

Radiologie 2020 · 60:966–978
<https://doi.org/10.1007/s00117-020-00690-6>
 Online publiziert: 12. Mai 2020
 © Der/die Autor(en) 2020



Michaela Plaikner¹ · Christian Kremser¹ · André Viveiros² · Heinz Zoller² · Benjamin Henninger¹

¹ Radiologie, Medizinische Universität Innsbruck, Innsbruck, Österreich

² Innere Medizin I, Medizinische Universität Innsbruck, Innsbruck, Österreich

Magnetresonanzelastographie der Leber

Wissenswertes zur klinischen Routine

Die Magnetresonanzelastographie der Leber, kurz Leber-MRE genannt, ist ein nichtinvasives, quantitatives, MRT-basiertes Verfahren, das viskoelastische Eigenschaften der Leber evaluiert [1]. Diese noch relativ *junge* MRT-Methode liefert wichtige Zusatzinformationen zu den Standardsequenzen der Leberbildgebung und ermöglicht eine objektive und reproduzierbare Analyse des gesamten Organs. Dies bedingt die zunehmende klinische Relevanz sowie das immer breiter werdende Einsatzgebiet dieser Sequenz. Im Folgenden wird zunächst ein allgemeiner Überblick der MRE präsentiert, eine kurze Zusammenfassung der kommerziell erhältlichen Technik dargelegt, die Bildanalyse sowie Interpretation nähergebracht, die wichtigsten Indikationen in der klinischen Praxis anhand von Beispielen vorgestellt, ein Vergleich zur US-Elastographie angeführt und letztlich auf Limitationen eingegangen.

Was ist die MRE? Allgemeiner Überblick

Die MRE ist analog zur Palpation eine bildgebende Methode zur Erfassung viskoelastischer Gewebeeigenschaften [2]. Auf der Basis von verschiedenen mechanischen Hypothesen wird dabei die *Steifigkeit* eines Gewebes (Biomechanik) bestimmt. Diese Grundannahmen beruhen auf der viskoelastischen Natur des Gewebes, der Isotropie, der Homogenität und der Inkompressibilität, sodass

vereinfachte Berechnungen für klinische Applikationen anwendbar werden [3].

Erstbeschreiber der quantitativen Mapping-Methode waren die Autoren Muthupillai et al. [4], welche bereits 1995 in ihrer Arbeit die Möglichkeit der bildgebenden Elastizitätsdarstellung und anderer mechanischer Gewebeeigenschaften aufzeigten. Die *Gewebesteifigkeit* der Leber wird dabei indirekt durch die Messung der Geschwindigkeitsausbreitung von mechanisch induzierten Scherwellen im Organ bestimmt. Die im Körper sehr variable, Scherelastizität von Geweben, auch Schermodul genannt, wird dabei in der Literatur üblicherweise in Kilopascal (kPa) angegeben [5].

Bei der am häufigsten angewandten dynamischen Methode [6] beinhaltet die Durchführung, die bereits mehrfach in der Literatur beschriebenen 3 Hauptschritte [7]:

1. Erzeugung von Scherwellen in einem Gewebe durch Stress/Anregung von Gewebe,
2. die Visualisierung der sich ausbreitenden Wellen mit einer Phasenkontrast-Sequenz (MRE-Sequenz) im Organ und
3. die Verarbeitung der Wellenbilder zu Elastizitätskarten, welche eine Repräsentation von Scherwellengeschwindigkeiten darstellen [8].

Im Gegensatz zu den gängigen US-Methoden, welche einen fokussierten US-Impuls verwenden, wird bei der MRE eine kontinuierliche und zeitharmonische Anregung verwendet. Die insgesamt ge-

ringe Ausbreitungsgeschwindigkeit der Scherwellen ist auf eine viskositätsbezogene Dämpfung zurückzuführen [9] und bedingt die Verwendung von niederfrequenten Scherwellen, um auch tiefer gelegene Strukturen zu erreichen. Letztlich spiegelt sich die Geschwindigkeit der Ausbreitung in der Wellenlänge wider: In hartem, steifem Gewebe erfolgt die Scherwellenausbreitung deutlich schneller als in weichem, daher gilt: Je höher die *Steifigkeit* des Organs, desto länger die Wellenlänge der sich ausbreitenden Scherwelle.

Die hier vorgestellte kommerziell verfügbare Technik kann durch Zusatz der entsprechenden Hard- und Software bei jedem konventionellen MR-System (sowohl 1,5 als auch 3T) erfolgen, da die gemessene Steifigkeit nicht von der Stärke des Magnetfelds, sondern von der mechanischen Anregungsfrequenz abhängt, welche bei Steigerung eine zunehmende Verkleinerung der Länge der Scherwelle im MRE-Wellenbild bedingt [9].

Die MRE-Methode erlaubt eine *nichtinvasive* Bestimmung der Biomechanik (*Steifigkeit*) der Leber bzw. spezieller Areale oder Läsionen [10] und stellt charakteristische und differenzierende Merkmale nicht nur bei diffusen, sondern auch bei fokalen Leberläsionen dar, welche im klinischen Alltag von großer Bedeutung sind [1].

Wozu brauche ich die MRE?

Das Ziel der MRE der Leber besteht darin, Gewebeveränderungen möglichst frühzeitig, bevor morphologisch sichtbare

Hier steht eine Anzeige.



Parenchymalterationen in der konventionellen Bildgebung sichtbar werden, zu erfassen. Umbauprozesse beeinflussen die mechanische Gewebeeigenschaft und reduzieren die organische Verformungsmöglichkeit, was zu einer erhöhten Scherwellengeschwindigkeit führt. Der Nachweis bzw. die Graduierung der Fibrose nimmt dabei einen zentralen Stellenwert ein, da die Leberfibrose den Endpunkt vieler chronischer Lebererkrankungen darstellt. Studien haben gezeigt, dass es möglich ist, mithilfe der MRE bereits frühe Stadien der Leberfibrose zu identifizieren [11], sodass durch eine adäquate Therapie die Veränderungen potenziell reversibel sind und das Fortschreiten zur Zirrhose verhindert bzw. verzögert werden kann. Auch nichtalkoholische Fettlebererkrankungen nehmen in der heutigen Zeit insbesondere in den westlichen Ländern einen zunehmend wichtigen Stellenwert ein. Die diagnostische Abgrenzung einer reinen Steatose von einer Steatohepatitis bzw. dem weiteren Fortschreiten zur Fibrose ist bei diesen Patienten von großer Relevanz. Die MRE kann daher als Surrogatmarker für das Monitoring der Fibroseprogression sowie der Fibrotherapie bezeichnet werden [12]. In einigen Studien wurde gezeigt, dass auch bei fokalen Leberherden durch die Bestimmung der *Steifigkeit* einer Läsion eine weitere Charakterisierung ermöglicht wird und eine potenzielle Differenzierungshilfe bezüglich Malignität zur Verfügung steht [13]. In der rezenten Literatur wird sogar eine Verwendung der MRE hinsichtlich des therapeutischen Ansprechens auf fokale Läsionen diskutiert [14]. Im Gegensatz zur derzeit noch als Referenzstandard geltenden Biopsie [17] stellt die MRE trotz der nicht zu unterschätzenden Anschaffungskosten insbesondere im Hinblick auf ein Therapie-Monitoring eine wichtige diagnostische Möglichkeit dar. Die invasive Biopsie birgt potenzielle Komplikationen, wie z. B. Blutungen oder Infektionen. Im Rahmen einer Stanzbiopsie wird im Gegensatz zur MRE nur etwa 1/50.000 der Lebermasse untersucht, sodass Stichprobenfehler möglich sind. Die histologische Untersuchung hängt zudem von der Qualität der Gewebepro-

be sowie einer subjektiven Evaluation und Interpretation ab [18]. Zudem ist die diagnostische Genauigkeit der MRE-basierten Fibroseklassifizierung laut einer Studie von Morisaka et al. [19] vergleichbar mit jener der Leberbiopsie.

Zusammenfassend stellt die MRE ein wichtiges zusätzliches *Hilfsmittel* in der Detektion und additiven Charakterisierung sowie v. a. in der Verlaufsbeurteilung chronischer Lebererkrankungen dar.

Praktische Durchführung

Die Lagerung des Patienten/der Patientin erfolgt normalerweise in Rückenlage. Zur Erzeugung mechanischer Wellen im Gewebe wird ein passiver, kreisförmiger Aktuator mit vibrierender Membran im rechten oberen Abdominalquadranten am Rippenbogenrand direkt unter dem Xyphoid angebracht und mit einem elastischen Band am Körper befestigt. Bei anatomischen Varianten (z. B. Situs inversus) oder postoperativen Besonderheiten kann natürlich eine alternative Positionierung zur Untersuchungsoptimierung gewählt werden [3]. Über einen Plastikschlauch wird eine Verbindung zu einem externen Generator außerhalb des Untersuchungsraumes hergestellt. Letzterer generiert einen kontinuierlichen Schalldruck, bei Leberuntersuchungen üblicherweise mit einer Frequenz von 60 Hz, welcher über den beschriebenen passiven Aktuator auf den Patienten/die Patientin übertragen wird. Die erzeugten Vibrationen können während der durchgeführten MRE-Sequenzen vom Patienten wahrgenommen werden. Diese dauern jeweils etwa 11–16 s, sind niedrigerenergetisch und werden generell sehr gut toleriert. Die Akquisition erfolgt bei dem vorgestellten, von uns verwendeten kommerziellen System der Firma Resoundant unter Anhaltung des Atems in Expiration, sodass eine möglich konstante Lage der Leber gewährleistet ist. In mehreren rezenten Arbeiten wurden weitere Methoden mit patientenaktivierter Atmungstriggerung oder unter freier Atmung sowie die Verwendung einer multifrequenten MRE (gleichzeitige Anregung und Aufnahme mehrerer Vibrationsfrequenzen) vorgestellt. Diese

Methoden stehen allerdings derzeit noch nicht als Produkt zur Verfügung und werden daher hier nicht näher erörtert.

Die MRE-Untersuchung nimmt in etwa 1–2 min in Anspruch und wird häufig am Ende des Leberprotokolls durchgeführt. MRE-Messungen der Leber werden weder durch Gadoliniumhaltige noch durch leberspezifische Kontrastmittel beeinflusst und können daher sowohl vor als auch nach intravenöser Kontrastmittelgabe akquiriert werden [20]. Die Leber-MRE-Untersuchung wird normalerweise im nüchternen Zustand durchgeführt, da ein erhöhter postprandialer Pfortaderfluss eine Erhöhung der Lebersteifigkeit hervorrufen und somit zu einer potenziellen Überschätzung des Fibroseausmaßes führen kann [21].

Die für MRE benötigten Messsequenzen werden im Fall der kommerziell erhältlichen MRE-Produkte vom Hersteller bereitgestellt. Dabei werden entweder 2-D-Phasenkontrast-Gradienten-Echo-Sequenzen (GRE) oder eine Spin-Echo-Echo-planar-imaging-basierte Sequenz (SE-EPI) verwendet. Die GRE-basierte MRE wurde intensiv evaluiert und ist in vielen spezialisierten Zentren im Einsatz. Die häufigsten technischen Versager basieren hierbei auf einer durch Eisenüberladung basierten Verkürzung der $T2^*$ -Transversalrelaxationszeit [22]. Die SE-EPI-Sequenzen sind im Hinblick auf die transversale Relaxationszeit weniger sensitiv und sollen daher basierend auf einer höheren räumlichen Auflösung bei ähnlicher Aufnahmezeit genauere Steifigkeitsmessungen liefern und eine in der Gesamtheit niedrigere Ausfallquote aufweisen [23]. Basierend auf der Arbeit von Kim et al. [23] wird bei insgesamt etwas besserer Übereinstimmung und Reproduzierbarkeit der Messungen zu Beginn der Untersuchung die Verwendung einer GRE-Sequenz empfohlen. In Fällen, in denen eine potenziell hohe Versagerquote erwartet wird, ist die Durchführung einer SE-EPI-MRT angeeignet.

Die genaue Anzahl der verwendeten Schichten hängt grundsätzlich von der Fragestellung ab. In der klinischen Routine werden jedoch meist 3–4 Schichten durch den möglich größten Durchmesser der Leber gelegt (1 Schicht im kranialen

M. Plaikner · C. Kremser · A. Viveiros · H. Zoller · B. Henninger

Magnetresonanzelastographie der Leber. Wissenswertes zur klinischen Routine

Zusammenfassung

Hintergrund. Die Magnetresonanzelastographie (MRE) ist ein nichtinvasives, quantitatives, Magnetresonanz(MRT)-basiertes Verfahren zur Bestimmung der *Gewebesteifigkeit*.

Aufgrund der guten Reproduzierbarkeit, der möglichen Analyse großer Organflächen, der Durchführbarkeit bei Adipositas, Aszites und Darmgasüberlagerungen nimmt diese bildgebende Methode neben der Ultraschall(US)-Elastographie sowie der Biopsie vielerorts einen wichtigen Stellenwert in der Detektion und additiven Charakterisierung von Lebererkrankungen ein.

Ziel der Arbeit. Basierend auf der Literatur wird ein Überblick über die zugrundeliegende MRE-Methodik gegeben und die Technik des kommerziell erhältlichen Produktes

vorgestellt. Es wird die praktische Durchführung, Analyse und Interpretation bei klinisch relevanten Fragestellungen veranschaulicht sowie ein Vergleich zur US-Elastographie angeführt.

Ergebnisse. Diese insgesamt noch relativ *junge* MRT-Methode ermöglicht eine umfassende Evaluierung mechanischer Eigenschaften der Leber und spielt insbesondere im Rahmen von Verlaufsuntersuchungen eine wichtige Rolle. Die MRE der Leber ist bei einer technischen Versagerrate von maximal 5,8% eine robuste Technik mit hoher Treffsicherheit und exzellenter Retest-Reliabilität sowie Intra- und Interobserver-Reproduzierbarkeit. Es zeigt sich eine gute diagnostische Sicherheit im Rahmen der wichtigsten klinischen Indikation, der

Fibrosequantifizierung, mit hoher Korrelation zu der noch als *Goldstandard* definierten Biopsie.

Diskussion. Aufgrund der zunehmenden klinischen Bedeutung sowie des immer breiter werdenden Einsatzgebiets wird die MRE der Leber bereits in vielen Zentren ins Routineprotokoll miteingebunden, sodass zumindest Grundkenntnisse dieser Methode für jeden Radiologen/In unverzichtbar sind.

Schlüsselwörter

Hepatale Bildgebung · Leberfibrose · Elastizitätsbildgebung · Mechanische Gewebeeigenschaften · Gewebesteifigkeit

Magnetic resonance elastography of the liver. Worth knowing for clinical routine

Abstract

Background. Magnetic resonance elastography (MRE) is a noninvasive, quantitative, MRI-based method to evaluate liver stiffness. Beside biopsy and ultrasound elastography, this imaging method plays in many places a significant role in the detection and additive characterization of chronic liver disease.

Objectives, materials and methods. Based on the literature, a brief review of the underlying method and the commercially available products is given. Furthermore, the practical procedure, the analysis, and the interpretation of clinically relevant

questions are illustrated and a comparison with ultrasound elastography is provided.

Results. This relative “young” MRI method allows extensive evaluation of mechanical properties of the liver and is an important diagnostic tool especially in follow-up examinations. The MRE of the liver is with a maximum technical failure rate of 5.8% a robust technique with high accuracy and an excellent re-test reliability as well as intra- and interobserver reproducibility. There is a high diagnostic certainty within the framework of most important clinical indications, the

quantification of fibrosis, and with a very good correlation with the “gold standard” biopsy.

Conclusion. Based on its rising clinical relevance and the broad usage, MRE of the liver is increasingly used in many centers and in routine liver protocols. Therefore, basic knowledge of this method is essential for every radiologist.

Keywords

Hepatic imaging · Liver fibrosis · Elasticity imaging · Mechanical soft-tissue properties · Soft tissue stiffness

Parenchyndrittel, 1 Schicht auf Hilushöhe/Pfortaderaufzweigung und 1 Schicht im kaudalen Parenchyndrittel; typische Schichtdicke: 5–10 mm; [1]). Die akquirierten Bilddaten beinhalten transversale Phasenkontrast- sowie Magnitudenbilder, welche essenziell für die sofortige Überprüfung auf technische Fehler und auch für die weitere Auswertung sind. Durch die automatische, unmittelbar nach Ende der Messung durchgeführte Bildberechnung werden zusätzlich farbkodierte Wellenbilder und daraus berechnete Elastogramme generiert (in Grauwertdarstellung und farbkodiert). Letztere geben die *Steifigkeit* des untersuchten Gewebes in der Einheit kPa (SI-

Einheit für Druck/mechanische Spannung) wieder. Abschließend werden auch Elastogramme mit überlagerten 95%-Konfidenzintervall(KI)-Masken abgespeichert, die letztlich für die Befundung herangezogen werden. Diese KI-Masken ergeben sich aus dem Bild-Signal-zu-Rausch-Verhältnis und der Wellenqualität und stellen sich in den Elastogrammen als überlagertes Schachbrettmuster dar, wobei in allen ausgesparten Regionen die Konfidenz der errechneten Steifigkeitswerte >95% ist ([24]; **Tab. 1** sowie **Abb. 1**).

Bildauswertung

Zunächst stehen die Überprüfung der Bildqualität und der Ausschluss technischer Mängel im Vordergrund. Es werden die Rohdaten (Phasenkontrast- und Magnitudenbilder) inspiziert und die Signalqualität sowie eine adäquate gleichmäßige Wellenausbreitung evaluiert. Die „Region of interest“(ROI)-Messungen erfolgen an den Elastogrammen mit überlagerter 95%-KI-Maske, denn nur in den dort ausgesparten Bereichen ist eine verlässliche Steifigkeitsmessung möglich [25]. In der Literatur wurden verschiedene Methoden zur Auswahl von ROIs vorgestellt [26]. Die wohl

Tab. 1 Praktische Durchführung der Leber-MRE

Lokalisation im Gerät: Rückenlage
Positionierung des Aktuators: rechter oberer Abdominalquadrant
Kontinuierlicher Schalldruck mit 60 Herz Frequenz
MRE-Sequenz: 2-D-Phasenkontrast-GRE, SE-EPI
Besondere Patientenbedingungen: nüchtern
Keine Beeinflussung durch Gadoliniumgabe oder leberspezifische Kontrastmittel

zu bevorzugende Methode beinhaltet die Verwendung von möglichst großen geographischen ROI-Flächen, welche in die Leber unter Aussparung großer Gefäße, der Leberränder sowie von Artefakten gelegt werden [3, 27, 28]. Parenchymabschnitte mit inadäquater Wellenamplitude bzw. Welleninterferenzen, sowie Zonen mit erweiterten Gallenwegen, das Gallenblasenbett als auch erweiterte Leberfissuren müssen ebenfalls ausgespart bleiben. Bei korrekter Positionierung der ROIs innerhalb der 95 %-KI-Elastogramme wurde eine perfekte Inter- und Intraobserver-Reproduzierbarkeit mit einem Intraklassen-Korrelationskoeffizienten [29] über 0,97 beschrieben. Neben der manuellen ROI-Positionierung stehen mittlerweile auch validierte automatische Segmentationsalgorithmen zur Verfügung, welche laut Literatur eine vergleichbare Genauigkeit zur manuellen Methode erfahrener Radiologen aufweisen [30]. Bei Herdläsionen erfolgt eine fokale Messung des zu untersuchenden Areals.

Interpretation der Elastogramme

Die Elastogramme liegen in Graustufen bzw. in farbkodierter Form vor. Die gemessene mechanische Eigenschaft der Leber wird in Kilopascal (kPa) angegeben und kann direkt aus den Bilddaten gemessen werden. Der Maßstab beträgt übereinstimmend 0–8 [26]. Farblich wird meist Violett und Blau verwendet, um eine geringe Steifigkeit, Grün und Gelb, um eine mittlere und Orange und Rot, um eine hohe Steifigkeit wider-

zuspiegeln. Dies bedeutet, dass bereits eine visuelle Abschätzung der mechanischen Gewebeeigenschaft mit einem Blick möglich ist. Für eine quantitative Analyse muss eine objektive ROI-Messung im Elastogramm mit 95 %iger KI-Maske mit einer Wertemittelung über zumindest 3 (oft 4) Schichten erfolgen. In einem normalen Leberparenchym ist die Wellenlänge kurz und die gemessene Steifigkeit in den Elastogrammen niedrig. Gewebestrukturen mit Scherwellen längerer Wellenlänge werden verglichen zu jenen mit kürzerer Wellenlänge in den Elastogrammen als Areale mit höherer Steifigkeit dargestellt [26]. Im Befund vermerkt werden sollte der gewonnene Mittelwert über alle Schichten sowie die Spannweite der Messungen. Die normale Gewebesteifigkeit der Leber sollte unter 2,5 kPa betragen [3, 31].

Indikationen

Die sicherlich häufigste Indikation der Leber-MRE besteht in der Abklärung fibrotischer Parenchymveränderungen. Es ist bekannt, dass der fibrozirrhotische Umbau der Leber als ein Kontinuum anzusehen ist und v. a. bei chronischen Erkrankungen als potenzielle Gefahr im Raum steht. Fibrotische Veränderungen basieren, pathophysiologisch vereinfacht dargestellt, auf einer exzessiven Akkumulation von extrazellulären Matrixproteinen, was sowohl zu einer Entzündungsreaktion als auch Nekrose sowie weiterer Differenzierung hepatischer Stammzellen in Myofibroblasten sowie Fibroblasten führt [32]. Diese Veränderungen rufen eine zunehmende *Steifigkeit* des Lebergewebes hervor, welche mit der MRE detektiert werden kann. Somit liefert diese bildgebende Methode wichtige Informationen über Umbauvorgänge bereits im Anfangsstadium, sodass eine frühzeitige Therapieeinleitung möglich ist, die den fortschreitenden Umbauprozess stoppen bzw. im Idealfall rückgängig machen kann. Somit kann die Entwicklung einer Zirrhose und die damit verbundene gefürchtete Komplikation, das hepatozelluläre Karzinom (HCC), eventuell verhindert werden. Die gemessene Lebersteifigkeit korreliert dabei mit dem Fibroseausmaß. Verschiedene Autoren haben sich

damit beschäftigt eine Fibroseklassifikation zu erstellen, um sog. *Normalwerte* zu definieren, und haben unterschiedliche Schwellenwerte vorgeschlagen. Je nach Definition des Schwellenwerts werden unterschiedliche Sensitivitäten bzw. Spezifitäten von unterschiedlichen Autoren angegeben. Zur Differenzierung einer signifikanten Fibrose ($\geq F2$) von einem F0-bis F1-Stadium wird meist ein Schwellenwert von 3 kPa verwendet. Damit ergibt sich laut Venkateh et al. [31] je nach Referenz für die MRE eine Sensitivität von 86–100 %, eine Spezifität von 85–100 % und eine diagnostische Genauigkeit von 94–99 % mit einem positiven prädiktiven Wert von 97–100 %. Der Schwellenwert zur Unterscheidung einer normalen Leber (F0) von fibrotischen Veränderungen im Stadium F1 schwankt je nach publizierter Studie zwischen 2,4 und 2,93 kPa.

Für den klinischen Alltag soll hervor gehoben werden, dass die MRE einen hohen positiven prädiktiven Wert aufweist, um eine signifikante Fibrose zu diagnostizieren, und gleichzeitig einen hohen negativen Wert aufweist, um eine fortgeschrittene Fibrose/Zirrhose auszuschließen [27].

In **Abb. 2** ist ein bereits morphologisch sichtbarer zirrhotischer Leberumbau mit entsprechend erhöhter MRE-Steifigkeitsmessung im Parenchym dargestellt.

Der mehrfach beschriebene heterogene Parenchyembefall im Rahmen fibrozirrhotischer Leberveränderungen spielt eine bedeutende Rolle. Die MRE ermöglicht ein Erkennen der Fibrose mit heterogener Ausdehnung und kann durch eine Darstellung und Evaluierung großer Flächen/Organanteile Veränderungen veranschaulichen, welche aufgrund potenzieller Stichprobenfehler unter Biopsie möglicherweise nicht erkannt wurden. Venkatesh et al. [1] beschreiben in ihrer rezenten Arbeit den beim Krankheitsbild der primär sklerosierenden Cholangitis v. a. in frühen Stadien beobachteten häufigen Befall der Leberperipherie. Mit Fortschreiten der Erkrankung breiten sich die zunächst typisch segmental oder lobär lokalisierten Veränderungen dann zunehmend über das ganze Organ aus, bis letztlich auch bildgebend in der

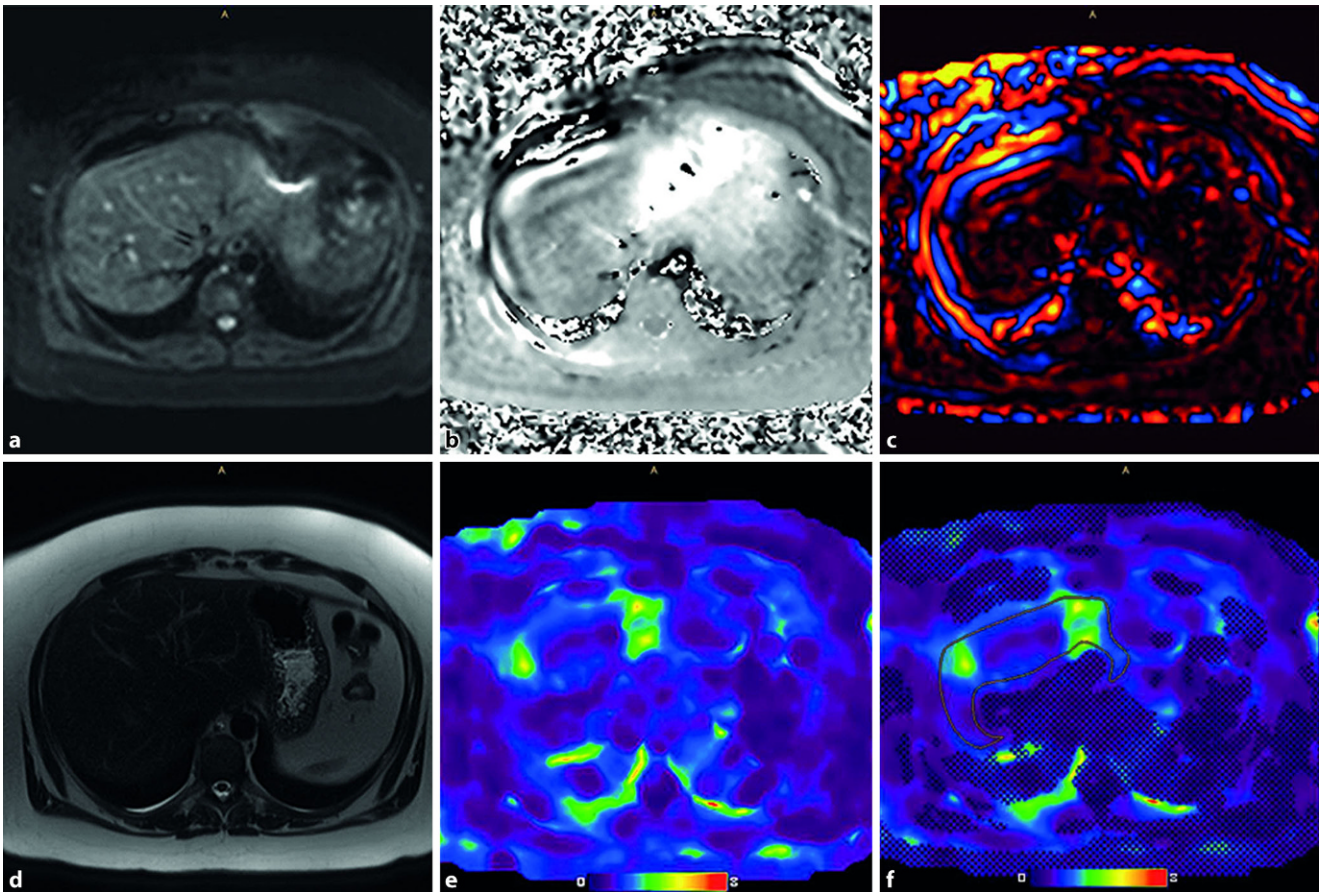


Abb. 1 ▲ Bei einer MRE erhaltenes und für die Beurteilung zu berücksichtigendes Bildmaterial. **a** Magnitudenbild, **b** Phasenkontrastbild, **c** Wellenbild, **d** zur Veranschaulichung zusätzliches T2-gewichtetes Bild, **e** Spin-echo(SE)-MRE-Elastogramm (automatisch nach Ende der Messung aus dem Wellenbild berechnet), **f** SE-MRE-Elastogramm mit überlagerter 95 %-KI-Maske (Schachbrettmuster). Im Wellenbild zeigen sich regelmäßige und kräftige Wellen in den oberflächlichen Organanteilen. Genau diese Regionen sind in der 95 %-KI-Maske ausgespart. Nur in diesem Bereich positionierte ROIs liefern zuverlässige Steifigkeitswerte (>95 % Konfidenz). Das Schachbrettmuster in (f) zeigt Regionen mit insuffizienter Wellenausbreitung. In diesen Bereichen sind keine zuverlässigen Steifigkeitsmessungen möglich. Es ergibt sich eine durchschnittliche Gewebesteifigkeit von 2,2 kPa

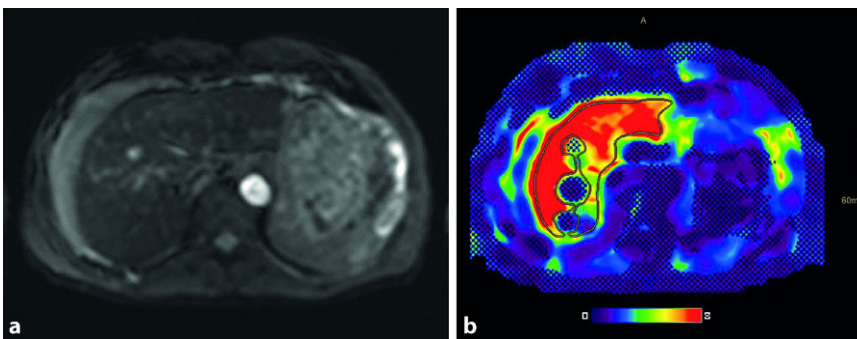


Abb. 2 ▲ SE-MRE eines fortgeschrittenen Krankheitsbilds mit bereits morphologisch sichtbarer Zirrhose mit Aszites im Magnitudenbild (**a**) sowie stark erhöhten Steifigkeitswerten im Elastogramm mit überlagerter 95 %-KI-Maske (Schachbrettmuster, **b**). Die mit Schachbrettmuster überlagerten Bereiche erlauben keine zuverlässigen Steifigkeitsmessungen und müssen bei der ROI-Messung ausgespart bleiben

MRE keine Differenzierung zu anderen Entitäten mehr möglich ist.

Der diagnostische Wert der MRE als Screening-Test bei Patienten mit nichtalkoholischer Fettlebererkrankung (NAFLD) wird nach wie vor in der Literatur diskutiert. Es ist von großer klinischer Relevanz unter allen NAFLD-Patienten, jene mit NASH sowie fortgeschrittener Fibrose nichtinvasiv zu differenzieren, da diese das größte Risiko aufweisen, eine leberbezogene erhöhte Morbidität sowie Mortalität zu entwickeln [33]. Die MRE wird diesbezüglich bereits als ein genauer, reproduzierbarer und quantitativer Biomarker für die Evaluierung fortgeschrittener Fibrosestadien bei Patienten mit NASH erfolgreich eingesetzt [12, 24]. Chen et al. [34] zeigten

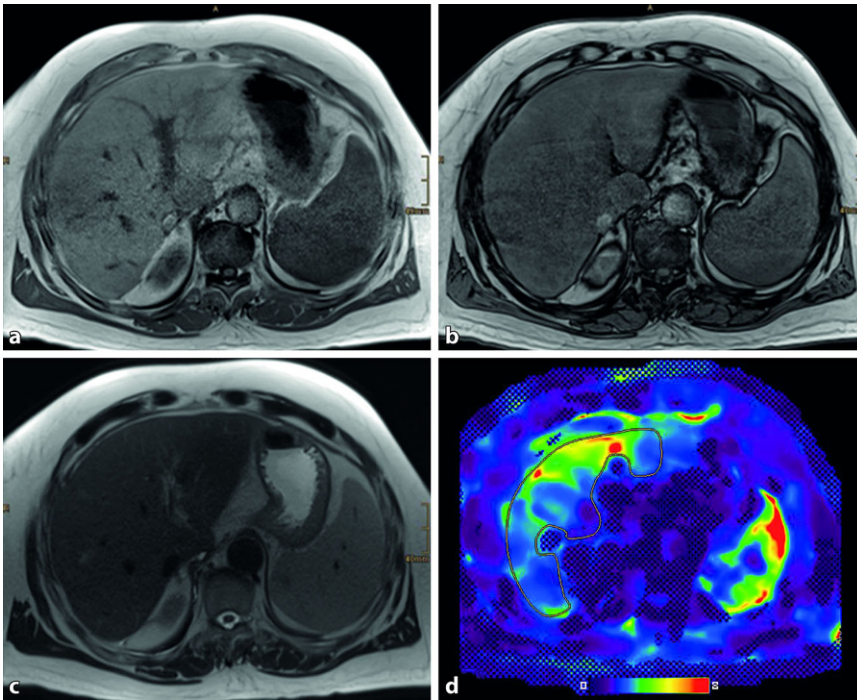


Abb. 3 ▲ Steatotische Transplantatleber mit deutlichem Signalabfall von den **a** In-phase- zu den **b** Opposed-phase-Bildern (12–14 % spektroskopischer Fettgehalt). **c** Additives T2-gewichtetes Bild. **d** Zudem erkennt man in der SE-MRE mit 3,05 kPa gering erhöhte Steifigkeitswerte passend zu einer NASH

auf, dass es mithilfe der MRE möglich ist, basierend auf einer nur gering erhöhten Gewebesteifigkeit jene NAFLD-Patienten mit Entzündungskomponente (NASH) aber ohne Fibrose von jenen Patienten mit simpler Steatose (und normaler Gewebesteifigkeit) sowie jenen mit bereits nachweisbarer Fibrose (deutlich höhere Gewebesteifigkeit) zu unterscheiden. Eine reine Steatose scheint keinen signifikanten Einfluss auf die *Lebersteifigkeit* zu haben [35], wohingegen bei zusätzlicher Entzündungskomponente/Nekroinflammation (nichtalkoholische Steatohepatitis [NASH]) eine zunehmende Organverhärtung vor eigentlichem Fibrosebeginn erkennbar sein sollte ([36]; ▣ **Abb. 3**). Andere Autoren [37] hingegen weisen in einer sehr rezenten Arbeit darauf hin, dass bis dato kein ausreichender Beweis für die Verwendung der Bildgebung zur sicheren Diagnose einer NASH vorliegt [38] und noch weiter größere Studien notwendig sind, die multiparametrische MRT-Technologie jedoch als ein vielversprechender bildgebender Biomarker erscheint [39, 40].

Eine weitere Indikation für die MRE stellt die additive Diagnostik bei chronischen Hepatitiden dar. Im Rahmen der Diagnosestellung sowie insbesondere bei Langzeitbeobachtungen und auch unter laufender Therapie ist es mithilfe der MRE möglich, fibrotische Veränderungen früh zu detektieren [41] sowie ein Fortschreiten bzw. einen Rückgang der Umbauvorgänge zu evaluieren und längerfristig nichtinvasiv zu überwachen [42]. Akute inflammatorische Prozesse gehen ebenfalls mit erhöhten Steifigkeitswerten einher. Zur sicheren Abgrenzung von fibrozirrhosischen Veränderungen sollte in solchen Verdachtsfällen eine Korrelation mit Labortests sowie Verlaufsuntersuchungen angestrebt werden [1]. Rezente Literatur weist darauf hin, dass eine mittels MRE gemessene Erhöhung der Lebersteifigkeit durch eine obstruktive Cholestase bedingt sein kann und somit die MRE als prädiktiver Faktor für eine suffiziente biliäre Dekompression nach Gallengangdrainage herangezogen werden kann [43]. Eine möglichst frühe und präzise Diagnostik ist auch bei der Detektion sowie Charakterisierung einer durch Alpha1-

Antitrypsin-Mangel bedingten Fibrose notwendig, weshalb auch bei diesem Krankheitsbild nichtinvasive Verlaufskontrollen einen wichtigen Stellenwert haben [44].

Ein zunehmender Anwendungsbereich für die MRE ist die weitere Charakterisierung fokaler Leberläsionen [26]. Auch wenn die primäre Analyse von Leberherden auf der Evaluierung von MR-Standardsequenzen sowie Kontrastmittel-Dynamiksequenzen (oft unter der Verwendung von leberspezifischem Kontrastmittel) beruht, kann die MRE als zusätzliches Hilfsmittel auch bereits zur Detektion herangezogen werden [45]. Pepin et al. [46] beschreiben in ihrer Arbeit eine auf Vorstudien basierende exzellente diagnostische Genauigkeit in der nichtinvasiven Differenzierung von malignen und benignen Lebertumoren mittels MRE. Mehrere Studien weisen darauf hin, dass maligne Herde sich in den Steifigkeitsmessungen insgesamt *härter* präsentieren als benigne und das normale Leberparenchym [14, 47]. Auch Hennedig et al. zeigten in ihrer Arbeit auf, dass mithilfe der MRE eine bessere Differenzierung zwischen benignen und malignen Leberläsionen im Vergleich zum konventionellen MRT sowie der Diffusionsgewichtung möglich ist, und empfehlen einen Schwellenwert von >4,54 kPa zur erfolgreichen Differenzierung von benignen und malignen Tumoren [13]. Der vorgeschlagene Schwellenwert von Venkatesh et al. ist mit 5 kPa etwas höher [14]. Als Beispiel ist in ▣ **Abb. 4** ein Lebertumor illustriert.

Thompson et al. untersuchten den Wert der MRE in Bezug auf die Graduierung der hepatozellulären (HCC) Tumoren und kamen zu dem Schluss, dass die *Steifigkeitsmessung* hilfreich sein könnte, um zwischen gut und moderat differenzierten vs. schlecht differenzierten HCC zu unterscheiden und somit als bildgebender Biomarker ein Hilfsmittel zur näheren histopathologischen Zuordnung bei HCCs verwendet werden könnte [48]. Ein weiteres mögliches Einsatzgebiet der MRE bei Lebertumoren wurde in der Arbeit von Gordic et al. [49] vorgestellt: die MRE zur Therapieevaluierung von HCC. Ihre Resultate zeigen, dass die gemessene Tumorstefigkeit ins-

Hier steht eine Anzeige.



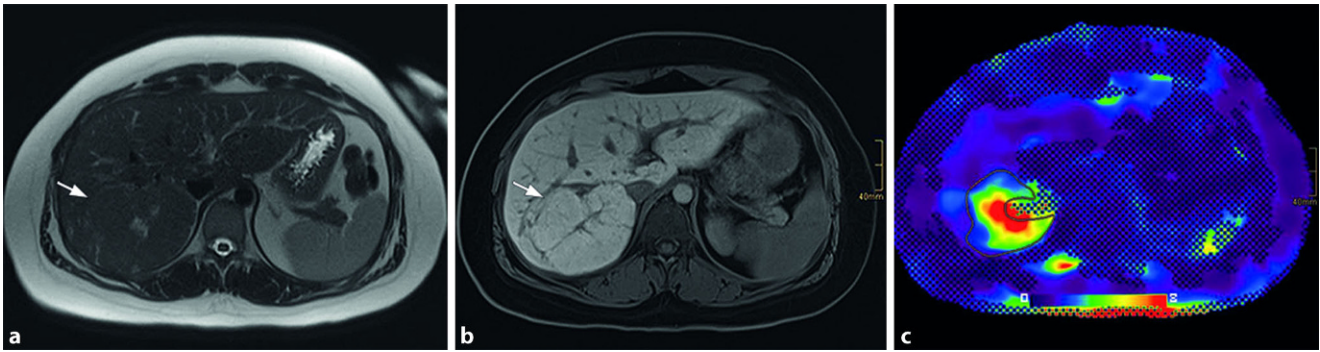


Abb. 4 ▲ Fokal noduläre Hyperplasie (FNH) mit typischer Präsentation in den Standardsequenzen. **a** T2-Gewichtung: gut begrenzter Herd mit flau hyperintensem Signal und zentralem Nidus. **b** Deutliche Aufnahme von leberspezifischem Kontrastmittel in der Spätphase. Im Gradienten-Echo(GRE)-MRE-Bild (**c**) zeigt sich eine fokale Steifigkeitserhöhung von 4,3 kPa des Tumors im Vergleich zum umliegend normalem Leberparenchym. Die eingezeichneten Pfeile in **a** und **b** zeigen den Tumor

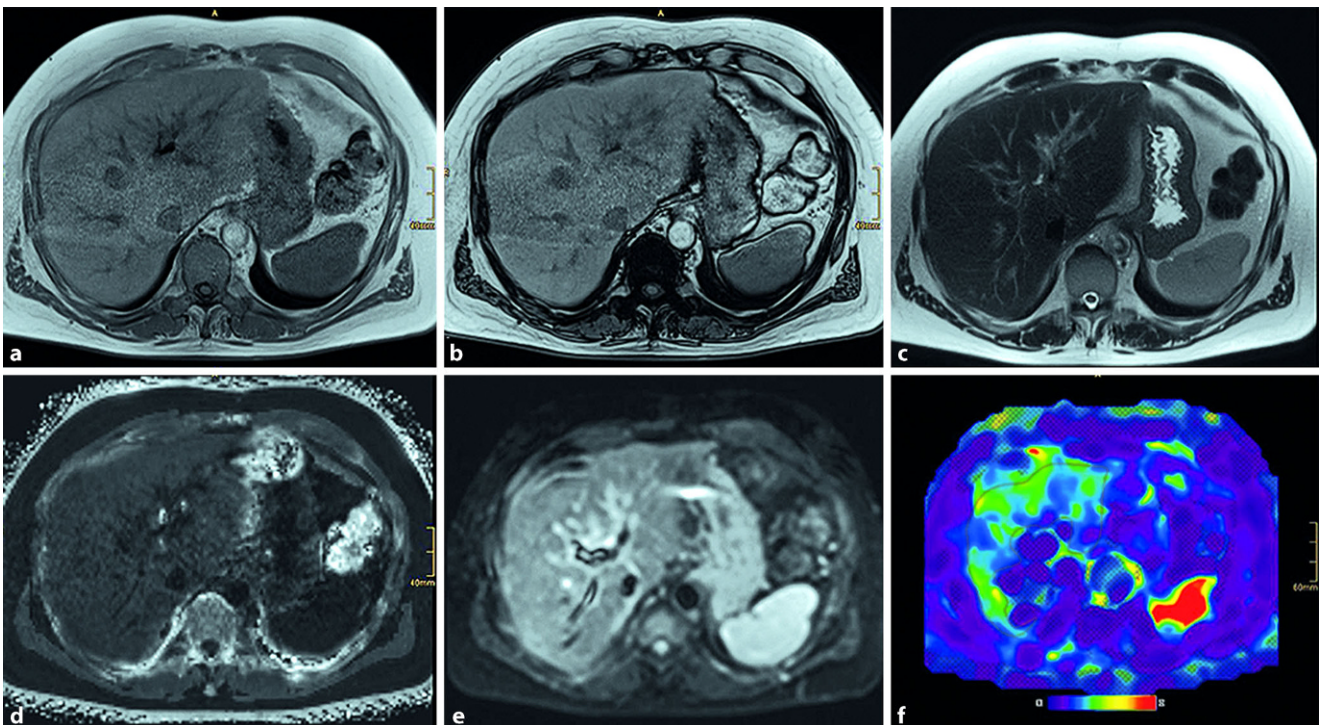


Abb. 5 ▲ Lebertransplantiertes Patient mit rezidivierenden Cholangitiden bei DHC-Stent. In den **a** In-phase- und **b** Opposed-phase-Bildern keine Fetteinlagerung, **c** in der T2-Gewichtung kein eindeutiges Ödem oder auffällige Signalveränderung, **d** im Multi-Gradientenecho R2*-Map kein Hinweis auf eine pathologische Eiseneinlagerung. In der SE-MRE (e Magnitudenbild, f Elastogramm mit überlagerter 95 %-KI-Maske [Schachbrettmuster]) zeigt sich eine diskrete Fibrose bei einem Steifigkeitswert von 2,9 kPa, Stadium 1. Obwohl das verwendete kommerzielle System auf Lebermessungen optimiert ist, würde die erhöhte Steifigkeit in der Milz auf eine mögliche portale Hypertension hinweisen

besondere bei Therapie mit Yttrium-90-Radioembolisation signifikant niedriger in therapierten als nichttherapierten Tumoren war und mit der Kontrastmittelanreicherung sowie der Nekrose korreliert. Ähnliche Resultate präsentierten Pepin et al., die in Tumoren nach Chemotherapie in der MRE eine messbare Reduktion der Steifigkeit feststellten und daher die MRE als einen möglichen

frühen und sensitiven Biomarker für ein Therapieansprechen diskutieren [50]. Auch Li et al. publizierten Daten, die die MRE als frühen bildgebenden Biomarker für Therapie-induzierte Tumornekrose ausweisen [51]. Dennoch muss darauf hingewiesen werden, dass die zur Verfügung stehende Datenlage noch relativ begrenzt ist und die MRE bisher nicht

routinemäßig bei der Evaluierung von Leberläsionen implementiert wird [52].

Eine weitere, wohl in Zukunft noch ausführlicher zu untersuchende Indikation wird die Durchführung der MRE bei Lebertransplantationen sein. Als nützlich wurde in der Literatur bereits die Detektion und Überwachung der transplantierten Leber hinsichtlich Wiederauftretens der chronischen Lebererkrankung

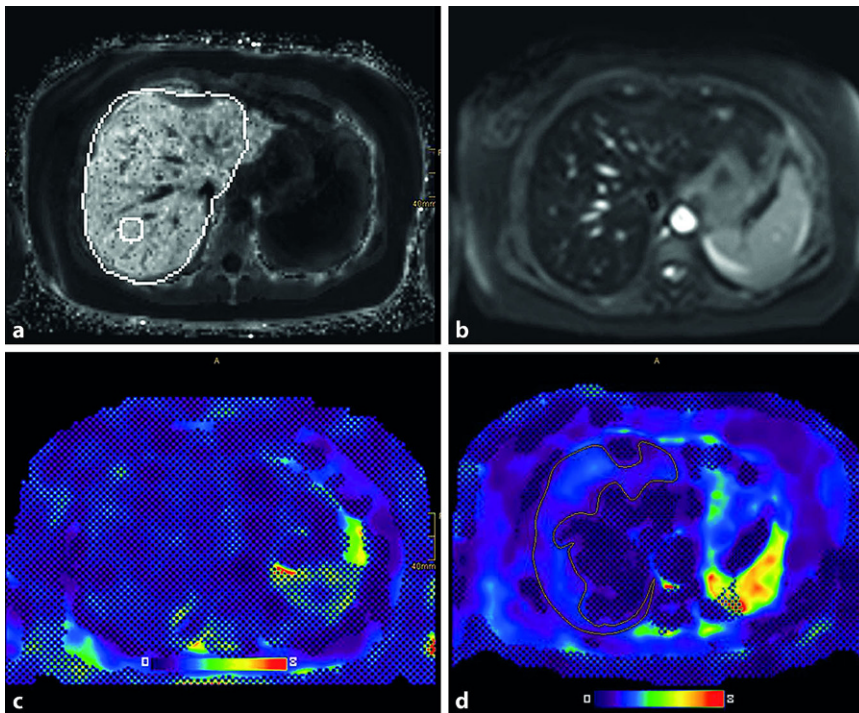


Abb. 6 ▲ Patientin mit Acerulopasminämie. **a** R²*-Map berechnet aus einer Multi-GRE-Sequenz mit einem kleinen positionierten ROI zur Bestimmung der Eisenlast. **b** Magnitudenbild. **c** GRE-MRE mit überlagert 95 %-KI-Maske (Schachbrettmuster). **d** SE-MRE mit überlagert 95 %-KI-Maske. Deutlich vermehrte hepatale Eiseneinlagerung (R²* ca. 270 s⁻¹). Die GRE-MRE-Sequenz lässt keine zuverlässige Steifigkeitsmessung zu, die SE-MRE-Sequenz zeigt eine normale, aussagekräftige Steifigkeit der Leber ohne Nachweis einer Fibrose. Alle Bildbereiche innerhalb des überlagerten Schachbrettmusters liegen außerhalb des 95 %-KI und erlauben keine verlässliche Steifigkeitsmessung

bewertet [53]. Als eine besonders zukunftssträngige Möglichkeit erscheint die prä- aber auch postoperative Evaluierung von Spenderlebern, bei welcher mithilfe einer Kombination von MR-basierter Fettquantifizierung sowie MRE eine suffiziente Sensitivität hinsichtlich Detektion einer relevanten Steatose sowie Fibrose als Hauptkriterien hinsichtlich eines Spenderausschlusses beschrieben wurde [54]. Siehe **Abb. 5**.

Vergleich zur vibrationskontrollierten transienten Elastographie (FibroScan®)

Auch die US-basierten Elastographiemethoden zur Messung der Lebersteifigkeit haben sich in den letzten Jahren rasch weiterentwickelt, und mittlerweile ist eine Vielzahl von Methoden in kommerziellen US-Geräten verfügbar. Von diesen Methoden wurde die vibrationskontrollierte transiente Elastographie (VCTE; FibroScan®, Echosens, Paris, Frankreich) speziell für die Untersuchung der Le-

berfibrose bei Patienten mit chronischen Lebererkrankungen entwickelt. Zusätzlich zählt die VCTE zu den am besten validierten Methoden, zu der in großen Vergleichsstudien die Ergebnisse der Elastographie durch Leberbiopsien validiert wurden [55–60]. Eine hohe Reproduzierbarkeit der VCTE-Ergebnisse wurde ebenfalls gezeigt [61, 62]. Unter den dynamischen Elastographiemethoden sind aktuell neben der VCTE auch die „point-shear wave“-Elastographiemethoden (pSWE) und die mehrdimensionalen SWE-Methoden gebräuchlich. Für die Anwendung dieser Methoden und die Interpretation der Ergebnisse gibt es eine Reihe von Indikationen und Limitationen. Die VCTE kann nicht bei Aszites angewandt werden und liefert sowohl bei Stauung wie auch bei mechanischer Cholestase oder Entzündung der Leber falsch-hohe Werte, weil in diesen klinischen Situationen die Lebersteifigkeit zwar erhöht ist, dies jedoch nicht notwendigerweise durch eine Fibrose bedingt sein muss [63–65].

Bei der VCTE wird eine niedrigfrequente Vibrationswelle (50 Hz) generiert, die eine mechanische Scherwelle auslöst, welche sich im zu untersuchenden Gewebe ausbreitet. Die Ausbreitungsgeschwindigkeit dieser mechanischen Scherwelle wird durch parallele US-Impulse gemessen, die entlang der Scherwelle verlaufen. Da die Ausbreitungsgeschwindigkeit der Scherwelle proportional zur Steifigkeit des Gewebes ist, kann dadurch die Gewebeelastizität bestimmt werden [55, 56, 66]. Das Messergebnis der VCTE wird in Kilopascal (kPa) mit einer Spannbreite von 1,5–75 kPa angegeben, wobei in der US-Literatur üblicherweise die Ergebnisse im Young-Modulus (E) angegeben werden. In der MRE-Literatur werden die Ergebnisse häufig im Schermodulus (G) angegeben, wobei ein einfacher mathematischer Zusammenhang zwischen Young- und Schermodulus besteht ($E = 3G$; [67]). Es wurde in mehreren Studien belegt, dass die MRE im Vergleich zur VCTE die Leberfibrose akkurater identifizieren kann [68–72]. Die schnelle *Bedside*-Durchführbarkeit und die Tatsache, dass die VCTE als US-basierte Methode günstiger als die MRE ist, sind Vorteile der VCTE.

Limitationen

Es muss daraufhingewiesen werden, dass eine in der MRE messbare *Steifigkeitserhöhung* der Leber neben fibrotischen Veränderungen auch auf anderen Ursachen basieren kann und nicht voreilig missinterpretiert werden darf. Für klinische Anwendungen ist wichtig, dass physiologische oder pathologische Einflüsse wie eine rezente Nahrungsaufnahme, die Atmung, eine Rechtsherzinsuffizienz mit hepatisch-venöser Kongestion, eine Entzündung oder Cholestase, welche die Gewebesteifigkeitsmessungen der Leber beeinflussen können, berücksichtigt werden [15].

Das MRE-Bild lässt hier keine Differenzierung der zugrunde liegenden Ursache sowie der Ätiologie der Lebererkrankung zu.

Bei technischem Versagen (in der Gesamtheit je nach Literatur maximal 4,3 % [73] bis 5,8 % [74]) muss als Ursache al-

len voran an eine gleichzeitig vorliegende Eiseneinlagerung gedacht werden. Bei GRE-Sequenzen, welche anfällig für eine T2*-Reduktion durch das Eisen sind, resultiert durch den hohen Eisengehalt eine Signalauslöschung, sodass keine suffizienten Messungen möglich sind [75]. In diesen Fällen sollten SE-Sequenzen vorgezogen werden, da hier trotz einer bestehenden Eisenlast meist adäquate Messungen aufgrund der deutlich niedrigeren Empfindlichkeit gegenüber T2*-Effekten noch möglich sind ([22]; **Abb. 6**).

Weitere Limitationen stellen natürlich sämtliche Kontraindikationen hinsichtlich einer MR-Untersuchung wie z. B. ein nicht MR-kompatibler Schrittmacher bzw. Klaustrophobie dar. Keine Probleme für die Anwendung der Leber-MRE stellen generell Adipositas, Aszites oder Darmgasüberlagerungen dar. Auch die Steatose scheint laut Literatur einen zu vernachlässigenden Einfluss auf die Messungen zu haben [16].

Fazit für die Praxis

- Die MRE der Leber ist eine nichtinvasive, quantitative Methode zur Evaluierung mechanischer Gewebeeigenschaften.
- Es handelt sich hierbei um eine robuste, reproduzierbare und verlässliche Methode, um eine Fibrose zu detektieren und zu quantifizieren.
- Die Leber-MRE gewinnt bei zunehmend breiterem Einsatzgebiet an klinischer Relevanz.
- Die MRE stellt als wichtige Alternative zur Biopsie einen besonderen Stellenwert bei Verlaufsbeurteilungen dar.

Korrespondenzadresse



Dr. Michaela Plaikner
Radiologie, Medizinische
Universität Innsbruck
Anichstraße 35, 6020 Innsbruck,
Österreich
michaela.plaikner@i-med.ac.at

Danksagung. Die Autoren danken Frau Ingrid Mesirek für die Hilfe beim Erstellen der Abbildungen.

Funding. Open access funding provided by University of Innsbruck and Medical University of Innsbruck.

Einhaltung ethischer Richtlinien

Interessenkonflikt. M. Plaikner, C. Kremser, A. Viveiros, H. Zoller und B. Henninger geben an, dass kein Interessenkonflikt besteht.

Alle beschriebenen Untersuchungen am Menschen wurden mit Zustimmung der zuständigen Ethik-Kommission, im Einklang mit nationalem Recht sowie gemäß der Deklaration von Helsinki von 1975 (in der aktuellen, überarbeiteten Fassung) durchgeführt. Von allen beteiligten Patienten liegt eine Einverständniserklärung vor.

Open Access. Dieser Artikel wird unter der Creative Commons Namensnennung 4.0 International Lizenz veröffentlicht, welche die Nutzung, Vervielfältigung, Bearbeitung, Verbreitung und Wiedergabe in jeglichem Medium und Format erlaubt, sofern Sie den/die ursprünglichen Autor(en) und die Quelle ordnungsgemäß nennen, einen Link zur Creative Commons Lizenz beifügen und angeben, ob Änderungen vorgenommen wurden.

Die in diesem Artikel enthaltenen Bilder und sonstiges Drittmaterial unterliegen ebenfalls der genannten Creative Commons Lizenz, sofern sich aus der Abbildungslegende nichts anderes ergibt. Sofern das betreffende Material nicht unter der genannten Creative Commons Lizenz steht und die betreffende Handlung nicht nach gesetzlichen Vorschriften erlaubt ist, ist für die oben aufgeführten Weiterverwendungen des Materials die Einwilligung des jeweiligen Rechteinhabers einzuholen.

Weitere Details zur Lizenz entnehmen Sie bitte der Lizenzinformation auf <http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/deed.de>.

Literatur

1. Venkatesh SK, Wells ML, Miller FH, Jhaveri KS, Silva AC, Taouli B, Ehman RL (2018) Magnetic resonance elastography: beyond liver fibrosis—a case-based pictorial review. *Abdom Radiol (N Y)* 43(7):1590–1611. <https://doi.org/10.1007/s00261-017-1383-1>
2. Sack I, Fischer T, Thomas A, Braun J (2012) Magnetic resonance elastography of the liver. *Radiologe* 52(8):738–744. <https://doi.org/10.1007/s00117-012-2311-6>
3. Srinivasa Babu A, Wells ML, Teytelboym OM, Mackey JE, Miller FH, Yeh BM, Ehman RL, Venkatesh SK (2016) Elastography in chronic liver disease: modalities, techniques, limitations, and future directions. *Radiographics* 36(7):1987–2006. <https://doi.org/10.1148/rg.2016160042>
4. Muthupillai R, Lomas DJ, Rossman PJ, Greenleaf JF, Manduca A, Ehman RL (1995) Magnetic resonance elastography by direct visualization of propagating acoustic strain waves. *Science* 269(5232):1854–1857
5. Mariappan YK, Glaser KJ, Ehman RL (2010) Magnetic resonance elastography: a review. *Clin Anat* 23(5):497–511. <https://doi.org/10.1002/ca.21006>
6. Muthupillai R, Ehman RL (1996) Magnetic resonance elastography. *Nat Med* 2(5):601–603
7. Glaser KJ, Manduca A, Ehman RL (2012) Review of MR elastography applications and recent developments. *J Magn Reson Imaging* 36(4):757–774. <https://doi.org/10.1002/jmri.23597>
8. Low G, Kruse SA, Lomas DJ (2016) General review of magnetic resonance elastography. *World J Radiol* 8(1):59–72. <https://doi.org/10.4329/wjr.v8.i1.59>
9. Sack I (2008) Magnetic resonance elastography. *Dtsch Med Wochenschr* 133(6):247–251. <https://doi.org/10.1055/s-2008-1017505>
10. Sack I (2013) Magnetic resonance elastography 2.0: high resolution imaging of soft tissue elasticity, viscosity and pressure. *Dtsch Med Wochenschr* 138(47):2426–2430. <https://doi.org/10.1055/s-0033-1343318>
11. Asbach P, Klatt D, Schlosser B, Biermer M, Muche M, Rieger A, Loddenkemper C, Somasundaram R, Berg T, Hamm B, Braun J, Sack I (2010) Viscoelasticity-based staging of hepatic fibrosis with multifrequency MR elastography. *Radiology* 257(1):80–86. <https://doi.org/10.1148/radiol.10092489>
12. Dulai PS, Sirlin CB, Loomba R (2016) MRI and MRE for non-invasive quantitative assessment of hepatic steatosis and fibrosis in NAFLD and NASH: clinical trials to clinical practice. *J Hepatol* 65(5):1006–1016. <https://doi.org/10.1016/j.jhep.2016.06.005>
13. Hennedige TP, Hallinan JT, Leung FP, Teo LL, Iyer S, Wang G, Chang S, Madhavan KK, Wee A, Venkatesh SK (2016) Comparison of magnetic resonance elastography and diffusion-weighted imaging for differentiating benign and malignant liver lesions. *Eur Radiol* 26(2):398–406. <https://doi.org/10.1007/s00330-015-3835-8>
14. Venkatesh SK, Yin M, Glockner JF, Takahashi N, Araoz PA, Talwalkar JA, Ehman RL (2008) MR elastography of liver tumors: preliminary results. *AJR Am J Roentgenol* 190(6):1534–1540. <https://doi.org/10.2214/AJR.07.3123>
15. Tang A, Cloutier G, Szevenenyi NM, Sirlin CB (2015) Ultrasound elastography and MR elastography for assessing liver fibrosis: part 2, diagnostic performance, confounders, and future directions. *AJR Am J Roentgenol* 205(1):33–40. <https://doi.org/10.2214/AJR.15.14553>
16. Venkatesh SK, Wang G, Teo LL, Ang BW (2014) Magnetic resonance elastography of liver in healthy Asians: normal liver stiffness quantification and reproducibility assessment. *J Magn Reson Imaging* 39(1):1–8. <https://doi.org/10.1002/jmri.24084>
17. Yin M, Chen J, Glaser KJ, Talwalkar JA, Ehman RL (2009) Abdominal magnetic resonance elastography. *Top Magn Reson Imaging* 20(2):79–87. <https://doi.org/10.1097/RMR.0b013e3181c4737e>
18. Abe H, Midorikawa Y, Okada M, Takayama T (2018) Clinical application of magnetic resonance elastography in chronic liver disease. *Hepatol Res* 48(10):780–787. <https://doi.org/10.1111/hepr.13231>
19. Morisaka H, Motosugi U, Ichikawa S, Nakazawa T, Kondo T, Funayama S, Matsuda M, Ichikawa T, Onishi H (2018) Magnetic resonance elastography is as accurate as liver biopsy for liver fibrosis staging. *J Magn Reson Imaging* 47(5):1268–1275. <https://doi.org/10.1002/jmri.25868>
20. Plaikner M, Kremser C, Zoller H, Steurer M, Glodny B, Jaschke W, Henninger B (2018) Does gadoxetate disodium affect MRE measurements in the delayed hepatobiliary phase? *Eur Radiol*. <https://doi.org/10.1007/s00330-018-5616-7>

21. Yin M, Talwalkar JA, Glaser KJ, Venkatesh SK, Chen J, Manduca A, Ehman RL (2011) Dynamic postprandial hepatic stiffness augmentation assessed with MR elastography in patients with chronic liver disease. *AJR Am J Roentgenol* 197(1):64–70. <https://doi.org/10.2214/AJR.10.5989>
22. Wagner M, Besa C, Bou Ayache J, Yasar TK, Bane O, Fung M, Ehman RL, Taouli B (2016) Magnetic resonance elastography of the liver: qualitative and quantitative comparison of gradient echo and spin echo echoplanar imaging sequences. *Invest Radiol* 51(9):575–581. <https://doi.org/10.1097/RLI.0000000000000269>
23. Kim YS, Jang YN, Song JS (2018) Comparison of gradient-recalled echo and spin-echo echo-planar imaging MR elastography in staging liver fibrosis: a meta-analysis. *Eur Radiol* 28(4):1709–1718. <https://doi.org/10.1007/s00330-017-5149-5>
24. Venkatesh SK, Ehman RL (2015) Magnetic resonance elastography of abdomen. *Abdom Imaging* 40(4):745–759. <https://doi.org/10.1007/s00261-014-0315-6>
25. Tang A, Cloutier G, Sezerenyi NM, Sirlin CB (2015) Ultrasound elastography and MR elastography for assessing liver fibrosis: part 1, principles and techniques. *AJR Am J Roentgenol* 205(1):22–32. <https://doi.org/10.2214/AJR.15.14552>
26. Venkatesh SK, Yin M, Ehman RL (2013) Magnetic resonance elastography of liver: technique, analysis, and clinical applications. *J Magn Reson Imaging* 37(3):544–555. <https://doi.org/10.1002/jmri.23731>
27. Venkatesh SK, Talwalkar JA (2018) When and how to use magnetic resonance elastography for patients with liver disease in clinical practice. *Am J Gastroenterol* 113(7):923–926. <https://doi.org/10.1038/s41395-018-0012-0>
28. Akkaya HE, Erden A, Kuru Oz D, Unal S, Erden I (2018) Magnetic resonance elastography: basic principles, technique, and clinical applications in the liver. *Diagn Interv Radiol* 24(6):328–335. <https://doi.org/10.5152/dir.2018.18186>
29. Yasar TK, Wagner M, Bane O, Besa C, Babb JS, Kannengiesser S, Fung M, Ehman RL, Taouli B (2016) Interplatform reproducibility of liver and spleen stiffness measured with MR elastography. *J Magn Reson Imaging* 43(5):1064–1072. <https://doi.org/10.1002/jmri.25077>
30. Dzyubak B, Venkatesh SK, Manduca A, Glaser KJ, Ehman RL (2016) Automated liver elasticity calculation for MR elastography. *J Magn Reson Imaging* 43(5):1055–1063. <https://doi.org/10.1002/jmri.25072>
31. Venkatesh SK, Yin M, Ehman RL (2013) Magnetic resonance elastography of liver: clinical applications. *J Comput Assist Tomogr* 37(6):887–896. <https://doi.org/10.1097/RCT.0000000000000032>
32. Gressner OA, Weiskirchen R, Gressner AM (2007) Evolving concepts of liver fibrogenesis provide new diagnostic and therapeutic options. *Comp Hepatol* 6:7. <https://doi.org/10.1186/1476-5926-6-7>
33. Alkhoury N, Feldstein AE (2016) Noninvasive diagnosis of nonalcoholic fatty liver disease: are we there yet? *Metabolism* 65(8):1087–1095. <https://doi.org/10.1016/j.metabol.2016.01.013>
34. Chen J, Talwalkar JA, Yin M, Glaser KJ, Sanderson SO, Ehman RL (2011) Early detection of nonalcoholic steatohepatitis in patients with nonalcoholic fatty liver disease by using MR elastography. *Radiology* 259(3):749–756. <https://doi.org/10.1148/radiol.11101942>
35. Yin M, Talwalkar JA, Glaser KJ, Manduca A, Grimm RC, Rossman PJ, Fidler JL, Ehman RL (2007) Assessment of hepatic fibrosis with magnetic resonance elastography. *Clin Gastroenterol Hepatol* 5(10):1207–1213.e2. <https://doi.org/10.1016/j.cgh.2007.06.012>
36. Costa-Silva L, Ferolla SM, Lima AS, Vidigal PVT, Ferrari TCA (2018) MR elastography is effective for the non-invasive evaluation of fibrosis and necroinflammatory activity in patients with nonalcoholic fatty liver disease. *Eur J Radiol* 98:82–89. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2017.11.003>
37. Besutti G, Valenti L, Ligabue G, Bassi MC, Pattacini P, Guaraldi G, Giorgi Rossi P (2019) Accuracy of imaging methods for steatohepatitis diagnosis in non-alcoholic fatty liver disease patients: a systematic review. *Liver Int* 39(8):1521–1534. <https://doi.org/10.1111/liv.14118>
38. Ajmera V, Loomba R (2018) Can elastography differentiate isolated fatty liver from nonalcoholic steatohepatitis? *Semin Liver Dis* 38(1):14–20. <https://doi.org/10.1055/s-0037-1618587>
39. Eddowes PJ, McDonald N, Davies N, Semple SIK, Kendall TJ, Hodson J, Newsome PN, Flintham RB, Wesolowski R, Blake L, Duarte RV, Kelly CJ, Herlihy AH, Kelly MD, Olliff SP, Hubscher SG, Fallowfield JA, Hirschfield GM (2018) Utility and cost evaluation of multiparametric magnetic resonance imaging for the assessment of non-alcoholic fatty liver disease. *Aliment Pharmacol Ther* 47(5):631–644. <https://doi.org/10.1111/apt.14469>
40. Jayakumar S, Middleton MS, Lawitz EJ, Mantry PS, Caldwell SH, Arnold H, Mae Diehl A, Ghalib R, Elkhachab M, Abdelmalek MF, Kowdley KV, Stephen Djedjios C, Xu R, Han L, Mani Subramanian G, Myers RP, Goodman ZD, Afdhal NH, Charlton MR, Sirlin CB, Loomba R (2019) Longitudinal correlations between MRE, MRI-PDFF, and liver histology in patients with non-alcoholic steatohepatitis: analysis of data from a phase II trial of selonsertib. *J Hepatol* 70(1):133–141. <https://doi.org/10.1016/j.jhep.2018.09.024>
41. Venkatesh SK, Wang G, Lim SG, Wee A (2014) Magnetic resonance elastography for the detection and staging of liver fibrosis in chronic hepatitis B. *Eur Radiol* 24(1):70–78. <https://doi.org/10.1007/s00330-013-2978-8>
42. Di Martino M, Koryukova K, Bezzi M, Catalano C (2017) Imaging features of non-alcoholic fatty liver disease in children and adolescents. *Children* 4(8):E73. <https://doi.org/10.3390/children4080073>
43. Kim DK, Choi JY, Park MS, Kim MJ, Chung YE (2018) Clinical feasibility of MR elastography in patients with biliary obstruction. *AJR Am J Roentgenol* 210(6):1273–1278. <https://doi.org/10.2214/AJR.17.19085>
44. Reiter R, Wetzel M, Hamesch K, Strnad P, Asbach P, Haas M, Siegmund B, Trautwein C, Hamm B, Klatt D, Braun J, Sack I, Tzschatzsch H (2018) Comparison of non-invasive assessment of liver fibrosis in patients with alpha1-antitrypsin deficiency using magnetic resonance elastography (MRE), acoustic radiation force impulse (ARFI) quantification, and 2D-shear wave elastography (2D-SWE). *PLoS ONE* 13(4):e0196486. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0196486>
45. Poterucha JT, Johnson JN, Qureshi MY, O'Leary PW, Kamath PS, Lennon RJ, Bonnicksen CR, Young PM, Venkatesh SK, Ehman RL, Gupta S, Smyrk TC, Dearani JA, Warnes CA, Cetta F (2015) Magnetic resonance elastography: a novel technique for the detection of hepatic fibrosis and hepatocellular carcinoma after the Fontan operation. *Mayo Clin Proc* 90(7):882–894. <https://doi.org/10.1016/j.mayocp.2015.04.020>
46. Pepin KM, Ehman RL, McGee KP (2015) Magnetic resonance elastography (MRE) in cancer: technique, analysis, and applications. *Prog Nucl Magn Reson Spectrosc* 90–91:32–48. <https://doi.org/10.1016/j.pnmrs.2015.06.001>
47. Garteiser P, Doblas S, Daire JL, Wagner M, Leitao H, Vilgrain V, Sinkus R, Van Beers BE (2012) MR elastography of liver tumours: value of viscoelastic properties for tumour characterisation. *Eur Radiol* 22(10):2169–2177. <https://doi.org/10.1007/s00330-012-2474-6>
48. Thompson SM, Wang J, Chandan VS, Glaser KJ, Roberts LR, Ehman RL, Venkatesh SK (2017) MR elastography of hepatocellular carcinoma: correlation of tumor stiffness with histopathology features—preliminary findings. *Magn Reson Imaging* 37:41–45. <https://doi.org/10.1016/j.mri.2016.11.005>
49. Gordic S, Ayache JB, Kennedy P, Besa C, Wagner M, Bane O, Ehman RL, Kim E, Taouli B (2017) Value of tumor stiffness measured with MR elastography for assessment of response of hepatocellular carcinoma to locoregional therapy. *Abdom Radiol (N Y)* 42(6):1685–1694. <https://doi.org/10.1007/s00261-017-1066-y>
50. Pepin KM, Chen J, Glaser KJ, Mariappan YK, Reuland B, Ziesmer S, Carter R, Ansell SM, Ehman RL, McGee KP (2014) MR elastography derived shear stiffness—a new imaging biomarker for the assessment of early tumor response to chemotherapy. *Magn Reson Med* 71(5):1834–1840. <https://doi.org/10.1002/mrm.24825>
51. Li J, Jamin Y, Boulton JK, Cummings C, Waterton JC, Ulloa J, Sinkus R, Bamber JC, Robinson SP (2014) Tumour biomechanical response to the vascular disrupting agent ZD6126 in vivo assessed by magnetic resonance elastography. *Br J Cancer* 110(7):1727–1732. <https://doi.org/10.1038/bjc.2014.76>
52. Horvat N, Monti S, Oliveira BC, Rocha CCT, Giampilioy RG, Mannelli L (2018) State of the art in magnetic resonance imaging of hepatocellular carcinoma. *Radiol Oncol* 52(4):353–364. <https://doi.org/10.2478/raon-2018-0044>
53. Kamphues C, Klatt D, Bova R, Yahyazadeh A, Bahra M, Braun J, Klauschen F, Neuhaus P, Sack I, Asbach P (2012) Viscoelasticity-based magnetic resonance elastography for the assessment of liver fibrosis in hepatitis C patients after liver transplantation. *Rofo* 184(11):1013–1019. <https://doi.org/10.1055/s-0032-1313126>
54. Yoon JH, Lee JM, Suh KS, Lee KW, Yi NJ, Lee KB, Han JK, Choi BI (2015) Combined use of MR fat quantification and MR elastography in living liver donors: can it reduce the need for preoperative liver biopsy? *Radiology* 276(2):453–464. <https://doi.org/10.1148/radiol.15140908>
55. Castera L, Foucher J, Bertet J, Couzigou P, de Ledinghen V (2006) FibroScan and FibroTest to assess liver fibrosis in HCV with normal aminotransferases. *Hepatology* 43(2):373–374. <https://doi.org/10.1002/hep.21019> (author reply 375–376)
56. Ziol M, Handra-Luca A, Kettaneh A, Christidis C, Mal F, Kazemi F, de Ledinghen V, Marcellin P, Dhumeaux D, Trinchet JC, Beaugrand M (2005) Noninvasive assessment of liver fibrosis by measurement of stiffness in patients with chronic hepatitis C. *Hepatology* 41(1):48–54. <https://doi.org/10.1002/hep.20506>

Interventionelle Pneumologie / Bronchologie



Die interventionelle Pneumologie gehört zu den Teilgebieten der Lungenheilkunde, die in den letzten Jahren zu bedeutenden Änderungen der klinischen

Abläufe geführt hat. Deren therapeutisches Ziel ist in aller Regel die Verbesserung oder Erhaltung der Lebensqualität und Verminderung von Symptomen.

Die Beiträge des Leitthemas in *Der Pneumologie 01/2020* bieten Ihnen die Gelegenheit, sich über verschiedene Aspekte der innovativen Teilgebiete der interventionellen Pneumologie zu informieren. Sie erhalten einen aktuellen Überblick über verschiedene Methoden der interventionellen Pneumologie und deren wesentliche aktuelle Entwicklungen.

- Interventionelle Therapie benigner und maligner Atemwegsstenosen
- Update Endoskopische Emphysemtherapie
- Bronchoskopische Therapie von Asthma und COPD
- Endobronchialer Ultraschall – Bewährtes und Neues
- Der periphere Lungenherd – Moderne Diagnostik und potentielle Therapie

Suchen Sie noch mehr zum Thema?

Mit e.Med – den maßgeschneiderten Fortbildungsabos von Springer Medizin – haben Sie Zugriff auf alle Inhalte von SpringerMedizin.de. Sie können schnell und komfortabel in den für Sie relevanten Zeitschriften recherchieren und auf alle Inhalte im Volltext zugreifen.

Weitere Infos zu e.Med finden Sie auf springermedizin.de unter „Abos“

57. Afdhal NH, Bacon BR, Patel K, Lawitz EJ, Gordon SC, Nelson DR, Challies TL, Nasser I, Garg J, Wei LJ, McHutchison JG (2015) Accuracy of fibroscan, compared with histology, in analysis of liver fibrosis in patients with hepatitis B or C: a United States multicenter study. *Clin Gastroenterol Hepatol* 13(4):772–779.e1-3. <https://doi.org/10.1016/j.cgh.2014.12.014>
58. Cassinotto C, Lapuyade B, Mouries A, Hiriart JB, Vergniol J, Gaye D, Castain C, Le Bail B, Chermak F, Foucher J, Laurent F, Montaudon M, De Ledinghen V (2014) Non-invasive assessment of liver fibrosis with impulse elastography: comparison of supersonic shear imaging with ARFI and Fibroscan®. *J Hepatol* 61(3):550–557. <https://doi.org/10.1016/j.jhep.2014.04.044>
59. Friedrich-Rust M, Nierhoff J, Lupstor M, Sporea I, Fierbinteanu-Braticcevic C, Strobel D, Takahashi H, Yoneda M, Suda T, Zeuzem S, Herrmann E (2012) Performance of acoustic radiation force impulse imaging for the staging of liver fibrosis: a pooled meta-analysis. *J Viral Hepat* 19(2):e212–219. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2893.2011.01537.x>
60. Gerber L, Kasper D, Fitting D, Knop V, Vermehren A, Sprinzl K, Hansmann ML, Herrmann E, Bojunga J, Albert J, Sarrazin C, Zeuzem S, Friedrich-Rust M (2015) Assessment of liver fibrosis with 2-D shear wave elastography in comparison to transient elastography and acoustic radiation force impulse imaging in patients with chronic liver disease. *Ultrasound Med Biol* 41(9):2350–2359. <https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2015.04.014>
61. Boursier J, Konate A, Guilluy M, Gorea G, Sawadogo A, Quemener E, Oberti F, Reaud S, Hubert-Fouchard I, Dib N, Cales P (2008) Learning curve and interobserver reproducibility evaluation of liver stiffness measurement by transient elastography. *Eur J Gastroenterol Hepatol* 20(7):693–701. <https://doi.org/10.1097/MEG.0b013e3282f51992>
62. Fraquelli M, Rigamonti C, Casazza G, Conte D, Donato MF, Ronchi G, Colombo M (2007) Reproducibility of transient elastography in the evaluation of liver fibrosis in patients with chronic liver disease. *Gut* 56(7):968–973. <https://doi.org/10.1136/gut.2006.111302>
63. Vispo E, Barreiro P, Del Valle J, Maida I, de Ledinghen V, Quereda C, Moreno A, Macias J, Castera L, Pineda JA, Soriano V (2009) Overestimation of liver fibrosis staging using transient elastography in patients with chronic hepatitis C and significant liver inflammation. *Antivir Ther* 14(2):187–193
64. Millonig G, Reimann FM, Friedrich S, Fonouni H, Mehrabi A, Buchler MW, Seitz HK, Mueller S (2008) Extrahepatic cholestasis increases liver stiffness (FibroScan) irrespective of fibrosis. *Hepatology* 48(5):1718–1723. <https://doi.org/10.1002/hep.22577>
65. Colli A, Pozzoni P, Berzuini A, Gerosa A, Canovi C, Molteni EE, Barbarini M, Bonino F, Prati D (2010) Decompensated chronic heart failure: increased liver stiffness measured by means of transient elastography. *Radiology* 257(3):872–878. <https://doi.org/10.1148/radiol.10100013>
66. Foucher J, Chanteloup E, Vergniol J, Castera L, Le Bail B, Adhoute X, Bertet J, Couzigou P, de Ledinghen V (2006) Diagnosis of cirrhosis by transient elastography (FibroScan): a prospective study. *Gut* 55(3):403–408. <https://doi.org/10.1136/gut.2005.069153>
67. Dietrich CF, Bamber J, Berzigotti A, Bota S, Cantisani V, Castera L, Cosgrove D, Ferraioli G, Friedrich-Rust M, Gilja OH, Goertz RS, Karlas T, de Knecht R, de Ledinghen V, Piscaglia F, Procopet B, Saftoiu A, Sidhu PS, Sporea I, Thiele M (2017) EFSUMB guidelines and recommendations on the clinical use of liver ultrasound elastography, update 2017 (long version). *Ultraschall Med* 38(4):e48. <https://doi.org/10.1055/a-0641-0076>
68. Chen J, Yin M, Talwalkar JA, Oudry J, Glaser KJ, Smyrk TC, Miette V, Sandrin L, Ehman RL (2017) Diagnostic performance of MR elastography and vibration-controlled transient elastography in the detection of hepatic fibrosis in patients with severe to morbid obesity. *Radiology* 283(2):418–428. <https://doi.org/10.1148/radiol.2016160685>
69. Huwart L, Sempoux C, Vicaut E, Salameh N, Annet L, Danse E, Peeters F, ter Beek LC, Rahier J, Sinkov R, Horsmans Y, Van Beers BE (2008) Magnetic resonance elastography for the noninvasive staging of liver fibrosis. *Gastroenterology* 135(1):32–40. <https://doi.org/10.1053/j.gastro.2008.03.076>
70. Imajo K, Kessoku T, Honda Y, Tomeno W, Ogawa Y, Mawatari H, Fujita K, Yoneda M, Taguri M, Hyogo H, Sumida Y, Ono M, Eguchi Y, Inoue T, Yamanaka T, Wada K, Saito S, Nakajima A (2016) Magnetic resonance imaging more accurately classifies steatosis and fibrosis in patients with nonalcoholic fatty liver disease than transient elastography. *Gastroenterology* 150(3):626–637.e7. <https://doi.org/10.1053/j.gastro.2015.11.048>
71. Loomba R, Wolfson T, Ang B, Hooker J, Behling C, Peterson M, Valasek M, Lin G, Brenner D, Gamst A, Ehman R, Sirlin C (2014) Magnetic resonance elastography predicts advanced fibrosis in patients with nonalcoholic fatty liver disease: a prospective study. *Hepatology* 60(6):1920–1928. <https://doi.org/10.1002/hep.27362>
72. Park CC, Nguyen P, Hernandez C, Bettencourt R, Ramirez K, Fortney L, Hooker J, Sy E, Savides MT, Alquraish MH, Valasek MA, Rizo E, Richards L, Brenner D, Sirlin CB, Loomba R (2017) Magnetic resonance elastography vs transient elastography in detection of fibrosis and noninvasive measurement of steatosis in patients with biopsy-proven nonalcoholic fatty liver disease. *Gastroenterology* 152(3):598–607.e2. <https://doi.org/10.1053/j.gastro.2016.10.026>
73. Mathew RP, Venkatesh SK (2018) Imaging of hepatic fibrosis. *Curr Gastroenterol Rep* 20(10):45. <https://doi.org/10.1007/s11894-018-0652-7>
74. Kim DW, Kim SY, Yoon HM, Kim KW, Byun JH (2019) Comparison of technical failure of MR elastography for measuring liver stiffness between gradient-recalled echo and spin-echo echo-planar imaging: a systematic review and meta-analysis. *J Magn Reson Imaging*. <https://doi.org/10.1002/jmri.26918>
75. Singh S, Venkatesh SK, Wang Z, Miller FH, Motosugi U, Low RN, Hassanein T, Asbach P, Godfrey EM, Yin M, Chen J, Keaveny AP, Bridges M, Bohte A, Murad MH, Lomas DJ, Talwalkar JA, Ehman RL (2015) Diagnostic performance of magnetic resonance elastography in staging liver fibrosis: a systematic review and meta-analysis of individual participant data. *Clin Gastroenterol Hepatol* 13(3):440–451.e6. <https://doi.org/10.1016/j.cgh.2014.09.046>