

Diffusionsgewichtete Magnetresonanztomographie des Abdomens

Die diffusionsgewichtete (DW-)MRT ist in der bildgebenden Diagnostik fest etabliert. Sie basiert auf der Diffusion von Wasser im Körper und misst die Nettoverlagerung bei der Bewegung von Wassermolekülen im Extra- und Intrazellularraum. Mit diesem Verfahren können qualitative und quantitative Informationen bzgl. der Gewebezellularität und Membranintegrität gewonnen werden, welche die morphologischen Befunde ergänzen. Die DW-MRT kommt ohne ionisierende Strahlen oder Kontrastmittel aus und ist insbesondere für Patienten mit einer Allergie gegen gadoliniumhaltige Kontrastmittel oder eingeschränkter Nierenfunktion attraktiv. Darüber hinaus lässt sich die Diffusionsbildgebung bei schneller Bildakquisition leicht in das Routinediagnostikprotokoll integrieren.

Anwendungsgebiete

Die Diffusionsbildgebung wurde bereits Mitte der 1990er Jahre für den Nachweis oder Ausschluss zerebraler Ischämien eingeführt und ist seither fester Bestandteil der Routinediagnostik. Neben der akuten Diagnostik des Schlaganfalls wird sie auch zur Abklärung von Tumoren und Entzündungen des Gehirns eingesetzt.

Die Anwendung der DW-MRI in der Bildgebung des Abdomens ist neuerdings durch die Weiterentwicklungen von Hardware, durch neu etablierte Sequenztechniken und innovative Spulensysteme

möglich geworden und gewinnt zunehmend an Bedeutung [1].

Im Folgenden sollen technische Aspekte und klinische Anwendungsgebiete der Diffusionsbildgebung des Abdomens, speziell der Leber und des Intestinaltrakts, erläutert werden.

Technische Aspekte

Prinzip

Die Diffusionsbildgebung ist eine MR-Technik, die es ermöglicht, die Brown-Molekularbewegung von Spins zu visualisieren [3]. Dabei werden Bilder mit zumindest 2 verschiedenen b-Werten akquiriert. Die so berechneten Bilddaten erlauben quantitative Rückschlüsse auf die Zelldichte und die Membranintegrität eines Gewebes.

Gewebe mit hoher Zelldichte führen aufgrund der daraus resultierenden Engung des Extrazellularraums und der höheren Dichte hydrophober Zellmembranen zu eingeschränkter Diffusion, während in zystischen Formationen oder nekrotischem Gewebe eine „freie“ Diffusion möglich ist. In beiden Fällen erscheinen die Läsionen bei niedrigen b-Werten im Vergleich zum umgrenzenden normalen Parenchym hyperintens, da bei niedrigen b-Werten ein T₂-gewichteter Kontrast dominiert (so genannter „T₂-shine through“). Bei höheren b-Werten, also stärkerer Diffusionsgewichtung, verliert Gewebe mit uneingeschränkter freier Diffusion, wie z. B. Zysten oder nekrotisches

Gewebe, zunehmend an Signal, während Gewebe mit eingeschränkter Diffusion, z. B. bei höherer Zelldichte, weiterhin ein hyperintenses Signal aufweist. Allerdings spielt auch die Bewegung im Rahmen der Mikrozirkulation (im Allgemeinen Perfusionseffekt genannt) eine Rolle für den ADC-Wert, nämlich insbesondere dann, wenn für die Berechnung des ADC nur niedrige b-Werte verwendet werden.

Die Apparent-diffusion-coefficient-(ADC-)Map, die sich aus den diffusionsgewichteten Bildern verschiedener b-Werte generieren lässt, erlaubt neben der qualitativen Aussage eine quantitative Beurteilung. Gewebe mit eingeschränkter Diffusion, z. B. solide Tumoren, erscheinen in der ADC-Map hypointens. In den ADC-Maps können „regions of interest“ (ROI) eingetragen und so der Diffusionskoeffizient (s/mm²) von Läsionen gemessen und charakterisiert werden. Im Therapieverlauf ist es möglich, Veränderungen der Diffusion in einer Läsion als aussagekräftige Parameter für das Ansprechen auf eine spezifische Therapie abzuleiten.

Sequenzen und Parameter

Echo-planar-imaging-(EPI-) Sequenz

Die wichtigste und am häufigsten verwendete Sequenz in der Diffusionsbildgebung des Abdomens ist eine Single-shot-echo-planar-imaging- (SS-EPI-) Sequenz, die sich durch eine kurze Akquisitionszeit und eine relativ hohe Robustheit gegenüber Bewegungsartefakten aus-

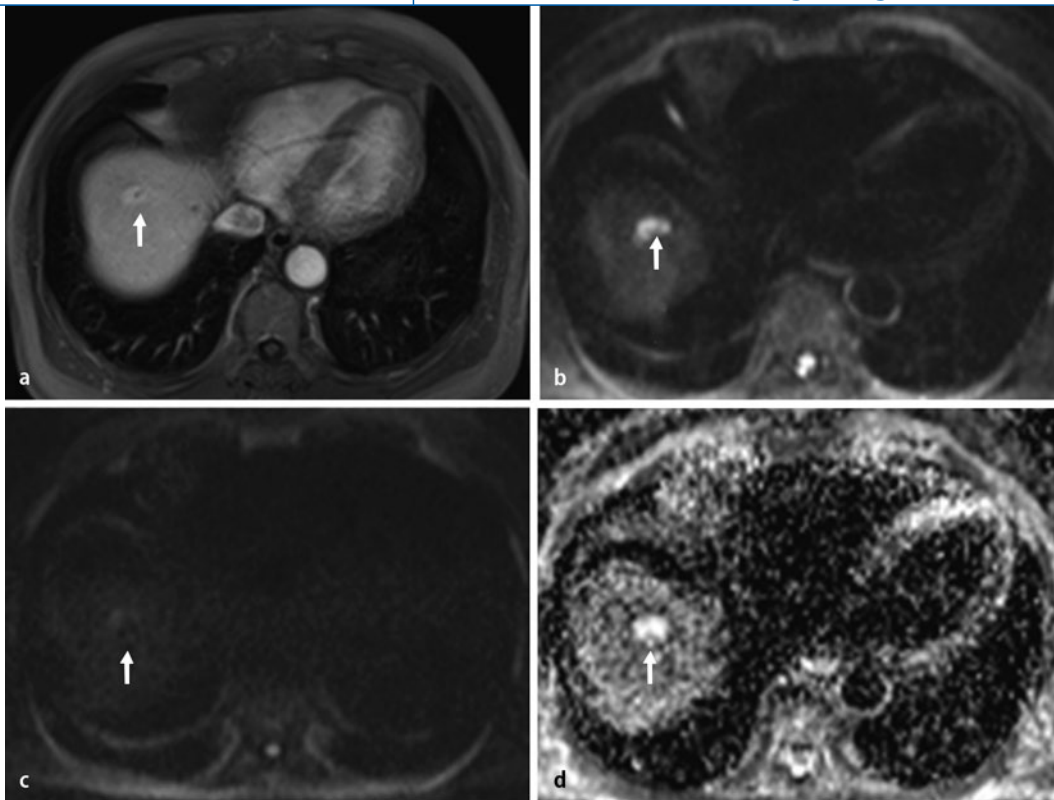


Abb. 1 ◀ Hämangiom In der arteriellen Phase der kontrastmittelunterstützten T1-gewichteten Sequenz (a). Nachweis einer hypervaskularisierten, hyperintensiven Leberläsion; diese erscheint in der diffusionsgewichteten Sequenz bei einem b-Wert von 50 s/mm² (b) hyperintens, jedoch ergibt sich kein Nachweis einer eingeschränkten Diffusion; bei einem b-Wert von 800 s/mm² (c) deutlicher Signalabfall sowie hyperintensives Signal in der ADC-Map (d) mit einem ADC-Wert von 2,2 s/mm². ADC, „apparent diffusion coefficient“

zeichnet. Nachteilig dagegen sind eine relativ geringe Ortsauflösung sowie vergleichsweise stark ausgeprägte Bildstörungen aufgrund der Suszeptibilitätsanfälligkeit der bei dieser Sequenz eingesetzten sehr langen Echozüge. Insbesondere letzteres Phänomen wirkt sich auf den Einsatz der Diffusionsbildgebung außerhalb des Gehirns als stark limitierend aus.

Zur Verbesserung der Bildqualität stehen mehrere Möglichkeiten zur Verfügung: Segmentales oder echoplanares Multi-shot-Auslesen im Gegensatz zum originalen Single-shot-Auslesen. Dabei wird zwar die Akquisitionszeit deutlich länger, aber die segmentierte EPI-Sequenz ist weniger anfällig für Suszeptibilitäts-, Bewegungs- und Distorsionsartefakte. Zudem kann es zu Inhomogenitäten in den Gradientenströmen, den so genannten „eddy currents“ kommen. Die daraus resultierenden Bildverzerrungen werden durch moderne, optimierte Gradientensysteme und -schaltung minimiert [4].

Die Verwendung von paralleler Bildgebung ist bei der Diffusionsbildgebung im Abdomen unabdingbar. Hierbei nehmen verschiedene Einzelspulen bzw. Einzelkanäle einer Arrayspule verschiedene Teile des k-Raums auf, und fehlende k-Raumzeilen werden entweder im k-Raum („si-

multaneous acquisition of spatial harmonics“ [SMASH], „generalized auto-calibrating partially parallel acquisition“ [GRAPPA]) oder im Ortsraum („sensitivity-encoded“ [SENSE]) ergänzt. Auf diese Weise wird die Messzeit verkürzt, und zusammen mit den kürzeren Echozügen können die Distorsionsartefakte reduziert und gleichzeitig die Ortsauflösung auf 192×192 oder sogar 256×256 gesteigert werden [4, 9, 32].

Single-shot-EPI-Sequenzen erfordern eine Form der Fettunterdrückung, um so das Signal-Rausch-Verhältnis („signal to noise ratio“, SNR) zu erhöhen: Neben der STIR-Sequenz (STIR „short tau inversion recovery“), die eine großflächige Fettunterdrückung erlaubt, werden bei der Leberbildgebung primär eine Chemical-shift-selektive Fettunterdrückung (CHES) oder wasserselektive Techniken verwendet, da diese Techniken effizientere Akquisitionen und ein höheres SNR ermöglichen [17].

b-Wert

Der b-Wert spiegelt die Stärke des Gradientenwider, mit dem die Diffusion visualisiert wird. Er ist proportional zur Gradientenamplitude, der Dauer des angewandten Gradienten und dem Zeitinter-

vall zwischen den Gradientenpaaren [29]. Die Einheit des b-Werts ist mit s/mm² definiert. Der größte b-Wert der verwendeten Pulssequenz ist damit ein wichtiger Parameter in der Diffusionsbildgebung. Je höher er ist, umso stärker ist der Kontrast zwischen Geweben mit unterschiedlichen ADC-Werten. Allerdings führt ein höherer b-Wert zu einer Verlängerung der TE-Zeit, zu einer Reduzierung des SNR und damit zu stärkeren Bildstörungen und letztlich zu nicht aussagekräftigen ADC-Messungen. Ziel muss es also sein, einen ausreichenden Diffusionskontrast und eine ausreichendes SNR zu gewährleisten.

Bei einem b-Wert von 0 s/mm² zeigen Wassermoleküle mit eingeschränkter Diffusion, aber auch frei diffundierende Wassermoleküle, ein hohes Signal. Das diffusionsgewichtete Bild entspricht hinsichtlich seines Kontrasts dem eines T₂-gewichteten Bildes.

Bei niedrigen b-Werten (50–100 s/mm²) wird das Signal in Gefäßen durch die Bewegung des Blutstroms unterdrückt und es resultieren so genannte „Black-blood-Bilder“. Vom Bildeindruck ist dieser Effekt vorteilhaft, allerdings ist im Bereich dieser niedrigen b-Werte auch von einer deutlichen Beeinflussung durch Perfusionseffekte auszugehen – was ins-

besondere bei der Berechnung der ADCs problematisch sein kann.

Bei hohen b -Werten (500–1000 s/mm²) erscheinen nur noch Gewebe mit hoher Zelldichte (Tumor, Gehirn, Rückenmark, normales lymphatisches Gewebe, Milz, Endometrium, Darmmukosa) und damit eingeschränkter Diffusion signalreich [22]. Hohe b -Werte sind notwendig für eine valide Berechnung des ADCs mit minimierten Verfälschungen durch Perfusionseffekte.

Diffusionsbildgebung der Leber

Technische Aspekte

Für eine hohe Bildqualität diffusionsgewichteter Bilder der Leber spielt die Eindämmung von Bewegungsartefakten eine entscheidende Rolle: Die Bildakquisition sollte daher bei freier Atmung zumindest mit multiplen Signalakquisitionen, besser unter freier Atmung in Kombination mit Atem- und/oder EKG-Triggerung oder in Atemanhaltephase (aber meistens mit Einschränkungen bei der Abdeckung und der Wahl der b -Werte) erfolgen.

Single-shot-EPI-Aufnahmen in Atemanhaltephase sind innerhalb von 1–2 Atemanhaltephasen (mit jeweils 20–30 s) schnell zu akquirieren. Die Bildakquisition bei freier Atmung benötigt für eine komplette Abdeckung der Leber mit mindestens 2 b -Werten zwischen 2 und 3 min. Allerdings ist das SNR bei Atemtriggerung höher und es sind dünnere Schichtdicken (<5 vs. 8–10 mm) möglich. Bei der Bildakquisition in einer Atemanhaltephase kommt es dagegen zu einem geringeren SNR, einer höheren Sensitivität für Distorsionsartefakte, einer geringeren Ortsauflösung und einer Einschränkung bzgl. der Anzahl einbezogener b -Werte [27].

Eine Bildakquisition bei freier Atmung mit Atemtriggerung verbessert nach Taouli et al. [26] neben der Sensitivität für die Detektion von Leberläsionen auch die Bildqualität, das SNR und die Qualität der ADC-Quantifizierung, führt aber zu einer Verlängerung der Messzeit, was wiederum das Risiko von Bewegungsartefakten erhöht. Generell wird aber die Bildakquisition in freier Atmung mit Atemtriggerung als die bevorzugte Methode angesehen.

Radiologe 2011 · 51:195–204 DOI 10.1007/s00117-010-2060-3
© Springer-Verlag 2011

C. Schmid-Tannwald · M.F. Reiser · C.J. Zech

Diffusionsgewichtete Magnetresonanztomographie des Abdomens

Zusammenfassung

Die diffusionsgewichtete (DW-)MRT ermöglicht die Erfassung qualitativer und quantitativer Informationen bzgl. der Gewebezellulartät und Membranintegrität. Die DW-MRT ist insbesondere bei Patienten mit einer Allergie gegen gadoliniumhaltige Kontrastmittel oder eingeschränkter Nierenfunktion attraktiv, da ihr Einsatz nicht mit Strahlenexposition oder Kontrastmittelgabe verbunden ist. Durch technische Weiterentwicklungen ist die robuste Anwendung der DW-MRI in der Bildgebung des Abdomens seit einiger Zeit möglich geworden. In der Leberdiagnostik lassen sich Zusatzinformationen zur Detektion und Cha-

rakterisierung von Leberläsionen gewinnen, aber auch Therapieerfolge dokumentieren und frühe chronische Leberveränderungen visualisieren. Neben ihrer Rolle bei hepatologischen und onkologischen Fragestellungen erscheint der Einsatz der DW-MRT zudem bei entzündlichen Fragestellungen wie dem Morbus Crohn sehr viel versprechend.

Schlüsselwörter

Diffusionsgewichtete MRT · Leber · Detektion · Intestinaltrakt · Morbus Crohn

Diffusion-weighted magnetic resonance imaging of the abdomen

Abstract

Diffusion-weighted magnetic resonance imaging (DW-MRI) provides qualitative and quantitative information of tissue cellularity and the integrity of cellular membranes. Since DW-MRI can be performed without ionizing radiation exposure and contrast media application, DW-MRI is a particularly attractive tool for patients with allergies for gadolinium-based contrast agents or renal failure. Recent technical developments have made DW-MRI a robust and feasible technique for abdominal imaging. DW-MRI provides infor-

mation on the detection and characterization of focal liver lesions and can also visualize treatment effects and early changes in chronic liver disease. In addition DW-MRI is a promising tool for the detection of inflammatory changes in patients with Crohn's disease.

Keywords

Diffusion-weighted magnetic resonance imaging · Liver · Detection · Intestinal tract · Crohn's disease

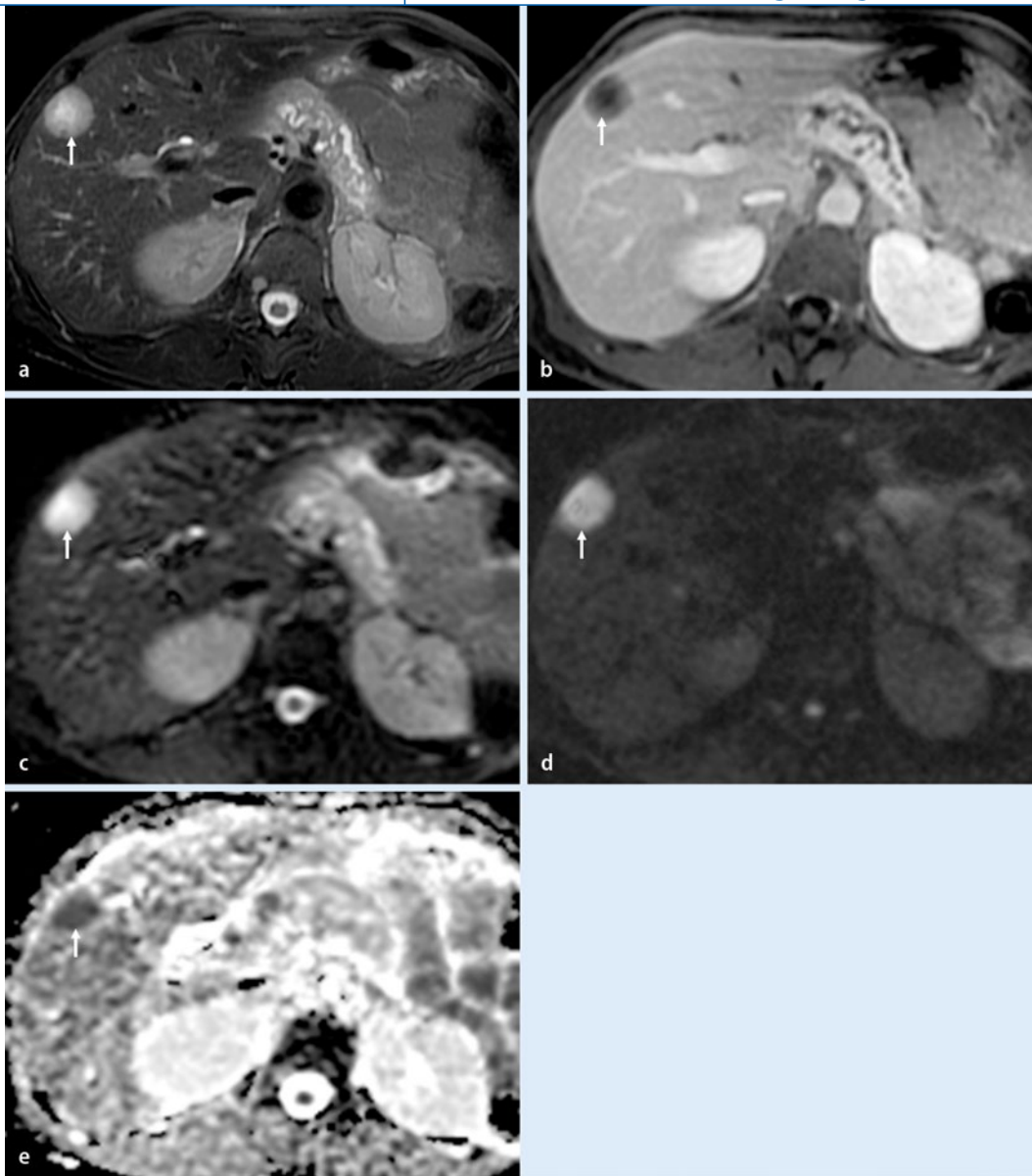


Abb. 2 ◀ Lebermetastase eines kolorektalen Karzinoms. In der T2-gewichteten Sequenz mit Fettsättigung (a) hyperintense Läsion, die nach Kontrastmittelgabe in der T1-gewichteten Sequenz (b) eine randständige Kontrastmittelaufnahme mit zentralem „wash-out“ zeigt. In der Diffusionsbildgebung Nachweis einer eingeschränkten Diffusion; diese Läsion erscheint in der diffusionsgewichteten Sequenz bei einem niedrigen b-Wert von 0 s/mm² (c) und bei einem hohen b-Wert von 800 s/mm² (d) hyperintens mit korrespondierendem niedrigem Signal in der ADC-Map (e). ADC, „apparent diffusion coefficient“

Bei der quantitativen Auswertung der Diffusions-MRT der Leber ist zu beachten, dass im linken Leberlappen Artefakte aufgrund der Herzbewegung auftreten können, die zu fälschlich erhöhten ADC-Werten führen können, insbesondere bei Verwendung hoher b-Werte. Durch die EKG-getriggerte Bildakquisition können diese Artefakte reduziert werden.

Anwendungsgebiete

Detektion von Leberläsionen

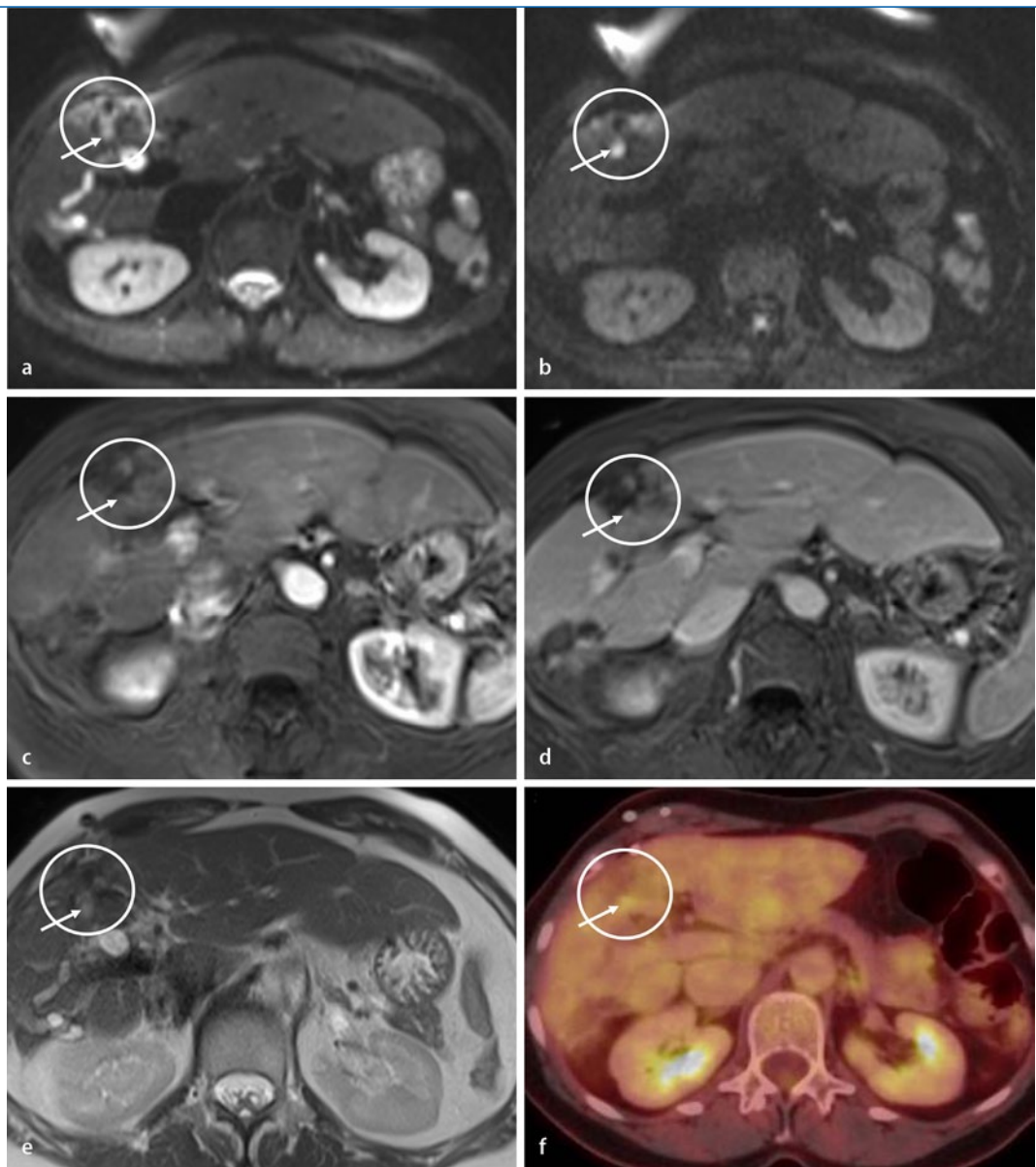
Leberläsionen sind in den meisten Fällen entweder zellreicher (Tumoren mit solider Komponente) oder zellärmer (z. B. blande Zysten oder Hämangiome) als das sie umgebende normale Leberparenchym

und zeigen damit eine eingeschränkte bzw. „freie“ Diffusion im Vergleich zum gesunden Leberparenchym. In diffusionsgewichteten Bildern mit einem b-Wert von 0 s/mm², das dem Signalverhalten eines T2-gewichteten Bildes entspricht, erscheinen alle Läsionen mit höherer Signalintensität in Relation zum umliegenden gesunden Leberparenchym. Erhöht man den b-Wert, verlieren die zystischen Läsionen zunehmend an Signal, während Lebertumoren mit höherer Zelldichte und damit eingeschränkter Diffusion signalreich bleiben (▣ Abb. 1 und 2).

Wenn es nur um die Detektion von Leberläsionen geht, ist die Verwendung diffusionsgewichteter Bilder mit niedrigen b-Werten vorteilhaft [7, 20] und gestat-

tet eine Verbesserung der Detektionsrate im Vergleich zu T2-gewichteten Bildern (▣ Abb. 3; [2, 7, 31]). Gründe hierfür sind, dass mit Verwendung niedriger b-Werte das Signal in Gefäßen (Black-blood-Effekt) unterdrückt wird und „Blurringartefakte“ bei Single-shot-EPI-Sequenzen verglichen mit T2-gewichteten Fast-spin-echo- (FSE-) oder Single-shot-FSE-Sequenzen fehlen [7]. Black-blood-Effekte erlauben eine schnelle Erkennung der Leberläsionen, da sie eindeutig von den signalfreien Gefäßen differenziert werden können und gegenüber dem übrigen Lebergewebe ein hoher Bildkontrast besteht. Aufgrund der Unterdrückung des Signals in den kleinen Gefäßen ist eine Verwechslung mit hyperintensiven Leberläsionen zu

Abb. 3 ▶ MRT-Verlaufskontrolle bei einer Patientin mit Lebermetastasen und Zustand nach RFA bei Mammakarzinom. Verlaufskontrolle 6 Monate nach RFA mit der diffusionsgewichteten MRT: Im Bereich des RFA-Areals (*Kreis*) eine Läsion (*Pfeil*) mit eingeschränkter Diffusion und persistierend hyperintensem Signal bei b-Werten von 50 (**a**) und 800 s/mm² (**b**). In Kenntnis dieses Befundes Nachweis einer korrespondierenden KM-Aufnahme der Läsion (*Pfeil*) in der arteriellen Phase der kontrastmittelunterstützten T1-gewichteten Sequenz mit Fettunterdrückung (**c**) und in der portalvenösen Phase (**d**) sowie eines hyperintensigen Signals in der T2-gewichteten Sequenz (**e**). In der PET-CT (**f**) zeigt die Läsion einen erhöhten FDG-Uptake (SUV 4,2, *Pfeil*) und ist somit als Rezidiv zu werten. RFA Radiofrequenzablation, KM Kontrastmittel, PET Positronenemissionstomographie, FDG Fluorodeoxyglukose, SUV „standardized uptake value“



vermeiden. Darüber hinaus kommt es zu weniger Verzerrungen in problematischen Arealen wie dem linken Leberlappen sowie an den Grenzzonen zwischen Leber und Luft (z. B. im Magen). Da im Vergleich zu höheren b-Werten eine stärkere T2-Wichtung vorliegt, erhält man zudem ein höheres Signal und damit mehr morphologische Informationen.

Zech et al. [32] wiesen nach, dass die Black-blood-DW-MRT damit zu einer signifikanten Verbesserung der Bildqualität, weniger Artefakten und einer höheren Sensitivität für die Detektion von Leberläsionen im Vergleich zur T2-gewichteten FSE-Sequenz mit Fettsättigung führt. Nachteilig an der Black-blood-DW-MRT mit nur einem niedrigen b-Wert ist aller-

dings, dass eine Differenzierung der einzelnen Leberläsionen nicht möglich ist, da alle unterschiedlichen Läsionen hyperintens zur Darstellung kommen. Ob oder in wie weit die Diffusionsbildgebung gegenüber der kontrastmittelverstärkten MRT der Leber Vorteile hat, ist derzeit noch unklar. Erste Studien zeigen zumindest eine Verbesserung der Detektionsrate, wenn die DW-MRT in das Leberprotokoll inklusive kontrastmittelverstärkter Sequenzen integriert wird [14, 16].

Charakterisierung von Leberläsionen

Mit Hilfe der Diffusionsbildgebung lassen sich Leberläsionen nicht nur darstellen, sondern sowohl qualitativ als auch quan-

titativ charakterisieren (■ **Abb. 4**). Hierfür ist eine Bildakquisition mit höheren b-Werten (≥ 500 s/mm²) notwendig.

Qualitative Charakterisierung. Qualitativ können so zystische und solide Läsionen differenziert werden: Zystische Läsionen verlieren bei höheren b-Werten an Signalintensität, während solide Läsionen weiterhin signalreich bleiben.

Allein visuell lässt sich allerdings nicht zwischen malignen und benignen Läsionen unterscheiden, denn sowohl solide gutartige (Adenome, fokale noduläre Hyperplasie [FNH]) wie auch solide maligne Läsionen können bei hohen b-Werten signalreich erscheinen.

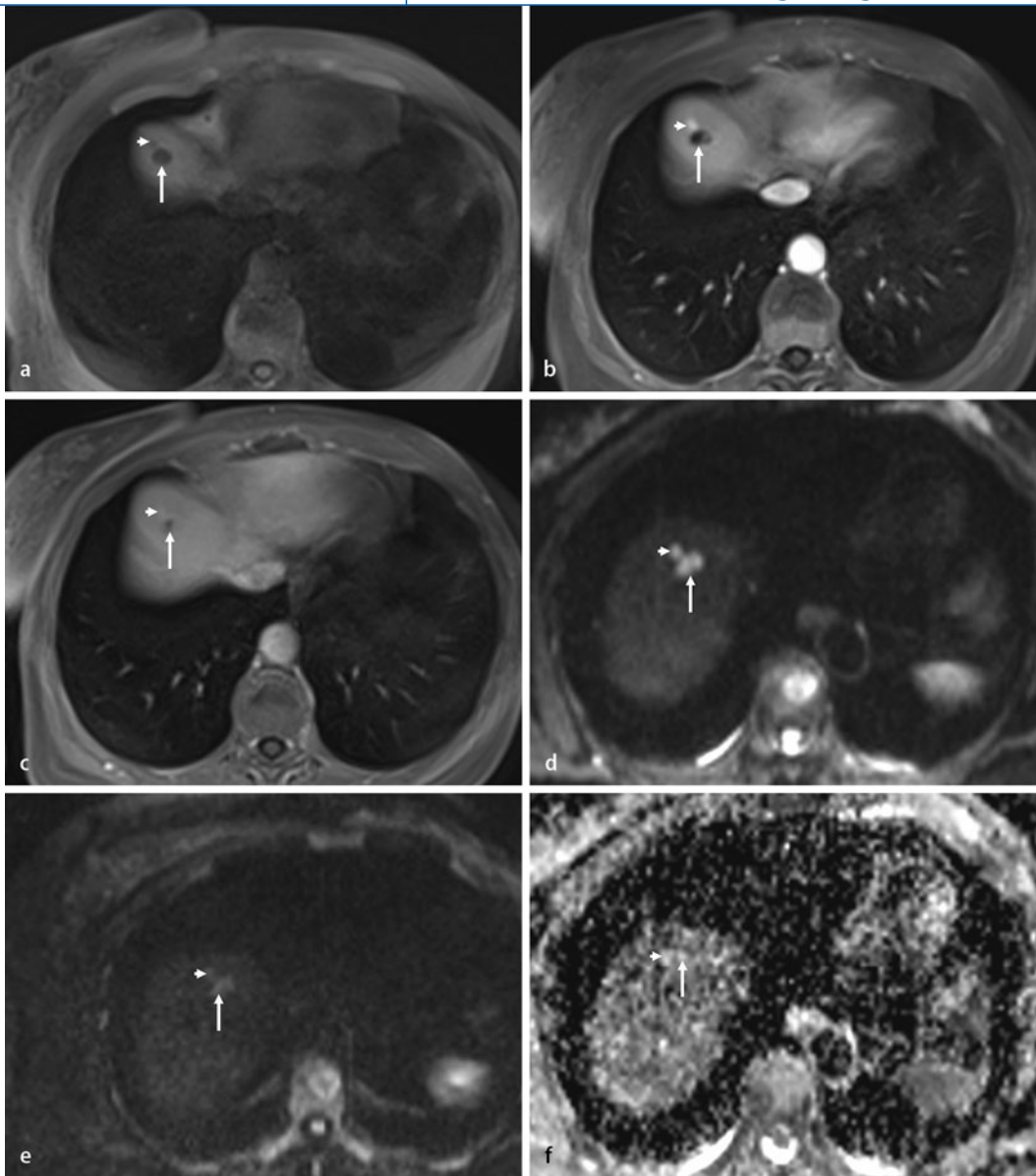


Abb. 4 ◀ MRT bei unklaren Leberläsionen im CT bei einer Patientin mit Zustand nach Mammakarzinom. In der nativen T1-gewichteten Sequenz (a) sind im Leberdom 2 hypointense Läsionen erkennbar (Pfeile). Während die kleine Läsion (kurzer Pfeil) ein arterielles Enhancement (b) und Pooling (c) zeigt und so mit einem sich schnell mit KM füllenden Hämangiom vereinbar ist, stellt sich die zweite, direkt benachbarte Läsion (langer Pfeil) mit einer sehr langsamen KM-Aufnahme (b, c) mit partieller Füllung dar. Dieser Befund ist mit einem sklerosierten Hämangiom vereinbar. Die DW-MRT unterstützt den Befund: Kein Nachweis einer eingeschränkten Diffusion. Beide Läsionen zeigen ein hohes Signal bei niedrigen b-Wert von 50 s/mm^2 (d), jedoch einen deutlichen Signalabfall bei hohem b-Wert von 800 s/mm^2 (e) und ein hyperintenses Signal in der ADC-Map (ADC-Wert $1,9 \text{ s/mm}^2$, f). KM Kontrastmittel, ADC, „apparent diffusion coefficient“

Allerdings kann es zu falsch-positiven Ergebnissen aufgrund von Partialvolumeneffekten angrenzender Gewebe oder „T2-shine-through“-Artefakten kommen. Bei letzteren handelt es sich um ein häufiges Artefakt, das darin begründet liegt, dass die Signalintensität diffusionsgewichteter Bilder nicht nur von der Diffusion von Wassermolekülen, sondern auch von der T2-Relaxationszeit abhängt. Daher können Läsionen mit sehr langer Relaxationszeit, wie flüssigkeitsenthaltende Formationen oder Läsionen (z. B. Zysten), auch bei hohen b-Werten hyperintens erscheinen und eine eingeschränkte Diffusion vortäuschen. Eine Fehlinterpretation kann einfach vermieden werden, indem man die ADC-Map berechnet, de-

ren Kontrast nur auf der Diffusion beruht. Während Läsionen mit eingeschränkter Diffusion ein vermindertes Signal zeigen, erscheinen Läsionen ohne eingeschränkte Diffusion (z. B. Zysten) signalreich.

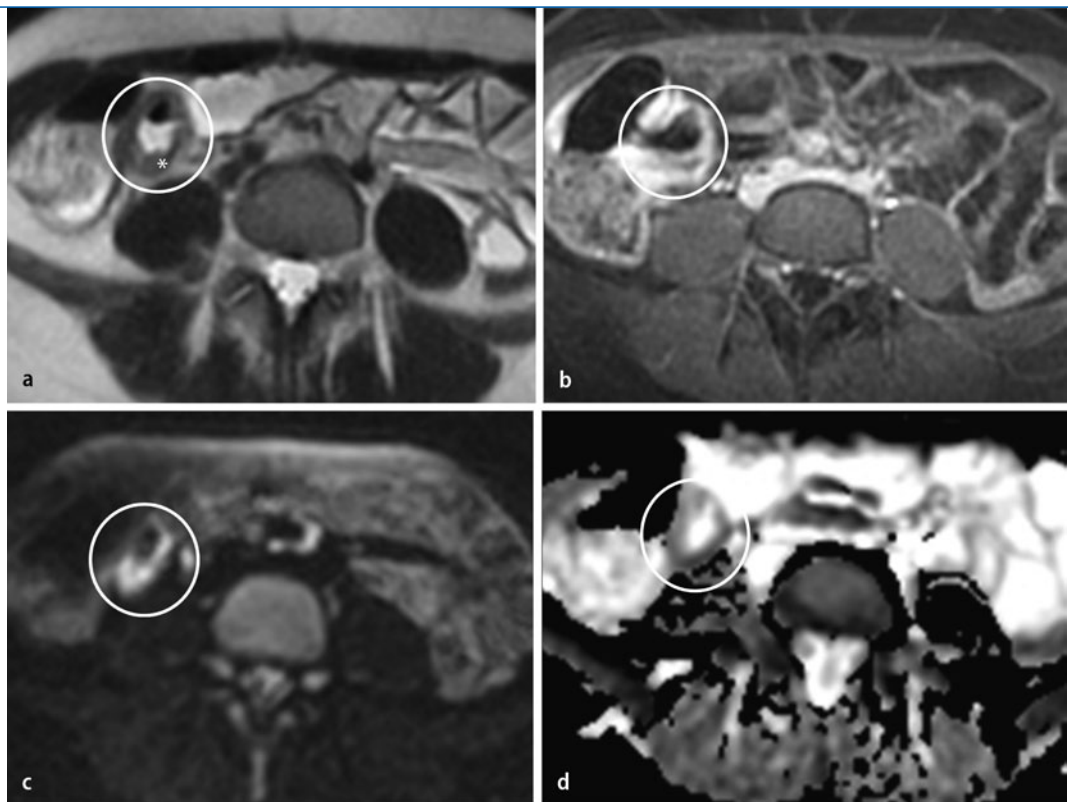
Andererseits kann es zu falsch-negativen Ergebnissen kommen, da zystische Tumoren oder nekrotische Läsionen ebenso wie blande Zysten bei hohen b-Werten an Signal verlieren und damit falsch interpretiert werden können.

Quantitative Charakterisierung. Neben der rein qualitativen Beurteilung auf Basis der visuellen Bewertung der Signalintensitäten bei verschiedenen b-Werten lassen sich Leberläsionen auch quantitativ anhand von ADC-Messungen einordnen.

Generell haben benigne Läsionen höhere ADC-Werte, mit einem variablen Grad der Überlappung mit malignen Läsionen [27]. In der Literatur werden verschiedene ADC-Schwellenwerte ($1,4\text{--}1,6 \times 10^{-3} \text{ s/mm}^2$), mit Spezifitäten zwischen 77 und 100% sowie Sensitivitäten zwischen 74 und 100% angegeben [27].

Kim et al. [11] untersuchten 126 Patienten mit 49 malignen sowie 30 benignen Leberläsionen und beschrieben einen ADC-Schwellenwert von $1,6 \times 10^{-3} \text{ s/mm}^2$ mit einer Sensitivität von 98% und einer Spezifität von 80%. Parikh und al. [19] kamen in einer Studie mit 53 Patienten mit 211 Leberläsionen zu dem Ergebnis, dass die Detektionsrate mittels Diffusionsbildgebung im Vergleich zu T2-gewicht-

Abb. 5 ▶ MRT einer Patientin mit akutentzündlichem Morbus Crohn, T2-gewichtete SSFSE-Sequenz ohne Fettsättigung. Wandverdickte Dünndarmschlinge (Kreis) mit submukösem Ödem (* in a), die nach Kontrastmittelgabe (b) ein deutliches Enhancement aufweist. In der DW-MRT Nachweis einer eingeschränkten Diffusion mit persistierendem, hyperintensem Signal bei einem b-Wert von 600 s/mm^2 (c) sowie vermindertem Signal in der ADC-Map (d). SSFSE „single-shot fast spin echo“, ADC „apparent diffusion coefficient“



eten Bildern signifikant verbessert werden konnte und maligne Läsionen signifikant niedrigere ADC-Werte als benigne Leberläsionen (ADC-Schwellenwert $1,6 \times 10^{-3} \text{ s/mm}^2$) aufweisen. Einzelne Publikationen kommen aber auch zu davon abweichenden Schwellenwerten. So gaben Vossen et al. [30] einen ADC-Schwellenwert von $2,3 \text{ s/mm}^2$ an, um gutartige hypervaskularisierte Läsionen wie Hämangiome und FNHs von hypervaskularisierten malignen Leberläsionen wie Metastasen von neuroendokrinen Tumoren (NET) und hepatozellulären Karzinomen (HCC) zu unterscheiden. Gründe für die unterschiedlichen Ergebnisse liegen in technischen Unterschieden, der unterschiedlichen Wahl von b-Werten sowie der unterschiedlichen Art und Anzahl von Leberläsionen.

Obwohl der ADC-Wert eigentlich eine Methode sein sollte, die unabhängig von Sequenz, b-Werten und externer Magnetfeldstärke ist, hat sich in der Praxis leider eine gewisse Variabilität dieser Konstante gezeigt. Insofern ist die Charakterisierung basierend auf ADC-Messungen als ein Baustein (neben dem Signalverhalten in nativen Sequenzen und neben den dynamischen und ggf. spezifischen Anreicherungs Mustern gadoliniumhaltiger

oder leberspezifischer Kontrastmittel) anzusehen, der im Einzelfall kritisch überprüft werden muss. Insbesondere die Einordnung von Läsionen, die sehr nahe am Schwellenwert von $1,4$ bis $1,6 \times 10^{-3} \text{ s/mm}^2$ liegen, ist als kritisch zu bewerten.

Fazit. Insgesamt ist festzustellen, dass die Diffusionsbildgebung für die Detektion und Charakterisierung von Leberläsionen, insbesondere bei Patienten mit renaler Insuffizienz oder Kontrastmittelallergien, hilfreich ist. Eine Zusammenschau mit den konventionellen Bildcharakteristika ist jedoch unverzichtbar, da die Diffusionsbildgebung die Zelldichte widerspiegelt und sowohl benigne wie auch maligne Läsionen eine eingeschränkte Diffusion zeigen können.

Beurteilung von Behandlungseffekten

Zunehmendes Interesse und Verwendung findet die Diffusionsbildgebung zur Beurteilung von Therapieeffekten bei der Behandlung von Tumoren. In den ersten 24–48 h nach einer chemo- oder radiotherapeutischen Behandlung kann es zu einer Verminderung des ADC-Werts kommen. Der Grund hierfür könnte in einem An-schwellen der Zellen oder einer Reduzie-

rung des interstitiellen Volumens liegen [28]. Danach zeigt sich bei Ansprechen auf die Behandlung ein Anstieg des ADC-Werts von Lebertumoren [13, 21, 24]. Dem dürfte eine zunehmende Nekrose der jeweiligen Läsion zugrunde liegen. Über einen längeren Zeitraum hinweg kommt es nach dem Anstieg des ADC-Werts zur erneuten Verminderung. Erklärbar ist dies durch zunehmende Fibrose, erneutes Tumorwachstum und eine verminderte Perfusion [13, 20, 21].

Auch der Behandlungserfolg einer Chemoembolisation kann mit ADC-Messungen nachgewiesen werden. So wiesen Kamel et al. [10] einen signifikanten Anstieg des ADC-Werts von HCC-Herden 1–2 Wochen nach Chemoembolisation nach.

Diagnose von Leberfibrose und -zirrhose

Die Diagnose einer Leberfibrose bzw. -zirrhose und die Einschätzung ihres Schweregrades sind mit den konventionellen MR-Sequenzen schwierig zu stellen. Mit der Diffusionsbildgebung, so die Ergebnisse mehrerer Studien, lassen sich fibrotische und zirrhotische Leberparenchymveränderungen erkennen und quantitativ erfassen. Es kommt zu einem Abfall

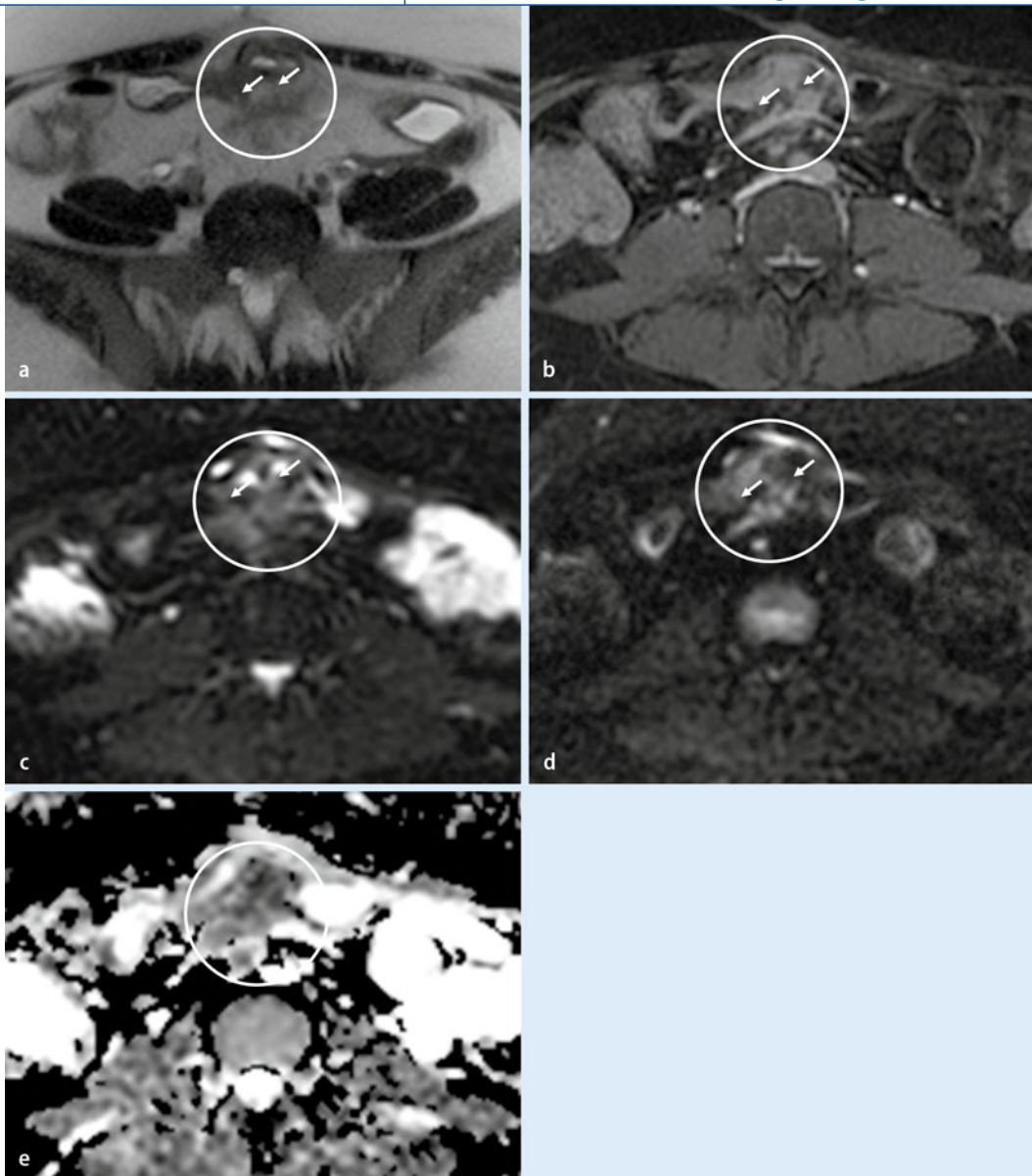


Abb. 6 ◀ MRT einer Patientin mit fistelndem, akutentzündlichem Morbus Crohn, T2-gewichtete SSFSE-Sequenz (a) ohne Fettsättigung. Akutentzündlich veränderte Dünndarmschlingen mit Wandverdickung (Kreis), Imbibierung des Fettgewebes und Verdacht auf Fistelbildung (Pfeile). In der kontrastmittelunterstützten T1-gewichteten Sequenz (b) deutliche Kontrastmittelaufnahme der benachbarten Darmschlingen (Kreis) und Nachweis einer Fistelbildung (Pfeile). Fistelbildung (Pfeile) sowie eingeschränkte Diffusion der entzündlichen Darmschlingen in der DW-MRT: Persistierend hohes Signal bei b-Werten von 0 (c) und 600 s/mm² (d) mit korrespondierendem, vermindertem Signal in der ADC-Map (e). SSFSE, „single-shot fast spin echo“, ADC, „apparent diffusion coefficient“

des ADC-Werts im Rahmen von fibrotischer/zirrhosischer Parenchymveränderungen im Vergleich zu gesundem Lebergewebe [8, 11]; dieser Wert scheint zudem abhängig vom Grad der Fibrose zu sein und fällt mit zunehmendem Fibrosestadium [15]. Eine bei Leberfibrose und -zirrhose feststellbare Zunahme von proteinarmem Bindegewebe und ein verminderter Blutfluss im Leberparenchym sind vermutlich der Grund für die messbare verminderte Diffusion im Leberparenchym.

Die Datenlage hinsichtlich des Nachweises und der quantitativen Abschätzung der Leberfibrose/-zirrhose ist derzeit noch wenig umfangreich, und bislang wurden keine verlässlichen Referenzwerte publi-

ziert, sodass weitere Studien erforderlich sind.

Limitationen

Technische Fortschritte bzgl. Sequenzen, Gradientenamplituden, Mehrkanalspulen und paralleler Bildgebung haben zwar die Grundvoraussetzung für den Einsatz der DW-MRI in der Abdominaldiagnostik geschaffen, doch SNR und Ortsauflösung, starke Suszeptibilitätsempfindlichkeit echoplanarer Sequenzen bei Magnetfeldinhomogenitäten, lokale Suszeptibilitätsgradienten, „Chemical-shift“-Artefakte sowie Bewegungs-/Atemartefakte limitieren immer noch den Einsatz der Diffusionsbildgebung in der Leber. Eine tech-

nische Optimierung mit beispielsweise längerer Repetitionszeit, kürzerer Echozeit, größerem „field of view“ (FOV) im Falle eines zu geringen SNR, oder dünnere Schichtung sowie parallele Bildgebung zur Verbesserung der Ortsauflösung sind daher anzustreben.

Diffusionsbildgebung des Intestinaltrakts

Technische Aspekte

Insbesondere Bewegungsartefakte limitieren den Einsatz der Diffusionsbildgebung im Darm. Es wurde aber nachgewiesen, dass die Gabe eines Spasmolytikums und die Verabreichung eines oralen KMs (Ver-

minderung der intraluminalen Luft) geeignet sind, um Bewegungs- und Distorsionsartefakte zu reduzieren. Der Einsatz der parallelen Bildgebung ist gerade in der Darmdiagnostik unabdingbar. Damit können Suszeptibilitätsartefakte, Chemical-shift- und Bewegungsartefakte zusätzlich vermindert werden. Zudem kann die Verwendung der Non-breathhold-DW-MRT-Technik mit mehrfachen Signalakquisitionen und Signalmittelung über eine längere Zeitdauer zur Verbesserung des SNR und des Kontrast-zu-Rausch-Verhältnisses (CNR) beitragen [25].

Für die Diffusionsbildgebung des Darms sind relativ hohe und mehrere b-Werte zu empfehlen, um so den Perfusionsseffekt, aber auch den Effekt der inkohärenten Intravoxelbewegung zu minimieren [18].

Diffusionsbildgebung entzündlicher Darmveränderungen bei Morbus Crohn

Der Morbus Crohn ist eine chronisch rezidivierende entzündliche Darmerkrankung, die zu Fistelbildungen, Abszessen und Stenosierungen des Darms führen kann.

Die derzeit verfügbaren diagnostischen und bildgebenden Verfahren beim Morbus Crohn, wie die Endoskopie, konventionelle Bariumkontrastmitteluntersuchungen oder die CT, bergen für den Patienten aufgrund ihrer Invasivität oder Strahlenbelastung Risiken.

Der Morbus Crohn ist ohne eine geeignete Behandlung, die sich am Grad der Entzündungsaktivität orientiert, mit einem erhöhten Mortalitäts- und Morbiditätsrisiko verbunden. Daher sind genaue und zuverlässige Methoden zur Beurteilung von Lokalisation und Ausdehnung von Darmwandveränderungen und der Detektion extramuraler Komplikationen erforderlich.

Im frühen akutentzündlichen Stadium des Morbus Crohn werden die Lamina propria und Submukosa von Entzündungszellen infiltriert [23]. Darüber hinaus bilden sich bereits im Anfangsstadium aphtoide Ulzerationen, die mit ausgeprägten lymphoiden Aggregaten assoziiert sind und so aufgrund ihrer hohen Zelldichte eine eingeschränkte Dif-

fusion aufweisen. Dies scheint durch den limitierten Raum in der Darmwand verstärkt zu werden. Der Extrazellulärraum wird zudem durch erweiterte Lymphkanäle, hypertrophiertes neuronales Gewebe und die Ausbildung von Granulomen eingeengt, was zu einer eingeschränkten Diffusion zu führen scheint.

Entzündliche Prozesse gehen offenbar am Darm mit einer verminderten Diffusion einher, die zu einem visuell erkennbaren, erhöhten Signal in den diffusionsgewichteten Bildern und zu einer Erniedrigung der ADC-Werte führt (Abb. 5 und 6; [12, 18]).

Fazit für die Praxis

Die diffusionsgewichtete MRT ist ein Verfahren, mit dem qualitative und quantitative Informationen bzgl. Gewebezellulärität und Membranintegrität gewonnen werden können. Da sie nicht mit dem Einsatz ionisierender Strahlen oder von Kontrastmittel verbunden ist, ist die DW-MRT insbesondere für Patienten mit erhöhtem Risiko für eine systemische nephrogene Fibrose attraktiv. Durch die technischen Weiterentwicklungen ist die DW-MRT in der Abdominalbildgebung erst vor kurzem möglich geworden und gewinnt zunehmend an Bedeutung. Die Hauptlimitation der Diffusionsbildgebung im Abdomen liegt jedoch weiterhin in der Bildqualität bei geringem SNR. Eine Möglichkeit zur Verbesserung der Bildqualität scheint im Einsatz höherer Feldstärken, z. B. von 3,0-T-MRTs zu bestehen [22, 27]. Auch die Verwendung radialer k-Raum-Akquisition, wie z. B. BLADE- oder Propeller-EPI-Sequenzen könnte die Bildqualität verbessern [17]. In der Leberdiagnostik lassen sich Leberläsionen detektieren und charakterisieren, aber auch Therapieerfolge dokumentieren und chronische Leberveränderungen visualisieren. In Zukunft gilt es, die Rolle der diffusionsgewichteten MRT, auch im Vergleich, aber insbesondere in Kombination mit der kontrastmittelunterstützten MRT der Leber für die Charakterisierung von Leberläsionen, für die Dokumentation von Therapieeffekten sowie chronischer Leberläsionen weiter zu evaluieren.

Neben ihrer Rolle bei hepatologischen und onkologischen Fragestellungen erscheint die diffusionsgewichtete MRT zudem bei entzündlichen Fragestellungen wie dem Morbus Crohn, sehr viel versprechend. Inwieweit die Diffusionsbildgebung Komplikationen des Morbus Crohn aufzeigen kann bzw. zur Unterscheidung von anderen entzündlichen Darmerkrankungen vorteilhaft ist, ist derzeit noch Gegenstand der Forschung.

Korrespondenzadresse

PD. Dr. C.J. Zech

Institut für Klinische Radiologie, Klinikum der Ludwig-Maximilians-Universität München, Campus Grosshadern, Marchioninistr. 15, 81377 München
Christoph.Zech@med.uni-muenchen.de

Interessenkonflikt. Der korrespondierende Autor gibt an, dass kein Interessenkonflikt besteht.

Literatur

1. Bammer R (2003) Basic principles of diffusion-weighted imaging. *Eur J Radiol* 45:169–184
2. Bruegel M, Gaa J, Waldt S et al (2008) Diagnosis of hepatic metastasis: comparison of respiration-triggered diffusion-weighted echo-planar MRI and five T2-weighted turbo spin-echo sequences. *AJR Am J Roentgenol* 191:1421–1429
3. Dietrich O (2008) Diffusion-weighted imaging and diffusion tensor imaging. In: Reiser MF, Semmler W, Hricak H (eds) *Magnetic resonance tomography*. Springer, Berlin Heidelberg New York, S 130–152
4. Dietrich O, Biffar A, Baur-Melnyk A et al (2010) Technical aspects of MR diffusion imaging of the body. *Eur Radiol* (in press)
5. Fiebach JB, Schellinger PD (2003) Modern magnetic resonance techniques in stroke. *Radiologe* 43:251–263
6. Huisman TA, Hawighorst H, Benoit CH et al (2001) Diffusion-weighted MRI: ischemic and traumatic injuries of the central nervous system. *Radiologe* 41:1038–1047
7. Hussain SM, De Becker J, Hop WC et al (2005) Can a single-shot black-blood T2-weighted spin-echo echo-planar imaging sequence with sensitivity encoding replace the respiratory-triggered turbo spin-echo sequence for the liver. An optimization and feasibility study. *J Magn Reson Imaging* 21:219–229
8. Ichikawa T, Haradome H, Hachiya J et al (1998) Diffusion-weighted MR imaging with a single-shot echo-planar sequence: detection and characterization of focal hepatic lesions. *AJR Am J Roentgenol* 170:397–402
9. Jaermann T, Pruessmann KP, Valavanis A (2006) Influence of SENSE on image properties in high-resolution single-shot echo-planar DTI. *Magn Reson Med* 55:335–342

10. Kamel IR, Liapi E, Reyes DK et al (2009) Unresectable hepatocellular carcinoma: serial early vascular and cellular changes after transarterial chemoembolization as detected with MR imaging. *Radiology* 466–473
11. Kim T, Murakami T, Takahashi S et al (1999) Diffusion-weighted single-shot echoplanar MR imaging for liver disease. *AJR Am J Roentgenol* 173:393–398
12. Kiryu S, Dodanuki K, Takao H et al (2009) Free-breathing diffusion-weighted imaging for the assessment of inflammatory activity in Crohn's disease. *J Magn Reson Imaging* 29:880–886
13. Koh DM, Collins DJ (2007) Diffusion-weighted MRI in the body: applications and challenges in oncology. *AJR Am J Roentgenol* 188:1622–1635
14. Koh DM, Brown G, Riddell AM et al (2008) Detection of colorectal hepatic metastases using MnDPDP MR imaging and diffusion-weighted imaging (DWI) alone and in combination. *Eur Radiol* 18:903–910
15. Lewin M, Poujol-Robert A, Boelle PY et al (2007) Diffusion-weighted magnetic resonance imaging for the assessment of fibrosis in chronic hepatitis C. *Hepatology* 46:658–665
16. Naganawa S, Sato C, Nakamura T et al (2005) Diffusion-weighted images of the liver: comparison of tumor detection before and after contrast enhancement with superparamagnetic iron oxide. *J Magn Reson Imaging* 21:836–840
17. Naganawa S, Kawai H, Fukatsu H (2005) Diffusion-weighted imaging of the liver: technical challenges and prospects for the future. *Magn Reson Med Sci* 31:175–186
18. Oto A, Zhu F, Kulkarni K et al (2009) Evaluation of diffusion-weighted MR imaging for detection of bowel inflammation in patients with Crohn's disease. *Acad Radiol* 16:597–603
19. Parikh T, Drew SJ, Lee VS et al (2008) Focal liver lesion detection and characterization with diffusion-weighted MR imaging: comparison with standard breath-hold-T2-weighted imaging. *Radiology* 246:812–822
20. Patterson DM, Padhani AR, Collins DJ (2008) Technology insight: water-diffusion MRI—a potential new biomarker of response to cancer therapy. *Nat Clin Pract Oncol* 5:220–233
21. Persigehl T, Heindl W, Bremer C (2008) Modern magnetic resonance procedures for assessing tumor response. *Radiologe* 48:863–870
22. Qayyum A (2009) Diffusion-weighted imaging in the abdomen and pelvis: concepts and applications. *Radiographics* 29:1797–1810
23. Riddell RH (2009) Pathology of idiopathic inflammatory bowel disease. In: Kirsner JB (ed) *Inflammatory bowel disease*. Saunders, Philadelphia, pp 427–452
24. Sharma U, Danishad KK, Seenu V et al (2009) Longitudinal study of the assessment by MRI and diffusion-weighted imaging of tumor response in patients with locally advanced breast cancer undergoing neoadjuvant chemotherapy. *NMR Biomed* 22:104–113
25. Takahara T, Imai Y, Yamashita T et al (2004) Diffusion-weighted whole body imaging with background body signal suppression (DWIBS): technical improvement using free breathing, STIR and high resolution 3D display. *Radiat Med* 22:275–282
26. Taouli B, Sandberg A, Stemmer A et al (2009) Diffusion-weighted imaging of the liver: comparison of navigator triggered and breath-hold acquisitions. *J Magn Reson Imaging* 30:561–568
27. Taouli B, Koh DM (2010) Diffusion-weighted MR imaging of the liver. *Radiology* 254:47–66
28. Thoeny HC, De Keyzer F, Vandecaveye V et al (2005) Effect of vascular targeting agent in rat tumor model: dynamic contrast-enhanced versus diffusion-weighted MR-imaging. *Radiology* 237:492–499
29. Thoeny HC, De Keyzer F (2007) Extracranial applications of diffusion-weighted magnetic resonance imaging. *Eur Radiol* 17:1385–1393
30. Vossen JA, Buijjs M, Liapi E et al (2008) Receiver operating characteristic analysis of diffusion-weighted magnetic resonance imaging in differentiating hepatic hemangioma from other hypervascular liver lesions. *J Comput Assist Tomogr* 32:750–756
31. Zech CJ, Schoenberg SO, Herrmann KA et al (2004) Modern visualization of the liver with MRT. Current trends and future perspectives. *Radiologe* 44:1160–1169
32. Zech CJ, Herrmann KA, Dietrich O et al (2008) Black-blood diffusion-weighted EPI acquisition of the liver with parallel imaging: comparison with a standard T2-weighted sequence for detection of focal liver lesions. *Invest Radiol* 43:261–266

Hirnschrittmacher gegen Epilepsie entwickelt

Eine neue Behandlungsmöglichkeit gegen Epilepsie wurde nun von Wissenschaftlern entwickelt. Die sogenannte Tiefe Hirnstimulation (THS) ist nach Expertenmeinung für Epilepsiepatienten geeignet, bei denen andere Therapien nicht helfen. Die THS ist seit August europaweit für die Behandlung zugelassen. Bei Bewegungsstörungen wie Parkinson, Dystonie oder Tremor ist sie bereits eine etablierte Methode.

Für diese Therapie werden operativ zwei hauchdünne Drähte im anterioren Thalamus verankert. Diese Elektroden werden an den Stimulator unterhalb des Schlüsselbeins des Patienten angeschlossen. Das Implantat kann jederzeit wieder entfernt werden und die Elektroden im Gehirn beschädigen das Gewebe nicht. Die Stimulation selbst erfolgt in einem festen Rhythmus: eine Minute Stimulation, fünf Minuten Pause, eine Minute Stimulation. Bemerken die Implantatträger an dem Auftreten einer Aura, dass ein Anfall bevorsteht, können sie einen „Notfall“-Knopf betätigen. Er dient zur sofortigen Stimulation, falls der Stimulator sich gerade in der fünfminütigen Pausenphase befindet. Die Wirkung der THS wurde in einer umfassenden Studie getestet, die zwei Jahre lang die Daten von Patienten mit therapieresistanter Epilepsie auswertete. Im Ergebnis wurde nachgewiesen, dass sich die Anzahl der Anfälle auf 38 Prozent reduzierte. Weiterhin zeigte sich, dass jeder zehnte Patient mindestens 6 Monate lang anfallsfrei war und jeder fünfte nur noch 10 Prozent der epileptischen Anfälle aufwies. Die Studie gibt Epilepsie-Patienten Hoffnung, bei denen andere chirurgische Eingriffe oder herkömmliche Medikamente bisher erfolglos verliefen.

Quelle: *Universitätsklinikum Tübingen, www.medizin.uni-tuebingen.de*