

Praktische Aspekte neuerer MRT-Techniken in der Neuroradiologie: Teil 1 – 3D, Dixon-Techniken und Artefaktreduktion

Practical Aspects of novel MRI Techniques in Neuroradiology: Part 1 – 3D Acquisitions, Dixon Techniques and Artefact Reduction

Autoren

Benedikt Sundermann^{1, 2, 3} , Benoit Billebaut^{3, 4}, Jochen Bauer³ , Catalin George Iacoban¹, Olga Alykova¹, Christoph Schülke⁵, Maïke Gerdes¹, Harald Kugel³, Sojan Neduvakkattu³, Holger Bösenberg¹, Christian Mathys^{1, 2, 6}

Institute

- 1 Institute of Radiology and Neuroradiology, Evangelisches Krankenhaus, Medical Campus University of Oldenburg, Germany
- 2 Research Center Neurosensory Science, University of Oldenburg, Germany
- 3 Clinic for Radiology, University Hospital Münster, Germany
- 4 School for Radiologic Technologists, University Hospital Münster, Germany
- 5 Radiologie Salzstraße, Münster, Germany
- 6 Department of Diagnostic and Interventional Radiology, University of Düsseldorf, Germany

Key words

MR-imaging, neuroradiology, 3D imaging, metal artefact reduction, movement artefact reduction, Dixon

eingereicht 31.08.2021

akzeptiert 05.03.2022

online publiziert 11.05.2022

Bibliografie

Fortschr Röntgenstr 2022; 194: 1100–1109

DOI 10.1055/a-1800-8692

ISSN 1438-9029

© 2022, Thieme. All rights reserved.

Georg Thieme Verlag KG, Rüdigerstraße 14,
70469 Stuttgart, Germany

Korrespondenzadresse

PD Dr. Benedikt Sundermann

Institut für Radiologie und Neuroradiologie, Evangelisches
Krankenhaus Oldenburg, Steinweg 13–17, 26122 Oldenburg,
Germany

Tel.: +49/4 41/2 36 97 54

benedikt.sundermann@uni-oldenburg.de



Zusätzliches Material finden Sie unter
<https://doi.org/10.1055/a-1800-8692>

ZUSAMMENFASSUNG

Hintergrund Neuere MR-Techniken ermöglichen es, gestiegene Anforderungen an Bildqualität zu erfüllen, Patienten trotz zu erwartender Artefakte zu untersuchen und neue Untersu-

chungsstrategien in der Neuroradiologie zu entwickeln. Dies sind unter anderem verbesserte 3D-Techniken, Methoden zur Verminderung von Bewegungs- und Metall-Artefakten und Dixon-Techniken.

Methode Narrative Übersichtsarbeit mit Fortbildungsschwerpunkt basierend auf aktueller Literaturrecherche und praktischen Erfahrungen verschiedener Berufsgruppen (ärztliches Personal, MTRA, MR-Physik/Technik) und mit Geräten unterschiedlicher Hersteller.

Ergebnisse und Schlussfolgerungen Unter den 3D-Turbo-Spin-Echo-Techniken fällt insbesondere die 3D FLAIR-Sequenz durch vielfältige Einsatzmöglichkeiten in Routineprotokollen auf. Neben der Erkennbarkeit kleinerer Läsionen ermöglicht sie eine präzisere Verlaufsbeurteilung und eine gute Erkennbarkeit auch extrazerebraler Läsionen. 3D-Sequenzen sind zunehmend etabliert zur Beurteilung arterieller Gefäßwände, der Liquorräume und peripherer Nerven. Weiterentwickelte hybrid-radiale Sequenzen ermöglichen ein breiteres Anwendungsspektrum zur Vermeidung von Bewegungsartefakten. Für die Verringerung von Suszeptibilitätsartefakten stehen nun mehrere unterschiedliche Optionen zur Verfügung, die möglichst gezielt eingesetzt werden sollten. Die neuen Techniken ermöglichen zum Teil gezielte Anpassungen zur Erzielung der gewünschten diagnostischen Aussagefähigkeit. Dixon-Techniken ermöglichen es, über eine homogene Fettsättigung in Übergangsregionen hinaus, mit einer Messung mehrere Bildkontraste zu erzielen.

Kernaussagen:

- 3D FLAIR des Gehirns kann 2D FLAIR meist ersetzen und ermöglicht genauere und breiter einsetzbare Untersuchungsprotokolle.
- Andere 3D-TSE-Sequenzen ersetzen für bestimmte Indikationen zunehmend 2D-TSE-Sequenzen.
- Die Weiterentwicklung von Artefaktreduktionstechniken vergrößert bei Bewegungsunruhe und bei Implantaten kontinuierlich das Potenzial für diagnostisch aussagefähige Untersuchungen.
- Dixon ermöglicht homogene Fettsättigung und erzielt gleichzeitig mehrere Bildkontraste.

Zitierweise

- Sundermann B, Billebaut B, Bauer J et al. Practical Aspects of novel MRI Techniques in Neuroradiology: Part 1 – 3D

ABSTRACT

Background Recently introduced MRI techniques offer improved image quality and facilitate examinations of patients even when artefacts are expected. They pave the way for novel diagnostic imaging strategies in neuroradiology. These methods include improved 3D imaging, movement and metal artefact reduction techniques as well as Dixon techniques.

Methods Narrative review with an educational focus based on current literature research and practical experiences of different professions involved (physicians, MRI technologists/radiographers, physics/biomedical engineering). Different hardware manufacturers are considered.

Results and Conclusions 3D FLAIR is an example of a versatile 3D Turbo Spin Echo sequence with broad applicability in routine brain protocols. It facilitates detection of smaller lesions and more precise measurements for follow-up imaging. It also offers high sensitivity for extracerebral lesions. 3D techniques are increasingly adopted for imaging arterial vessel walls, cerebrospinal fluid spaces and peripheral nerves. Improved hybrid-radial acquisitions are available for movement artefact reduction in a broad application spectrum. Novel susceptibility artefact reduction techniques for targeted application supplement previously established metal artefact reduction sequences. Most of these techniques can be further adapted to achieve the desired diagnostic performances. Dixon techniques allow for homogeneous fat suppression in transition areas and calculation of different image contrasts based on a single acquisition.

Einleitung

Mit neuen Geräte-Generationen haben Techniken in der Magnetresonanztomografie (MRT) eine „klinische Anwendungsreife“ erlangt, die Bildgebungs-Strategien derzeit grundlegend verändern. Hierzu zählen 3D-Techniken, neue Beschleunigungsverfahren, Methoden zur Artefaktreduktion und deren Kombinationsmöglichkeiten. Dies spiegelt sich auch in internationalen Konsensus-Empfehlungen für häufige Erkrankungen wider [1–6]. Wir möchten als Anwender¹ für Anwender verständlich die technischen Hintergründe dieser Verfahren erklären und Erfahrungen² aus dem klinischen Einsatz teilen. Dabei legen wir den Schwerpunkt auf diejenigen Verfahren, die sich derzeit am Übergang zu einem „breiten“ Routine-Einsatz befinden oder sich dafür besonders eignen. Für sogenannte „Advanced imaging“-Techniken, die Spezialindikationen vorbehalten sind, sei auf spezifische Literatur verwiesen [7]. Ein Ausblick im zweiten Teil dieses Reviews behandelt aussichtsreiche Techniken, die sich noch vor oder am Beginn eines klinischen Einsatzes befinden. In diesem ersten Teil werden 3D-, Dixon- und Artefaktreduktions-Techniken vorgestellt, in einem zweiten Teil vorwiegend neue Beschleunigungsverfahren und Anwendungen für verschiedene Körperregionen. Geeignete weiterführende Übersichtsliteratur mit methodischem Schwerpunkt, die die vorgestellten Techniken detaillierter illustrieren, haben wir separat gekennzeichnet.

Techniken

3D-Techniken

3D-Akquisitionstechniken bezeichnen die Aufnahme eines Volumendatensatzes mit annähernd isotroper Auflösung statt einzel-

ner Schichten. Während bei herkömmlicher 2D-Mehrschicht-Bildgebung Schichten einzeln angeregt werden und die Schichtdicke typischerweise deutlich größer ist als die Kantenlänge der Pixel in der Schichtebene, wird bei der 3D-Bildgebung ein dicker Block angeregt, der durch eine zweite Phasenkodierung in einzelne Schichten aufgelöst wird. Das erlaubt eine deutlich höhere räumliche Auflösung in diese dritte Raumrichtung, auch isotrope Voxel sind möglich [8]. 3D-Verfahren bieten sich dann an, wenn Läsionen im Verlauf reproduzierbar gemessen werden sollen, wenn ihre Lagebeziehung zu Nachbarstrukturen präzise bestimmt werden soll und wenn das Verteilungsmuster multipler Läsionen zu charakterisieren ist. Sie sind damit Voraussetzung für eine strukturierte Verlaufskontrolle von Läsionen unabhängig von der primären Schichtangulation und erlauben den Einsatz fortgeschrittener Bildanalysetechniken inkl. Bildregistrierung und sogenannter künstlicher Intelligenz. Darüber hinaus dienen sie beispielsweise der intraoperativen Navigation. Für die visuelle Befundung bieten sie den Vorteil multiplanarer Rekonstruktionen.

3D-Turbo-Spin-Echo (TSE)

Die Aufnahme eines großen Volumens mit höherer Auflösung ist bei Verwendung „konventioneller“ 3D-TSE-Techniken durch eine lange Messzeit und eine hohe spezifische Absorptionsrate (SAR) meist unrealistisch. Grund hierfür sind bei konventionellen TSE-Techniken [9] die zahlreichen 180°-Refokussierungs-Pulse. Neue modifizierte 3D-TSE-Techniken [8] begegnen diesen Problemen durch die Konstruktion langer Echozüge (hoher „Turbo-Faktor“) mit variablen niedrigeren Refokussierungswinkeln. Deren Abfolge ist so gewählt, dass der entstehende Bildkontrast demjenigen bei Verwendung multipler 180°-Pulse ähnelt. Der Kontrast beruht dabei vor allem auf stimulierten Echos [8]. Wichtig ist, bei Änderungen der Sequenzparameter die kontrastrelevante sogenannte „effektive“ Echozeit zu beachten [8]. Darüber hinaus verwenden diese Sequenzen kurze, räumlich nicht selektive Hochfrequenz-Pulse, die einen kurzen Echoabstand ermöglichen und damit die für die Akquisition eines großen Volumens erforderlichen langen Echozüge in klinisch akzeptabler Messzeit ermöglichen [8]. Außerdem setzen diese Verfahren Beschleunigungstechniken wie

- 1 Aus Gründen der besseren Lesbarkeit wird in diesem Artikel das generische Maskulinum verwendet. Sämtliche Personenbezeichnungen gelten gleichermaßen für alle Geschlechter (w/m/d).
- 2 Neben wissenschaftlicher Evidenz beinhaltet dieser Artikel in geringem Umfang auch Schilderungen praxisrelevanter Erfahrungen der Autoren in Bereichen, in denen keine wissenschaftliche Literatur existiert.

optimierte parallele Bildgebung [8] oder „compressed sensing“ (CS, s. Teil 2) ein. Herstellerbezeichnungen³ solcher Techniken sind z. B. *CUBE*, *VIEW/VISTA* und *SPACE*. Durch Verbesserungen der Homogenität und Messzeit haben sich diese modifizierten 3D-TSE-Techniken zunehmend als klinische Routine-Verfahren etabliert, z. B. als 3D Fluid Attenuated Inversion Recovery (FLAIR). Weiterführende Literatur: [8]

T2 FLAIR 3D

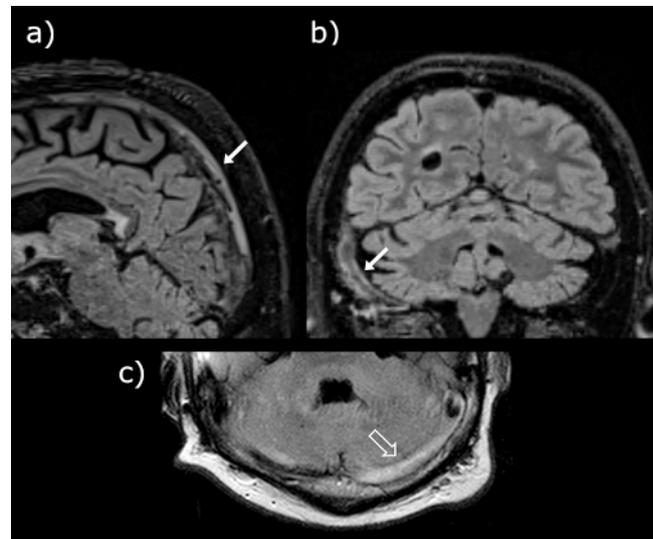
Technische Hintergründe und potenzielle Vorteile

FLAIR ist die zentrale Untersuchungstechnik zur Detektion und Kontrolle zerebraler Läsionen, z. B. bei Multipler Sklerose [1–3]. Die höhere Auflösung und Reformatierbarkeit bedingt die Hauptvorteile der 3D FLAIR gegenüber 2D FLAIR für dieses Anwendungsgebiet. Das Grundprinzip der zugrunde liegenden 3D TSE-Sequenzen mit variablen Refokussierungswinkeln ist im vorherigen Abschnitt beschrieben. Da 3D FLAIR-Techniken mit niedrigem Refokussierungswinkel zu ausgeprägten flussbedingten Signalauslöschungen („flow voids“) führen [8] und gleichzeitig kaum von hyperintensiven Flussartefakten beeinträchtigt sind [10, 11], können sie auch außerhalb des Hirnparenchyms breiter eingesetzt werden als 2D FLAIR, bedingt sogar zur Beurteilung venöser Gefäße (► **Abb. 1**). 3D FLAIR-Sequenzen scheinen verglichen mit konventionellen kartesischen 2D-TSE-Sequenzen relativ wenig anfällig für Bewegungsartefakte zu sein. Moderate Bewegungseffekte führen hier nicht zu Mehrfachkonturen oder Geisterbildern in Phasenkodierichtung, sondern zu einer relativ geringen Zunahme der allgemeinen Bildunschärfe.

In Kombination mit Fettsuppression könnte die 3D FLAIR ohne Verlängerung der Messzeit mögliche diagnostische Zusatzinformationen über extrakranielle oder knöcherne Läsionen in primär zerebralen Untersuchungsprotokollen erzielen. Daher eignet sich die 3D FLAIR in den meisten Fällen als indikationsübergreifender Ersatz für 2D FLAIR-Sequenzen und trägt durch die Unabhängigkeit von der Schichtorientierung zur Reduktion der Anzahl indikationsspezifischer MRT-Untersuchungsprotokolle des Gehirns bei. Weiterführende Literatur: [12]

Mögliche Limitationen

Einschränkungen der 3D FLAIR gegenüber 2D FLAIR sind nur in wenigen Indikationsbereichen beschrieben worden (z. B. Erkennung des sog. „ivy signs“ bei der Moya-Moya-Erkrankung [13]). Trotz der insgesamt geringen Anfälligkeit können Bewegungsartefakte sich teilweise als Signalfuktuationen darstellen (► **Abb. 2**), die beispielweise kortikale Läsionen imitieren. Bei 3T kann es bei älteren Geräten durch B1-Inhomogenitäten zu deutlichen



► **Abb. 1** 3D FLAIR bei 2 unterschiedlichen Patienten mit einer Sinusthrombose: **a** Sinus sagittalis superior, subakutes Stadium; **b** Sinus sigmoideus rechts, akutes Stadium. Der Thrombus zeigt sich durch das langstreckig fehlende „flow void“ im entsprechenden Gefäß (Pfeile). Die 3D FLAIR ist im Gegensatz zu **c** einer 2D FLAIR weniger anfällig für hyperintense Flussartefakte (offener Pfeil), die jedoch bei Hyperintensitäten in schmalen bzw. hypoplastischen Gefäßabschnitten bedacht werden sollten. Aufgrund des relativ seltenen Falls eines in T2w vollständig hypointensen Thrombus sollte die Beurteilung immer im Kontext mit den übrigen Sequenzen erfolgen.

chen Signalinhomogenitäten kommen [7], durch die zum Beispiel die Temporallappen unterschiedlich hell erscheinen. Dies kann beispielsweise die Beurteilbarkeit einer Autoimmunencephalitis beeinträchtigen. Hier existieren unseres Wissens keine direkten Einflussmöglichkeiten des Anwenders durch Auswahl von Messparametern. Die jeweilige Implementierung der Sequenz kann einen Einfluss haben und gegebenenfalls ist eine 2D FLAIR der 3D-Sequenz vorzuziehen.

Praktische Hinweise zur Anwendung

Geometrische Aspekte, die in der praktischen Routineanwendung zur Vermeidung von Artefakten und zur effizienteren Nutzung der 3D FLAIR beitragen können, sind in ► **Abb. 3** zusammengefasst. Für viele Läsionsarten haben die herstellerseitigen Sequenzen ein gutes Kontrast-Rausch-Verhältnis (CNR). Ursprünglich war vielfach das Signal-Rausch-Verhältnis (SNR) bestimmend für die Voreinstellungen. Während beispielsweise eine Sequenz mit längerer Repetitionszeit (TR) aufgrund der dabei erforderlichen weiteren Einstellungsanpassungen typischerweise zu einer Verminderung des SNR führt, nimmt dagegen in einem bestimmten Rahmen zunächst das CNR für Läsionen zu [14, 15]. Daher fordern beispielsweise Protokollempfehlungen für Gliome [4] eine TR von 6000 bis 10 000 ms. Diese ist bei älteren Implementationen zum Teil nicht mit akzeptabler Messzeit vereinbar. In Kombination mit neueren Beschleunigungstechniken können diese Empfehlungen aber berücksichtigt werden. Dabei ist eine geeignete Kombination von Repetitionszeit (TR), (effektiver) Echozeit (TE) und Inversionszeit

3 Zum Teil sind in diesem Artikel Handelsnamen zur Orientierung für den Anwender genannt, weil für MR-Techniken kein einheitliches Freinamen-Konzept wie in der Pharmakologie existiert. Akronyme, die primär den Charakter eines Produkt- bzw. Eigennamens haben, werden hier zur besseren Lesbarkeit im Gegensatz zu anderen Abkürzungen nicht ausgeführt. Dabei handelt es sich teilweise um Marken der jeweiligen Hersteller. Die Nennung spiegelt dabei zum Teil auch die praktischen Erfahrungen der Autoren wider. Insbesondere soll durch die Nennung kein spezifischer Hersteller und dessen Umsetzungen bevorzugt und keine entsprechenden Markenrechte berührt werden.



► **Abb. 2** 3D FLAIR (beschleunigt mit Compressed Sensing) bei einem Patienten mit moderat ausgeprägten Bewegungsartefakten. Diese führen in dieser Untersuchungstechnik zu kleinräumigen Signalfluktuations, die in Unkenntnis dieses Artefaktes kortikale Läsionen imitieren können (Beispiele durch Pfeile markiert).

(T1) nötig, um eine vollständige Unterdrückung des Liquorsignals zu erreichen [12]. Da keine gute Heuristik für die Bestimmung ihres geeigneten Verhältnisses existiert, empfiehlt es sich hier, diese Parameter basierend auf verschiedenen Voreinstellungen bzw. publizierten Kombinationen (z. B. [14, 16]) unter Berücksichtigung der Feldstärke auszuwählen, statt sie frei zu variieren. Der subjektive Bildeindruck der 3D FLAIR weicht von dem der 2D FLAIR-Sequenzen ab, sodass eine Eingewöhnungsphase zur sicheren Befundung sinnvoll ist.

Beispiele für weitere 3D-TSE-Techniken

Man kann die hohe „Flow void“-Anfälligkeit von 3D-TSE-Sequenzen bei reduziertem Refokussierungswinkel gezielt nutzen und damit bestimmte Flussphänomene mit T2-gewichteten Sequenzen erfassen [17]. T2-gewichtete 3D-TSE-Sequenzen ohne Liquorsuppression haben sich bislang jedoch nicht als vollwertiger Ersatz für 2D-T2-Sequenzen des Gehirns etabliert. Sie weisen einen veränderten Parenchymkontrast auf, der durch die langen Echozüge und Magnetisation-Transfer-Effekte der Refokussierungspulse bedingt ist [8]. Außerdem sind sie anfällig für Trunkations-Artefakte [18]. T2-TSE-Sequenzen werden häufig zur visuellen Einordnung anatomischer Details und zur Beurteilung der Läsionsmorphologie verwendet, für die eine hohe Auflösung innerhalb der Schicht vorteilhaft sein kann, wie sie primär 2D-Sequenzen bieten.

T1-gewichtete fettsupprimierte 3D-TSE-Sequenzen haben sich zuletzt als Standard für die Gefäßwandbildgebung etabliert [19, 20] und zunehmend 2D-„black blood“-Techniken ersetzt. Dies beruht darauf, dass diese Sequenzen einen ausgesprochenen „flow void“ aufweisen [8]. Obwohl zunächst bei 7,0 T und 3,0 T beschrieben [19], können nach Erfahrung der Autoren auch bei aktuellen 1,5 T-Geräten Bildqualitäten erreicht werden, die die Aussagefähigkeit vergleichbarer 2D-Techniken übersteigen (Beispiel-Parameter s. **Online-Tabelle 1**). Erfahrungsgemäß erfüllen Grundeinstellungen nicht immer die diagnostischen Anforderungen. So sollte insbesondere auf eine Auflösung im Sub-Millimeter-Bereich (ggf. unter Zuhilfenahme von Compressed Sensing) [21–24] und eine hinreichende Unterdrückung des fließenden Blutes (ggf. mit zusätzlichen Techniken wie einem Prä-Puls [25] und/oder Senkung des Refokussierungswinkels [8, 19]) geachtet werden. Weiterführende Literatur: [19]. Für die Parenchymdarstellung des Gehirns weisen diese T1-gewichteten Sequenzen ein gutes Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis für schrankengestörte Läsionen auf. Dessen ungeachtet können diese Sequenzen auch eine gute Mitbeurteilbarkeit extrakranieller Strukturen ermöglichen [26]. Es entstehen jedoch teilweise Artefakte durch langsamen Fluss [19] in oberflächlichen Venen und feldstärkeabhängige Unterschiede des Bildeindrucks.

3D-Gradientenecho

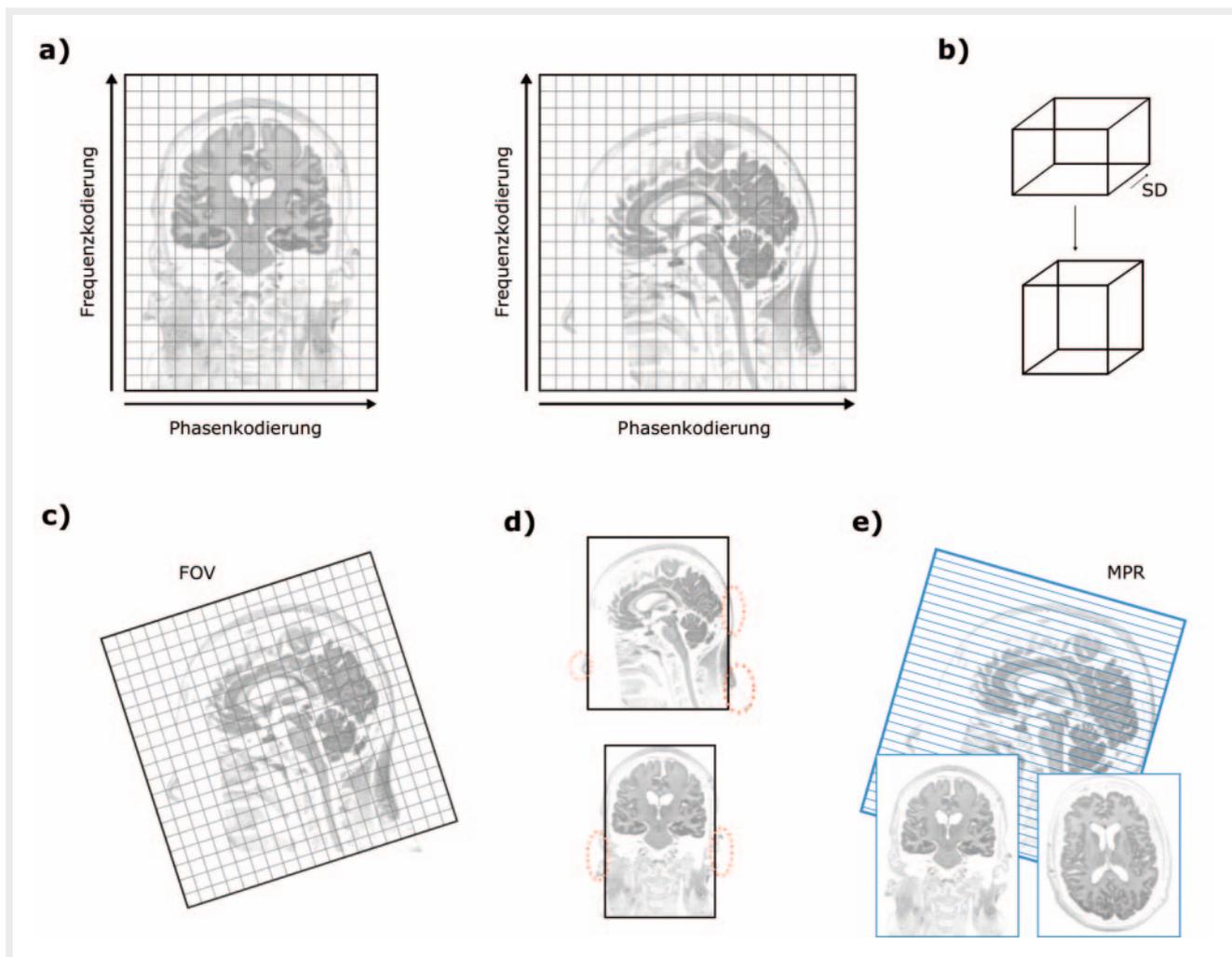
3D-Gradientenecho-Techniken sind bereits seit längerer Zeit im klinischen Routineeinsatz und sollen daher hier nicht vertiefend thematisiert werden. Beispiele sind T1-gewichtete Sequenzen mit Inversions-Präpuls (z. B. *MPRAGE* [27]) und suszeptibilitätsgewichtete Sequenzen (SWI) [28, 29]. SWI hat für die Bildgebung des Gehirns für entsprechende Indikationen T2*-gewichtete 2D-Sequenzen aufgrund höherer Sensitivität und Spezifität weitgehend abgelöst. Wir empfehlen hier für die spezifischere Beurteilung grundsätzlich auch Phasenbilder [29] zu rekonstruieren. Weiterführende Literatur zur SWI: [29]. Neuerungen bei 3D-Gradientenecho-Sequenzen ergeben sich zuletzt durch die Kombinationsmöglichkeiten mit Dixon-[30] und neueren Beschleunigungs-Techniken [31, 32].

Techniken zur Artefaktreduktion

Radiale Abtastungs-Techniken

Technische Hintergründe und potenzielle Vorteile

Techniken zur Reduktion von Bewegungsartefakten in 2D-Sequenzen sind unter Bezeichnungen wie *PROPELLER* [33], *MultivANE*, *JET*, *RADAR* und *BLADE* klinisch weit verbreitet [34–39]. Sie basieren auf der Aufnahme von kartesisch akquirierten Segmenten des k-Raumes mit nur wenigen Phasenkodierschritten, wobei die Segmente wie Speichen eines Rades angeordnet sind (radial-kartesische Trajektorien-Hybride). Das Zentrum des k-Raumes wird von jeder Speiche erfasst. Die Analyse der Differenz der gemittelten Signale und der individuellen Signale jeder einzelnen Speiche im Zentrum ermöglicht eine Korrektur von Bewegungen in der Schichtebene, sowohl Translation als auch Rotation, und bis zu einem gewissen Grad auch Bewegungen in Schichtrichtung [33]. Artefakte in Sequenzen mit radialer Abtastung, z. B. durch residuelles Aliasing, erscheinen oft in Form radial angeordneter Streifen. Dieser Bildeindruck ist



► **Abb. 3** Geometrischer Umgang mit 3D-Sequenzen des gesamten Gehirns (z. B. 3D FLAIR). **a** Aufgrund der 2 Phasenkodierrichtungen ist bei Untersuchungen des Gehirns eine primär sagittale Schichtorientierung – aufgrund der geringeren Zahl notwendiger Kodierschritte in links-rechts-Richtung – oft effizienter und vermeidet Einfaltungen. **b** Die Voreinstellungen der Hersteller verwenden teilweise eine nicht isotrope Auflösung (3 unterschiedliche Kantenlängen der Voxel, insbesondere eine etwas größer gewählte Schichtdicke, SD), um durch die geringere Zahl von Phasenkodierungen Zeit zu sparen. Da zur Befundung die Bilddaten primär transversal oder coronar rekonstruiert betrachtet werden, sind aber tatsächlich oder annähernd isotrope Voxel (3 gleiche Kantenlängen) vorteilhaft. Zur Erzeugung isotroper Voxel sind oft geringe Anpassungen der Akquisitions-Geometrie durch den Anwender empfehlenswert. Zusätzlich kann eine geringe **c** Kippung und **d** Anpassung der Größe des Field of View (FOV) und ggf. eine etwas gekippte Lagerung des Patienten nötig sein, um insbesondere bei Nutzung paralleler Bildgebungstechniken im Bildraum (z. B. SENSE) Einfaltungen, z. B. der Ohrmuscheln, in das Bildzentrum zu vermeiden, die Läsionen vortäuschen können und gleichzeitig effizient zu untersuchen. Um die Vorteile der 3D-Sequenzen für Vergleichbarkeit und automatisierte Auswertungen zu nutzen, ist empfehlenswert, dies als systematische Optimierung durchzuführen und nicht für jeden Patienten separat anzupassen. **e** Ein standardisiertes Vorgehen bei der Anfertigung der multiplanaren Rekonstruktionen (MPR), möglichst automatisiert, ist vorteilhaft.

auch durch das sogenannte „gridding“ bedingt, d. h. der Projektion der radial aufgenommenen Punkte im k-Raum auf die Punkte einer kartesischen Matrix, die dann zum Bild Fourier-transformiert wird. Solche Artefakte [39, 40] werden meist als weniger störend für die Befundung empfunden als Bewegungsartefakte bei rein kartesischer Abtastung. In letzter Zeit wurden die Bewegungskorrekturen durch neuere iterative Verfahren verbessert [41]. Die Grundidee, partiell radiale Sequenzen mit einer Bewegungskorrektur zu kombinieren, wurde nun auch auf T1-gewichtete 3D-Gradientenecho-Sequenzen übertragen. Beispiele dafür sind die Techniken wie *StarVIBE* [42–45] und *radial eTHRIVE* [46]. Nach unserer Erfahrung kann mit diesen Sequenzen über viele Patienten hinweg eine robuste

und artefaktarme Bildqualität erzielt werden. Weiterführende Literatur: [39]

Mögliche Limitationen

Gegenüber vergleichbaren rein kartesischen Techniken ist die in realistischer Messzeit erreichbare Auflösung geringer. T1-gewichtete radial-kartesische Sequenzen weisen bei visueller Beurteilung einen etwas geringeren Kontrast als vergleichbare, einfach kartesische Akquisitionstechniken auf, insbesondere für Gadolinium anreichernde Strukturen.

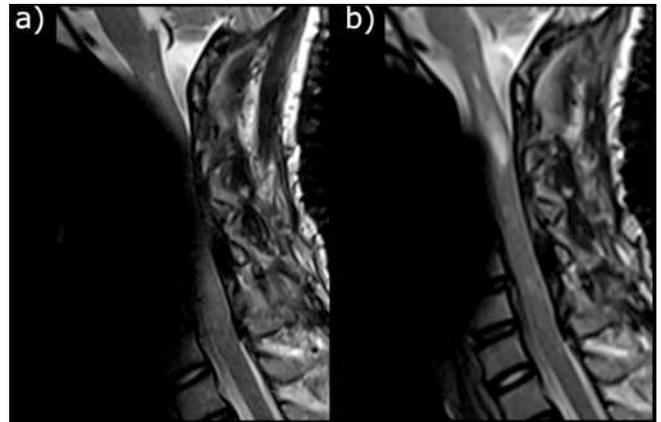
Praktische Hinweise zur Anwendung

Ein wichtiger Faktor zur Beeinflussung der Bildqualität ist die Anzahl der Speichen im k-Raum. Wird diese zu gering gewählt, nehmen die oben genannten Artefakte stark zu. Durch die Variation der Speichenanzahl ergibt sich die Möglichkeit, im Sinne einer nicht ganzzahligen Mittelung Messzeit und SNR moderat zu beeinflussen, sodass bei diesen Sequenzen primär die Anzahl der Speichen statt der Anzahl der Mittelungen modifiziert werden sollte. Artefakte entstehen außerdem durch Signalbeiträge von außerhalb des Field of View (FOV). Spulenelemente, die überwiegend außerhalb des FOV lokalisiert sind, sollten deshalb deaktiviert werden [47]. Eine transversale Schichtführung bietet potenziell Vorteile.

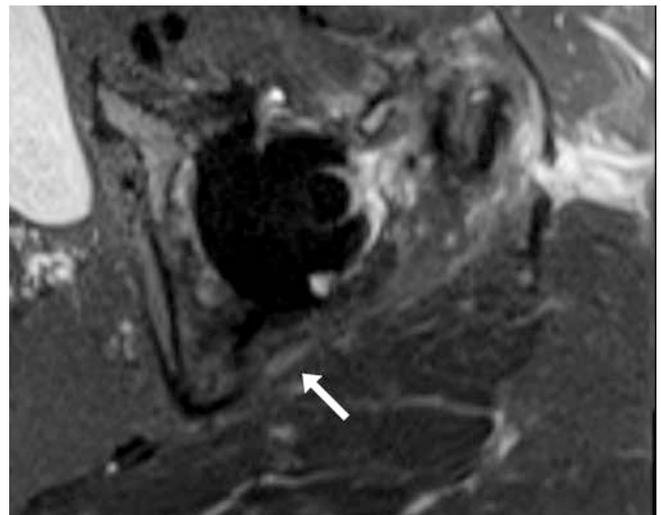
Reduktion von Metall- und sonstigen Suszeptibilitäts-Artefakten

Technische Hintergründe und potenzielle Vorteile

Metallische Implantate führen zu ausgeprägten lokalen Magnetfeldinhomogenitäten. Infolgedessen wird – neben weiteren Effekten – die lineare Beziehung zwischen Präzessionsfrequenz und räumlicher Position als Grundlage der Ortskodierung gestört. Neben Signalauslöschungen kommt es dadurch zu räumlichen Verzerrungen sowie „Signalverlust und Signalanhäufungen“, d. h. zu dunklen Arealen mit hellem Randbereich. Diese Verzerrungen treten sowohl innerhalb der Schicht in Ausleserichtung als auch senkrecht zur Schichtebene auf [48, 49]. Zu den bekannten Prinzipien der Metallartefaktreduktion (Beispiel in ► **Abb. 4**) zählen die Verwendung einer hohen Empfänger-Bandbreite (herstellerabhängig einem geringen „Water-fat-shift“ entsprechend), einer hohen Auflösung (inkl. dünner Schichten), die Bevorzugung von TSE-Sequenzen mit kurzem Echoabstand und paralleler Bildgebung, wenn möglich niedrigere Feldstärke, Verwendung weniger anfälliger Fettsättigungstechniken wie „Short Tau Inversion Recovery“ (STIR) und ggf. Dixon, sowie evtl. die Drehung des FOV und der Phasenkodierichtung, um die Richtung der maximalen Artefaktausdehnung zu beeinflussen [48, 50, 51]. Diese Prinzipien wurden zunächst um spezifische Sequenzen ergänzt, die die Suszeptibilitätsartefakte innerhalb der Schicht durch sogenanntes View Angle Tilting (VAT, z. B. O-MAR oder zum Teil im Rahmen von WARP) reduzieren. Hierbei wird während des Auslesens ein zusätzlicher Gradient in Schichtselektionsrichtung geschaltet. Dadurch werden Verzerrungen, die bei der Schichtselektion entstanden sind, ausgeglichen [48, 52]. In den vergangenen Jahren wurden ferner sogenannte multispektrale Techniken für die klinische Anwendung etabliert, die zusätzlich Artefakte von Schicht zu Schicht reduzieren [48–51]. Beim „slice-encoding for metal artifact correction“ (SEMAC) (► **Abb. 5**), das üblicherweise mit VAT kombiniert wird, erfolgt in Richtung des Schichtstapels zusätzlich eine Ortskodierung mittels Phasenkodierung. Dadurch können bei der Bildrekonstruktion räumliche Fehler durch das verzerrte Schichtprofil korrigiert werden [48, 53]. Bei der „multiacquisition with variable resonance image combination“ (MAVRIC) werden multiple dreidimensionale TSE-Datensätze mit diskreter Verschiebung der Sende- und Empfangsfrequenz akquiriert, aus denen im Rahmen der Rekonstruktion ein vollständiges Bild zusammenge-



► **Abb. 4** Effekt einer Metallartefaktreduktion an der Halswirbelsäule bei Anwesenheit einer Zahnsperre und zusätzlich Spondylodesematerial (außerhalb der abgebildeten Schicht): **a** Standard-T2-TSE mit nahezu vollständiger Artefaktüberlagerung des Spinalkanals auf Höhe der Läsion, **b** T2-TSE mit Kombination konventioneller Metallartefakt-Reduktionstechniken mit nahezu vollständiger Einsehbarkeit der Rückenmarksläsion.



► **Abb. 5** 2D-T2-STIR-Sequenz mit Metallartefaktreduktionstechnik SEMAC. Die Technik ermöglicht in diesem Beispiel die Beurteilung des N. ischiadicus (Pfeil), der dorsal der neu implantierten Hüftendoprothese verläuft.

setzt wird [54]. Ergänzend sei hier erwähnt, dass durch sog. Multi-shot-Techniken (z. B. *RESOLVE*) eine Reduktion von Suszeptibilitätsartefakten bei der diffusionsgewichteten Bildgebung erreicht werden kann [55]. Anders als bei den zuvor genannten Techniken beruht die geringere Anfälligkeit der Multi-shot-DWI jedoch lediglich auf verkürzten Echozügen im Vergleich zu Single-shot-Techniken und nicht auf einer eigentlichen Korrektur oder Unterdrückung von Suszeptibilitätsartefakten. Damit steht eine Auswahl gut implementierter Sequenzen für die meisten Körperregionen zur Verfügung. Weiterführende Literatur: [48, 49]

Mögliche Limitationen

Sequenzen zur Metallartefaktreduktion weisen eine deutlich verlängerte Messzeit, vermindertes SNR [48] und eine erhöhte spezifische Absorptionsrate (SAR) [49] auf. Zu beachten ist, dass die erhöhte SAR bei kritischen Implantaten das Risiko einer zu hohen Erwärmung des Implantats vergrößert. Die Verlängerung der Messzeit kann jedoch mit modernen Beschleunigungsverfahren, z. B. CS für SEMAC [56] und MAVRIC [57] sowie simultane Mehrschicht-Bildgebung für RESOLVE DWI [58] kompensiert werden. Beim VAT entsteht eine Unschärfe in Ausleserichtung [48]. Unschärfen bei spezifischer Metallartefaktreduktion wurden als Argument angeführt, für die hochaufgelöste periphere MR-Neurografie vorwiegend nur konventionelle Modifikationen zur Artefaktreduktion zu verwenden [59], wenn die Ausdehnung der Artefakte dadurch hinreichend reduziert werden kann.

Praktische Hinweise zur Anwendung

Aufgrund der genannten Limitationen sollten diese Sequenzen nicht pauschal bei metallischen Implantaten im Untersuchungsgebiet eingesetzt werden. Vielmehr können einzelne dieser Sequenzen gezielt eingesetzt werden, um Details im unmittelbaren Einflussbereich der Artefakte zu beurteilen.

Dixon-Techniken

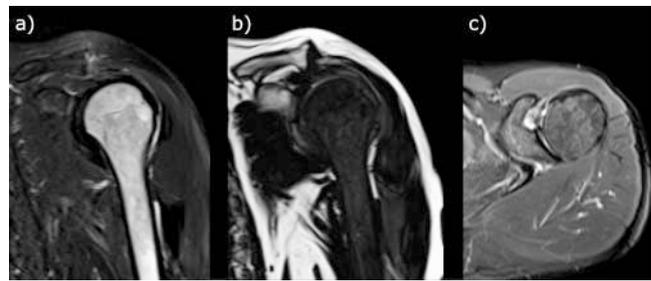
Technische Hintergründe und potenzielle Vorteile

Dixon-Techniken (z. B. *Dixon*, *mDixon*, *IDEAL*, *Flex* oder *WFOP*) ermöglichen insbesondere eine relativ homogene Fettsuppression sowie die Akquisition von fettgesättigten und nicht fettgesättigten Bildern in nur einer Aufnahme. Sie können mit verschiedenen Sequenztypen (z. B. TSE oder Gradienten-Echo, 2D und 3D) und Wichtungen (z. B. T1, T2, PD) kombiniert werden und damit für unterschiedliche Ziele verwendet werden [30].

Obwohl Dixon-Techniken bereits in den 1980er und 1990er Jahren entwickelt [60] und mehrfach weiterentwickelt wurden [61–63], haben sie erst mit neuerer Hard- und Software Einzug in die klinische Anwendung gehalten. Sie nutzen die Eigenschaft, dass Fett- und Wasser-Protonen mit einer leicht unterschiedlichen Frequenz präzedieren [30, 63], sodass abhängig von der TE In- und Gegen-Phase-Bedingungen bestehen. Bei Dixon-Techniken erfolgen 2 (oder mehrere) Teilmessungen mit unterschiedlichen Echozeiten. Im Rahmen der Bildrekonstruktion können hieraus neben den In- und Gegen-Phase-Bildern auch reine Fett- („F“) und Wasser („W“) -Bilder berechnet werden. Die Fettunterdrückung erfolgt hier also nicht als eine primäre Sättigung, sondern durch Nachverarbeitung [30]. Weiterführende Literatur: [30]

Mögliche Limitationen

Die zu erwartenden Artefakte unterscheiden sich gegenüber anderen Fettsuppressionstechniken. Typisch ist ein sogenannter „Fett-Wasser-Swap“: Bei der rechnerischen Trennung von Wasser- und Fettsignal kann es dazu kommen, dass statt des Wasser-Bildes in Bildausschnitten oder dem gesamten Bild tatsächlich die Fett-Signale dargestellt werden und umgekehrt [30, 64]. Ein partieller Swap kann anatomischen Strukturen folgen und ist dann möglicherweise relativ schwer, am ehesten unter Zuhilfenahme



► **Abb. 6** Swap-Artefakt in einer T2-TSE-Sequenz in Dixon-Technik. In diesem Fall erfolgte im Rahmen der Rekonstruktion der Fett- und Wasser-Bilder eine Fehlzuordnung von Geweben in Teilen des Bildes: Im eigentlichen Wasser-Bild **a** erscheint der Markraum des Humerus fälschlicherweise hyperintens, im eigentlich Fett-Bild **b** hypointens. Der Verdacht auf ein Artefakt entsteht dadurch, dass auch das unmittelbar lateral an den Humerus angrenzende Gewebe ein scharf begrenzt verändertes Signal aufweist. Eine ergänzend durchgeführte T2-STIR-Sequenz **c** kann die Signalveränderungen eindeutig als Artefakt einordnen. Wie in diesem Bildbeispiel können Swap-Artefakte in seltenen Fällen anatomischen Konturen folgen. Deutlich häufiger betreffen sie jedoch das gesamte Bild oder wie ausgestanzt erscheinende Bildausschnitte angrenzend an Suszeptibilitätsartefakte.

aller berechneten Bildserien erkennbar (► **Abb. 6**). Dixon-Techniken sind in ihrer Reinform stark anfällig für Inhomogenitäten des Hauptmagnetfeldes. Weiterentwicklungen, die die heutigen Eigenschaften von Dixon-Techniken bestimmen, machen sie am Ende allerdings gerade wenig anfällig für solche Magnetfeldinhomogenitäten [63]. Gegenüber konventionellen TSE-Sequenzen dauern Dixon-TSE-Techniken etwas länger bzw. weisen ein etwas schlechteres SNR auf [30], können jedoch ein sehr guter Kompromiss sein.

Praktische Hinweise zur Anwendung

Da die einzelnen zu berechnenden Bilder typischerweise vor der Messung ausgewählt werden, kann es sinnvoll sein, alle denkbaren Bilder aus den Daten zu berechnen, aber zur Erhaltung der Übersichtlichkeit nur die für die Befundung primär relevanten Bilder im PACS zu verwenden (z. B. In-Phase und Wasser-Bild). Die Dixon-Technik kann mit unterschiedlichen Sequenzen und Gewichtungen kombiniert werden. Daher variiert der Bildkontrast bei Dixon-Techniken sehr stark. Auch auftretende Artefakte sind meist mehr auf die Basissequenz als auf das Dixon-Modul zurückzuführen.

Dixon-Techniken eignen sich vor allem für anatomische Übergangsbereiche (z. B. Hals/Thorax [65–67]) und Regionen angrenzend an lufthaltige Räume (z. B. Orbita [26]). Sie sind außerdem relativ robust im Bereich von metallischen Implantaten, wobei STIR hier weiterhin überlegen ist [30]. Allerdings beruht die STIR-Fettunterdrückung auf der kurzen T1-Zeit von Fett und kann daher auch fettfreie Läsionen nach KM-Aufnahme unterdrücken [68], demgegenüber hat die Fettunterdrückung mittels der DIXON-Technik den Vorteil, dass sie auf dem Frequenzunterschied von Wasser und Fett beruht und von T1 unabhängig ist. T2-gewichtete Dixon-Techniken mit 2D-TSE-Sequenzen können STIR in vielen Fällen ersetzen und weisen dabei ein besseres SNR auf [30].

Schlussfolgerung

3D-Techniken ermöglichen die Anfertigung multiplanarer Rekonstruktionen und verbessern die Erkennbarkeit kleiner Läsionen. Sie sind Voraussetzung für strukturierte Messungen inkl. automatisierter Auswertungsverfahren. Insbesondere neuere 3D-TSE-Techniken wie 3D FLAIR und 3D-T1w-TSE zur Gefäßwandbildung eignen sich mittlerweile für den klinischen Routineeinsatz. Methoden zur Reduktion von Bewegungs- und Metall-Artefakten unterliegen einer kontinuierlichen Weiterentwicklung. Dixon-Techniken ermöglichen eine homogene Fettsuppression. Weitere Techniken und Implikationen für verschiedene Anteile des Nervensystems werden in einem zweiten Teil besprochen.

Interessenkonflikt

Christian Mathys: Beratung und Vortragstätigkeit für die Firma Siemens im Namen des Arbeitgebers (Evangelisches Krankenhaus Oldenburg). Die anderen Autorinnen/Autoren geben an, dass kein Interessenkonflikt besteht.

Literatur

- [1] Rovira A, Wattjes MP, Tintore M et al. Evidence-based guidelines: MAGNIMS consensus guidelines on the use of MRI in multiple sclerosis-clinical implementation in the diagnostic process. *Nat Rev Neurol* 2015; 11: 471–482. doi:10.1038/nrneurol.2015.106
- [2] Filippi M, Preziosa P, Banwell BL et al. Assessment of lesions on magnetic resonance imaging in multiple sclerosis: practical guidelines. *Brain* 2019; 142: 1858–1875. doi:10.1093/brain/awz144
- [3] Traboulsee A, Simon JH, Stone L et al. Revised Recommendations of the Consortium of MS Centers Task Force for a Standardized MRI Protocol and Clinical Guidelines for the Diagnosis and Follow-Up of Multiple Sclerosis. *AJNR Am J Neuroradiol* 2016; 37: 394–401. doi:10.3174/ajnr.A4539
- [4] Ellingson BM, Bendszus M, Boxerman J et al. Consensus recommendations for a standardized Brain Tumor Imaging Protocol in clinical trials. *Neuro Oncol* 2015; 17: 1188–1198. doi:10.1093/neuonc/nov095
- [5] Kaufmann TJ, Smits M, Boxerman J et al. Consensus recommendations for a standardized brain tumor imaging protocol for clinical trials in brain metastases. *Neuro Oncol* 2020; 22: 757–772. doi:10.1093/neuonc/noaa030
- [6] Wattjes MP, Ciccarelli O, Reich DS et al. 2021 MAGNIMS-CMSC-NAIMS consensus recommendations on the use of MRI in patients with multiple sclerosis. *Lancet Neurol* 2021; 20: 653–670. doi:10.1016/S1474-4422(21)00095-8
- [7] Viallon M, Cuvinciu V, Delattre B et al. State-of-the-art MRI techniques in neuroradiology: principles, pitfalls, and clinical applications. *Neuroradiology* 2015; 57: 441–467. doi:10.1007/s00234-015-1500-1
- [8] Mugler JP 3rd. Optimized three-dimensional fast-spin-echo MRI. *J Magn Reson Imaging* 2014; 39: 745–767. doi:10.1002/jmri.24542
- [9] Hennig J, Nauerth A, Friedburg H. RARE imaging: a fast imaging method for clinical MR. *Magn Reson Med* 1986; 3: 823–833. doi:10.1002/mrm.1910030602
- [10] Chagla GH, Busse RF, Sydnor R et al. Three-dimensional fluid attenuated inversion recovery imaging with isotropic resolution and nonselective adiabatic inversion provides improved three-dimensional visualization and cerebrospinal fluid suppression compared to two-dimensional flair at 3 tesla. *Invest Radiol* 2008; 43: 547–551. doi:10.1097/RLI.0b013e3181814d28
- [11] Kallmes DF, Hui FK, Mugler JP et al. Suppression of cerebrospinal fluid and blood flow artifacts in FLAIR MR imaging with a single-slab three-dimensional pulse sequence: initial experience. *Radiology* 2001; 221: 251–255. doi:10.1148/radiol.2211001712
- [12] Saranathan M, Worters PW, Rettmann DW et al. Physics for clinicians: Fluid-attenuated inversion recovery (FLAIR) and double inversion recovery (DIR) Imaging. *J Magn Reson Imaging* 2017; 46: 1590–1600. doi:10.1002/jmri.25737
- [13] Kakeda S, Korogi Y, Hiai Y et al. Pitfalls of 3D FLAIR brain imaging: a prospective comparison with 2D FLAIR. *Acad Radiol* 2012; 19: 1225–1232. doi:10.1016/j.acra.2012.04.017
- [14] Lecler A, Bouzad C, Deschamps R et al. Optimizing 3D FLAIR to detect MS lesions: pushing past factory settings for precise results. *J Neurol* 2019; 266: 2786–2795. doi:10.1007/s00415-019-09490-y
- [15] Lecler A, El Sanharawi I, El Methni J et al. Improving Detection of Multiple Sclerosis Lesions in the Posterior Fossa Using an Optimized 3D-FLAIR Sequence at 3T. *AJNR Am J Neuroradiol* 2019; 40: 1170–1176. doi:10.3174/ajnr.A6107
- [16] Polak P, Magnano C, Zivadinov R et al. 3D FLAIRE: 3D fluid attenuated inversion recovery for enhanced detection of lesions in multiple sclerosis. *Magn Reson Med* 2012; 68: 874–881. doi:10.1002/mrm.23289
- [17] Algin O, Turkbey B. Evaluation of aqueductal stenosis by 3D sampling perfection with application-optimized contrasts using different flip angle evolutions sequence: preliminary results with 3T MR imaging. *AJNR Am J Neuroradiol* 2012; 33: 740–746. doi:10.3174/ajnr.A2833
- [18] Levy LM, Di Chiro G, Brooks RA et al. Spinal cord artifacts from truncation errors during MR imaging. *Radiology* 1988; 166: 479–483. doi:10.1148/radiology.166.2.3336724
- [19] Lindenholz A, van der Kolk AG, Zwanenburg JJM et al. The Use and Pitfalls of Intracranial Vessel Wall Imaging: How We Do It. *Radiology* 2018; 286: 12–28. doi:10.1148/radiol.2017162096
- [20] Leao DJ, Agarwal A, Mohan S et al. Intracranial vessel wall imaging: applications, interpretation, and pitfalls. *Clin Radiol* 2020; 75: 730–739. doi:10.1016/j.crad.2020.02.006
- [21] Zhu C, Tian B, Chen L et al. Accelerated whole brain intracranial vessel wall imaging using black blood fast spin echo with compressed sensing (CS-SPACE). *MAGMA* 2018; 31: 457–467. doi:10.1007/s10334-017-0667-3
- [22] Guggenberger K, Krafft AJ, Ludwig U et al. High-resolution Compressed-sensing T1 Black-blood MRI: A New Multipurpose Sequence in Vascular Neuroimaging? *Clin Neuroradiol* 2019. doi:10.1007/s00062-019-00867-0
- [23] Park CJ, Cha J, Ahn SS et al. Contrast-Enhanced High-Resolution Intracranial Vessel Wall MRI with Compressed Sensing: Comparison with Conventional T1 Volumetric Isotropic Turbo Spin Echo Acquisition Sequence. *Korean J Radiol* 2020; 21: 1334–1344. doi:10.3348/kjr.2020.0128
- [24] Okuchi S, Fushimi Y, Okada T et al. Visualization of carotid vessel wall and atherosclerotic plaque: T1-SPACE vs. compressed sensing T1-SPACE. *Eur Radiol* 2019; 29: 4114–4122. doi:10.1007/s00330-018-5862-8
- [25] Cho SJ, Jung SC, Suh CH et al. High-resolution magnetic resonance imaging of intracranial vessel walls: Comparison of 3D T1-weighted turbo spin echo with or without DANTE or iMSDE. *PLoS One* 2019; 14: e0220603. doi:10.1371/journal.pone.0220603
- [26] Riederer I, Sollmann N, Muhlau M et al. Gadolinium-Enhanced 3D T1-Weighted Black-Blood MR Imaging for the Detection of Acute Optic Neuritis. *AJNR Am J Neuroradiol* 2020. doi:10.3174/ajnr.A6807
- [27] Mugler JP 3rd, Brookeman JR. Three-dimensional magnetization-prepared rapid gradient-echo imaging (3D MP RAGE). *Magn Reson Med* 1990; 15: 152–157. doi:10.1002/mrm.1910150117
- [28] Haacke EM, Xu Y, Cheng YC et al. Susceptibility weighted imaging (SWI). *Magn Reson Med* 2004; 52: 612–618. doi:10.1002/mrm.20198

- [29] Liu S, Buch S, Chen Y et al. Susceptibility-weighted imaging: current status and future directions. *NMR Biomed* 2017; 30. doi:10.1002/nbm.3552
- [30] Guerini H, Omoumi P, Guichoux F et al. Fat Suppression with Dixon Techniques in Musculoskeletal Magnetic Resonance Imaging: A Pictorial Review. *Semin Musculoskelet Radiol* 2015; 19: 335–347. doi:10.1055/s-0035-1565913
- [31] Feng L, Benkert T, Block KT et al. Compressed sensing for body MRI. *J Magn Reson Imaging* 2017; 45: 966–987. doi:10.1002/jmri.25547
- [32] Conklin J, Longo MGF, Cauley SF et al. Validation of Highly Accelerated Wave-CAIPI SWI Compared with Conventional SWI and T2*-Weighted Gradient Recalled-Echo for Routine Clinical Brain MRI at 3T. *AJNR Am J Neuroradiol* 2019; 40: 2073–2080. doi:10.3174/ajnr.A6295
- [33] Pipe JG. Motion correction with PROPELLER MRI: application to head motion and free-breathing cardiac imaging. *Magn Reson Med* 1999; 42: 963–969. doi:10.1002/(sici)1522-2594(199911)42:5<963::aid-mrm17>3.0.co;2-l
- [34] Finkenzeller T, Wendl CM, Lenhart S et al. BLADE Sequences in Transverse T2-weighted MR Imaging of the Cervical Spine. Cut-off for Artefacts? *Rofo* 2015; 36: 102–108. doi:10.1055/s-0034-1385179
- [35] Alibek S, Adamietz B, Cavallaro A et al. Contrast-enhanced T1-weighted fluid-attenuated inversion-recovery BLADE magnetic resonance imaging of the brain: an alternative to spin-echo technique for detection of brain lesions in the unsedated pediatric patient? *Acad Radiol* 2008; 15: 986–995. doi:10.1016/j.acra.2008.03.009
- [36] Mavroidis P, Giankou E, Tsirikla A et al. Brain imaging: Comparison of T1W FLAIR BLADE with conventional T1W SE. *Magn Reson Imaging* 2017; 37: 234–242. doi:10.1016/j.mri.2016.12.007
- [37] Vertinsky AT, Rubesova E, Krasnokutsky MV et al. Performance of PROPELLER relative to standard FSE T2-weighted imaging in pediatric brain MRI. *Pediatr Radiol* 2009; 39: 1038–1047. doi:10.1007/s00247-009-1292-8
- [38] Lavdas E, Mavroidis P, Kostopoulos S et al. Reduction of motion, truncation and flow artifacts using BLADE sequences in cervical spine MR imaging. *Magn Reson Imaging* 2015; 33: 194–200. doi:10.1016/j.mri.2014.10.014
- [39] Zaitsev M, Maclaren J, Herbst M. Motion artifacts in MRI: A complex problem with many partial solutions. *J Magn Reson Imaging* 2015; 42: 887–901. doi:10.1002/jmri.24850
- [40] Glover GH, Pauly JM. Projection reconstruction techniques for reduction of motion effects in MRI. *Magn Reson Med* 1992; 28: 275–289. doi:10.1002/mrm.1910280209
- [41] Lee S-J, Yu S-M. The image evaluation of iterative motion correction reconstruction algorithm PROPELLER T2-weighted imaging compared with MultiVane T2-weighted imaging. *Journal of the Korean Physical Society* 2017; 71: 238–243. doi:10.3938/jkps.71.238
- [42] Bangiyev L, Raz E, Block TK et al. Evaluation of the orbit using contrast-enhanced radial 3D fat-suppressed T1 weighted gradient echo (Radial-VIBE) sequence. *Br J Radiol* 2015; 88: 20140863. doi:10.1259/bjr.20140863
- [43] Wu X, Raz E, Block TK et al. Contrast-enhanced radial 3D fat-suppressed T1-weighted gradient-recalled echo sequence versus conventional fat-suppressed contrast-enhanced T1-weighted studies of the head and neck. *Am J Roentgenol* 2014; 203: 883–889. doi:10.2214/Am J Roentgenol.13.11729
- [44] Chandarana H, Block KT, Winfeld MJ et al. Free-breathing contrast-enhanced T1-weighted gradient-echo imaging with radial k-space sampling for paediatric abdominopelvic MRI. *Eur Radiol* 2014; 24: 320–326. doi:10.1007/s00330-013-3026-4
- [45] Chandarana H, Block TK, Rosenkrantz AB et al. Free-breathing radial 3D fat-suppressed T1-weighted gradient echo sequence: a viable alternative for contrast-enhanced liver imaging in patients unable to suspend respiration. *Invest Radiol* 2011; 46: 648–653. doi:10.1097/RLI.0b013e31821ee45
- [46] Hedderich DM, Weiss K, Spiro JE et al. Clinical Evaluation of Free-Breathing Contrast-Enhanced T1w MRI of the Liver using Pseudo Golden Angle Radial k-Space Sampling. *Rofo* 2018; 190: 601–609. doi:10.1055/s-0044-101263
- [47] Xue Y, Yu J, Kang HS et al. Automatic coil selection for streak artifact reduction in radial MRI. *Magn Reson Med* 2012; 67: 470–476. doi:10.1002/mrm.23023
- [48] Dillenseger JP, Moliere S, Choquet P et al. An illustrative review to understand and manage metal-induced artifacts in musculoskeletal MRI: a primer and updates. *Skeletal Radiol* 2016; 45: 677–688. doi:10.1007/s00256-016-2338-2
- [49] Talbot BS, Weinberg EP. MR Imaging with Metal-suppression Sequences for Evaluation of Total Joint Arthroplasty. *Radiographics* 2016; 36: 209–225. doi:10.1148/rg.2016150075
- [50] Khodarahmi I, Isaac A, Fishman EK et al. Metal About the Hip and Artifact Reduction Techniques: From Basic Concepts to Advanced Imaging. *Semin Musculoskelet Radiol* 2019; 23: e68–e81. doi:10.1055/s-0039-1687898
- [51] Jungmann PM, Agten CA, Pfirrmann CW et al. Advances in MRI around metal. *J Magn Reson Imaging* 2017; 46: 972–991. doi:10.1002/jmri.25708
- [52] Cho ZH, Kim DJ, Kim YK. Total inhomogeneity correction including chemical shifts and susceptibility by view angle tilting. *Med Phys* 1988; 15: 7–11. doi:10.1118/1.596162
- [53] Lu W, Pauly KB, Gold GE et al. SEMAC: Slice Encoding for Metal Artifact Correction in MRI. *Magn Reson Med* 2009; 62: 66–76. doi:10.1002/mrm.21967
- [54] Koch KM, Lorbieck JE, Hinks RS et al. A multispectral three-dimensional acquisition technique for imaging near metal implants. *Magn Reson Med* 2009; 61: 381–390. doi:10.1002/mrm.21856
- [55] Porter DA, Heidemann RM. High resolution diffusion-weighted imaging using readout-segmented echo-planar imaging, parallel imaging and a two-dimensional navigator-based reacquisition. *Magn Reson Med* 2009; 62: 468–475. doi:10.1002/mrm.22024
- [56] Fritz J, Ahlawat S, Demehri S et al. Compressed Sensing SEMAC: 8-fold Accelerated High Resolution Metal Artifact Reduction MRI of Cobalt-Chromium Knee Arthroplasty Implants. *Invest Radiol* 2016; 51: 666–676. doi:10.1097/RLI.0000000000000317
- [57] Worters PW, Sung K, Stevens KJ et al. Compressed-sensing multispectral imaging of the postoperative spine. *J Magn Reson Imaging* 2013; 37: 243–248. doi:10.1002/jmri.23750
- [58] Frost R, Jezzard P, Douaud G et al. Scan time reduction for readout-segmented EPI using simultaneous multislice acceleration: Diffusion-weighted imaging at 3 and 7 Tesla. *Magn Reson Med* 2015; 74: 136–149. doi:10.1002/mrm.25391
- [59] Ahlawat S, Stern SE, Belzberg AJ et al. High-resolution metal artifact reduction MR imaging of the lumbosacral plexus in patients with metallic implants. *Skeletal Radiol* 2017; 46: 897–908. doi:10.1007/s00256-017-2630-9
- [60] Dixon WT. Simple proton spectroscopic imaging. *Radiology* 1984; 153: 189–194. doi:10.1148/radiology.153.1.6089263
- [61] Glover GH, Schneider E. Three-point Dixon technique for true water/fat decomposition with B0 inhomogeneity correction. *Magn Reson Med* 1991; 18: 371–383. doi:10.1002/mrm.1910180211
- [62] Hardy PA, Hinks RS, Tkach JA. Separation of fat and water in fast spin-echo MR imaging with the three-point Dixon technique. *J Magn Reson Imaging* 1995; 5: 181–185. doi:10.1002/jmri.1880050213
- [63] Ma J. Dixon techniques for water and fat imaging. *J Magn Reson Imaging* 2008; 28: 543–558. doi:10.1002/jmri.21492
- [64] Romu T, Dahlstrom N, Leinhard OD et al. Robust water fat separated dual-echo MRI by phase-sensitive reconstruction. *Magn Reson Med* 2017; 78: 1208–1216. doi:10.1002/mrm.26488

- [65] Gaddikeri S, Mossa-Basha M, Andre JB et al. Optimal Fat Suppression in Head and Neck MRI: Comparison of Multipoint Dixon with 2 Different Fat-Suppression Techniques, Spectral Presaturation and Inversion Recovery, and STIR. *AJNR Am J Neuroradiol* 2018; 39: 362–368. doi:10.3174/ajnr.A5483
- [66] Wendl CM, Eiglsperger J, Dendl LM et al. Fat suppression in magnetic resonance imaging of the head and neck region: is the two-point DIXON technique superior to spectral fat suppression? *Br J Radiol* 2018; 91: 20170078. doi:10.1259/bjr.20170078
- [67] Ma J, Jackson EF, Kumar AJ et al. Improving fat-suppressed T2-weighted imaging of the head and neck with 2 fast spin-echo dixon techniques: initial experiences. *AJNR Am J Neuroradiol* 2009; 30: 42–45. doi:10.3174/ajnr.A1132
- [68] Krinsky G, Rofsky NM, Weinreb JC. Nonspecificity of short inversion time inversion recovery (STIR) as a technique of fat suppression: pitfalls in image interpretation. *Am J Roentgenol* 1996; 166: 523–526. doi:10.2214/ajr.166.3.8623620