

Radiologie up2date

3 · 2020

Abdominelle und gastrointestinale Radiologie 2

Diffusionsgewichtete MRT des Abdomens

*Konstantin Holzapfel
Andreas G. Schreyer*

VNR: 2760512020158720363
DOI: 10.1055/a-1076-3388
Radiologie up2date 2020; 20 (3): 219–232
ISSN 1616-0681
© 2020 Georg Thieme Verlag KG

Unter dieser Rubrik sind bereits erschienen:

Peritoneale und retroperitoneale Anatomie für Radiologen

J. Wessling, K. Ringe, M. Juchems, L. Grenacher, A. G. Schreyer
Heft 2/2020

Diagnostik und Differenzialdiagnostik der mesenterialen

Ischämie M.-L. Kromrey Heft 4/2019

Zystische Tumoren des Pankreas in der MRT

J. Rennert, C. Stroszczyński Heft 3/2019

Chirurgie und Bildgebung bei Abdominaltrauma

S. F. U. Blum, K.-H. Schultheis, U. Mödder, M. Laniado, H.-C. Held, A. Krieg, W. T. Knoefel, S. Zastrow Heft 2/2019

Diagnostik der Fettleber

G. M. Kukuk, A. M. Sprinkart, F. Träber Heft 3/2017

Lokal ablativ Therapie bei Lebertumoren

F. Fischbach, J. Ricke, K. Fischbach Heft 2/2017

Bildgebung des hepatozellulären Karzinoms

T. Lincke, D. Boll, C. Zech Heft 4/2016

MRCP – Magnetresonanzzholangiopankreatografie

S. Kinner, T. Lauenstein Heft 2/2016

Diagnose und Differenzialdiagnose fokaler Leberläsionen unter

Verwendung von Gd-EOB-DTPA (Primovist) K. Ringe

Heft 1/2016

Hochintensiver fokussierter Ultraschall (HIFU): Grundlagen

und Einsatz zur nicht invasiven Tumorablation M. Rauch,

M. Marinova, H. Strunk Heft 1/2015

Möglichkeiten der Strahlenreduktion bei der CT des Körper-

stamms A. Euler, Z. Szücs-Farkas, S. Schindera Heft 2/2014

Multimodale Bildgebung neuroendokriner Tumoren des

Gastrointestinaltrakts K. Holzapfel, F. Gärtner, M. Eiber,

E. Rummeny Heft 1/2014

Milzbildgebung

V. Engelbrecht Heft 4/2013

Bildgebende Beurteilung des Therapieansprechens unter

Chemotherapie G. Layer, T. Stahl, J. Hoffend Heft 3/2013

CT und MRT des Dünndarms

J. Wessling, B. Buerke Heft 3/2012

Multimodale Bildgebung bei neuroendokrinen Tumoren des

Pankreas K. Holzapfel, F. Gärtner, E. Rummeny Heft 4/2011

Entwicklungsstörungen, angeborene Erkrankungen des

Pankreas, akute und chronische Pankreatitis H.-J. Brambs,

M. Juchems Heft 2/2011

Diagnostik von Pankreastumoren

H.-J. Brambs, M. Juchems Heft 4/2010

Differenzialdiagnose des akuten Abdomens-Teil III

T. Kirchhoff, J. Opherck, W. Wiesner Heft 4/2009

Diagnose und Differenzialdiagnose von Gallenwegs-

erkrankungen M. Juchems, H.-J. Brambs Heft 3/2009

Differenzialdiagnose des akuten Abdomens – Teil II

W. Wiesner, T. Kirchhoff, J. Opherck Heft 1/2009

Differenzialdiagnose des akuten Abdomens

J. Opherck, W. Wiesner, T. Kirchhoff Heft 3/2008

Radiologische Diagnostik bei Dünndarmerkrankungen

J. Wessling, W. Heindel Heft 3/2007

Bildgebendes Staging von Tumoren des Verdauungstrakts

A. Beer, H. Wieder, J.C. Stollfuss Heft 1/2007

Radiologische Diagnostik des Pankreaskarzinoms

H.-J. Brambs, M. Juchems Heft 2/2006

Radiologische Diagnostik der Nebennieren

V. Engelbrecht Heft 3/2005

Diagnose und Differenzialdiagnose fokaler Leberläsionen

D. Högemann Savellano, T. Kirchhoff, M. Galanski Heft 2/2004

ALLES ONLINE LESEN



Mit der eRef lesen Sie Ihre Zeitschrift: online wie offline, am PC und mobil,

alle bereits erschienenen Artikel.

Für Abonnenten kostenlos!

<https://eref.thieme.de/radio-u2d>

IHR ONLINE-SAMMELORDNER



Sie möchten jederzeit und überall auf Ihr up2date-Archiv zugreifen? Kein Problem!

Ihren immer aktuellen Online-

Sammelordner finden Sie unter:

<https://eref.thieme.de/93ISS>

JETZT FREISCHALTEN



Sie haben Ihre Zeitschrift noch nicht freigeschaltet? Ein Klick genügt:

www.thieme.de/eref-registrierung

Diffusionsgewichtete MRT des Abdomens

Konstantin Holzapfel, Andreas G. Schreyer



Die diffusionsgewichtete MRT ist heute eine wichtige, ergänzende Sequenz bei einer MRT des Abdomens, insbesondere bei onkologischen Fragestellungen, jedoch auch bei entzündlichen Erkrankungen. Die folgende Arbeit befasst sich mit den technischen Grundlagen und zeigt typische Indikationen und Befunde sowie die Wertigkeit der Methode in der Diagnostik der parenchymatösen Oberbauchorgane und des Gastrointestinaltrakts.

Einleitung

Das Prinzip der diffusionsgewichteten MRT (engl. „diffusion-weighted MR imaging“; DWI) wurde bereits in den 1950er- und 1960er-Jahren von Carr und Purcell sowie von Stejskal und Tanner beschrieben und hat sich in der Neuroradiologie seit der Beschreibung der „Intravoxel-incoherent-Motion“-Technik durch Le Bihan und Mitarbeiter im Jahr 1988 als Standardsequenz, insbesondere in der Diagnostik des akuten Schlaganfalls, etabliert. Weil die DWI stark artefaktanfällig ist, Bewegungsartefakte beim Hirngewebe aber kaum eine Rolle spielen und dort zusätzlich ein hohes Signal-zu-Rausch-Verhältnis (SNR) vorliegt, war die DWI zunächst auf die Diagnostik zerebraler Erkrankungen beschränkt. Physiologische Bewegungsartefakte, hervorgerufen etwa durch die Motilität des Darms, kardiale Pulsationen oder die Atmung, verhinderten über viele Jahre den Einsatz der DWI in weiten Bereichen des menschlichen Körpers. Erst in der jüngeren Vergangenheit erlauben die technischen Weiterentwicklungen der MRT – z. B. die Einführung der echoplanaren Bildgebung, die Verwendung von Mehrkanalkörperspulen oder die Entwicklung von Techniken der parallelen Bildgebung – die Akquisition vergleichsweise artefaktarmer, qualitativ hochwertiger, diffusionsgewichteter Bilder des Abdomens.

Merke

Diffusionsgewichtete Aufnahmen dürfen nie isoliert betrachtet werden, sondern sind immer in Zusammenschau mit den morphologischen Standardsequenzen zu interpretieren.

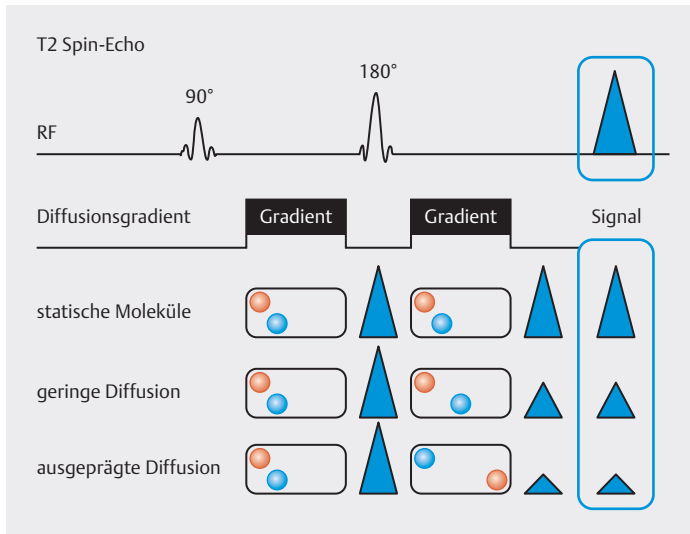
Technische Grundlagen der DWI des Abdomens

Prinzip

Mit der DWI lässt sich das Ausmaß der intra- und extrazellulären Diffusion von Wasserstoffprotonen im menschlichen Körper darstellen. Die Diffusion von Wasserstoffprotonen in Geweben ist invers korreliert mit der Zellularität und der Integrität membranöser Strukturen, die sowohl intra- als auch extrazellulär als natürliche Diffusionsbarrieren fungieren. Im Vergleich zu gesundem Gewebe gilt etwa für Tumoren:

- In tumorösem Gewebe ist die Zellularität häufig erhöht, wodurch die extrazelluläre Diffusion eingeschränkt wird.
- Tumorzellen zeigen i. d. R. eine hohe mitotische Aktivität, besitzen also vergleichsweise große Zellkerne (hohe Kern/Plasma-Ratio) und sind reich an intrazellulären Organellen (z. B. raues endoplasmatisches Retikulum, Golgi-Apparat), die als membranreiche Strukturen die intrazelluläre Diffusion von Wasserstoffprotonen einschränken.

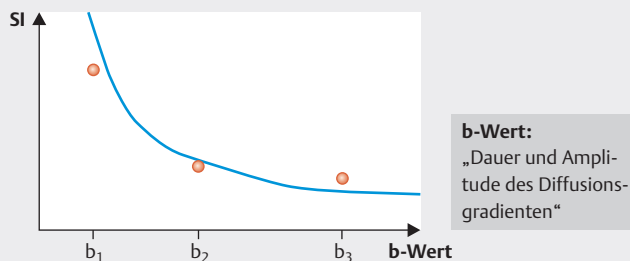
Um das Ausmaß der Diffusion MR-tomografisch darzustellen, werden z. B. bei der Akquisition einer T2w Spin-Echo-Sequenz 2 zusätzliche, gleich starke, in dieselbe Richtung orientierte Gradientenpulse symmetrisch vor und nach dem 180°-Refokussierungspuls geschaltet (► **Abb. 1**). Der erste Gradient führt zu einer Dephasierung der Spins. Blieben alle Spins am gleichen Ort (keine Diffusion), würden sie durch den zweiten Gradienten wieder vollständig rephasiert. Findet aber in der Zwischenzeit ein Ortswechsel der Spins durch Diffusion statt, ist die Rephasierung unvollständig und man kann einen Signalabfall messen. Je größer dieser Ortswechsel ist, d. h., je stärker sich die Wasserstoffprotonen bewegen, desto geringer ist daher die Signalstärke.



► **Abb. 1** Schematische Darstellung einer diffusionsgewichteten Sequenz, die auf einer T2-TSE-Sequenz beruht. Symmetrisch um den 180°-Refokussierungspuls werden 2 zusätzliche, gleich starke, in dieselbe Richtung orientierte Gradientenpulse geschaltet. Der erste Gradient führt zu einer Dephasierung der Spins, der zweite Gradient bewirkt eine Rephasierung der Spins, die sich noch innerhalb desselben Voxels befinden. Blieben alle Spins am gleichen Ort (statische Moleküle), würden sie durch den zweiten Gradienten wieder vollständig rephasiert. Findet aber in der Zwischenzeit ein Ortswechsel der Spins durch Diffusion statt, ist die Rephasierung unvollständig und man kann einen Signalabfall messen. Die Signalstärke ist umso geringer, je stärker sich die Wasserstoffprotonen bewegen.

ADC (apparent diffusion coefficient):
Messungen mit mindestens 2 unterschiedlichen
Diffusionsgradienten (d. h. 2 b-Werten)

$$\left. \begin{aligned} S_1 &= S_0 \cdot e^{-b_1 \cdot \text{ADC}} \\ S_2 &= S_0 \cdot e^{-b_2 \cdot \text{ADC}} \end{aligned} \right\} \text{ADC} = \ln(S_1/S_2) \cdot (b_2 - b_1)^{-1}$$



► **Abb. 2** Je größer der b-Wert gewählt wird, umso stärker ist der durch eine Diffusionsbewegung bewirkte Signalverlust. Bei Sequenzakquisition mit unterschiedlichen b-Werten folgt der Signalverlust bei zunehmendem b-Wert einem exponentiellen Verlauf. Die „Steigung“ dieser Kurve bzw. der „best exponential fit“ wird durch den ADC-Wert beschrieben, der eine Quantifizierung des Ausmaßes der Diffusion von Wasserstoffprotonen erlaubt.

Amplitude, Dauer und Abstand der beiden Pulse gehen in den Diffusionswichtungsfaktor, den sog. b-Wert ein. Der b-Wert ist ein einstellbarer Sequenzparameter (Einheit: s/mm^2). Je größer der b-Wert gewählt wird, umso stärker ist der durch eine Diffusionsbewegung bewirkte Signalverlust. Bei Sequenzakquisition mit unterschiedlichen b-Werten folgt der Signalverlust bei zunehmendem b-Wert einem exponentiellen Verlauf. Die „Steigung“ dieser Kurve bzw. der „best exponential fit“ wird durch den ADC-Wert (ADC = „apparent diffusion coefficient“) beschrieben, der somit eine Quantifizierung des Ausmaßes der Diffusion von Wasserstoffprotonen erlaubt (► **Abb. 2**).

Bei hohem b-Wert, also starker Diffusionswichtung, steigt der Kontrast zwischen Geweben mit unterschiedlichem Diffusionsverhalten. Allerdings erfordert ein hoher b-Wert eine lange Echozeit (TE), verringert das SNR und führt zu stärkeren Bilddistorsionen und weniger exakten ADC-Messungen. Es gilt also, je nach Körperregion, einen Kompromiss zu finden zwischen einem ausreichenden Diffusionskontrast einerseits und einem akzeptablen SNR andererseits:

- Bei einem b-Wert von $0 \text{ s}/\text{mm}^2$ hängt die gemessene Signalintensität nicht von der Diffusion ab. Der Bildkontrast entspricht dem eines T2w Bildes.
- Bei niedrigen b-Werten ($< 100 \text{ s}/\text{mm}^2$) kommt es durch den Blutfluss zu einer Unterdrückung des Signals in Gefäßen, dem sog. „black blood effect“, der günstig sein kann, um z. B. tumoröse Veränderungen nachzuweisen (s. u.). Da bei niedrigen b-Werten jedoch auch Perfusionseffekte noch eine Rolle spielen und die Berechnung des ADC-Wertes verfälschen, müssen zusätzlich hohe b-Werte ($> 500 \text{ s}/\text{mm}^2$) akquiriert werden.
- Bei hohen b-Werten spielen Perfusionseffekte keine Rolle, eine valide Berechnung der ADC-Werte ist daher möglich. Signalreich zur Darstellung kommen lediglich Strukturen mit hoher Zelldichte (z. B. Gehirn, Lymphknoten, Milz, Tumoren) aufgrund der hier eingeschränkten Diffusion.

Technische Umsetzung der DWI im Abdomen

Für die Anfertigung diffusionsgewichteter Aufnahmen des Abdomens haben sich SS-EPI-Sequenzen (SS-EPI = Single-Shot-Echo-Planar-Imaging) etabliert, die eine kurze Akquisitionszeit und eine hohe Robustheit gegenüber Bewegungsartefakten aufweisen. Nachteile dieser Sequenzen sind eine limitierte Ortsauflösung sowie eine ausgeprägte Anfälligkeit gegenüber Suszeptibilitätsartefakten. Ein weiteres Problem diffusionsgewichteter Sequenzen ist das geringe SNR. Strategien zur Steigerung des SNR bei gegebener Feldstärke sind

- eine kürzere TE ($< 100 \text{ ms}$),
- segmentales oder echoplanares Multishot-Auslesen, was jedoch die Akquisitionszeit erhöht,
- sowie die Verwendung einer vergleichsweise groben Matrix.

Durch Inhomogenitäten in den Gradientenströmen, den sog. „eddy currents“, können Bildverzerrungen resultieren, die sich durch moderne, verbesserte Gradientensysteme und -schaltungen verringern lassen.

Die Anwendung paralleler Bildgebungstechniken ist für die DWI des Abdomens unabdingbar, sei es k-Raum-basiert („simultaneous acquisition of spatial harmonics“ [SMASH], „generalized autocalibrating partially parallel acquisition“ [GRAPPA]) oder bildbasiert („sensitivity-encoded“ [SENSE]). Hierdurch wird zum einen die Messzeit verkürzt und zum anderen lassen sich in Verbindung mit kürzeren Echozügen Distorsionsartefakte verringern, die Ortsauflösung erhöhen und DWI-Sequenzen mit mehreren b-Werten anfertigen.

Bei der Akquisition von SS-EPI-Sequenzen ist eine Suppression des Fettsignals erforderlich. Dies ist möglich durch einen vorgeschalteten Inversionspuls (STIR-Einsatz vor allem bei der diffusionsgewichteten Ganzkörper-MRT), eine spektrale Fettsättigung, eine Chemical-Shift-selektive Fettunterdrückung (CHESS) oder durch wasserselektive Techniken.

DWI-Sequenzen können in Atemhaltetechnik oder bei freier Atmung akquiriert werden. Das erreichbare SNR ist bei Sequenzen in freier Atmung deutlich höher. Um eine hohe Bildqualität zu erreichen, können Aufnahmen in freier Atmung entweder mit mehreren Signalakquisitionen oder in Kombination mit Atem- und ggf. EKG-Triggung erstellt werden.

Merke

Eine Bildakquisition bei freier Atmung mit Atemtriggerung wird als die bevorzugte Methode angesehen [1].

Bewährte Parameter für eine DWI-Sequenz des Oberbauchs bei 1,5 T sind:

- b-Werte 50, 300 und 600 s/mm² (alternativ: 50, 400 und 800 s/mm²)
- TE 69 ms, TR 3000 ms
- Echozuglänge 58, Echospacing 0,69 ms
- Bandbreite 1736 Hz/Pixel
- spektrale Fettsättigung („spectral presaturation attenuated inversion-recovery“ [SPAIR])
- Field of View (FoV) 263 × 350 mm
- Matrix 144 × 192
- Schichtdicke 5 mm
- iPAT-Faktor 2 (GRAPPA)
- Atemtriggerung („prospective acquisition correction“ [PACE])










Bildinterpretation

Das Signalverhalten einer Struktur, z. B. eines Tumors, bei unterschiedlichen b-Werten erlaubt bei qualitativer Beurteilung Rückschlüsse darauf, wie die Struktur beschaffen ist (► **Abb. 3**):

- Zystische Läsionen zeigen bei niedrigem b-Wert eine hohe Signalintensität, verlieren bei höherem b-Wert an Signal und sind entsprechend hell auf dem ADC-Parameterbild.
- Solide, zellreiche Läsionen behalten dagegen auch bei hohem b-Wert ein hohes Signal (geringe Diffusion) und sind entsprechend dunkel auf dem ADC-Parameterbild.

Da die Signalintensität einer Läsion in der DWI jedoch nicht nur vom Ausmaß der Diffusion, sondern auch von der T2-Relaxationszeit abhängt, können Läsionen mit sehr langer Relaxationszeit (z. B. Zysten) sich auch bei hohen b-Werten hyperintens darstellen und eine eingeschränkte Diffusion vortäuschen („T2-shine-through“-Artefakt). In diesem Fall stellt sich die Läsion auch auf dem ADC-Parameterbild hyperintens dar (► **Abb. 3**). Dies verdeutlicht, dass die Bildinterpretation immer die Zusammenschau mit den morphologischen Standardsequenzen erfordert.

Grundsätzlich ist es möglich, Läsionen anhand des ADC-Wertes quantitativ zu charakterisieren. Hierbei zeigen maligne, zellreiche Läsionen i. d. R. niedrigere ADC-Werte (typischerweise $< 1,2-1,4 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$) als benigne, zellärmere Läsionen. Vorsicht ist jedoch geboten bei nekrotischen Tumoren oder partiell soliden Läsionen mit muzinösen/zystischen Anteilen. Außerdem schränkt die in zahlreichen Studien beschriebene, deutliche Überlappung der ADC-Werte benigner und maligner Läsionen

	b = 50 s/mm ²	b = 600 s/mm ²	ADC
ausgeprägte Diffusion			
geringe Diffusion			
T2-shine-through			

► **Abb. 3** Läsionen, in denen eine ausgeprägte Diffusion möglich ist, wie z. B. Zysten, zeigen eine hohe Signalintensität bei niedrigem b-Wert, verlieren bei höherem b-Wert an Signal und sind entsprechend hell auf dem ADC-Parameterbild. Solide, zellreiche Läsionen mit eingeschränkter Diffusion behalten auch bei hohem b-Wert ein hohes Signal und sind entsprechend dunkel auf dem ADC-Parameterbild. Läsionen mit sehr langer T2-Relaxationszeit (z. B. Zysten) können sich auch bei hohen b-Werten hyperintens darstellen und eine eingeschränkte Diffusion vortäuschen („T2-shine-through“-Artefakt). In diesem Fall stellt sich die Läsion jedoch auch auf dem ADC-Parameterbild hyperintens dar.

den Nutzen der quantitativen Charakterisierung anhand des ADC-Wertes ein. Anzumerken ist zudem, dass sich an unterschiedlichen Geräten bzw. in unterschiedlichen Institutionen ermittelte ADC-Werte aufgrund einer bislang noch sehr geringen Standardisierung der Sequenzparameter meist nicht vergleichen lassen.

Diffusionsbildgebung der parenchymatösen Oberbauchorgane

Leber

Detektion fokaler Leberläsionen

Zahlreichen Studien der vergangenen Jahre zufolge lassen sich fokale Leberläsionen mit der DWI signifikant besser nachweisen als mit morphologischen Standardsequenzen. Während Letztere meist ausreichen, um Läsionen mit einem Durchmesser > 10 mm zuverlässig zu erkennen, ist die DWI gerade bei kleinen, fokalen Läsionen (Durchmesser ≤ 10 mm) hilfreich. Insbesondere auf Aufnahmen bei niedrigem b-Wert (z. B. $b = 50 \text{ s/mm}^2$) zeigen die meisten fokalen Leberläsionen ein hohes SNR und sind, da Blutgefäße kein Signal geben („black blood effect“), deutlich hyperintens im Vergleich zum umgebenden Leberparenchym (► **Abb. 4**). Kleine und kleinste Läsionen, die auf T2w Sequenzen oft nur schwer abzugrenzen sind, stellen bei signalfreien Gefäßen in der DWI kein Problem dar. Hier ist die DWI T2w Sequenzen überlegen und, als Verfahren ohne Verwendung eines Kontrastmittels, der kontrastverstärkten MRT nach Applikation des hepatozytenspezifischen Kontrastmittels Gd-EOB-DTPA gleichwertig. Durch die Kombination von DWI und Gd-EOB-DTPA-verstärkter MRT lässt sich die Sensitivität zum Nachweis von Läsionen unter 10 mm signifikant steigern [2]. Nachteilig bei der Beurteilung diffusionsgewichteter Aufnahmen mit niedrigem b-Wert ist allerdings, dass eine Differenzierung der fokalen Läsionen nicht möglich ist, da sich annähernd alle unterschiedlichen Läsionen hyperintens darstellen.

Charakterisierung fokaler Leberläsionen

Neben dem Nachweis erlaubt die DWI auch eine qualitative und quantitative Charakterisierung fokaler Leberläsionen. Von Bedeutung sind hierbei vor allem Aufnahmen, die bei höherem b-Wert (z. B. 600 oder 800 s/mm^2) akquiriert wurden:

- *Qualitativ* lassen sich zystische und solide Leberläsionen differenzieren. Während Zysten bei höheren b-Werten an Signal verlieren, sind solide Läsionen weiterhin hyperintens (Cave: Ausnahme bei „T2-shine-through“-Artefakt, ► **Abb. 5**). Handelt es sich um eine solide Läsion, so ist bei rein qualitativer, visueller Analyse jedoch nicht zwischen benignen (z. B. fokal noduläre Hyperplasie [FNH], hepatozelluläres Adenom) und malignen Läsionen zu unterscheiden, da sich beide hyperintens bei hohem b-Wert darstellen.

- Eine *quantitative* Charakterisierung fokaler Leberläsionen ist durch Messung der ADC-Werte möglich. Benigne Leberläsionen zeigen höhere ADC-Werte als maligne Läsionen. Problematisch ist, dass sich die ADC-Werte benigner und maligner Läsionen deutlich überlappen, sodass auch diese Einordnung nie nur auf der DWI beruhen sollte. In der Literatur werden verschiedene ADC-Schwellenwerte ($1,4\text{--}1,6 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$), mit Spezifitäten zwischen 77 und 100% sowie Sensitivitäten zwischen 74 und 100%, angegeben [1].

Wie in anderen Organen zeigen auch in der Leber Abszesse eine Diffusionsrestriktion, stellen sich also bei hohem b-Wert hyperintens dar und weisen einen niedrigen ADC-Wert auf.

PRAXISTIPP

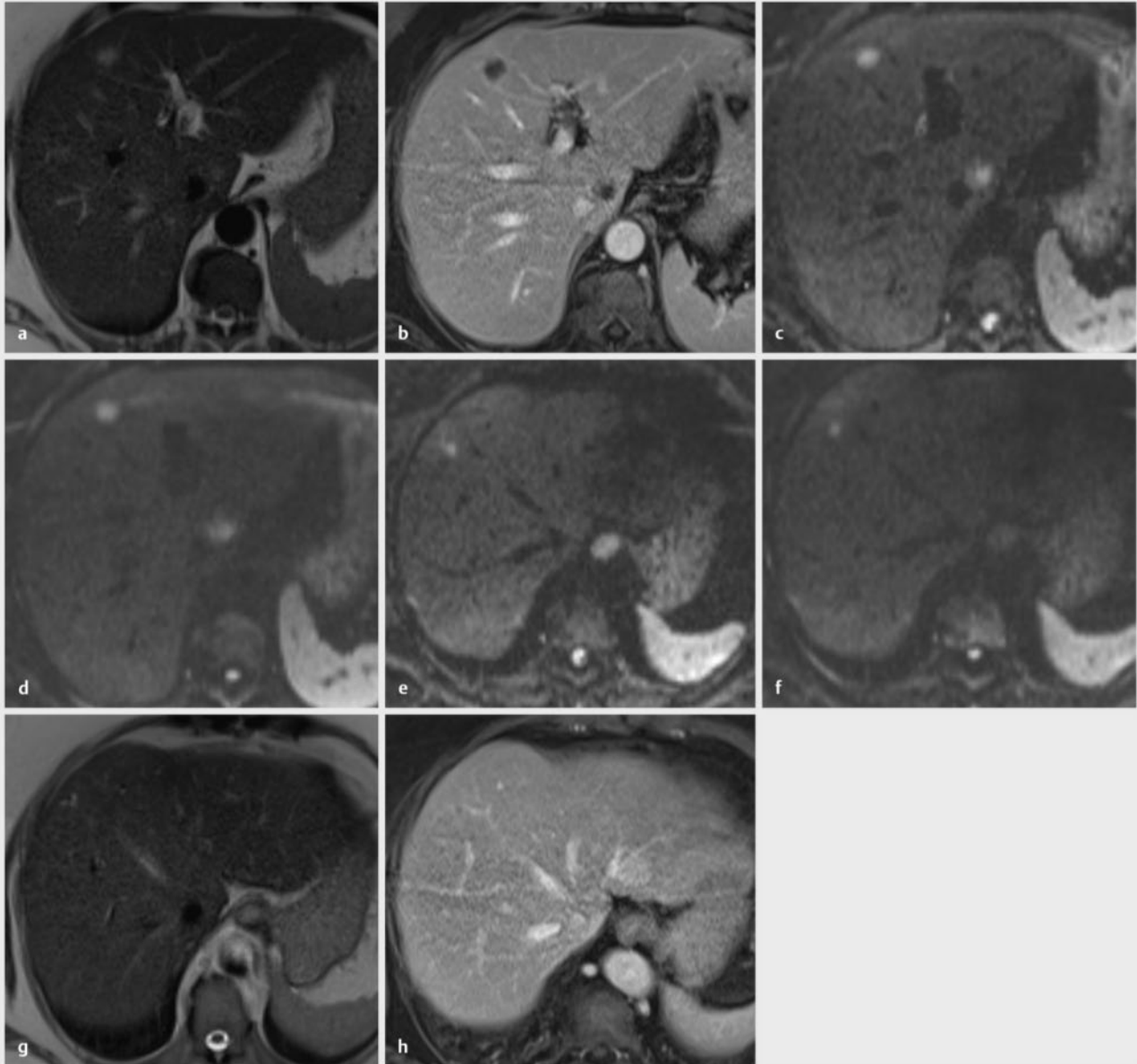
- Die DWI ist eine hervorragende Methode, um fokale Leberläsionen zu detektieren. Sie zeigt eine hohe Sensitivität gerade beim Nachweis kleiner Läsionen (≤ 10 mm) und sollte daher integraler Bestandteil jedes Leber-MRT-Protokolls sein.
- Die Charakterisierung fokaler Leberläsionen mittels DWI ist nur mit eher mittelmäßiger Zuverlässigkeit möglich. Die DWI kann in der differenzialdiagnostischen Einordnung einer Leberläsion allenfalls als ein die morphologischen Sequenzen ergänzender Baustein dienen.

Beurteilung des Therapieansprechens

Als funktionelles Verfahren könnte die DWI eine Rolle spielen, um das Therapieansprechen maligner Tumoren zu beurteilen. Der initial niedrige ADC-Wert eines vitalen, zellreichen Tumors sollte nach Beginn einer effektiven Therapie – nach einem kurzen, passageren Abfall (ca. 24–48 h nach Therapiebeginn), womöglich durch eine Zellschwellung bedingt, – deutlich ansteigen, sobald es zu Nekrosen im Tumorgewebe kommt. Dies konnte in zahlreichen Studien gezeigt werden – sowohl unter systemischer Chemotherapie als auch nach transarterieller Chemoembolisation von HCC-Herden. Es gibt jedoch bislang weder zuverlässige Schwellenwerte noch eine ausreichende Standardisierung des Einsatzes der DWI zur Beurteilung des Therapieansprechens (z. B. Sequenzparameter, Zeitpunkt der Untersuchung). Damit hat das Verfahren diesbezüglich in der klinischen Routine derzeit keinen gesicherten Stellenwert.

Beurteilung bei diffusen Lebererkrankungen

Mittels der Standardsequenzen ist die Diagnose einer Leberfibrose bzw. -zirrhose bzw. deren Graduierung nicht zuverlässig möglich. In Studien ließen sich fibrotische/zirrhatische Veränderungen des Lebergewebes durch einen Abfall des ADC-Wertes in der DWI erkennen und quantifizieren. Wie stark der ADC-Wert abnimmt, scheint mit



► **Abb. 4** 53-jähriger Patient mit hepatischen Metastasen eines Kolonkarzinoms vor geplanter Leberteilresektion.

a In der axialen T2-HASTE-Sequenz zeigen sich flau hyperintense Läsionen in S4a und S1.

b Die Läsionen stellen sich in der portalvenösen Phase nach Kontrastmittelgabe (ax T1-VIBE) zentral hypointens dar bei ringförmigem, peripherem Enhancement.

c In der DWI sind beide Läsionen bei $b = 50 \text{ s/mm}^2$ hyperintens.

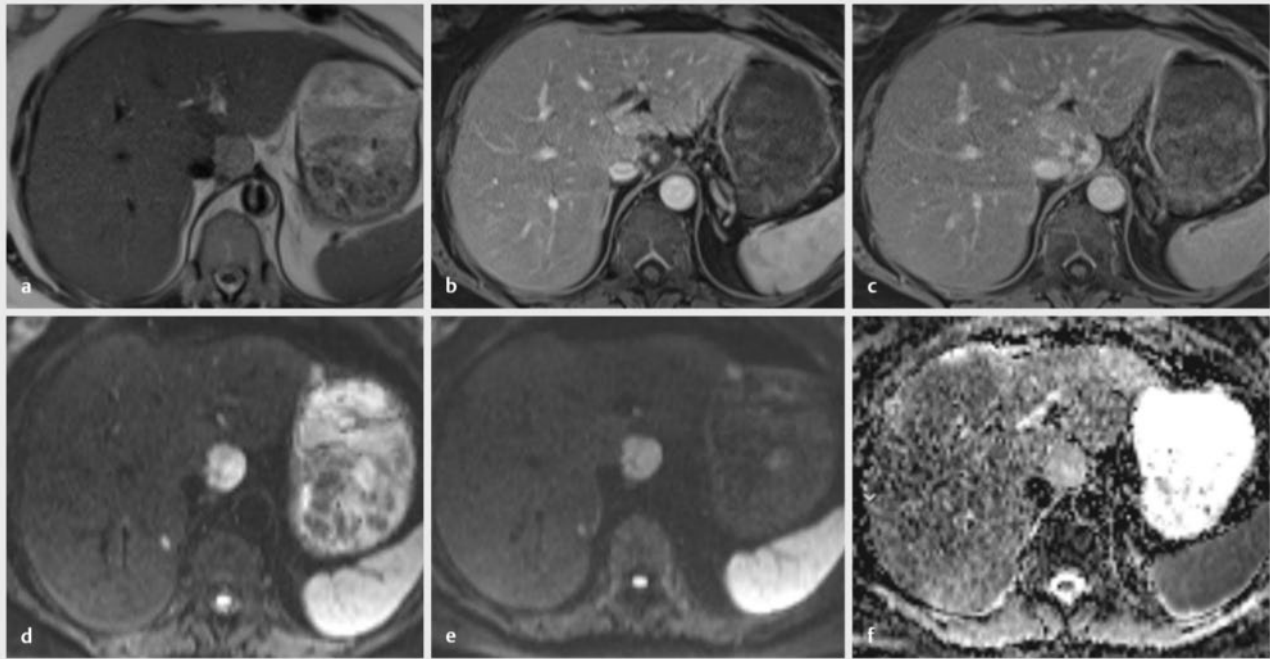
d Auch bei $b = 600 \text{ s/mm}^2$ sind beide Läsionen hyperintens, was auf eine eingeschränkte Diffusion hinweist.

e In der DWI ist eine weitere, kleinste Läsion in S8 nachweisbar, die sich bei $b = 50 \text{ s/mm}^2$ hyperintens darstellt.

f Nachweis der hyperintensiven Läsion in S8 bei $b = 600 \text{ s/mm}^2$.

g Die Läsion ist in der T2-Wichtung nicht sicher abgrenzbar.

h Die Läsion ist auch nach Kontrastmittelgabe nicht sicher abgrenzbar.



► **Abb. 5** 62-jährige Patientin mit Mammakarzinom, bei der in der Staging-CT der Verdacht auf eine Lebermetastase in S1 geäußert wurde.
a In der axialen T2-HASTE-Sequenz zeigt sich eine deutlich hyperintense Läsion.
b, c In der Kontrastmitteldynamik findet sich ein peripheres, noduläres, zentripetales Enhancement, typisch für ein kavernoöses Hämangiom.
d In der DWI stellt sich die Läsion bei $b = 50 \text{ s/mm}^2$ hyperintens dar.
e Hyperintense Darstellung der Läsion auch bei $b = 600 \text{ s/mm}^2$.
f Die Läsion imponiert jedoch auch auf dem ADC-Parameterbild relativ hyperintens. Somit typischer Befund eines „T2-shine-through“-Artefakts. Der Befund darf nicht als suspekter Diffusionsrestriktion beschrieben werden, entscheidend ist, neben der Berücksichtigung des ADC-Parameterbildes, das Signalverhalten der Läsion in den morphologischen Standardsequenzen.

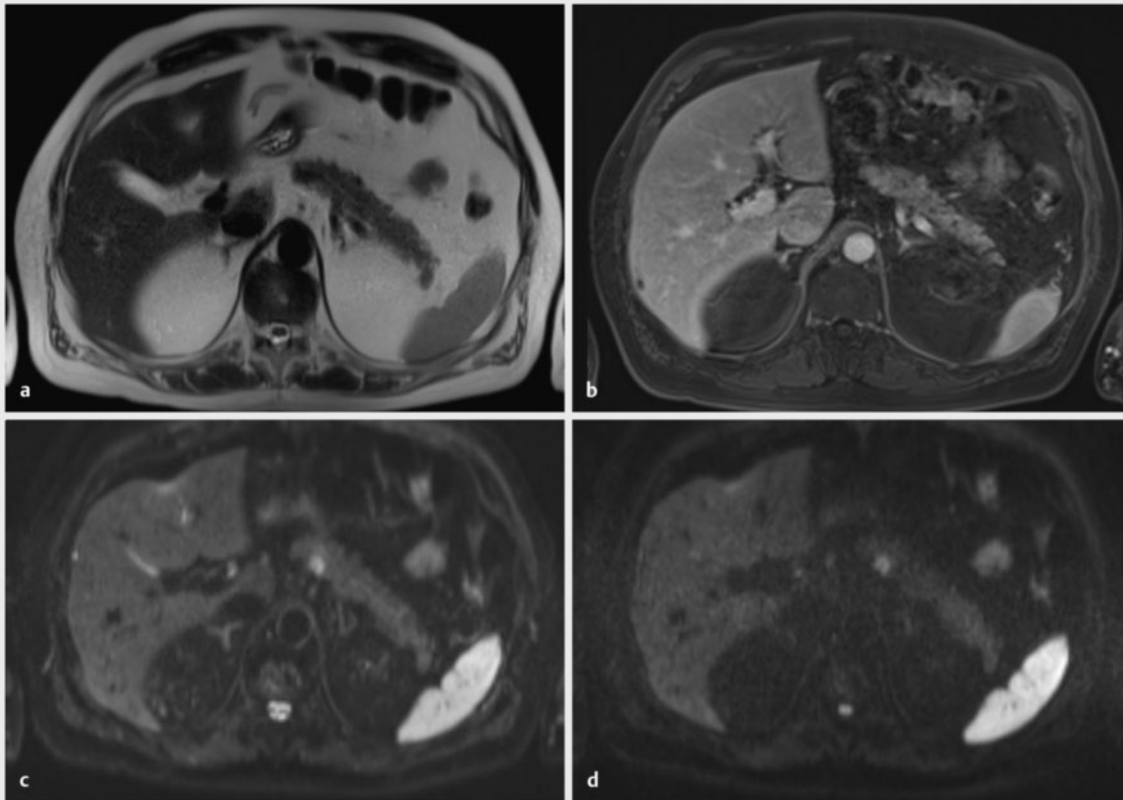
dem Ausmaß der Leberfibrose zu korrelieren. Ursache hierfür ist vermutlich eine bei Leberfibrose/-zirrhose feststellbare Zunahme von faserreichem Bindegewebe und die hierdurch bedingte, verminderte Diffusion im Leberparenchym. Jedoch gibt es auch für den Einsatz der DWI beim Nachweis bzw. der quantitativen Abschätzung der Leberfibrose/-zirrhose aktuell keine in der klinischen Routine zuverlässig anwendbaren Referenzwerte.

Pankreas

Die Rolle der DWI in der Beurteilung pathologischer Prozesse des Pankreas ist weniger etabliert als bei denen der Leber. Da ein Pankreas-MRT-Protokoll es bei onkologischen Fragestellungen jedoch erlauben sollte, das Vorliegen von Lebermetastasen adäquat zu beurteilen, empfiehlt es sich im Rahmen einer MRT-Untersuchung des Pankreas, eine diffusionsgewichtete Sequenz zu akquirieren. In Studien wurde die DWI daraufhin untersucht, wie gut sie Adenokarzinome des Pankreas, neuroendokrine Tumoren und zystische Läsionen nachweisen und charakterisieren bzw. neoplastische von entzündlichen Prozes-

sen abgrenzen kann. Adenokarzinome des Pankreas stellen sich typischerweise bei niedrigem und hohem ADC-Wert hyperintens dar und weisen einen niedrigen ADC-Wert auf. Ursache ist eine eingeschränkte Diffusion aufgrund fibrotischer Veränderungen infolge der für diese Tumorentität typischen, desmoplastischen Umgebungsreaktion (► **Abb. 6**). Gerade bei kleinen Tumoren kann die DWI hilfreich sein, zudem im Nachweis peritumoraler Lymphknoten sowie etwaiger Lebermetastasen [3].

Die auch mit anderen Sequenzen häufig problematische Differenzierung eines Adenokarzinoms von einer fokalen, tumefaktiven Pankreatitis gelingt auch mittels DWI nicht mit ausreichender Zuverlässigkeit (► **Abb. 7**). Auch ist eine Unterscheidung zystischer Pankreasläsionen mittels DWI nicht mit ausreichender Sicherheit möglich. Neuroendokrine Tumoren des Pankreas lassen sich mittels DWI meist gut abgrenzen, da sie eine eingeschränkte Diffusion aufweisen und sich somit hyperintens bei hohem b-Wert darstellen und einen niedrigen ADC-Wert zeigen.



► **Abb. 6** 76-jährige Patientin mit erhöhtem CA 19-9, die CT-Untersuchung des Oberbauchs war unauffällig, ebenso die Endosonografie.
 a In der axialen T2w Sequenz ist keine Läsion im Bereich des Pankreas nachweisbar.
 b Auch in der Kontrastmitteldynamik ist keine Läsion nachweisbar.
 c In der DWI zeigt sich eine umschriebene Hyperintensität im Korpus des Pankreas bei $b = 50 \text{ s/mm}^2$.
 d Diese Hyperintensität ist auch bei $b = 600 \text{ s/mm}^2$ zu finden. Die histopathologische Begutachtung des Pankreaslinksresektats ergab den Befund eines duktales Adenokarzinoms des Pankreas.

Milz

Aufgrund ihrer hohen Zellularität und der konsekutiv eingeschränkten Diffusion stellt sich die Milz auf diffusionsgewichteten Aufnahmen mit hohem b-Wert deutlich hyperintens dar und zeigt einen niedrigen ADC-Wert.

Merke

Der ADC-Wert schwankt nur sehr wenig, weshalb die Milz in Studien, in denen ADC-Werte anderer Organe beurteilt werden, häufig als internes Referenzorgan herangezogen wird.

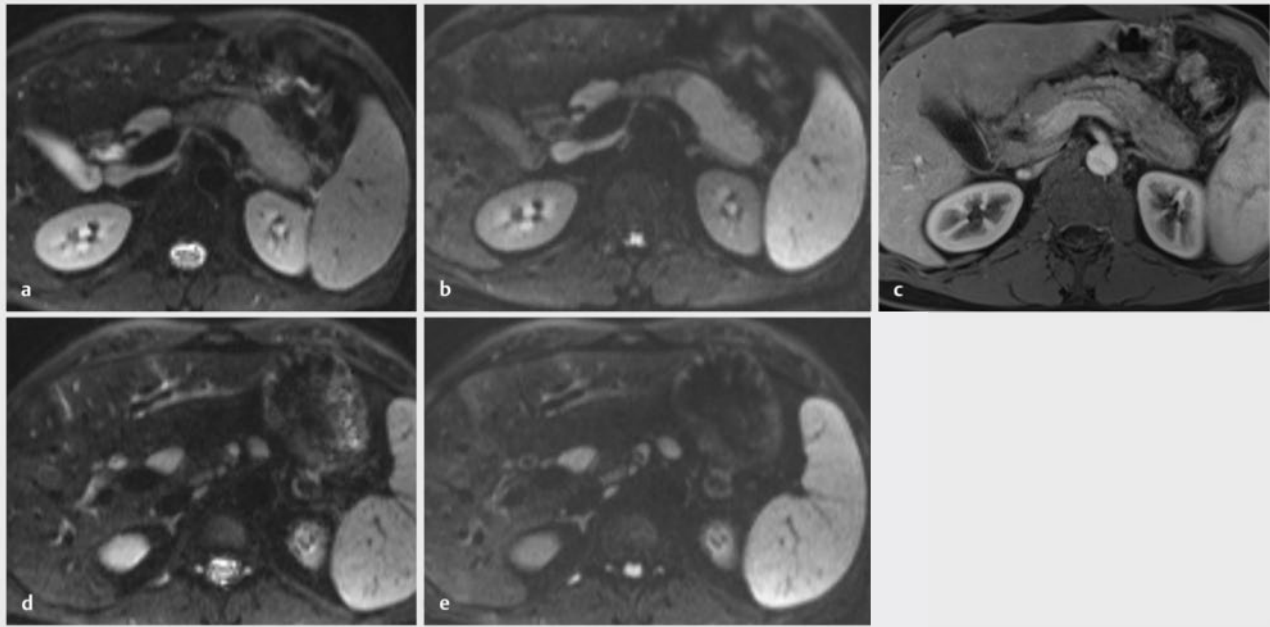
Bei einer Infiltration der Milz im Rahmen eines Morbus Gaucher ist ein Abfall des ADC-Wertes zu beobachten, der, laut einer Studie, auch mit dem Schweregrad der Erkrankung zu korrelieren scheint [4].

Zur Wertigkeit der DWI in der Beurteilung fokaler Milzläsionen existieren nur vereinzelte Fallberichte, etwa zur sklerosierenden, angiomatösen, nodulären Transforma-

tion (SANT). Die DWI spielt diesbezüglich in der klinischen Routine aktuell keine Rolle.

Nieren

Bei der Beurteilung renaler Läsionen ist es entscheidend, zystische und solide Läsionen voneinander abzugrenzen, intraläsionale Fettanteile nachzuweisen und ggf. ein Enhancement in den Sequenzen nach Kontrastmittelgabe zu dokumentieren. Die DWI spielt hier bislang eine untergeordnete Rolle. Bei Nierenzellkarzinomen kann sie etwa bei der Abgrenzung von Tumorthromben hilfreich sein. In der Unterscheidung solider renaler Prozesse kann die DWI dagegen keinen entscheidenden Beitrag leisten. Zwar zeigen Onkozytome im Mittel etwas höhere ADC-Werte als Nierenzellkarzinome, die Überschneidung der ADC-Werte ist jedoch zu ausgeprägt, um im Einzelfall auf ein operatives oder interventionelles, ablatives Vorgehen verzichten zu können. Aufgrund ihres Fettgehalts zeigen Angiomyolipome niedrige ADC-Werte, die denen der Nierenzellkarzinome ähneln. Hier gelingt eine diffe-



► **Abb. 7** 34-jährige Patientin mit Oberbauchschmerzen.

a Die Diffusionswichtung zeigt eine deutliche Signalanhebung im Pankreasschwanz bei $b = 50 \text{ s/mm}^2$ (a) und (b).

b Die Hyperintensität im Pankreasschwanz ist auch bei $b = 600 \text{ s/mm}^2$ nachweisbar.

c Der Pankreasschwanz imponiert deutlich aufgetrieben. Nach Kontrastmittelgabe ist ein typischer Halo um den Pankreasschwanz nachweisbar. Eine aufgrund der Bildgebung bereits vermutete Autoimmunpankreatitis wurde histologisch bestätigt.

d Vermehrte sowie teils vergrößerte, reaktive, peripankreatische Lymphknoten sind mittels DWI bei $b = 50 \text{ s/mm}^2$ gut abgrenzbar.

e Die peripankreatischen Lymphknoten sind auch bei $b = 600 \text{ s/mm}^2$ gut abgrenzbar.

renzialdiagnostische Unterscheidung anhand der morphologischen Standardsequenzen.

Die Wertigkeit der DWI in der Diagnostik nicht tumoröser Erkrankungen der Niere, etwa bei entzündlichen Erkrankungen, der Nierenarterienstenose, bei nicht vaskulären Erkrankungen sowie nach Nierentransplantation sind Gegenstand wissenschaftlicher Untersuchungen.

Zur Standardisierung der DWI bei der Beurteilung renaler, pathologischer Prozesse wurde kürzlich ein empfohlenes Sequenzprotokoll publiziert [5].

Diffusionsbildgebung intraabdomineller Lymphknoten

Ein exaktes Lymphknotenstaging hat bei malignen Tumoren häufig eine hohe prognostische und therapeutische Relevanz. Sowohl CT als auch MRT verlassen sich hier aktuell vor allem auf morphologische Kriterien: Ein Durchmesser $> 10 \text{ mm}$ in der Kurzachse, eine Abrundung, eine lokale Häufung, ein kapselüberschreitendes Wachstum oder das Vorkommen einer zentralen Nekrose werden als Hinweise auf eine Lymphknotenmetastase bzw. einen malignen Lymphknoten gewertet. Da jedoch vergrößerte

Lymphknoten nicht metastatisch befallen sein müssen und umgekehrt bereits in nicht vergrößerten Lymphknoten eine Infiltration von Tumorzellen pathologisch nachweisbar sein kann (Mikrometastasen), ist die Genauigkeit beider Verfahren in der Bestimmung des N-Stadiums eher gering.

Mittels DWI lassen sich Lymphknoten generell gut nachweisen, da sie als zellreiche Strukturen eine eingeschränkte Diffusion aufweisen und somit bei hohen b -Werten hyperintens zur Darstellung kommen (► **Abb. 7 d**, **Abb. 7 e**). In der Differenzierung zwischen Lymphknotenmetastasen und benignen Lymphknoten kann die DWI hilfreich sein.

Merke
Maligne Lymphknoten zeigen i. d. R. geringere ADC-Werte als benigne Lymphknoten.

Falsch positive Ergebnisse können bei einigen entzündlichen Erkrankungen wie Mykobakterien, der Sarkoidose oder Infektionen mit *Bartonella henselae* (Katzenkratzkrankheit) auftreten. Falsch negative Ergebnisse werden beobachtet, wenn der ADC-Wert in nekrotischen Arealen einer Lymphknotenmetastase gemessen wird. Niedrige ADC-Werte werden insbesondere auch bei befallenen

Lymphknoten im Rahmen eines malignen Lymphoms gesehen. Hier könnte die DWI gerade aufgrund der fehlenden Strahlenbelastung künftig eine Rolle in der Diagnostik, insbesondere im Follow-up pädiatrischer Patienten spielen.

Diffusionsbildgebung im Gastrointestinaltrakt

Im Gegensatz zur Diffusionsbildgebung bei parenchymatösen Bauchorganen besteht beim Gastrointestinaltrakt das Problem darin, dass bei einer regulären Darmwanddicke von 3 bis 5 mm mit angrenzender Luft innerhalb des Darms häufig Artefakte entstehen und somit die Diffusionsbildgebung, vor allem durch die Darmbewegung mit daraus errechneten ADC-Bildern, oft nicht adäquat diagnostisch beurteilbar ist.

Fragestellungen sind:

- in erster Linie akute entzündliche Veränderungen des Gastrointestinaltrakts, z. B. akut-entzündliche Veränderungen bei chronisch entzündlichen Darmerkrankungen (CED, ► **Abb. 8**), aber auch die Diagnose der Appendizitis oder Divertikulitis
- ggf. chronische Veränderungen mit vermehrter Fibrosierung, wie etwa bei einer ausgebrannten Kolitis oder einer chronischen Divertikulitis
- eventuelle Fibrosen im Darm, die bei Patienten mit chronisch entzündlichen Darmerkrankungen häufig Operationsindikationen darstellen
- bei der onkologischen Bildgebung die Suche nach Primärtumoren im Ösophagus, Magen, Kolon und Rektum, wobei die DWI auch bei der Beurteilung einer potenziellen Peritonealkarzinose ggf. hilfreich sein kann

Im Folgenden sind die aktuelle Literatur und die klinischen Anwendungen der Diffusionsbildgebung im Gas-

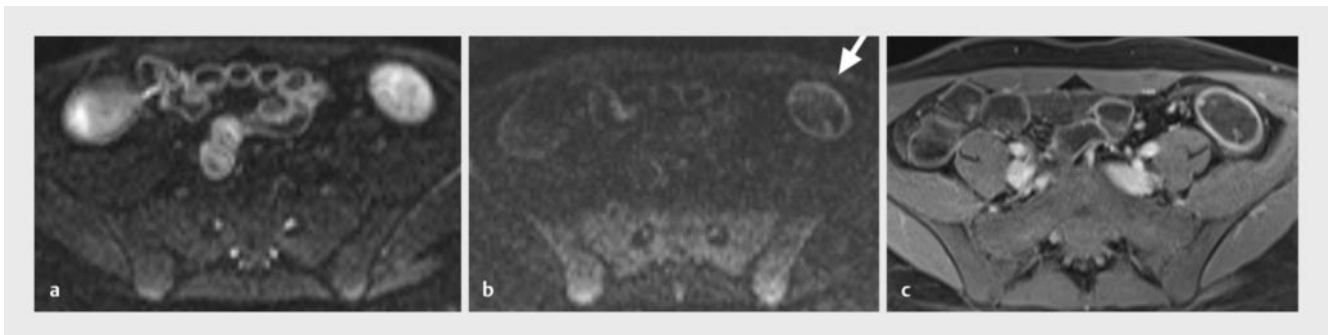
trointestinaltrakt topografisch von kranial (Ösophagus) nach kaudal (Rektum) dargestellt.

Ösophagus und Magen

Hier existieren lediglich vereinzelte Publikationen im Sinne von Machbarkeitsstudien. Prinzipiell ist die MRT-Bildgebung mit DWI im Ösophagus und Magen sehr schwierig, weil diese Regionen durch die Nähe des schlagenden Herzens und durch die teilweise Atemabhängigkeit der Organe sehr artefaktanfällig sind, was sich bei der Diffusionsbildgebung methodisch bedingt noch verstärkt.

Omur und Kollegen führten an 94 Patienten mit einer Wandverdickung des Magens, die in der CT diagnostiziert wurde, eine DWI mit Bestimmung des ADC-Werts durch [6]. Bei dieser kleinen Gruppe zeigte sich ein signifikanter Unterschied zwischen benignen Raumforderungen mit ADC-Werten von $2,95 \pm 0,59 (\times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s})$ und bösartigen Tumoren bei 44% mit ADC-Werten von $1,62 \pm 0,57 (\times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s})$. In der Arbeit wird gefolgert, dass der ADC-Wert ggf. hilfreich sein könnte, um Verdickungen der Magenwand differenzialdiagnostisch zu beurteilen.

Weitere Arbeiten an kleineren Patientengruppen untersuchten den Einfluss des ADC-Wertes bezüglich des potenziellen Ansprechens auf Chemo- oder Strahlentherapie mit dem Ergebnis, dass vor Therapie keine signifikante Korrelation des ADC-Wertes mit dem Ansprechverhalten auf eine Therapie zu erreichen ist [7]. Eine weitere Arbeit untersuchte die Korrelation des ADC-Wertes und des TNM-Stagings mit dem Ergebnis, dass der ADC-Wert mit dem postoperativen TNM weitgehend korreliert [8]. Auch hier ist weniger ein unmittelbarer klinischer Nutzen für die Routine aus den Arbeiten zu ziehen, sodass der ADC-Wert für die Differenzialdiagnose oder die prospektive Evaluation eines Therapieansprechens von Tumoren des Ösophagus und des Magens sicherlich wissenschaftliches Potenzial im Rahmen der Radiomics-Diagnostik erreichen



► **Abb. 8** 28-jähriger Patient mit Verdacht auf segmentalen Befall im Bereich des deszendosigmoidalen Übergangs bei bekanntem Morbus Crohn.
 a In der DWI ist die Darmwand bei $b = 50 \text{ s/mm}^2$ aufgrund der intraluminalen Flüssigkeit nicht beurteilbar.
 b Bei $b = 600 \text{ s/mm}^2$ zeigt sich eine – im Vergleich zur Darmwand der übrigen erfassten Darmsegmente – deutliche Signalanhebung der Darmwand am deszendosigmoidalen Übergang (Pfeil).
 c Nach Kontrastmittelgabe erkennt man an entsprechender Stelle eine vermehrte Kontrastmittelaufnahme bei moderater Darmwandverdickung.

könnte, jedoch gegenwärtig noch keinen Stellenwert in der klinischen Routine hat.

Dünndarm

Da Tumoren im Dünndarm relativ selten anzutreffen sind, beschäftigen sich die meisten Publikationen zum Thema Diffusionsbildgebung im Dünndarm mit entzündlichen Veränderungen, wie sie vor allem bei chronisch entzündlichen Darmerkrankungen (CED) und im Besonderen beim Morbus Crohn auftreten.

Die ersten Publikationen zu diesem Thema stammten aus der Pädiatrie mit dem Ziel, bei der MR-Enterografie ggf. auf eine intravenöse Kontrastierung verzichten zu können. Neubauer und Kollegen untersuchten im Jahr 2013 33 Kinder mit Morbus Crohn, bei denen sie alle 22 Läsionen und Komplikationen mit der DWI genauso nachweisen konnten wie mit der kontrastgestützten Methode [9]. Falsch positiv waren dabei jeweils 2 Läsionen bei der DWI und jeweils eine Läsion bei der kontrastgestützten MR-Enterografie, was vor allem durch einen kollabierten Darm bedingt war. In dieser Studie war die Diffusionsbildgebung der kontrastgestützten MR-Enterografie in 71% gleichwertig und bei 27% sogar der kontrastgestützten Untersuchung überlegen.

Bei erwachsenen Patienten zeigt eine Publikation von Buisson aus dem Jahr 2013 bei 31 Patienten im Vergleich zur kontrastgestützten MR-Enterografie, dass die qualitative Beurteilung der DWI-Sequenz – ohne quantitative Berücksichtigung der ADC-Ergebnisse – eine Sensitivität von 100% und eine Spezifität von 93% aufweist, wobei eine quantitative Auswertung der ADC-Werte mit einem Cut-off-Wert von $1,6 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ eine Sensitivität von 82% bei einer Spezifität von 100% erreicht [10].

Die im Jahr 2016 veröffentlichte Studie von Seo et al. an 50 Patienten ist als „Non-Inferiority-Studie“ ausgelegt und vergleicht eine T2-Bildgebung zusammen mit einer Diffusionsbildgebung gegen eine T2-Bildgebung zusammen mit einer kontrastverstärkten Bildgebung und T1w Sequenzen [11]. Dabei wird eine Übereinstimmung von 91,8% mit einem Korrelationsquotienten von 0,937 erreicht. Sowohl die DWI als auch die kontrastgestützten Untersuchungen erreichen eine Sensitivität von 93% und eine Spezifität von jeweils 67% mit einer ebenso identischen Genauigkeit von 87%. In der Studie wurde lediglich ein Abszess mit der DWI-Studie als Phlegmone fälschlich gedeutet.

In einer Studie von Oussalah et al. wurde untersucht, ob eine MRT mit Diffusionsbildgebung bei der Kolondarstellung bei Patienten mit chronisch entzündlicher Darmerkrankung auch ohne orale oder rektale Kontrastierung und Distension ausreichend ist [12]. Dabei wurden 96 Patienten untersucht, von denen 35% eine Colitis ulcerosa und 61% einen Morbus Crohn hatten. Hier zeigt sich vor

allem bei den Patienten mit Colitis ulcerosa ein erstaunlich gutes Ergebnis mit einer Sensitivität von 89,5% (Spezifität 86,7%), während die Sensitivität beim Morbus Crohn in der Studie lediglich 58% betrug.

Dickdarm

Auch hier gibt es eine Publikation, die die Diffusionsbildgebung zur Differenzierung diffuser Wandverdickungen an 41 Patienten untersuchte [13]. Mit der Korrelation der endoskopischen Bildgebung wurde bei einem ADC-Cut-off von $1,21 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ in benigne und maligne differenziert, was mit einer Sensitivität von 100% und einer Spezifität von 87% bei einer Genauigkeit von 89% erreicht wurde. In keinem Fall wurde in dieser Studie eine maligne Läsion fälschlicherweise als benigne beurteilt.

Rektum

Hier existieren Publikationen an kleineren Patientengruppen zur Beurteilung des Tumornachweises bzw. des Tumorgadings. Hosonuma et al. untersuchten bei 15 Patienten mit Rektumkarzinom bei einem b-Wert von 800 die Detektionsrate des Rektumkarzinoms mit einer Sensitivität von 100% und einer Spezifität von 65% [14].

Akashi et al. untersuchten mit der Diffusionsbildgebung die Aggressivität von Rektumkarzinomen an 40 Patienten – in Korrelation zum Staging und Grading [15]. Als Ergebnis dieser Studie zeigten sich prinzipiell niedrige ADC-Werte bei schlecht differenzierten Tumoren, wobei eine exakte Differenzierung alleine durch ADC-Werte durch eine hohe Überschneidung der Ergebnisse statistisch nicht signifikant in allen Fällen möglich war.

Peritonealkarzinose

An 30 Patienten untersuchten Soussan et al. die Diffusionsbildgebung mit einer PET/CT, wobei 18 Patienten in der Folge einen chirurgischen Eingriff erhielten und 12 Patienten eine Follow-up-Untersuchung hatten [16]. Insgesamt lag bei 19 der 30 Patienten eine Peritonealkarzinose vor, die mit der PET/CT mit einer Sensitivität von 84% und einer Spezifität von 73% mit einem positiven Vorhersagewert (PPV) von 84% und einem negativen Vorhersagewert (NPV) von 73% gesehen wurde. Die DWI erreichte ähnlich gute Werte mit Sensitivitäten von 84%, Spezifitäten von 82%, PPV 89% und NPV von 75%. Vor allem supramesokolisch war die Diffusionsbildgebung der PET/CT überlegen. Bei Tumoren < 1 cm erreichte die PET/CT eine Sensitivität von 42%, die DWI-Bildgebung eine Sensitivität von 50%.

Zusammenfassend kann man sagen, dass die Diffusionsbildgebung ein radiologisches Tool mit hohem Potenzial zum Nachweis von Infektionen und Tumoren im Gastrointestinaltrakt ist. Mit Ausnahme der Beurteilung des Dünndarms bei Morbus Crohn ist die Studienlage jedoch nicht gut genug, um die Methode als klinische Routine betrachten zu können.

KERNAUSSAGEN

- Die Diffusion von Wasserstoffprotonen in Geweben hängt von der Zellularität und der Integrität membranöser Strukturen ab, die als natürliche Diffusionsbarrieren fungieren. Mittels DWI lassen sich Unterschiede im Ausmaß der Diffusion von Wasserstoffprotonen etwa zwischen Tumoren und gesundem Gewebe darstellen.
- Für die Akquisition qualitativ hochwertiger, diffusionsgewichteter Aufnahmen des Abdomens werden i. d. R. fettsupprimierte SS-EPI-Sequenzen verwendet, im Bereich des Oberbauchs idealerweise in freier Atmung in Kombination mit einer Atemtriggerung.
- Eine Domäne der DWI ist der Nachweis fokaler Leberläsionen. Die Kombination der DWI mit kontrastverstärkten Sequenzen steigert die Sensitivität der MRT im Nachweis kleiner (≤ 10 mm) fokaler Leberläsionen signifikant. In der Charakterisierung fokaler Leberläsionen kann die DWI allenfalls als zusätzliches Tool angesehen werden, maßgebend sind diesbezüglich die etablierten morphologischen Standardsequenzen.
- Die Rolle der DWI in der Diagnostik der restlichen parenchymatösen Oberbauchorgane ist weniger gut untersucht. Gerade an den Nieren könnte das Verfahren auch bei nicht onkologischen Fragestellungen in Zukunft wertvolle Aussagen liefern.
- Die Diagnostik des Gastrointestinaltrakts stellt besondere Herausforderungen an die artefaktanfälligen diffusionsgewichteten Sequenzen. Neben der Diagnostik des Primärtumors zeichnet sich hier vor allem ein Nutzen bei der Beurteilung einer Peritonealkarzinose sowie in der Diagnostik chronisch entzündlicher Darmerkrankungen ab.

Interessenkonflikt

Erklärung zu finanziellen Interessen

Forschungsförderung erhalten: nein; Honorar/geldwerten Vorteil für Referententätigkeit erhalten: ja, von einer anderen Institution (Pharma- oder Medizintechnikfirma usw.); Bezahler Berater/interner Schulungsreferent/Gehaltsempfänger: nein; Patent/Geschäftsanteile/Aktien (Autor/Partner, Ehepartner, Kinder) an im Bereich der Medizin aktiven Firma: nein; Patent/Geschäftsanteile/Aktien (Autor/Partner, Ehepartner, Kinder) an zu Sponsoren dieser Fortbildung bzw. durch die Fortbildung in ihren Geschäftsinteressen berührten Firma: nein.

Erklärung zu nichtfinanziellen Interessen

Die Autorinnen/Autoren geben an, dass kein Interessenkonflikt besteht.

Autorinnen/Autoren



Konstantin Holzapfel

Prof. Dr. med. 1999–2005 Medizinstudium in München (TU). 2006–2016 Institut für diagnostische und interventionelle Radiologie des Klinikums rechts der Isar der TU München, zuletzt als geschäftsführender Oberarzt. 2011 Facharztanerkennung und Habilitation. Seit 2016 Chefarzt des Instituts für Radiologie am Krankenhaus Landshut-Achdorf, akademisches Lehrkrankenhaus der TU München.



Andreas G. Schreyer

Prof. Dr. med., MBHA. 1990–1996 Medizinstudium in Erlangen und Regensburg. 1996/97 AiP Viszeralchirurgie in München. 1997–1999 MRI Research Fellow Radiologie, Harvard Medical School in Boston, USA. 1999–2019 Institut für Röntgendiagnostik des Uniklinikums Regensburg, ab 2010 als leitender Oberarzt. 2006 Facharztanerkennung, 2007 Habilitation. 2018 zugleich kommissarischer Chefarzt des Instituts für Schnittbilddiagnostik am Donau-Isar-Klinikum Deggendorf. Seit 2019 Chefarzt des Instituts für diagnostische und interventionelle Radiologie am Klinikum Brandenburg und Universitätsprofessor für Radiologie an der Medizinischen Hochschule Brandenburg.

Korrespondenzadresse

Prof. Dr. med. Konstantin Holzapfel

Institut für Radiologie
Krankenhaus Landshut-Achdorf
Achdorfer Weg 3
84036 Landshut
konstantin.holzapfel@lakumed.de

Wissenschaftlich verantwortlich gemäß Zertifizierungsbestimmungen

Wissenschaftlich verantwortlich gemäß Zertifizierungsbestimmungen für diesen Beitrag ist Prof. Dr. med. Konstantin Holzapfel, Landshut.

Literatur

- [1] Schmid-Tannwald C, Reiser MF, Zech CJ. Diffusionsgewichtete Magnetresonanztomographie des Abdomens. *Radiologe* 2011; 51: 195–204
- [2] Holzapfel K, Eiber MJ, Fingerle AA et al. Detection, classification, and characterization of focal liver lesions: Value of diffusion-weighted MR imaging, gadoteric acid-enhanced MR imaging and the combination of both methods. *Abdom Imag* 2012; 37: 74–82
- [3] Wang Y, Miller FH, Chen ZE et al. Diffusion-weighted MR imaging of solid and cystic lesions of the pancreas. *Radiographics* 2011; 31: 47–64
- [4] Razek AAKA, Abdalla A, Barakat T et al. Assessment of the liver and spleen in children with Gaucher disease type I with diffusion-weighted MR imaging. *Blood Cells Mol Dis* 2018; 68: 139–142

- [5] Ljimini A, Caroli A, Laustsen C et al. Consensus-based technical recommendations for clinical translation of renal diffusion-weighted MRI. *MAGMA* 2020; 33: 177–195
- [6] Onur MR, Ozturk F, Aygun C et al. Role of the apparent diffusion coefficient in the differential diagnosis of gastric wall thickening. *J Magn Reson Imaging* 2012; 36: 672–677
- [7] van Rossum PS, van Lier AL, van Vulpen M et al. Diffusion-weighted magnetic resonance imaging for the prediction of pathologic response to neoadjuvant chemoradiotherapy in esophageal cancer. *Radiother Oncol* 2015; 115: 163–170
- [8] Liu S, Wang H, Guan W et al. Preoperative apparent diffusion coefficient value of gastric cancer by diffusion-weighted imaging: Correlations with postoperative TNM staging. *J Magn Reson Imaging* 2015; 42: 837–843
- [9] Neubauer H, Pabst T, Dick A et al. Small-bowel MRI in children and young adults with Crohn disease: retrospective head-to-head comparison of contrast-enhanced and diffusion-weighted MRI. *Pediatr Radiol* 2013; 43: 103–114
- [10] Buisson A, Petitcolin V. Commentary: diffusion-weighted magnetic resonance imaging – a novel way to assess disease activity in Crohn’s disease? Authors’ reply. *Aliment Pharmacol Ther* 2013; 37: 834
- [11] Seo N, Park SH, Kim KJ et al. MR Enterography for the Evaluation of Small-Bowel Inflammation in Crohn Disease by Using Diffusion-weighted Imaging without Intravenous Contrast Material: A Prospective Noninferiority Study. *Radiology* 2016; 278: 762–772
- [12] Oussalah A, Laurent V, Bruot O et al. Diffusion-weighted magnetic resonance without bowel preparation for detecting colonic inflammation in inflammatory bowel disease. *Gut* 2010; 59: 1056–1065
- [13] Solak A, Genc B, Solak I et al. The value of diffusion-weighted magnetic resonance imaging in the differential diagnosis in diffuse bowel wall thickening. *Turk J Gastroenterol* 2013; 24: 154–160
- [14] Hosonuma T, Tozaki M, Ichiba N et al. Clinical usefulness of diffusion-weighted imaging using low and high b-values to detect rectal cancer. *Magn Reson Med Sci* 2006; 5: 173–177
- [15] Akashi M, Nakahusa Y, Yakabe T et al. Assessment of aggressiveness of rectal cancer using 3-T MRI: correlation between the apparent diffusion coefficient as a potential imaging biomarker and histologic prognostic factors. *Acta Radiol* 2014; 55: 524–531
- [16] Soussan M, Des Guetz G, Barrau V et al. Comparison of FDG-PET/CT and MR with diffusion-weighted imaging for assessing peritoneal carcinomatosis from gastrointestinal malignancy. *Eur Radiol* 2012; 22: 1479–1487

Bibliografie

DOI <https://doi.org/10.1055/a-1076-3388>
Radiologie up2date 2020; 20: 219–232
© Georg Thieme Verlag KG Stuttgart · New York
ISSN 1616-0681

Punkte sammeln auf CME.thieme.de



Diese Fortbildungseinheit ist in der Regel 12 Monate online für die Teilnahme verfügbar. Den genauen Einsendeschluss finden Sie unter <https://cme.thieme.de>. Sollten Sie Fragen zur Online-Teilnahme haben, finden Sie unter <https://cme.thieme.de/hilfe> eine ausführliche Anleitung. Wir wünschen viel Erfolg beim Beantworten der Fragen!

Unter <https://eref.thieme.de/CXEbvxc> oder über den QR-Code kommen Sie direkt zur Startseite des Wissenstests.

VNR 2760512020158720363



Frage 1

Welche der folgenden Aussagen zur Diffusion von Wasserstoffprotonen ist *nicht* richtig?

- A Eine Diffusion von Wasserstoffprotonen findet im Extra- und Intrazellulärraum statt.
- B Intrazellulär behindern membranreiche Organellen (Golgi-Apparat, raues endoplasmatisches Retikulum) die Diffusion.
- C In zellreichen Geweben (z.B. Lymphknoten) ist eine annähernd ungehinderte (freie) Diffusion von Wasserstoffprotonen möglich.
- D Das Ausmaß der Diffusion hängt von der Intaktheit membranöser Strukturen ab.
- E In Zysten ist eine vergleichsweise ungehinderte (freie) Diffusion von Wasserstoffprotonen möglich.

Frage 2

Welche der folgenden Aussagen zur DWI des Abdomens ist richtig?

- A Die Atemverschieblichkeit der parenchymatösen Oberbauchorgane ist bei der Akquisition diffusionsgewichteter Sequenzen grundsätzlich kein Problem.
- B Für die Akquisition qualitativ hochwertiger diffusionsgewichteter Aufnahmen des Abdomens werden i. d. R. fettsupprimierte SS-EPI-Sequenzen verwendet.
- C Im Oberbauch haben sich diffusionsgewichtete Sequenzen in Atemanhaltetechnik klar durchgesetzt.
- D Techniken der parallelen Bildgebung spielen bei der DWI des Abdomens keine Rolle.
- E Für die Fettsättigung können bei diffusionsgewichteten Sequenzen lediglich Techniken mit Inversionspuls (STIR) eingesetzt werden.

Frage 3

Welche der folgenden Aussagen ist richtig?

- A Für die DWI-Sequenzen im Bereich des Abdomens ist ein b-Wert ausreichend.
- B Als kleinster b-Wert sollte grundsätzlich $b = 0 \text{ s/mm}^2$ gewählt werden.
- C Im Oberbauch beträgt der größte b-Wert typischerweise $b = 1500 \text{ s/mm}^2$.
- D Die Akquisition mehrerer (> 2) b-Werte erlaubt eine exaktere Berechnung von ADC-Werten.
- E Das ADC-Parameterbild spielt bei der Bildinterpretation keine Rolle.

Frage 4

Welche der folgenden Aussagen zur DWI der Leber zum Nachweis fokaler Läsionen ist *nicht* richtig?

- A Bei niedrigem b-Wert stellen sich fokale Leberläsionen meist deutlich hyperintens dar.
- B Die Abgrenzung kleiner fokaler Leberläsionen gegenüber Blutgefäßen ist bei der DWI häufig problematisch.
- C Die DWI ist der kontrastverstärkten MRT beim Nachweis fokaler Leberläsionen nicht unterlegen.
- D Durch die Kombination von DWI und kontrastverstärkter MRT lässt sich die Sensitivität beim Nachweis kleiner, fokaler Leberläsionen signifikant steigern.
- E Die DWI sollte Bestandteil eines MRT-Protokolls der Leber sein.

► Weitere Fragen auf der folgenden Seite ...

Punkte sammeln auf CME.thieme.de

Fortsetzung ...

Frage 5

Welche der folgenden Aussagen zur Charakterisierung fokaler Leberläsionen ist *nicht* richtig?

- A Benigne Läsionen zeigen i. d. R. höhere ADC-Werte als maligne Läsionen.
- B Um falsch positive Befunde zu vermeiden, sollte an die Möglichkeit eines „T2-shine-through-Artefakts“ gedacht und auch das ADC-Parameterbild betrachtet werden.
- C Mittels ADC-Wertbestimmung lassen sich solide benigne Läsionen (z. B. FNH, Adenom) zuverlässig von Lebermetastasen differenzieren.
- D Falsch negative Werte können auftreten, wenn der ADC-Wert bei malignen Leberläsionen in nekrotischen Tumorarealen bestimmt wird.
- E Leberabszesse zeigen typischerweise niedrige ADC-Werte.

Frage 6

Welche der folgenden Aussagen zur DWI ist *nicht* richtig?

- A Pankreaskarzinome lassen sich allein mittels DWI sicher von fokalen, tumefaktiven Pankreatitiden differenzieren.
- B Pankreaskarzinome zeigen meist eine Diffusionsrestriktion im Vergleich zum umgebenden Parenchym.
- C Neuroendokrine Tumoren des Pankreas zeigen meist eine Diffusionsrestriktion im Vergleich zum umgebenden Parenchym.
- D Eine zuverlässige Differenzierung zystischer Tumoren des Pankreas ist mittels DWI nicht möglich.
- E Bei der Beurteilung des Pankreas sind neben der DWI immer auch die morphologischen Standardsequenzen zu betrachten.

Frage 7

Welche der folgenden Aussagen zur DWI der Nieren ist richtig?

- A Nierenzellkarzinome lassen sich von Onkozytomen durch Bestimmung des ADC-Wertes sicher differenzieren.
- B Die Diagnose Angiomyolipom sollte vor allem aufgrund des Signalverhaltens einer Läsion in der DWI gestellt werden.
- C Die DWI der Nieren könnte in Zukunft bei nicht onkologischen Fragestellungen, z. B. nach Transplantation, an Bedeutung gewinnen.
- D Nierenzysten zeigen niedrige ADC-Werte.
- E Bei eingeschränkter Nierenfunktionen kann die DWI nicht durchgeführt werden.

Frage 8

Welche der folgenden Aussagen zur DWI ist *nicht* richtig?

- A Lymphknoten lassen sich mittels DWI i. d. R. gut nachweisen.
- B Als zellreiche Strukturen stellen sich Lymphknoten bei hohen b-Werten i. d. R. hyperintens dar.
- C Lymphknotenmetastasen zeigen meist höhere ADC-Werte als benigne Lymphknoten.
- D Die Diffusion ist in befallenen Lymphknoten bei malignen Lymphomen meist erheblich eingeschränkt.
- E Falsch positive Befunde können z. B. bei Patienten mit Sarkoidose auftreten.

Frage 9

Welche der folgenden Aussagen zur DWI des Gastrointestinaltrakts ist richtig?

- A Aufgrund der Genauigkeit der DWI ist die Durchführung einer Koloskopie bei Verdacht auf Kolonkarzinom nicht mehr erforderlich.
- B Die Magenwand lässt sich mittels DWI grundsätzlich nicht beurteilen.
- C Bei pädiatrischen Patienten verbietet sich die Durchführung einer DWI.
- D Hochdifferenzierte Tumoren des Rektums zeigen niedrigere ADC-Werte als Tumoren mit geringem Differenzierungsgrad.
- E Bei Patienten mit Morbus Crohn lassen sich befallene Dün- und Dickdarmsegmente mittels DWI ähnlich zuverlässig nachweisen wie mittels kontrastverstärkter MRT.

Frage 10

Welche der folgenden Aussagen zur DWI bei der Abklärung einer Peritonealkarzinose ist *nicht* richtig?

- A Peritoneale Tumorknoten zeigen meist eine Diffusionsrestriktion und stellen sich bei hohem b-Wert hyperintens dar.
- B Die DWI ist der PET/CT beim Nachweis peritonealer Tumorknoten grundsätzlich unterlegen.
- C Die DWI zeigt in Studien eine der PET/CT vergleichbare Sensitivität beim Nachweis peritonealer Tumorknoten.
- D Im Oberbauch könnte die DWI ersten Studienergebnissen zufolge beim Nachweis peritonealer Tumorknoten sogar der PET/CT überlegen sein.
- E Bei kleinen (< 10 mm) peritonealen Herden zeigt die DWI in einer Studie eine Sensitivität von lediglich 50%.