

Praktische Aspekte neuerer MRT-Techniken in der Neuroradiologie: Teil 2 – Beschleunigungsverfahren und Regionen-spezifische Implikationen

Practical Aspects of novel MRI Techniques in Neuroradiology: Part 2 – Acceleration Methods and Implications for Individual Regions

Autoren

Benedikt Sundermann^{1, 2, 3}, Benoit Billebaut^{3, 4}, Jochen Bauer³, Catalin George Iacoban¹, Olga Alykova¹, Christoph Schülke⁵, Maike 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, compressed sensing, simultaneous multi-slice, MRI protocols

eingereicht 31.08.2021

akzeptiert 05.03.2022

online publiziert 07.07.2022

Bibliografie

Fortschr Röntgenstr 2022; 194: 1195–1203

DOI 10.1055/a-1800-8789

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.: +49/441/2369754

benedikt.sundermann@uni-oldenburg.de

 Ergänzendes Material finden Sie unter <https://doi.org/10.1055/a-1800-8789>

ZUSAMMENFASSUNG

Hintergrund Neuere MR-Techniken ermöglichen unter anderem, Untersuchungen deutlich zu beschleunigen oder in gleicher Zeit höher aufgelöste Bilddaten aufzunehmen und Übergangsregionen mit homogener Bildqualität zu untersuchen. Es stellt sich die Frage nach der breiten Anwendbarkeit solcher Techniken in der Routinediagnostik.

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 Mit Compressed Sensing und simultaner Mehrschicht-Bildgebung stehen neue Beschleunigungsverfahren zur Verfügung, die sich in ihren Einsatzmöglichkeiten unterscheiden und ergänzen. Sie weisen keine klassischen Einschränkungen des Signal-Rausch-Verhältnisses auf. Die Kombination von verbesserten 3D- und Beschleunigungstechniken ermöglicht insbesondere bei der Bildgebung des Gehirns neue universelle Untersuchungsprotokolle, während in anderen Regionen des Nervensystems vor allem spezifische Indikation von neuen Methoden profitieren.

Kernaussagen:

- Neue Beschleunigungstechniken ermöglichen schnellere bzw. höher aufgelöste Untersuchungen.
- Für die Bildgebung des Gehirns ergeben sich grundlegend neue Ansätze in der Gestaltung von universelleren Untersuchungsprotokollen, während in anderen Regionen des Nervensystems aktuell Einzelanwendungen neuer Techniken dominieren.

Zitierweise

- Sundermann B, Billebaut B, Bauer J et al. Practical Aspects of novel MRI Techniques in Neuroradiology: Part 2 – Acceleration Methods and Implications for Individual Regions. Fortschr Röntgenstr 2022; 194: 1195–1203

ABSTRACT

Background Recently introduced MRI techniques facilitate accelerated examinations or increased resolution with the

same duration. Further techniques offer homogeneous image quality in regions with anatomical transitions. The question arises whether and how these techniques can be adopted for routine diagnostic imaging.

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 Compressed sensing and simultaneous multi-slice imaging are novel acceleration techniques with different yet complimentary applications. They do not suffer from classical signal-to-noise-ratio penalties. Combining 3D and acceleration techniques facilitates new broader examination protocols, particularly for clinical brain imaging. In further regions of the nervous systems mainly specific applications appear to benefit from recent technological improvements.

Einleitung

Neuere Techniken verändern in der Magnetresonanztomografie (MRT) derzeit Bildgebungs-Strategien grundlegend. In diesem Teil sollen zunächst neuere Beschleunigungstechniken vorgestellt werden. Es folgen ein Ausblick auf weitere neue Techniken und eine Übersicht möglicher Routine-Anwendungen der in Teil 1 und 2 vorgestellten Techniken in der Neuroradiologie.

Techniken

Neue Beschleunigungs-Techniken

Konventionelle Beschleunigungs-Techniken wie parallele Bildgebung, sowohl im Bildraum (z. B. *SENSE*¹) als auch im k-Raum (z. B. *GRAPPA* und die Weiterentwicklung *CAIPIRINHA*), gehen mit einer inhomogen über das Bild verteilten Verminderung des Signal-Rausch-Verhältnisses (SNR) einher [1]. Neuere Techniken ermöglichen eine Beschleunigung ohne diese typische SNR-Limitation.

Simultane Mehrschicht-Bildgebung

Technische Hintergründe und potenzielle Vorteile

Bei konventionellen 2D-Sequenzen werden einzelne Schichten separat angeregt und aufgenommen. Bei Simultaneous Multi-Slice (SMS) bzw. Multiband-Techniken werden durch spezielle Hochfrequenz-Pulse mehrere Schichten zeitgleich angeregt und danach ausgelesen [2]. Zur Trennung der Signale aus den unterschiedlichen Schichten werden Prinzipien der parallelen Bildgebung verwendet [2, 3]. Theoretisch geht die Beschleunigung nicht mit einem verminderten SNR einher [2]. SMS steht, je nach Hersteller, für die echoplanare Bildgebung (EPI) sowie für 2D-Turbo-Spin-Echo (TSE) zur Verfügung [2]. Weiterführende Literatur: [2].

Mögliche Limitationen

Auch wenn das SNR theoretisch durch SMS-Beschleunigung nicht wesentlich negativ beeinflusst wird, ist die erreichbare Beschleunigung begrenzt: So kann die TR abhängig von der Wichtung (und damit die Messzeit) nicht unbegrenzt reduziert werden und dies wirkt sich wiederum auf das SNR aus [4]. Darüber hinaus können Ghosting und sogenannte „Slice-leakage“-Artefakte [2, 5–8] sowie „crosstalk“ [2, 9] auftreten (► **Abb. 1**). Letztere können die Bildqualität erheblich einschränken. Sie hängen mit dem SMS-Beschleunigungsfaktor, der Anzahl der Schichten und dem sog. FOV-shift-factor zusammen [2, 3]. Auch wenn das Auftreten von „slice crosstalk“ theoretisch abgeleitet werden kann [2], ist es für den klinischen Anwender schwierig, dessen Auftreten vorherzusagen.

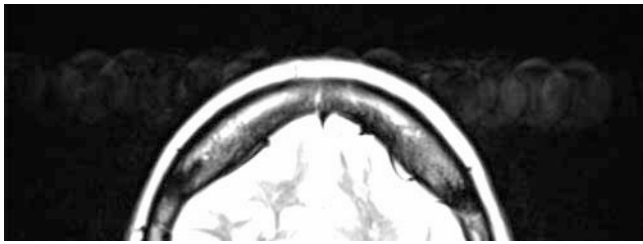
Praktische Hinweise zur Anwendung

Durch die Aktivierung von SMS tritt nicht automatisch eine Beschleunigung ein. Vielmehr wird es für den Anwender möglich, die Repetitionszeit (TR) zu senken und damit die Messzeit zu verkürzen.

Weitere praktische Überlegungen betreffen die Wahl der Empfangsspule, der Schichtausrichtung und eines dazu passenden Beschleunigungsfaktors. Da die Trennung der Schichten auf ähnlichen Prinzipien wie bei der parallelen Bildgebung basiert, ist es erforderlich, dass mehrere Spulenelemente entlang des Schichtstapels zur Verfügung stehen (zunehmend mit höherem Beschleunigungsfaktor). Bei Aufnahme transversaler Schichten ist dabei zu beachten, dass für diese Richtung die Anzahl der Spulenelemente oft relativ gering ist. Beispielsweise ist mit 20-Kanal-Kopfspulen mit SMS für transversale Schichten im Regelfall eine Beschleunigung um den Faktor 2 möglich, während SMS-Beschleunigungsfaktoren von 8, die z. B. bei wissenschaftlichen Anwendungen mit 64-Kanal-Spulen verwendet werden (vgl. [8, 10–12]), mit aktueller klinischer Hardware nicht realistisch sind. In der wissenschaftlichen Literatur wird überwiegend empfohlen, die Beschleunigung allein mit SMS zu erzielen [12], da die zusätzliche Verwendung paralleler Bildgebung innerhalb der Schicht bezogen auf Artefakte und SNR weniger effizient sei. Bei klinischen Spulen kann es aber sinnvoll sein, einen SMS-Faktor von 2 mit einem niedrigen Faktor paralleler Bildgebung innerhalb der Schicht zu kombinieren [13]. Gleichzeitig sollten Spulenelemente großzügig aktiviert werden, auch wenn sie nur gering mit dem Scanbereich überlappen.

Unserer Ansicht nach können SMS-Sequenzen bei gezielter Optimierung der Routineprotokolle zu erheblich schnelleren Unter-

¹ 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. 1** 2D-T2-TSE mit simultaner Mehrschichtbildgebung (SMS) in transversaler Schichtführung und bewusst übertriebener Kontrasteinstellung. Beispiel für ein sog. „Slice leakage“-Artefakt: In diesem Fall sind Augenbewegungsartefakte zusätzlich in einer Schicht deutlich oberhalb der Orbitae sichtbar. Solche Effekte können den Bildkontrast in entfernten Schichten verändern und in seltenen Fällen in Unkenntnis des Artefaktes Läsionen vortäuschen.

suchungen oder besserer Bildqualität beitragen. SMS-Sequenzen in Routineprotokollen sollten so gestaltet werden, dass ausreichend Schichten (als ganzzahliges Vielfaches des Beschleunigungsfaktors) antizipiert werden, um zu verhindern, dass eine spontane Erhöhung der Schichtanzahl durch Anwender Artefakte erzeugt.

Compressed Sensing

Technische Hintergründe und potenzielle Vorteile

Die Analogie, mit der sich die Idee von Compressed Sensing (CS) besser verstehen lässt, ist die Kompression von Bilddaten: Eine Bilddatei kann durch Weglassen redundanter oder weniger relevanter Informationen verkleinert werden, ohne dass eine relevante Änderung des visuellen Eindrucks entsteht [14]. Wie wäre es, wenn man Bilder von Anfang an derart komprimiert aufnehmen und damit deutlich Messzeit einsparen könnte? Diesem Ziel nähert sich CS durch eine Kombination aus inkohärenter Unterabtastung mit iterativer Rekonstruktion von Bilddaten [15, 16]. Zwischenschritt ist eine Übertragung der Daten in eine unterbesetzte Repräsentation, meist mittels Wavelet-Transformation [15]. Theoretisch profitieren vor allem Anwendungen von CS, die ohnehin unterbesetzt sind (d. h. überwiegend Schwarz-Weiß-Informationen enthalten) bzw. sich aufgrund von Redundanz leichter in eine solche Repräsentation überführen lassen (z. B. 3D-Sequenzen und dynamische Messungen mit vielen Phasenkodierschritten, deren Zahl durch Unterabtastung vermindert werden kann). Darüber hinaus kann CS mit konventioneller paralleler Bildgebung sowie Rauschunterdrückung kombiniert werden [17]. CS ist ein Oberbegriff für eine Familie solcher Ansätze. Auswertungen klinischer Routineanwendungen deuten an, dass CS über verschiedene Anwendungen hinweg bei moderater Beschleunigung sehr wahrscheinlich konventionellen Vergleichssequenzen nicht unterlegen ist [14, 18–24]. Weiterführende Literatur: [25].

Mögliche Limitationen

Ähnlich wie aus iterativen Rekonstruktionen in der Computertomografie bekannt kann CS bei hoher Rauschreduktion (also vor allem bei hoher Beschleunigung) zu einem „künstlichen“ Bildeindruck führen. Solche Bilder sind zwar rauscharm (paradoxe Bezie-

hung von SNR und Beschleunigung im Vergleich zu z. B. konventioneller paralleler Bildgebung), weisen jedoch potenziell eine reduzierte Detailerkennbarkeit auf [26].

CS-Sequenzen können Artefaktmuster aufweisen, die direkt mit der Unterabtastung zusammenhängen [16, 27]. Darüber hinaus können sich Artefakte anderer Ursache in CS-Sequenzen verändert darstellen und dadurch schwieriger einzuordnen sein. Wir gehen außerdem davon aus, dass sich die Artefakte zwischen den unterschiedlichen Implementierungen unterscheiden. Für die Kombination von CS mit paralleler Bildgebung mit *SENSE* wurden die zu erwartenden Artefakte detailliert beschrieben [27], darunter ein „wax-layer artefact“ mit vermehrten Inhomogenitäten über den Bildbereich bei Bewegung, Streifenartefakte und fokale auftretendes körniges Rauschen [27]. In einer anderen CS-Implementierung einer 3D FLAIR können Bewegungsartefakte beispielsweise zu kortikalen Signalschwankungen führen.

Insbesondere die Time-of-Flight MR-Angiografie (ToF-MRA) ermöglicht für eine ausschließliche arterielle Gefäßdarstellung hohe Beschleunigungsfaktoren zu erzielen [19, 21, 22]. Nach unserer Erfahrung können dabei jedoch Gefäßkonturen irregulär aussehen und somit potenzielle Kaliberschwankungen vortäuschen. Normalerweise kann eine ToF-MRA als hochaufgelöste T1-gewichtete Sequenz zusätzliche Informationen außerhalb der Gefäße liefern, wie die Erkennung von Wandhämatomen [28] und (nach Kontrastmittel) die Beurteilung von Thrombosen des Sinus cavernosus. Diese extraarteriellen Informationen aus der ToF-MRA könnten bei CS-Beschleunigung im Vergleich zur ToF-MRA ohne CS eingeschränkt sein.

Praktische Hinweise zur Anwendung

In den klinischen Implementierungen bestehen für den Anwender meist nur geringe Einflussmöglichkeiten auf die einzelnen aufeinander abgestimmten Komponenten, die zur Bildentstehung beitragen. Beispielsweise werden Einstellungen in einem „Beschleunigungsfaktor“ zusammengefasst, ggf. kombiniert mit der Möglichkeit, die Stärke der Rauschunterdrückung zu kontrollieren. Die Literatur ermöglicht aktuell für viele Anwendungen noch keine konkreten Rückschlüsse auf optimale Detaileinstellungen, sodass deren Wahl derzeit auch im Ermessen des jeweiligen Anwenders unter Berücksichtigung diagnostischer Empfehlungen und Leitlinien liegen. Die beschleunigte Messung kann dafür genutzt werden, die räumliche Auflösung zu erhöhen oder kontrastrelevante Parameter so einzustellen, dass der Kontrast zwischen pathologisch verändertem und gesundem Gewebe erhöht wird [15].

Ausblick auf weitere Techniken

Weitere Techniken werden weiterhin oder zunehmend für einen klinischen Einsatz diskutiert [29], befinden sich jedoch teilweise in früheren Entwicklungsstadien, primär wissenschaftlicher Anwendung oder sind Spezialindikationen vorbehalten. Aus Gründen der Übersichtlichkeit wird im Hinblick auf sogenannte „Advanced imaging“-Techniken für spezifische seltenere Indikationen auf die entsprechende Literatur verwiesen. Hierzu zählen klinische funktionelle MRT, Diffusionsbildgebung zur Traktografie, spektroskopische Bildgebung und Perfusionsbildgebung wie z. B. in der prä-

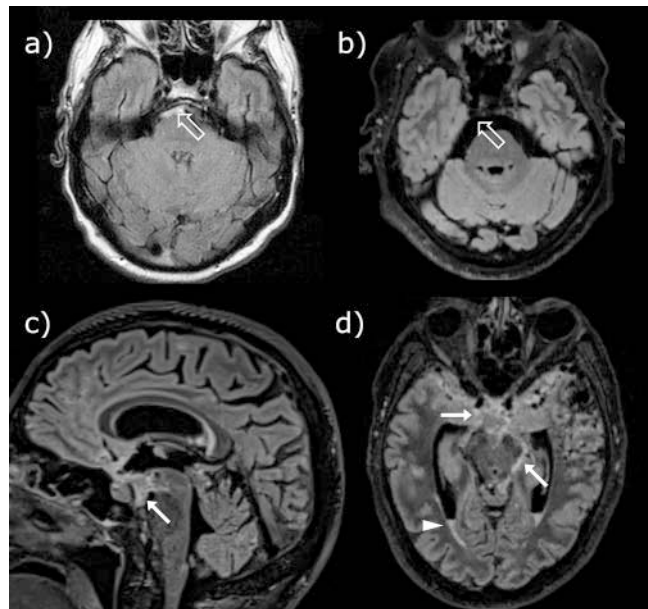
operativen Diagnostik zur Neuronavigation bzw. Biopsieplanung relevant [30], Spezialtechniken zur Untersuchung des Rückenmarks [31], Oxygenierungs-Mapping [32] und sogenannte synthetische MRT [33, 34] zur Generierung multipler Kontraste aus einer einzelnen Messung. Verbesserungen der Bildqualität und Beschleunigung werden durch Bildrekonstruktion unter Verwendung von Methoden der „künstlichen Intelligenz“ angestrebt [35]. Abschließend sei hier auf MR-Fingerprinting hingewiesen, das momentan noch keine weitreichende klinische Verwendung findet. Hierbei werden den relativ „chaotisch“ wirkenden aufgenommen zeitlichen Signalverläufen einer Einzelmessung mit einem sogenannten Dictionary spezifische Gewebeparameter zugeordnet. So können neben klassischen Bildern mit unterschiedlichen Wichtungen auch quantitative Parameter bestimmt werden [36, 37]. Dies kann möglicherweise zu einem Paradigmenwechsel von anhand visueller Kriterien optimierten Einzelsequenzen zu einem auf diagnostische Genauigkeiten fokussierten quantitativen Untersuchungskonzept in der MRT führen.

Zusammenfassende Diskussion für verschiedene Regionen des Nervensystems

Wir möchten abschließend wichtige potenzielle Anwendungsmöglichkeiten getrennt nach typischen Untersuchungsregionen in der Neuroradiologie zusammenfassen. Dies sind Anregungen, mithilfe der in diesem zweiteiligen Artikel vorgestellten Techniken entsprechende Untersuchungen qualitativ zu verbessern bzw. diagnostische Abläufe zu optimieren.

Gehirn

Besonderes Potenzial haben annähernd isotrope 3 D FLAIR-Sequenzen mit Fettsuppression und ggf. beschleunigt mit CS als einheitlicher Grundpfeiler für nahezu alle zerebralen Untersuchungsprotokolle. Neben der Unabhängigkeit von einer bestimmten Schichtorientierung während der Untersuchung stehen eine hohe Läsionserkennbarkeit und räumliche Präzision im Vordergrund, die zusammen auch zu einer höheren Vergleichbarkeit zwischen Untersuchungen führen. Als typisches klinisches Anwendungsfeld für 3 D FLAIR ist die Multiple Sklerose (MS) aufgrund von Vorteilen in der Detektion und Kontrolle von Läsionen [38–40] hervorzuheben. Neben guter Vergleichbarkeit im Verlauf erübrigen sich durch eine 3 D FLAIR im Regelfall zusätzliche Sequenzen zur Detektion infratentorieller Läsionen [38, 39, 41–43]. Auch die Einordnung juxtakortikaler Läsionen gelingt eindeutiger als mit 2D-Techniken [39], da die durch die größere Schichtdicke und Schichtlücken bei 2D-Bildgebung auftretenden Partialvolumeneffekte reduziert werden. Darüber hinaus ermöglicht die 3 D FLAIR eine Verlaufskontrolle hirneigener Tumoren, um langsame Veränderungen diffus infiltrierender Anteile auch bei variabler Schichtangulation zu erfassen [44, 45]. In der Epilepsiediagnostik ist die 3 D FLAIR zur Erkennung fokaler kortikaler Dysplasien etabliert [46–48], vorrangig aufgrund ihrer geometrischen Eigenschaften [49]. Stärke der 3 D FLAIR in der zerebralen Bildgebung ist zusätzlich die oft gute Erkennbarkeit extrakranieller Läsionen sowie die Beurteilbarkeit der basalen Zisternen und venösen Sinus



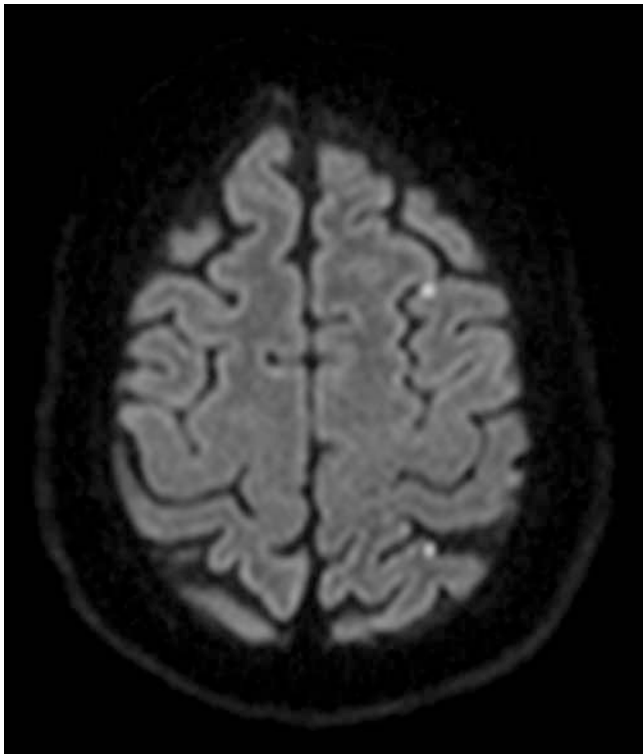
► **Abb. 2** Anders als bei **a)** 2 D FLAIR-Sequenzen ist bei der **b)** 3 D FLAIR im Regelfall nicht mit Flussartefakten in den basalen Zisternen (offene Pfeile) zu rechnen, die die Detektion einer SAB in 2 D FLAIR-Sequenzen meist unmöglich machen. **c)** und **d)** 3 D FLAIR bei einem Patienten mit einer Subarachnoidalblutung. Das Blut im Subarachnoidalraum (Pfeile) und in den Seitenventrikelhinterhörnern (Pfeilspitze) stellt sich hyperintens dar. Es fehlt die zu erwartende vollständige Suppression des Liquorsignals.

aufgrund geringer Anfälligkeit für hyperintense Flussartefakte. Beispiele sind eine gute Erkennbarkeit frischer Subarachnoidalblutungen [50] (► **Abb. 2**) oder bestimmter venöser Thromben (s. Teil 1).

T2-gewichtete 3D-TSE-Sequenzen eignen sich zur Beurteilung der Liquorräume, so z. B. auch zur Beurteilung des Liquorflusses im Aquaedukt [51]. Aufgrund geringer Anfälligkeit für Suszeptibilitätsartefakte eignen sich diese Sequenzen auch für Patienten mit einem Shunt.

2D-T2-TSE und DWI sind je nach Hersteller durch SMS oder CS mit guter Bildqualität zu beschleunigen. Dieser Vorteil kann in einen Kompromiss aus Geschwindigkeitsgewinn und verbesserter Bildqualität investiert werden. So eignet sich die SMS für die Akquisition von DWI-Daten mit geringerer Schichtdicke, beispielsweise für die Detektion kleinerer Infarkte (► **Abb. 3**) und Läsionen im Rahmen einer transienten globalen Amnesie oder für einen Kompromiss aus Beschleunigung und geringerer Schichtdicke bei 2D-T2-TSE. Ferner wurden sehr kurze Notfall-Protokolle unter Verwendung der o. g. Beschleunigungsverfahren veröffentlicht [52].

T1-gewichtete 3D-Gradientenecho-Sequenzen (z. B. MPRAGE) werden aktuell beispielsweise bei der Bildgebung hirneigener Tumoren [53] favorisiert und helfen, die erforderliche geringe Schichtdicke für die Detektion von Hirnmetastasen zu erreichen [54]. Ihre Robustheit hat soweit zugenommen, dass die Vorteile zunehmend Nachteile wie einen etwas eingeschränkten Gadolinium-Kontrast (im Vergleich zu 2D-SE) überwiegen können. Es bleibt jedoch die weitere Entwicklung T1-gewichteter 3D-TSE-Sequenzen abzuwarten. Jene könnten mittelfristig diese Rollen



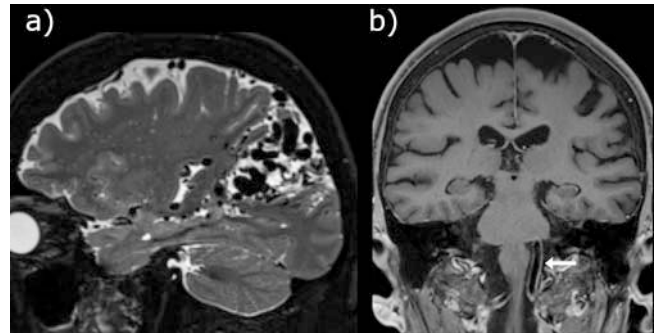
► **Abb. 3** 2D-DWI-SE-EPI beschleunigt mit simultaner Mehrschichtbildung (SMS). Diese Beschleunigungstechnik kann zur deutlichen Beschleunigung beitragen und damit bei ohnehin schnellen Sequenzen zur Erhöhung der Auflösung eingesetzt werden. In diesem Beispiel (2,5 mm Schichtdicke bei 1,5 T, ca. 2 Minuten Untersuchungsdauer) zeigt sich eine hohe Sensitivität für kleine kortikale Infarkte.

übernehmen. T1-gewichtete 3D-Sequenzen im Allgemeinen eignen sich angesichts in Leitlinien zunehmend höherer Auflösungsanforderungen ebenfalls für Routineanwendungen jenseits etablierter Indikationen wie der Neuroonkologie und können damit zur Vereinfachung der Protokollstruktur beitragen.

Exemplarisch ist ein möglichst breit angelegtes Basis-Protokoll für Untersuchungen des Gehirns unter Verwendung mehrerer der hier vorgestellten Techniken in **Online-Tabelle 1** vorgestellt.

Hirnversorgende Gefäße

Für viele Fragestellungen können ToF-MRA mit CS deutlich beschleunigt werden. Durch die Flussempfindlichkeit eignen sich T2-gewichtete 3D-TSE-Sequenzen zur Ausdehnungsbeurteilung vaskulärer Läsionen, beispielsweise bei arteriovenösen Malformation (► **Abb. 4a**). Zur Beurteilung arterieller Gefäßwände (z. B. Vaskulitisdiagnostik [55–58] ► **Abb. 4b**) sollten T1-gewichtete 3D-TSE-Sequenzen [59] eingesetzt werden. Zu beachten ist, dass aufgrund der hohen Sensitivität für eine Gefäßwandanreicherung auch physiologische Hyperintensitäten (z. B. ca. 1 cm nach Duradurchtritt [59]) sowie Anreicherungen nach Thrombektomie [60] und vorwiegend exzentrisch bei intrakranieller Arteriosklerose [61] beobachtet werden können. In modifizierter Form eignen sich diese Sequenzen auch zur Detektion von Dissektionen [62–66] und könnten hier künftig aufwendigere Protokolle mit multiplen Einzelsequenzen ersetzen. Darüber hinaus zu beachten ist die

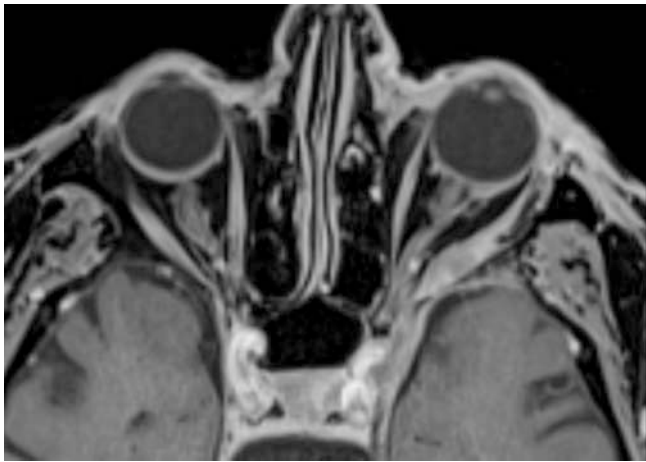


► **Abb. 4** Vaskuläre Anwendungen von 3D-TSE-Techniken: **a)** 3D-T2-TSE-Sequenz bei einem Patienten mit arteriovenöser Malformation. Aufgrund der durch den relativ niedrigen Refokussierungswinkel starken Anfälligkeit für flussbedingte Signalauslöschungen (sog. „flow voids“) und Reformatierbarkeit eignet sich diese Technik für die Beurteilung des Nidus und großer und mittelgroßer zuführender und drainierender Gefäße. Darüber hinaus eignen sich solche Bilddaten für die Fusion mit 3D-Angiografie-Daten. **b)** 3D-T1-TSE-Sequenzen mit Fettsuppression (hier beschleunigt mit Compressed Sensing, Auflösung: 0,87 mm isotrop bei 1,5 T) erlauben eine Beurteilung arterieller Gefäßwände. Dies wird insbesondere aufgrund der relativ starken Anfälligkeit für flussbedingte Signalauslöschungen (sog. „flow voids“) ermöglicht. Während eine kurzstreckige Wandanreicherung für ca. 1 cm nach Duradurchtritt physiologisch ist, ist eine weiterführende intrakranielle zirkuläre Gefäßwandanreicherung, wie in diesem Beispiel der linken A. vertebralis (Pfeil) typisch für eine zerebrale Vaskulitis.

oft gute Mitbeurteilbarkeit großer venöser Gefäße in einigen strukturellen 3D-Sequenzen (FLAIR und T1/MPRAGE).

Schädelbasis, Kopf und Hals

Entscheidende Verbesserungen der Bildqualität fettsupprimierter Sequenzen konnten hier mit zunehmender Verbreitung von Dixon-Techniken (in Kombination mit verschiedenen 2D- und 3D-Basissequenzen) erzielt werden. Sie eignen sich insbesondere aufgrund der Unempfindlichkeit gegen Feldinhomogenitäten bei anatomischen Übergängen gut für die Bildgebung der Kopf-Hals-Region mit großem Field of View (FOV) [67] sowie des Plexus brachialis [68]. T1-gewichtete 3D-Gradientenecho-Sequenzen mit Dixon-Technik (z. B. *VIBE-Dixon*) eignen sich für die hoch aufgelöste Darstellung der Schädelbasis und Orbita [29] (► **Abb. 5**), während jedoch aufgrund des höheren Gadolinium-Kontrastes TSE-Sequenzen für die Detektion einer Opticusneuritis [69] vorteilhaft erscheinen. Radiale fettsupprimierte T1-gewichtete 3D-Gradientenecho-Sequenzen erscheinen aufgrund ihrer Robustheit gegenüber Bewegungsartefakten ebenso für Routineuntersuchungen in diesen Regionen geeignet [70]. Neuroradiologisch eignen sie sich insbesondere für die Bildgebung der Schädelbasis bzw. Orbita [71]. Bereits längerfristig sind besonders stark T2-gewichtete 3D-TSE-Sequenzen in Kombination mit „Driven-equilibrium“ (DRIVE)-Techniken zur Darstellung der basalen Zisternen mit Hirnnerven und der Innenohrstrukturen etabliert, als Alternative zur „Constructive interference in steady state“-Technik (CISS) [72, 73]. Sie können jedoch aktuell durch CS zur Verbesserung von Messzeit und/oder Auflösung ergänzt werden. Eine ausführliche



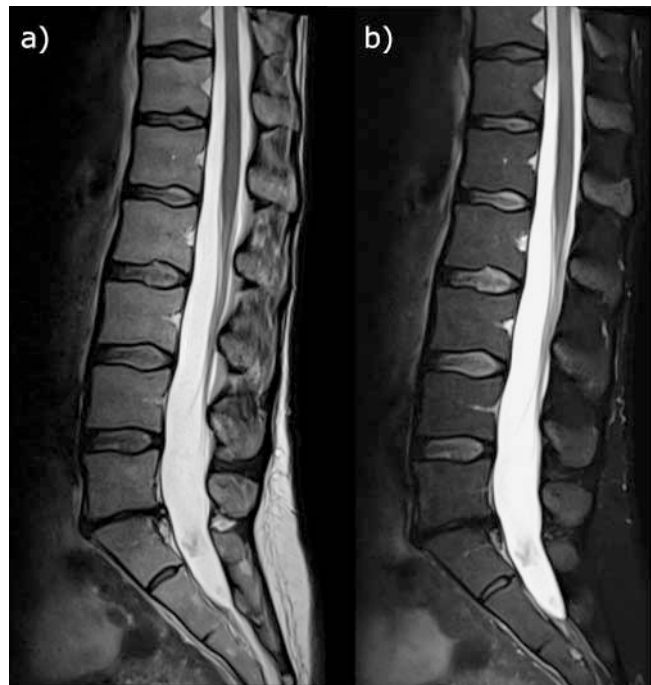
► **Abb. 5** 3D-T1-Dixon-Gradientenecho-Sequenz (VIBE Dixon) der Orbitae. Durch die Dixon-Technik kann eine homogene Fettsättigung auch angrenzend an die luftthaltigen Nasennebenhöhlen erzielt werden.

che Übersicht über neue MR-Techniken im Kopf/Hals-Bereich publizierten Touska et al. [74].

Wirbelsäule

2D-TSE-Sequenzen sind weiterhin Grundlage der Bildgebung der Wirbelsäule, insbesondere des Myelons. Interessant sind hier insbesondere Dixon-Techniken, die abhängig von den konkreten Einstellungen mit hoher Bildqualität gleichzeitig verschiedene Bilddaten liefern können, welche z. B. für die Befundung wie fettgesättigte und nicht fettgesättigte Bilder genutzt werden können [75–79] (► **Abb. 6**). Insbesondere für T2w (T2-TSE-Dixon) hat sich dies unserer Ansicht nach bewährt und kann oft „Short Tau Inversion Recovery“ (STIR)-Akquisitionen ersetzen und damit insgesamt die Protokollstruktur vereinfachen. Aktuelle Arbeiten argumentieren sogar, dass unter Verwendung des T2-Dixon-Fettbildes bei degenerativen Veränderungen auch auf eine T1-gewichtete Sequenz verzichtet werden könne [77, 80]. Bei der spinalen Anwendung der T2-TSE-Dixon kann je nach Hersteller und lokalen Anforderungen eine Optimierung hinsichtlich Messzeit, Auflösung und SNR sinnvoll sein. Für die Bildgebung bei Patienten mit Spondylodesen bieten sich Metallartefakt-Reduktions-Techniken für die Darstellung von Neuroforamina und Spinalkanal zur Problemlösung im Einzelfall an.

3D-Techniken können für spezifische Fragestellungen ergänzend zum Einsatz kommen. In der spinalen Bildgebung eignen sich T2-gewichtete 3D-TSE-Sequenzen zur Darstellung des Spinalkanals und der Neuroforamina [81, 82] und wurden hierfür auch als Screening-Sequenz vorgeschlagen [83, 84], kombiniert mit Fettsuppression außerdem für die Identifikation von Liquorleckagen [85]. Sie erscheinen jedoch für Myelonläsionen 2D-Techniken momentan aufgrund von Artefakten unterlegen [86]. Hier bleibt aktuell die Weiterentwicklung in Bezug auf die Auflösung und Artefakte im Bereich des Rückenmarks abzuwarten. Erfahrungen mit CS-Beschleunigung bei spinaler Bildgebung sind bislang begrenzt, deuten jedoch auch hier auf einen möglichen Routineeinsatz hin [87–89].



► **Abb. 6** 2D-T2-Dixon-TSE-Sequenz der Lendenwirbelsäule: **a)** In-phase-Bild, **b)** Wasser-Bild. Die Technik ermöglicht es, zeitlich effizient und in relativ hoher Auflösung mit nur einer Messung sowohl ein nicht fettgesättigtes als auch ein fettgesättigtes Bild zu akquirieren und kann damit z. B. eine zusätzliche T2-STIR-Sequenz überflüssig machen.

Peripheres Nervensystem

Für die gezielte Untersuchung eines kurzen peripheren Nervensegmentes sind weiterhin fettsupprimierte 2D-TSE-Sequenzen wichtig, um neben T2w-Hyperintensitäten den faszikulären Aufbau zu erkennen [90]. In Kombination mit STIR zur Fettsuppression sind 3D-TSE-Sequenzen zur Darstellung der Plexus [91–94] und bedingt des weiteren Verlaufs peripherer Nerven [90, 95] geeignet. Dabei sollten die Parameter so optimiert werden, dass eine Hyperintensität venöser Gefäße vermieden wird, die sonst mit neuronalen Strukturen verwechselt werden könnten. Dies kann durch einen niedrigen Refokussierungs-Winkel [59, 68, 96]) und „Black-blood“-Techniken [91, 95] erreicht werden. Metallartefakt-Reduktions-Techniken können beispielsweise helfen den N. ischiadicus angrenzend an Hüft-Endoprothesen darzustellen (► **Abb. 5** in Teil 1).

Schlussfolgerung

Die in dieser zweiteiligen Übersicht vorgestellten Techniken können die MR-Diagnostik in der Neuroradiologie verbessern. Sie eröffnen neue Möglichkeiten zur Standardisierung oder auch Individualisierung von Untersuchungen wie in diesem Teil des Artikels für verschiedene Regionen des Nervensystems dargestellt. Beispiele für neue Methoden sind die in diesem Teil dargestellten neuen Beschleunigungstechniken SMS und CS: Gegenüber konventionellen Beschleunigungsverfahren weisen sie teils andersartige Artefakte auf. Die Kenntnis solcher spezifischen Vor- und

Nachteile, der Spielräume sowie Fallstricke der in beiden Teilen vorgestellten Techniken hilft bei ihrer erfolgreichen Anwendung im (neuro)radiologischen Alltag.

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] Aja-Fernandez S, Vegas-Sanchez-Ferrero G, Tristan-Vega A. Noise estimation in parallel MRI: GRAPPA and SENSE. *Magn Reson Imaging* 2014; 32: 281–290. doi:10.1016/j.mri.2013.12.001
- [2] Barth M, Breuer F, Koopmans PJ et al. Simultaneous multislice (SMS) imaging techniques. *Magn Reson Med* 2016; 75: 63–81. doi:10.1002/mrm.25897
- [3] Setsompop K, Gagoski BA, Polimeni JR et al. Blipped-controlled aliasing in parallel imaging for simultaneous multislice echo planar imaging with reduced g-factor penalty. *Magn Reson Med* 2012; 67: 1210–1224. doi:10.1002/mrm.23097
- [4] McRobbie DW, Moore EA, Graves MJ. MRI from picture to proton. 3 Aufl. New York: University Printing House, Cambridge University Press; 2017
- [5] Risk BB, Kociuba MC, Rowe DB. Impacts of simultaneous multislice acquisition on sensitivity and specificity in fMRI. *Neuroimage* 2018; 172: 538–553. doi:10.1016/j.neuroimage.2018.01.078
- [6] Hsu YC, Chu YH, Tsai SY et al. Simultaneous multi-slice inverse imaging of the human brain. *Sci Rep* 2017; 7: 17019. doi:10.1038/s41598-017-16976-0
- [7] Park S, Chen L, Beckett A et al. Virtual slice concept for improved simultaneous multi-slice MRI employing an extended leakage constraint. *Magn Reson Med* 2019; 82: 377–386. doi:10.1002/mrm.27741
- [8] Xu J, Moeller S, Auerbach EJ et al. Evaluation of slice accelerations using multiband echo planar imaging at 3 T. *Neuroimage* 2013; 83: 991–1001. doi:10.1016/j.neuroimage.2013.07.055
- [9] Setsompop K, Cohen-Adad J, Gagoski BA et al. Improving diffusion MRI using simultaneous multi-slice echo planar imaging. *Neuroimage* 2012; 63: 569–580. doi:10.1016/j.neuroimage.2012.06.033
- [10] Todd N, Moeller S, Auerbach EJ et al. Evaluation of 2D multiband EPI imaging for high-resolution, whole-brain, task-based fMRI studies at 3T: Sensitivity and slice leakage artifacts. *Neuroimage* 2016; 124: 32–42. doi:10.1016/j.neuroimage.2015.08.056
- [11] Miller KL, Alfaro-Almagro F, Bangerter NK et al. Multimodal population brain imaging in the UK Biobank prospective epidemiological study. *Nat Neurosci* 2016; 19: 1523–1536. doi:10.1038/nn.4393
- [12] Smith SM, Beckmann CF, Andersson J et al. Resting-state fMRI in the Human Connectome Project. *Neuroimage* 2013; 80: 144–168. doi:10.1016/j.neuroimage.2013.05.039
- [13] Fritz J, Fritz B, Zhang J et al. Simultaneous Multislice Accelerated Turbo Spin Echo Magnetic Resonance Imaging: Comparison and Combination With In-Plane Parallel Imaging Acceleration for High-Resolution Magnetic Resonance Imaging of the Knee. *Invest Radiol* 2017; 52: 529–537. doi:10.1097/RLI.0000000000000376
- [14] Monch S, Sollmann N, Hock A et al. Magnetic Resonance Imaging of the Brain Using Compressed Sensing – Quality Assessment in Daily Clinical Routine. *Clin Neuroradiol* 2020; 30: 279–286. doi:10.1007/s00062-019-00789-x
- [15] Lustig M, Donoho D, Pauly JM. Sparse MRI: The application of compressed sensing for rapid MR imaging. *Magn Reson Med* 2007; 58: 1182–1195. doi:10.1002/mrm.21391
- [16] Geethanath S, Reddy R, Konar AS et al. Compressed sensing MRI: a review. *Crit Rev Biomed Eng* 2013; 41: 183–204. doi:10.1615/critrevbiomedeng.2014008058
- [17] Kayvanrad M, Lin A, Joshi R et al. Diagnostic quality assessment of compressed sensing accelerated magnetic resonance neuroimaging. *J Magn Reson Imaging* 2016; 44: 433–444. doi:10.1002/jmri.25149
- [18] Vranic JE, Cross NM, Wang Y et al. Compressed Sensing-Sensitivity Encoding (CS-SENSE) Accelerated Brain Imaging: Reduced Scan Time without Reduced Image Quality. *AJNR Am J Neuroradiol* 2019; 40: 92–98. doi:10.3174/ajnr.A5905
- [19] Lu SS, Qi M, Zhang X et al. Clinical Evaluation of Highly Accelerated Compressed Sensing Time-of-Flight MR Angiography for Intracranial Arterial Stenosis. *AJNR Am J Neuroradiol* 2018; 39: 1833–1838. doi:10.3174/ajnr.A5786
- [20] Yamamoto T, Okada T, Fushimi Y et al. Magnetic resonance angiography with compressed sensing: An evaluation of moyamoya disease. *PLoS One* 2018; 13: e0189493. doi:10.1371/journal.pone.0189493
- [21] Fushimi Y, Fujimoto K, Okada T et al. Compressed Sensing 3-Dimensional Time-of-Flight Magnetic Resonance Angiography for Cerebral Aneurysms: Optimization and Evaluation. *Invest Radiol* 2016; 51: 228–235. doi:10.1097/RLI.0000000000000226
- [22] Fushimi Y, Okada T, Kikuchi T et al. Clinical evaluation of time-of-flight MR angiography with sparse undersampling and iterative reconstruction for cerebral aneurysms. *NMR Biomed* 2017; 30. doi:10.1002/nbm.3774
- [23] Toledano-Massiah S, Sayadi A, de Boer R et al. Accuracy of the Compressed Sensing Accelerated 3D-FLAIR Sequence for the Detection of MS Plaques at 3T. *AJNR Am J Neuroradiol* 2018; 39: 454–458. doi:10.3174/ajnr.A5517
- [24] Delattre BMA, Boudabbous S, Hansen C et al. Compressed sensing MRI of different organs: ready for clinical daily practice? *Eur Radiol* 2020; 30: 308–319. doi:10.1007/s00330-019-06319-0
- [25] 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
- [26] Sharma SD, Fong CL, Tzung BS et al. Clinical image quality assessment of accelerated magnetic resonance neuroimaging using compressed sensing. *Invest Radiol* 2013; 48: 638–645. doi:10.1097/RLI.0b013e31828a012d
- [27] Sartoretti T, Reischauer C, Sartoretti E et al. Common artefacts encountered on images acquired with combined compressed sensing and SENSE. *Insights Imaging* 2018; 9: 1107–1115. doi:10.1007/s13244-018-0668-4
- [28] Renard D, Delorme M, Castelnovo G. Hyperintense intramural hematoma on time-of-flight sequences in carotid dissection. *Eur Neurol* 2013; 70: 141. doi:10.1159/000351351
- [29] Viallon M, Cuvinciu V, Delattre B et al. State-of-the-art MRI techniques in neuroradiology: principles, pitfalls, and clinical applications. *Neuro-radiology* 2015; 57: 441–467. doi:10.1007/s00234-015-1500-1
- [30] Villanueva-Meyer JE, Mabray MC, Cha S. Current Clinical Brain Tumor Imaging. *Neurosurgery* 2017; 81: 397–415. doi:10.1093/neuros/nyx103
- [31] Martin AR, Aleksanderek I, Cohen-Adad J et al. Translating state-of-the-art spinal cord MRI techniques to clinical use: A systematic review of clinical studies utilizing DTI, MT, MWF, MRS, and fMRI. *Neuroimage Clin* 2016; 10: 192–238. doi:10.1016/j.nicl.2015.11.019
- [32] Christen T, Bolar DS, Zaharchuk G. Imaging brain oxygenation with MRI using blood oxygenation approaches: methods, validation, and clinical applications. *AJNR Am J Neuroradiol* 2013; 34: 1113–1123. doi:10.3174/ajnr.A3070
- [33] Ji S, Yang D, Lee J et al. Synthetic MRI: Technologies and Applications in Neuroradiology. *J Magn Reson Imaging* 2020. doi:10.1002/jmri.27440

- [34] Hagiwara A, Warntjes M, Hori M et al. SyMRI of the Brain: Rapid Quantification of Relaxation Rates and Proton Density, With Synthetic MRI, Automatic Brain Segmentation, and Myelin Measurement. *Invest Radiol* 2017; 52: 647–657. doi:10.1097/RLI.0000000000000365
- [35] Lin DJ, Johnson PM, Knoll F et al. Artificial Intelligence for MR Image Reconstruction: An Overview for Clinicians. *J Magn Reson Imaging* 2021; 53: 1015–1028. doi:10.1002/jmri.27078
- [36] Poorman ME, Martin MN, Ma D et al. Magnetic resonance fingerprinting Part 1: Potenzial uses, current challenges, and recommendations. *J Magn Reson Imaging* 2020; 51: 675–692. doi:10.1002/jmri.26836
- [37] McGivney DF, Boyacioglu R, Jiang Y et al. Magnetic resonance fingerprinting review part 2: Technique and directions. *J Magn Reson Imaging* 2020; 51: 993–1007. doi:10.1002/jmri.26877
- [38] 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/nrneuro.2015.106
- [39] 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
- [40] 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
- [41] Wang KY, Uribe TA, Lincoln CM. Comparing lesion detection of infratentorial multiple sclerosis lesions between T2-weighted spin-echo, 2D-FLAIR, and 3D-FLAIR sequences. *Clin Imaging* 2018; 51: 229–234. doi:10.1016/j.clinimag.2018.05.017
- [42] 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
- [43] Tomassini V, Sinclair A, Sawlani V et al. Diagnosis and management of multiple sclerosis: MRI in clinical practice. *J Neurol* 2020; 267: 2917–2925. doi:10.1007/s00415-020-09930-0
- [44] Sollmann N, Gutbrod-Fernandez M, Burian E et al. Subtraction Maps Derived from Longitudinal Magnetic Resonance Imaging in Patients with Glioma Facilitate Early Detection of Tumor Progression. *Cancers (Basel)* 2020; 12. doi:10.3390/cancers12113111
- [45] Huber T, Alber G, Bette S et al. Reliability of Semi-Automated Segmentations in Glioblastoma. *Clin Neuroradiol* 2017; 27: 153–161. doi:10.1007/s00062-015-0471-2
- [46] Mellerio C, Labeyrie MA, Chassoux F et al. Optimizing MR imaging detection of type 2 focal cortical dysplasia: best criteria for clinical practice. *AJNR Am J Neuroradiol* 2012; 33: 1932–1938. doi:10.3174/ajnr.A3081
- [47] Urbach H, Mast H, Egger K et al. Presurgical MR Imaging in Epilepsy. *Clin Neuroradiol* 2015; 25 (Suppl. 2): 151–155. doi:10.1007/s00062-015-0387-x
- [48] Saini J, Singh A, Kesavadas C et al. Role of three-dimensional fluid-attenuated inversion recovery (3D FLAIR) and proton density magnetic resonance imaging for the detection and evaluation of lesion extent of focal cortical dysplasia in patients with refractory epilepsy. *Acta Radiol* 2010; 51: 218–225. doi:10.3109/02841850903433805
- [49] Tschampa HJ, Urbach H, Malter M et al. Magnetic resonance imaging of focal cortical dysplasia: Comparison of 3D and 2D fluid attenuated inversion recovery sequences at 3T. *Epilepsy Res* 2015; 116: 8–14. doi:10.1016/j.epilepsyres.2015.07.004
- [50] Lummel N, Schoepf V, Burke M et al. 3D fluid-attenuated inversion recovery imaging: reduced CSF artifacts and enhanced sensitivity and specificity for subarachnoid hemorrhage. *AJNR Am J Neuroradiol* 2011; 32: 2054–2060. doi:10.3174/ajnr.A2682
- [51] 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
- [52] Wenger KJ, Hattingen E. Schnelle MRT-Sequenzen für die akute neurologische Abklärung. *Der Radiologe* 2020; 60: 208–215. doi:10.1007/s00117-020-00649-7
- [53] 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
- [54] 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
- [55] Eiden S, Beck C, Venhoff N et al. High-resolution contrast-enhanced vessel wall imaging in patients with suspected cerebral vasculitis: Prospective comparison of whole-brain 3D T1 SPACE versus 2D T1 black blood MRI at 3 Tesla. *PLoS One* 2019; 14: e0213514. doi:10.1371/journal.pone.0213514
- [56] Zeiler SR, Qiao Y, Pardo CA et al. Vessel Wall MRI for Targeting Biopsies of Intracranial Vasculitis. *AJNR Am J Neuroradiol* 2018; 39: 2034–2036. doi:10.3174/ajnr.A5801
- [57] Poillon G, Collin A, Benhamou Y et al. Increased diagnostic accuracy of giant cell arteritis using three-dimensional fat-saturated contrast-enhanced vessel-wall magnetic resonance imaging at 3 T. *Eur Radiol* 2020; 30: 1866–1875. doi:10.1007/s00330-019-06536-7
- [58] Wang LJ, Kong DZ, Guo ZN et al. Study on the Clinical, Imaging, and Pathological Characteristics of 18 Cases with Primary Central Nervous System Vasculitis. *J Stroke Cerebrovasc Dis* 2019; 28: 920–928. doi:10.1016/j.jstrokecerebrovasdis.2018.12.007
- [59] Lindenholtz 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
- [60] Lindenholtz A, van der Schaaf IC, van der Kolk AG et al. MRI Vessel Wall Imaging after Intra-Arterial Treatment for Acute Ischemic Stroke. *AJNR Am J Neuroradiol* 2020; 41: 624–631. doi:10.3174/ajnr.A6460
- [61] Mossa-Basha M, Watase H, Sun J et al. Inter-rater and scan-rescan reproducibility of the detection of intracranial atherosclerosis on contrast-enhanced 3D vessel wall MRI. *Br J Radiol* 2019; 92: 20180973. doi:10.1259/bjr.20180973
- [62] Luo Y, Guo ZN, Niu PP et al. 3D T1-weighted black blood sequence at 3.0 Tesla for the diagnosis of cervical artery dissection. *Stroke Vasc Neurol* 2016; 1: 140–146. doi:10.1136/svn-2016-000028
- [63] Takano K, Yamashita S, Takemoto K et al. MRI of intracranial vertebral artery dissection: evaluation of intramural haematoma using a black blood, variable-flip-angle 3D turbo spin-echo sequence. *Neuroradiology* 2013; 55: 845–851. doi:10.1007/s00234-013-1183-4
- [64] Edjlali M, Roca P, Rabrait C et al. 3D fast spin-echo T1 black-blood imaging for the diagnosis of cervical artery dissection. *AJNR Am J Neuroradiol* 2013; 34: E103–E106. doi:10.3174/ajnr.A3261
- [65] Ogawa M, Omata S, Kan H et al. Utility of the variable flip angle 3D fast-spin echo (isoFSE) sequence on 3T MR for diagnosing vertebrobasilar artery dissection. *Radiol Phys Technol* 2018; 11: 228–234. doi:10.1007/s12194-018-0460-7
- [66] Sakurai K, Miura T, Sagisaka T et al. Evaluation of luminal and vessel wall abnormalities in subacute and other stages of intracranial vertebral artery dissections using the volume isotropic turbo-spin-echo acquisition (VISTA) sequence: a preliminary study. *J Neuroradiol* 2013; 40: 19–28. doi:10.1016/j.neurad.2012.02.005
- [67] 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

- [68] Wang X, Harrison C, Mariappan YK et al. MR Neurography of Brachial Plexus at 3.0 T with Robust Fat and Blood Suppression. *Radiology* 2017; 283: 538–546. doi:10.1148/radiol.2016152842
- [69] Berg S, Kaschka I, Utz KS et al. Baseline magnetic resonance imaging of the optic nerve provides limited predictive information on short-term recovery after acute optic neuritis. *PLoS One* 2015; 10: e0113961. doi:10.1371/journal.pone.0113961
- [70] 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
- [71] 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
- [72] Ciftci E, Anik Y, Arslan A et al. Driven equilibrium (drive) MR imaging of the cranial nerves V-VIII: comparison with the T2-weighted 3D TSE sequence. *Eur J Radiol* 2004; 51: 234–240. doi:10.1016/j.ejrad.2003.10.019
- [73] Savvas E, Heslinga K, Sundermann B et al. Prognostic factors in cochlear implantation in adults: Determining central process integrity. *Am J Otolaryngol* 2020; 41: 102435. doi:10.1016/j.amjoto.2020.102435
- [74] Touska P, Connor SEJ. Recent advances in MRI of the head and neck, skull base and cranial nerves: new and evolving sequences, analyses and clinical applications. *Br J Radiol* 2019; 92: 20190513. doi:10.1259/bjr.20190513
- [75] Pokorney AL, Chia JM, Pfeifer CM et al. Improved fat-suppression homogeneity with mDIXON turbo spin echo (TSE) in pediatric spine imaging at 3.0 T. *Acta Radiol* 2017; 58: 1386–1394. doi:10.1177/0284185117690424
- [76] 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
- [77] Zanchi F, Richard R, Hussami M et al. MRI of non-specific low back pain and/or lumbar radiculopathy: do we need T1 when using a sagittal T2-weighted Dixon sequence? *Eur Radiol* 2020; 30: 2583–2593. doi:10.1007/s00330-019-06626-6
- [78] Low RN, Austin MJ, Ma J. Fast spin-echo triple echo dixon: Initial clinical experience with a novel pulse sequence for simultaneous fat-suppressed and nonfat-suppressed T2-weighted spine magnetic resonance imaging. *J Magn Reson Imaging* 2011; 33: 390–400. doi:10.1002/jmri.22453
- [79] Brandao S, Seixas D, Ayres-Basto M et al. Comparing T1-weighted and T2-weighted three-point Dixon technique with conventional T1-weighted fat-saturation and short-tau inversion recovery (STIR) techniques for the study of the lumbar spine in a short-bore MRI machine. *Clin Radiol* 2013; 68: e617–e623. doi:10.1016/j.crad.2013.06.004
- [80] Maeder Y, Dunet V, Richard R et al. Bone Marrow Metastases: T2-weighted Dixon Spin-Echo Fat Images Can Replace T1-weighted Spin-Echo Images. *Radiology* 2018; 286: 948–959. doi:10.1148/radiol.2017170325
- [81] Chokshi FH, Sadigh G, Carpenter W et al. Diagnostic Quality of 3D T2-SPACE Compared with T2-FSE in the Evaluation of Cervical Spine MRI Anatomy. *AJNR Am J Neuroradiol* 2017; 38: 846–850. doi:10.3174/ajnr.A5080
- [82] Hossein J, Fariborz F, Mehrnaz R et al. Evaluation of diagnostic value and T2-weighted three-dimensional isotropic turbo spin-echo (3D-SPACE) image quality in comparison with T2-weighted two-dimensional turbo spin-echo (2D-TSE) sequences in lumbar spine MR imaging. *Eur J Radiol Open* 2019; 6: 36–41. doi:10.1016/j.ejro.2018.12.003
- [83] Koontz NA, Wiggins RH 3rd et al. Less Is More: Efficacy of Rapid 3D-T2 SPACE in ED Patients with Acute Atypical Low Back Pain. *Acad Radiol* 2017; 24: 988–994. doi:10.1016/j.acra.2017.02.011
- [84] Sayah A, Jay AK, Toaff JS et al. Effectiveness of a Rapid Lumbar Spine MRI Protocol Using 3D T2-Weighted SPACE Imaging Versus a Standard Protocol for Evaluation of Degenerative Changes of the Lumbar Spine. *Am J Roentgenol* 2016; 207: 614–620. doi:10.2214/Am J Roentgenol.15.15764
- [85] Dobrocky T, Winklehner A, Breiding PS et al. Spine MRI in Spontaneous Intracranial Hypotension for CSF Leak Detection: Nonsuperiority of Intrathecal Gadolinium to Heavily T2-Weighted Fat-Saturated Sequences. *AJNR Am J Neuroradiol* 2020; 41: 1309–1315. doi:10.3174/ajnr.A6592
- [86] Vargas MI, Dietemann JL. 3D T2-SPACE versus T2-FSE or T2 Gradient Recalled-Echo: Which Is the Best Sequence? *AJNR Am J Neuroradiol* 2017; 38: E48–E49. doi:10.3174/ajnr.A5190
- [87] Bratke G, Rau R, Kabbasch C et al. Speeding up the clinical routine: Compressed sensing for 2D imaging of lumbar spine disc herniation. *Eur J Radiol* 2021; 140: 109738. doi:10.1016/j.ejrad.2021.109738
- [88] Morita K, Nakaura T, Maruyama N et al. Hybrid of Compressed Sensing and Parallel Imaging Applied to Three-dimensional Isotropic T2-weighted Turbo Spin-echo MR Imaging of the Lumbar Spine. *Magn Reson Med* 2020; 19: 48–55. doi:10.2463/mrms.mp.2018-0132
- [89] Bratke G, Rau R, Weiss K et al. Accelerated MRI of the Lumbar Spine Using Compressed Sensing: Quality and Efficiency. *J Magn Reson Imaging* 2019; 49: e164–e175. doi:10.1002/jmri.26526
- [90] Chhabra A, Andreisek G, Soldatos T et al. MR neurography: past, present, and future. *Am J Roentgenol* 2011; 197: 583–591. doi:10.2214/Am J Roentgenol.10.6012
- [91] Klupp E, Cervantes B, Sollmann N et al. Improved Brachial Plexus Visualization Using an Adiabatic iMSDE-Prepared STIR 3D TSE. *Clin Neuroradiol* 2019; 29: 631–638. doi:10.1007/s00062-018-0706-0
- [92] Viallon M, Vargas MI, Jlassi H et al. High-resolution and functional magnetic resonance imaging of the brachial plexus using an isotropic 3D T2 STIR (Short Term Inversion Recovery) SPACE sequence and diffusion tensor imaging. *Eur Radiol* 2008; 18: 1018–1023. doi:10.1007/s00330-007-0834-4
- [93] Chhabra A, Thawait GK, Soldatos T et al. High-resolution 3T MR neurography of the brachial plexus and its branches, with emphasis on 3D imaging. *AJNR Am J Neuroradiol* 2013; 34: 486–497. doi:10.3174/ajnr.A3287
- [94] Soldatos T, Andreisek G, Thawait GK et al. High-resolution 3-T MR neurography of the lumbosacral plexus. *Radiographics* 2013; 33: 967–987. doi:10.1148/rg.334115761
- [95] Van der Cruyssen F, Croonenborghs TM, Hermans R et al. 3D Cranial Nerve Imaging, a Novel MR Neurography Technique Using Black-Blood STIR TSE with a Pseudo Steady-State Sweep and Motion-Sensitized Driven Equilibrium Pulse for the Visualization of the Extraforaminal Cranial Nerve Branches. *AJNR Am J Neuroradiol* 2020. doi:10.3174/ajnr.A6904
- [96] Mugler JP 3rd. Optimized three-dimensional fast-spin-echo MRI. *J Magn Reson Imaging* 2014; 39: 745–767. doi:10.1002/jmri.24542