

Method

Shear Wave Measurement uses an ARFI (the push pulse) to generate shear waves in a small region of interest (ROI) in the liver, followed by longitudinal ultrasound tracking pulses that measure the speed of propagation of these shear waves. The SWM transmit/receive sequence is shown in

Wstęp

W ciągu ostatnich lat wprowadzone zostały liczne nieinwazyjne metody oceny sztywności wątroby (*liver stiffness*, LS). Dwie główne spośród tych metod znalazły zastosowanie w praktyce klinicznej do oceny włóknienia wątroby: elastografia fali poprzecznej (*shear wave elastography*, SWE) oraz elastografia quasi-statyczna lub odkształceń względnych (*quasi-static/strain elastography*, SE)⁽¹⁻³⁾. Europejska Federacja Towarzystw Ultrasonograficznych w Medycynie i Biologii (The European Federation of Societies for Ultrasound in Medicine and Biology, EFSUMB) wydała wytyczne zawierające opis tych technologii oraz zalecenia dotyczące ich klinicznego stosowania^(2,3). Pokróćce, fale poprzeczne powstają wówczas, gdy na tkankę działa siła kierunkowa powodująca odkształcenie przy ścinaniu. Ponieważ fale poprzeczne są szybko tłumione przez tkanki i przemieszczają się znacznie wolniej (od 1 do 10 m/s), mogą być z łatwością wykrywane przez podłużne fale ultradźwiękowe. Nie wymagają one zastosowania cieczy o niskiej lepkości⁽¹⁾. Sztywność tkanki wątroby można oceniać na podstawie szybkości fali poprzecznej (sztywność tkanki wzrasta proporcjonalnie do szybkości fali). Porównanie danych uzyskanych z zastosowaniem różnych technik propagacji fali poprzecznej oraz pomiaru jej szybkości ma kluczowe znaczenie dla przyszłych badań, zaleceń oraz wytycznych. Dotychczas większość dostępnych danych uzyskiwano z zastosowaniem aparatury FibroScan (Echosens, Francja)⁽⁴⁻⁸⁾, punktowego pomiaru szybkości fali poprzecznej przy wykorzystaniu silnego impulsu akustycznego (*acoustic radiation force impulse*, ARFI) (Siemens, Niemcy)⁽⁹⁻¹¹⁾ oraz elastografii fali poprzecznej z użyciem aparatu Aixplorer (SuperSonic Imagine, Francja)^(12,13). W ostatnim czasie również inni producenci, m.in. GE, Philips i Toshiba, wprowadzili na rynek technologię SWE⁽¹⁴⁾. W niniejszej pracy przedstawiono niedawno wprowadzoną technologię elastografii fali poprzecznej (Hitachi) oraz omówiono jej powtarzalność i porównywalność względem dotychczas stosowanych technologii.

Technologia pomiaru fali poprzecznej

Firma Hitachi wprowadziła ostatnio nową technologię pomiaru fali poprzecznej (*shear wave measurement*, SWM), opartą na elastografii impulsu mocy promieniowania akustycznego (ARFI) i wykorzystującą sondę wypukłą, do stosowania w badaniu wątroby⁽¹⁵⁾. Umożliwia ona ilościową ocenę szybkości fali poprzecznej oraz wprowadza wskaźnik wiarygodności do każdego pomiaru szybkości tej fali, wskazując tym sposobem na poprawność pomiaru⁽¹⁵⁾. Celem niniejszej pracy jest przedstawienie zasad pomiaru SWM oraz wpływu wskaźnika wiarygodności na wydajność diagnostyczną.

Metoda

Pomiar prędkości fali poprzecznej wykorzystuje ARFI (impuls „push”) w celu wzbudzenia fal poprzecznych w obrębie nie-

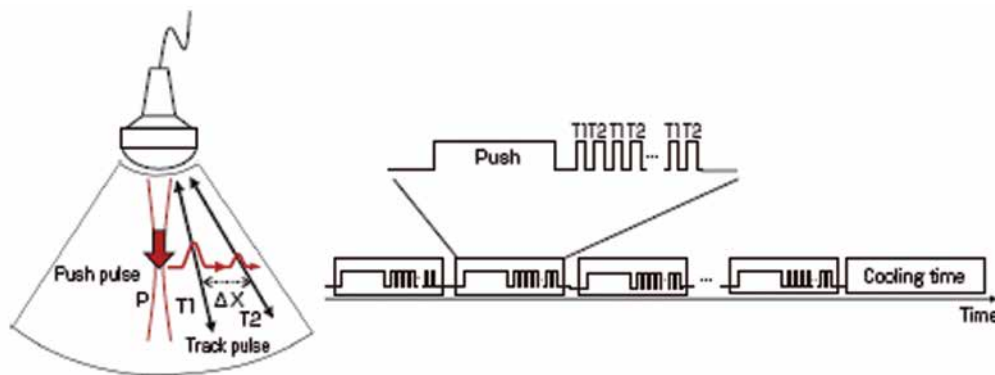


Fig. 1. SWM transmit/receive sequence

Ryc. 1. Sekwencja wysyłania/akwizycji SWM

Fig. 1. Push pulses are transmitted in one direction to generate shear waves; tracking pulses are alternately transmitted and received in two different directions to detect the speed of shear wave propagation. For each 'push-track' sequence, the shear wave velocity (V_s) is measured at multiple depths in the ROI and the sequence is automatically repeated, so the propagation speed is measured several times in a short period of time. This is followed by a probe cooling time, when the entire wave transmission is stopped. SWM conforms to standard regulations applicable to diagnostic ultrasound systems, related to power output measurements and probe surface heating.

Reliability Indicator, V_sN

It is common to display just one median V_s value for the data measured inside the ROI in point shear wave speed measurement methods. However, it can be difficult to assess whether a measurement is appropriate or not from the V_s value alone. Disturbances can result from body motion, respiratory movement of the patient, unsteady handling of the transducer by the examiner, etc. In addition, the movement of the microvasculature due to cardiac motion or vascular flow can make echo signals fluctuate over time in the parenchyma of the liver. Even when the standard deviation is displayed, it can be difficult to distinguish if the variation is due to tissue structure or measurement error. The SWM technique is designed to detect phase fluctuations caused by blood flow and micro-vibrations to overcome this problem, and as a result, the shear wave velocity (V_s) can be calculated with high accuracy.

The reliability indicator is calculated for each set of V_s values acquired from multiple Push-Track sequences and multiple V_s measurements at different depths inside the ROI for each measurement sequence. Values are rejected from the V_s set using three defined criteria, and the ratio of the remaining V_s values (V_s after rejection / total number of V_s) is defined as V_s efficacy rate, and displayed as a percentage (the V_sN value). Median V_s and interquartile range (IQR) are calculated from the histogram of each V_s set after rejection (Fig. 2). The three rejection conditions are illustrated in Fig. 3.

wielkiego obszaru zainteresowania (*region of interest, ROI*) w wątrobie, a następnie impulsów śledzenia – podłużnych fal ultradźwiękowych (*longitudinal ultrasound tracking pulses*), służących do pomiaru szybkości propagacji fal poprzecznych. Sekwencję wysyłania/akwizycji SWM przedstawiono na ryc. 1. Wysyłanie impulsów „push” odbywa się w jednym kierunku i ma na celu wzbudzenie fal poprzecznych, natomiast impulsy śledzenia są wysyłane i odbierane naprzemiennie w dwóch różnych kierunkach w celu pomiaru szybkości propagacji fal poprzecznych. W przypadku każdej sekwencji „push-track” szybkość fali poprzecznej (V_s) jest mierzona na wielu głębokościach ROI, przy czym sekwencja jest automatycznie powtarzana, co pozwala na uzyskanie kilku pomiarów szybkości propagacji fal w krótkim czasie. Po tym następuje chłodzenie sondy, podczas którego wysyłanie fal zostaje zatrzymane. W zakresie pomiarów mocy i ogrzewania powierzchni sondy technika SWM podlega standardowym przepisom dotyczącym diagnostycznych układów ultrasonograficznych.

Wskaźnik wiarygodności (V_sN)

Podczas stosowania metod elastografii punktowej fali poprzecznej często wyświetlana jest tylko jedna mediana wartości V_s dla danych uzyskanych w pomiarach wewnątrz obszaru zainteresowania (ROI). Jednak ocena poprawności pomiaru jedynie na podstawie wartości V_s może okazać się trudna. Mogą pojawić się zakłócenia wynikające z ruchów ciała pacjenta, niestabilnego trzymania przetwornika przez osobę przeprowadzającą badanie itp. Ponadto w wyniku ruchu drobnych naczyń krwionośnych wywołanych ruchem serca lub przepływem naczyniowym z czasem mogą powstawać zmiany sygnałów echa w mięszu wątroby. Nawet pomimo wyświetlania wartości odchylenia standardowego rozróżnienie pomiędzy zmianą wynikającą ze struktury tkanki a zmianą spowodowaną błędem podczas pomiaru może być trudne. Technikę SWM opracowano tak, aby umożliwić wykrywanie wahań wynikających z przepływu krwi i mikrodrogań, co pozwala na eliminację tego problemu. W efekcie szybkość fali poprzecznej (V_s) można obliczyć z dużą dokładnością.

Wskaźnik wiarygodności jest obliczany dla każdego zbioru wartości V_s uzyskanych z licznych sekwencji „push-track” oraz licznych pomiarów V_s na różnych głębokościach wewnątrz ROI

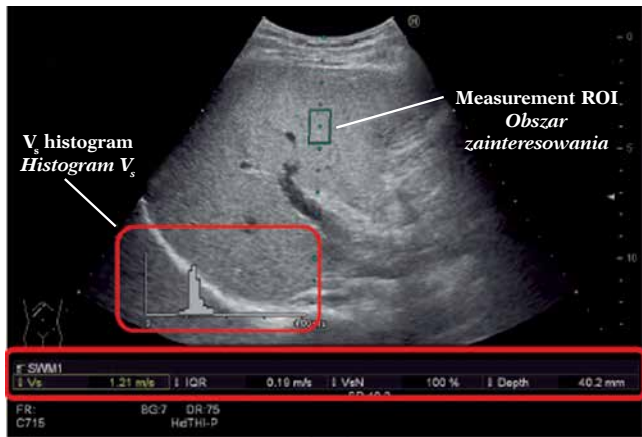


Fig. 2. SWM measurement. The region of interest and the histogram are displayed. The display item [unit] and description are shown as well
Ryc. 2. Pomiar SWM. Na ekranie wyświetlono obszar zainteresowania i histogram. Przedstawiono również wyświetlany element [jednostka] oraz opis

Reliability of SWM

SWM accuracy was evaluated using seven phantoms of different stiffness (with range of shear wave propagation velocities between 1.19 and 3.79 m/sec). The measured SWM V_s values were compared with stiffness values obtained with the mechanical tester INSTRON Model 2519 (Illinois Tool Works Inc., USA). For each phantom, 10 different probe positions were selected and at each measuring position, average V_s , coefficient of variation (%CV; standard deviation / average) showing measurement reproducibility, and accuracy level (ΔV_s %) showing the difference compared with the mechanical tester were acquired. The measurements were taken at depths of 20, 40 and 60 mm. The measurement re-

Display item Wyświetlany element	Unit Jednostka	Description Opis
V_s	m/s	Shear wave propagation velocity (median of V_s group) Szybkość propagacji fal poprzecznych (średnia zbioru wartości V_s)
IQR	m/s	Interquartile range of V_s group (width of median $\pm 25\%$) Zakres międzykwartyłowy zbioru wartości V_s (szerokość przedziału mediany $\pm 25\%$)
V_sN	%	V_s efficacy rate Wskaźnik skuteczności V_s
Depth Głębokość	mm	ROI center depth Głębokość w środkowej części obszaru zainteresowania (ROI)

dla każdej sekwencji pomiaru. Odrzucanie wartości ze zbioru wartości V_s odbywa się na podstawie trzech określonych kryteriów, a stosunek pozostałych wartości V_s (V_s po odrzuceniu/całkowita liczba V_s) określa się jako wskaźnik skuteczności V_s i podaje w procentach (wartość V_sN). Średnia wartość V_s i zakres międzykwartyłowy (IQR) są obliczane na podstawie histogramu dla każdego zbioru wartości V_s po odrzuceniu (ryc. 2). Trzy warunki odrzucenia przedstawiono na ryc. 3.

Wiarygodność pomiaru SWM

Dokładność pomiaru SWM oceniano z zastosowaniem siedmiu fantomów o różnej sztywności (zakres szybkości

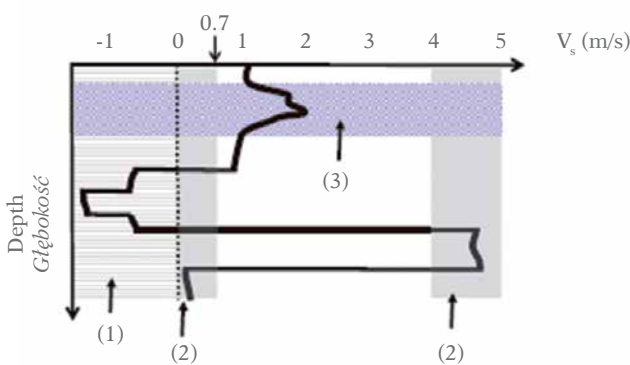


Fig. 3. Schematic diagram of rejection conditions. Negative V_s (1): V_s takes a negative value when the peak of track 2 is detected at an earlier time than the peak of track 1 due to, for example, disturbed shear waves. Shear waves in this case are not correctly detected and thus the value is rejected. V_s is outside of a defined range (2): A certain range of V_s values is defined depending on the organs and tissues being examined. If V_s values are beyond that range, the value is regarded as a detection error of the shear wave speed and rejected. Phase fluctuation detected at a particular depth (3): As described earlier, phase fluctuations due to blood vessels and blood flow are different from shear waves and rejected as a detection error

Ryc. 3. Schemat przedstawiający warunki odrzucenia. Ujemna wartość V_s (1): wartość V_s jest ujemna wówczas, gdy szczyt fali 2 zostaje wykryty wcześniej niż szczyt fali 1, przypadkowo w wyniku zaburzenia fal poprzecznych. W tym przypadku wykrywanie fal poprzecznych jest nieprawidłowe, a wartość zostaje odrzucona. Wartość V_s nie mieści się w określonym zakresie (2): w zależności od badanego narządu/tkanki określa się odpowiedni zakres wartości V_s . Jeżeli wartości V_s wykraczają poza ten zakres, wartość taka jest traktowana jako błąd pomiaru szybkości fali poprzecznej i odrzucana. Fluktuacje fazowe wykrywane na konkretnej głębokości (3): jak opisano powyżej, fluktuacje fazowe wynikające z ruchu naczyń krwionośnych i przepływu krwi różnią się od fal poprzecznych i zostają odrzucone jako błąd wykrywania

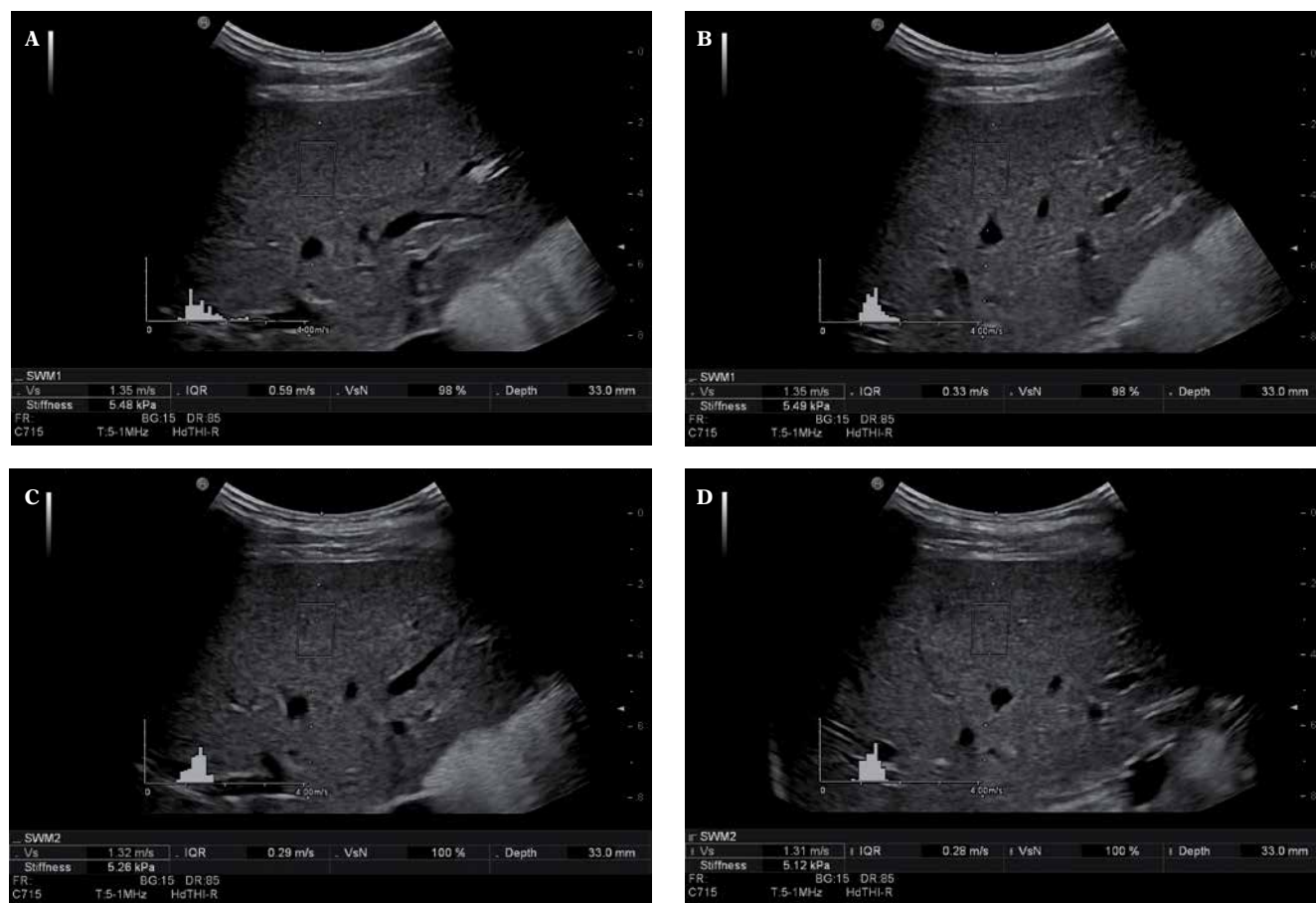


Fig. 4. A healthy subject. Series of images showing the reliability of data (A–E)

Ryc. 4. Osoba zdrowa. Seria obrazów wskazujących na wiarygodność danych (A–E)

producibility (%CV) was between 3 and 16% and measurement accuracy level (ΔV_s) within $\pm 15\%$. No significant difference in V_s values were observed depending on the depth. Furthermore, V_sN remained over 80% for the phantoms up to 3 m/sec of stiffness, indicating that the measurements are reproducible. On the other hand, with the stiffest phantom, when the shear wave speed was on the border of the defined range, the V_sN dropped to between 25 to 60%, showing that the measurement reliability decreased. The above analysis and a clinical study by Yada et al.⁽¹⁶⁾ have demonstrated that the measurement reliability can be evaluated quantitatively in a clinical setting using V_sN .

Initial clinical experience

Our first and preliminary results show that data can be reliably measured in 92% of subjects, with failures mainly related to obesity. So far, all healthy subjects showed values below 7.1 kPa (Fig. 4) and patients with liver cirrhosis had values above 13.8 kPa. This corresponded well with other equipment used (S2000 [Siemens], Logiq E9 [GE] and Aixplorer [Supersonic]). Patients with intermediate fibrosis had values between 5.1–14.4 kPa. Lower values were obtained in patients with a lower degree of fibrosis, however, a significant overlap was observed as the same is also seen

propagacji fali poprzecznej od 1,19 do 3,79 m/s). Uzyskane w pomiarze SWM wartości V_s porównano z wartościami sztywności uzyskanymi z zastosowaniem testera mechanicznego INSTRON Model 2519 (Illinois Tool Works Inc., USA). W przypadku każdego fantomu wybrano 10 różnych pozycji pomiarowych sondy i w każdej z nich uzyskano średnią wartość V_s , współczynnik zmienności (%CV – odchylenie standardowe/średnia) wyrażający powtarzalność pomiaru oraz poziom dokładności ($\Delta V_s\%$) wyrażający różnicę względem testera mechanicznego. Pomiarzy przeprowadzono na głębokości 20, 40 i 60 mm. Powtarzalność pomiaru (%CV) wynosiła od 3 do 16%, natomiast poziom dokładności pomiarów (ΔV_s) wyniósł $\pm 15\%$. Nie odnotowano istotnej różnicy w wartościach V_s w zależności od głębokości. Ponadto w przypadku fantomów o sztywności wynoszącej maksymalnie 3 m/s wartości V_sN utrzymywały się na poziomie ponad 80%, co wskazuje na powtarzalność pomiarów. Z drugiej strony, w przypadku fantomu o największej sztywności, przy szybkości fali poprzecznej na granicy określonego zakresu wartość V_sN uległa obniżeniu do 25–60%, co świadczy o obniżonej wiarygodności pomiaru. Powyższa analiza oraz wyniki badania klinicznego przeprowadzonego przez Yadę i wsp.⁽¹⁶⁾ wykazały, że wiarygodność pomiaru można poddać ocenie ilościowej z zastosowaniem V_sN w warunkach klinicznych.

using other equipment, including Fibroscan^(4,8,10). Future comparative studies are needed to confirm the results.

Discussion

Two main elastography methods using ultrasound elastography have become established in clinical practice: quasi-static or strain elastography (SE)^(2,3) for the examination of the liver⁽⁹⁾, pancreas^(3,17,18), lymph nodes⁽¹⁹⁻²⁷⁾, anorectum^(28,29), thyroid^(3,25,30-34), and other organs and SWE mainly for non-invasive liver stiffness assessment^(3,35,36). Ultrasound-based SWE techniques are available for quantitative elastography measurements in clinical practice, including vibration-controlled transient elastography (VCTE), shear-wave point quantification and 2D (3D) SWE techniques^(35,37,38). Different techniques have been thoroughly evaluated and the methods are described in detail in the EFSUMB guidelines on elastography^(2,3). Here, we were first to describe that shear wave measurement technology enables quantitative evaluation of shear wave velocity and adds a reliability indicator to each shear wave velocity measurement.

Conclusion

The recently introduced SWE technology from Hitachi allows quantitative evaluation of shear wave velocity and adds a reliability indicator to each shear wave velocity measurement. Future studies should investigate the comparability of the new SWE technology from Hitachi to the already established SWE technologies. Open questions include the comparability and reproducibility between the different manufacturers with respect to normal SWE values and the cut off values for liver cirrhosis as well as the different stages of fibrosis.

Conflict of interest

Christoph F. Dietrich reports to be an advisory board member for Hitachi Medical Systems and received speaker honoraria. Yi Dong does not report any conflict of interest.

Wstępne doświadczenie kliniczne

Uzyskane przez nas wstępne wyniki wskazują, że wiarygodny pomiar danych można uzyskać u 92% pacjentów, przy czym niepowodzenia wynikają głównie z otyłości. Jak dotąd u wszystkich zdrowych osób uzyskano wartości poniżej 7,1 kPa (ryc. 4), natomiast u pacjentów z marskością wątroby wartości wynosiły ponad 13,8 kPa. Uzyskane wyniki odpowiadały tym, które otrzymano z zastosowaniem innej aparatury (S2000 [Siemens], Logiq E9 [GE] oraz Aixplorer [SuperSonic]). W przypadku pacjentów z pośrednim stopniem zaawansowania włóknienia wartości mieściły się w przedziale 5,1–14,4 kPa. Choć wartości uzyskane u pacjentów z mniejszym stopniem włóknienia były niższe, u nich również zaobserwowano znaczne pokrywanie się wyników, gdyż podobne wartości odnotowywano z zastosowaniem innej aparatury, w tym urządzenia Fibroscan^(4,8,10). Niezbędne są dalsze badania porównawcze w celu potwierdzenia uzyskanych wyników.

Dyskusja

W praktyce klinicznej zastosowanie znalazły dwie główne metody sonoelastograficzne: elastografia quasi-statyczna lub odkształceń względnych (SE)^(2,3), do oceny wątroby⁽⁹⁾, trzustki^(3,17,18), węzłów chłonnych⁽¹⁹⁻²⁷⁾, odbytnicy i odbytu^(28,29), tarczycy^(3,25,30-34) i innych narządów, oraz elastografia fali poprzecznej (SWE), stosowana głównie w nieinwazyjnej ocenie sztywności wątroby^(3,35,36). W praktyce klinicznej dostępne są oparte na ultrasonografii techniki SWE do ilościowych pomiarów elastograficznych, w tym elastografia dynamiczna (*vibration-controlled transient elastography*, VCTE), elastografia fali poprzecznej oraz dwuwymiarowa (2D) i trójwymiarowa (3D) technika SWE^(35,37,38). Dokonano dokładnej analizy różnych technik, a metody zostały szczegółowo opisane w wytycznych EFSUMB dotyczących badań elastograficznych^(2,3). Niniejsza praca jako pierwsza dowodzi, że technologia pomiaru fali poprzecznej umożliwia ocenę szybkości fali poprzecznej oraz dodatkowo wprowadza wskaźnik wiarygodności do każdego pomiaru szybkości fali poprzecznej.

Wnioski

Niedawno wprowadzona technologia SWE (Hitachi) umożliwia ilościową ocenę szybkości fali poprzecznej oraz wprowadza wskaźnik wiarygodności do każdego pomiaru szybkości fali poprzecznej. W przyszłych badaniach należy ocenić porównywalność nowej technologii SWE (Hitachi) względem już istniejących. Kwestiami otwartymi pozostają porównywalność i powtarzalność między różnymi producentami w odniesieniu do prawidłowych wartości SWE oraz wartości odcięcia dla marskości wątroby, jak również różne stadia zwłóknienia.

Konflikt interesów

Christoph F. Dietrich zgłasza, iż jest członkiem komitetu doradczego firmy Hitachi Medical Systems i otrzymał honoraria za prowadzenie wykładów. Yi Dong nie zgłasza konfliktu interesów.

References / Piśmiennictwo

- Cui XW, Friedrich-Rust M, De Molo C, Ignee A, Schreiber-Dietrich D, Dietrich CF: Liver elastography, comments on EFSUMB elastography guidelines 2013. *World J Gastroenterol* 2013; 19: 6329–6347.
- Bamber J, Cosgrove D, Dietrich CF, Fromageau J, Bojunga J, Calliada F *et al.*: EFSUMB guidelines and recommendations on the clinical use of ultrasound elastography. Part 1: Basic principles and technology. *Ultraschall Med* 2013; 34: 169–184.
- Cosgrove D, Piscaglia F, Bamber J, Bojunga J, Correas JM, Gilja OH *et al.*: EFSUMB guidelines and recommendations on the clinical use of ultrasound elastography. Part 2: Clinical applications. *Ultraschall Med* 2013; 34: 238–253.
- Castéra L, Vergniol J, Foucher J, Le Bail B, Chanteloup E, Haaser M *et al.*: Prospective comparison of transient elastography, Fibrotest, APRI, and liver biopsy for the assessment of fibrosis in chronic hepatitis C. *Gastroenterology* 2005; 128: 343–350.
- Durango E, Dietrich C, Seitz HK, Kunz CU, Pomier-Layrargues GT, Duarte-Rojo A *et al.*: Direct comparison of the FibroScan XL and M probes for assessment of liver fibrosis in obese and nonobese patients. *Hepat Med* 2013; 5: 43–52.
- Poynard T, Vergniol J, Ngo Y, Foucher J, Munteanu M, Merrouche W *et al.*: Staging chronic hepatitis C in seven categories using fibrosis biomarker (FibroTest™) and transient elastography (FibroScan®). *J Hepatol* 2014; 60: 706–714.
- Poynard T, Vergniol J, Ngo Y, Foucher J, Thibault V, Munteanu M, Merrouche W *et al.*: Staging chronic hepatitis B into seven categories, defining inactive carriers and assessing treatment impact using a fibrosis biomarker (FibroTest®) and elastography (FibroScan®). *J Hepatol* 2014; 61: 994–1003.
- Zhang W, Wang L, Wang L, Li G, Huang A, Yin P *et al.*: Liver stiffness measurement, better than APRI, Fibroindex, Fib-4, and NBI gastroscopy, predicts portal hypertension in patients with cirrhosis. *Cell Biochem Biophys* 2015; 71: 865–873.
- Friedrich-Rust M, Wunder K, Kriener S, Sotoudeh F, Richter S, Bojunga J *et al.*: Liver fibrosis in viral hepatitis: noninvasive assessment with acoustic radiation force impulse imaging versus transient elastography. *Radiology* 2009; 252: 595–604.
- Friedrich-Rust M, Nierhoff J, Lupsor M, Sporea I, Fierbinteanu-Braticevici C, Strobel D *et al.*: Performance of Acoustic Radiation Force Impulse imaging for the staging of liver fibrosis: a pooled meta-analysis. *J Viral Hepat* 2012; 19: e212–e219.
- Friedrich-Rust M, Romen D, Vermehren J, Kriener S, Sadet D, Herrmann E *et al.*: Acoustic radiation force impulse-imaging and transient elastography for non-invasive assessment of liver fibrosis and steatosis in NAFLD. *Eur J Radiol* 2012; 81: e325–e331.
- Franchi-Abella S, Corno L, Gonzales E, Antoni G, Fabre M, Ducot B *et al.*: Feasibility and diagnostic accuracy of supersonic shear-wave elastography for the assessment of liver stiffness and liver fibrosis in children: a pilot study of 96 patients. *Radiology* 2016; 278: 554–562.
- Thiele M, Detlefsen S, Sevelsted Møller L, Madsen BS, Fuglsang Hansen J, Fiolla AD *et al.*: Transient and 2-dimensional shear-wave elastography provide comparable assessment of alcoholic liver fibrosis and cirrhosis. *Gastroenterology* 2016; 150: 123–133.
- Piscaglia F, Salvatore V, Mulazzani L, Cantisani V, Schiavone C: Ultrasound shear wave elastography for liver disease. A critical appraisal of the many actors on the stage. *Ultraschall Med* 2016; 37: 1–5.
- Sonoyama T, Murayama N, Inoue N: Development of shear wave measurement with a reliability indicator. *Medix* 2015; 63: 40–44.
- Yada N, Sakurai T, Minami T, Arizumi T, Takita M, Hagiwara S *et al.*: A newly developed shear wave elastography modality: with a unique reliability index. *Oncology* 2015; 89 (suppl. 2): 53–59.
- Hirche TO, Ignee A, Barreiros AP, Schreiber-Dietrich D, Jungblut S, Ott M *et al.*: Indications and limitations of endoscopic ultrasound elastography for evaluation of focal pancreatic lesions. *Endoscopy* 2008; 40: 910–917.
- Dietrich CF, Hirche TO, Ott M, Ignee A: Real-time tissue elastography in the diagnosis of autoimmune pancreatitis. *Endoscopy* 2009; 41: 718–720.
- Cui XW, Hocke M, Jenssen C, Ignee A, Klein S, Schreiber-Dietrich *et al.*: Conventional ultrasound for lymph node evaluation, update 2013. *Z Gastroenterol* 2014; 52: 212–221.
- Cui XW, Chang JM, Kan QC, Chiorean L, Ignee A, Dietrich CF: Endoscopic ultrasound elastography: current status and future perspectives. *World J Gastroenterol* 2015; 21: 13212–13224.
- Dietrich CF, Jenssen C, Arcidiacono PG, Cui XW, Giovannini M, Hocke M *et al.*: Endoscopic ultrasound: elastographic lymph node evaluation. *Endosc Ultrasound* 2015; 4: 176–190.
- Janssen J, Dietrich CF, Will U, Greiner L: Endosonographic elastography in the diagnosis of mediastinal lymph nodes. *Endoscopy* 2007; 39: 952–957.
- Dietrich CF, Ponnudurai R, Bachmann Nielsen M: [Is there a need for new imaging methods for lymph node evaluation?]. *Ultraschall Med* 2012; 33: 411–414.
- Cui XW, Jenssen C, Saftoiu A, Ignee A, Dietrich CF: New ultrasound techniques for lymph node evaluation. *World J Gastroenterol* 2013; 19: 4850–4860.
- Dietrich CF, Saftoiu A, Jenssen C: Real time elastography endoscopic ultrasound (RTE-EUS), a comprehensive review. *Eur J Radiol* 2014; 83: 405–414.
- Chiorean L, Barr RG, Braden B, Jenssen C, Cui XW, Hocke M *et al.*: Transcutaneous ultrasound: elastographic lymph node evaluation. Current clinical applications and literature review. *Ultrasound Med Biol* 2016; 42: 16–30.
- Dietrich CF, Hocke M, Jenssen C: [Ultrasound for abdominal lymphadenopathy]. *Dtsch Med Wochenschr* 2013; 138: 1001–1018.
- Allgayer H, Ignee A, Zipse S, Crispin A, Dietrich CF: Endorectal ultrasound and real-time elastography in patients with fecal incontinence following anorectal surgery: a prospective comparison evaluating short- and long-term outcomes in irradiated and non-irradiated patients. *Z Gastroenterol* 2012; 50: 1281–1286.
- Allgayer H, Ignee A, Dietrich CF: Endosonographic elastography of the anal sphincter in patients with fecal incontinence. *Scand J Gastroenterol* 2010; 45: 30–38.
- Bojunga J, Dauth N, Berner C, Meyer G, Holzer K, Voelkl L *et al.*: Acoustic radiation force impulse imaging for differentiation of thyroid nodules. *PLoS One* 2012; 7: e42735.
- Friedrich-Rust M, Romenski O, Meyer G, Dauth N, Holzer K, Grünwald F *et al.*: Acoustic radiation force impulse-imaging for the evaluation of the thyroid gland: a limited patient feasibility study. *Ultrasonics* 2012; 52: 69–74.
- Friedrich-Rust M, Vorlaender C, Dietrich CF, Kratzer W, Blank W, Schuler A *et al.*: Evaluation of strain elastography for differentiation of thyroid nodules: results of a prospective DEGUM multicenter study. *Ultraschall Med* 2016; 37: 262–270.
- Dietrich CF, Bojunga J: [Ultrasound of the thyroid]. *Laryngorhinootologie* 2016; 95: 87–104.
- Dietrich CF, Bojunga J: [Ultrasound of the thyroid]. *Z Gastroenterol* 2015; 53: 208–225.
- Ferraioli G, Filice C, Castera L, Choi BI, Sporea I, Wilson SR *et al.*: WFUMB guidelines and recommendations for clinical use of ultrasound elastography. Part 3: liver. *Ultrasound Med Biol* 2015; 41: 1161–1179.
- Cui XW, Pirri C, Ignee A, De Molo C, Hirche TO, Schreiber-Dietrich DG *et al.*: Measurement of shear wave velocity using acoustic radiation force impulse imaging is not hampered by previous use of ultrasound contrast agents. *Z Gastroenterol* 2014; 52: 649–653.
- Barr RG, Nakashima K, Amy D, Cosgrove D, Farrokh A, Schafer F *et al.*: WFUMB guidelines and recommendations for clinical use of ultrasound elastography. Part 2: breast. *Ultrasound Med Biol* 2015; 41: 1148–1160.
- Shiina T, Nightingale KR, Palmeri ML, Hall TJ, Bamber JC, Barr RG *et al.*: WFUMB guidelines and recommendations for clinical use of ultrasound elastography. Part 1: basic principles and terminology. *Ultrasound Med Biol* 2015; 41: 1126–1147.