

Journal für

Neurologie, Neurochirurgie und Psychiatrie

www.kup.at/
JNeurolNeurochirPsychiatr

Zeitschrift für Erkrankungen des Nervensystems

Warum 7-Tesla-1-H-MRT im Gehirn?

Speck O

Journal für Neurologie

Neurochirurgie und Psychiatrie

2012; 13 (2), 90-97

Homepage:

www.kup.at/

JNeurolNeurochirPsychiatr

Online-Datenbank
mit Autoren-
und Stichwortsuche

Indexed in
EMBASE/Excerpta Medica/BIOBASE/SCOPUS

Krause & Pachernegg GmbH • Verlag für Medizin und Wirtschaft • A-3003 Gablitz

P.b.b. 02Z031117M,

Verlagsort: 3003 Gablitz, Linzerstraße 177A/21

Preis: EUR 10,-

77. Jahrestagung

Deutsche Gesellschaft für Neurochirurgie



2026
7.–10. Juni
AACHEN

Personalisierte Neurochirurgie – digital, kompetent, vernetzt

dgnc-kongress.de

Joint Meeting with the Belgian Society and the Dutch
Society of Neurosurgery and Neurosurgeons of Luxembourg

*Werfen Sie einen
Blick ins Programm!*



*Registrieren
Sie sich jetzt!*



Warum 7-Tesla-¹H-MRT im Gehirn?

O. Speck

Kurzfassung: Die Verbreitung von 7-Tesla-MRT-Geräten nimmt immer schneller zu. Die derzeitigen Möglichkeiten und Grenzen der Methoden und Technologie werden vorwiegend in (neurowissenschaftlichen) Forschungsstudien evaluiert. Klinische Routinebildgebung ist derzeit mit 7 T nicht etabliert und die weitere Entwicklung und Verbreitung dieser Geräte hängt von Anwendungen ab, welche vom Einsatz der Technik deutlich profitieren. In diesem Beitrag werden die derzeitigen Möglichkeiten und Herausforderungen von 7-T-MRT des Gehirns beschrieben und die Anwendung in Forschung und Klinik diskutiert. Die Hauptvorteile eines erhöhten Signal-zu-Rausch-Verhältnisses sowie einer größeren Sensitivität vor allem für suszeptibilitätsgewichtete Aufnahmen erlauben detailreichere Darstel-

lungen. Schwierigkeiten durch inhomogene Flipwinkelverteilungen und hohe Hochfrequenzbelastung schränken die Anwendbarkeit der bekannten Methoden jedoch ein und erfordern weitere Entwicklungen.

Schlüsselwörter: Hochfeld-MRT, 7 Tesla, Gehirnbildgebung

Abstract: Why Use 7 Tesla MRI Systems for Brain Imaging? The dissemination of 7 Tesla MRI systems is growing ever faster. The current possibilities and limitations of the methods and technology are mainly being evaluated in (neuroscientific) research studies. Routine clinical imaging is currently not feasible and the future development and proliferation of ultra-high field

systems strongly depends on the identification of applications that significantly benefit from this technology. This article describes the current possibilities and challenges of 7 T MRI of the human brain and discusses the applications in research and clinical diagnosis. The main advantages of high signal-to-noise and high sensitivity in susceptibility-weighted imaging allow measurements with improved resolution. Difficulties due to inhomogeneous flip angle distributions and high radiofrequency power deposition limit the applicability of known methods and require further developments. **J Neurol Neurochir Psychiatr 2012; 13 (2): 90–7.**

Key words: high-field MRI, 7 Tesla, neuroimaging

■ Einleitung

Etwa zur Jahrtausendwende wurde die nächste Stufe auf der nach oben offenen Magnetfeldskala erklommen. Die ersten Ganzkörper-MRT-Systeme mit 7 Tesla (T) Magnetfeldstärke (CMMR Minnesota) und 8 T (Ohio State University) wurden installiert und für Messungen am Menschen genutzt. Während man sich in Ohio auf die hochauflösende Darstellung der Gehirnanatomie konzentrierte [1], lag der Fokus in Minnesota auf der nicht-invasiven Darstellung neuronaler Aktivität mittels funktioneller MRT (fMRT) [2]. Aufgrund zahlreicher technischer Herausforderungen und Limitationen hat man sich zunächst auf kleine Beobachtungsvolumina innerhalb des Gehirns beschränkt, jedoch hier bereits früh das mögliche Potenzial der hohen Feldstärken erkannt. Die Skepsis gegenüber dem Drang nach höheren Feldstärken für Humananwendungen war groß und bis 2005 waren lediglich 5 7-T-Systeme in Betrieb. Seitdem ist die Anzahl deutlich angestiegen und mit Stand März 2011 sind ca. 45 Systeme installiert bzw. geordert.

Der technische Aufwand solcher Geräte ist erheblich und es stellt sich die Frage, ob die Kosten und der infrastrukturelle Aufwand durch den Nutzen gerechtfertigt sind. Eine Antwort auf diese Frage ist heute vor allem für die klinische Diagnostik noch nicht abschließend zu geben, hängt diese doch sehr von der betrachteten Anwendung ab. Es ist klar, dass die Möglichkeiten der Technologie und Methodik von einigen spezialisierten Institutionen entwickelt und getestet werden müssen.

Ob der Gewinn an Erkenntnis aus den Resultaten eine weite und zahlreiche Verbreitung rechtfertigt, wird derzeit intensiv diskutiert. Alleine die statischen Voraussetzungen, einen Magneten von > 30 Tonnen Gewicht und einer Eisenabschirmung von mehreren 100 Tonnen zu installieren, erfordern oftmals einen Gebäudeneubau. Zudem ist selbst dann das Streufeld noch groß (5G-Linie ca. 450 m²) und man benötigt viel Platz in alle Raumrichtungen um den Magneten. Somit sind die Kosten für eine 7-T-Untersuchung derzeit erheblich höher als für eine klinische Untersuchung bei 1,5 T (vorsichtig geschätzt etwa um den Faktor 5). Dies liegt jedoch noch immer unter den Kosten für eine PET-Untersuchung. Hieraus kann bereits erkannt werden, dass bei gegebener klinischer Rechtfertigung eine klinische Anwendung durchaus möglich erscheint, die zudem bei einer weiteren Verbreitung sicher zu einer Kostenreduktion führen würde. Viele der derzeitigen Argumente für oder gegen eine klinische Anwendung wurden 2010 in der „Hot Topic Debate“ beim „Joint Annual Meeting of the ISMRM and ESMRMB“ in Stockholm ausgetauscht [3].

Diese aktuelle Debatte erinnert natürlich an die Situation von Ganzkörper-3-T-MRT ca. 2003, als die ersten klinischen 3-T-Geräte auf den Markt kamen und deren Mehrwert gegenüber 1,5 T intensiv diskutiert wurde. Mittlerweile haben die Technologie und der Markt diese Frage entschieden; 3-T-Geräte machen heute einen signifikanten Teil der Installationen aus und haben sich in der klinischen Diagnostik und den Neurowissenschaften fest etabliert. Ist 7 Tesla bei gleichbleibenden Argumenten die logische Fortsetzung dieser Erfolgsgeschichte höherer Feldstärken, welche von vielen unterschätzt wurde? In diesem Artikel werden die technischen und physikalischen Grundlagen erläutert und Beispiele für Anwendungen am Kopf aufgezeigt und diskutiert. Aufgrund des großen Interesses an Neurowissenschaften und der kleineren Abmessungen des Kopfes im Vergleich zum Körperstamm werden derzeit Publikationen bei 7 T von Anwendungen am Kopf dominiert, auch wenn vielversprechende Ergebnisse in anderen Körperregionen gezeigt wurden. Dieser Überblick beschränkt sich

Eingelangt am 27. Juli 2010; angenommen nach Revision am 28. März 2011; Pre-Publishing Online am 7. Juni 2011

Aus der Abteilung Biomedizinische Magnetresonanz, Fakultät für Naturwissenschaften, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, Deutschland

Korrespondenzadresse: Prof. Dr. rer. nat. Oliver Speck, Abteilung Biomedizinische Magnetresonanz, Fakultät für Naturwissenschaften, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, D-39120 Magdeburg, Leipziger Straße 44; E-Mail: oliver.speck@ovgu.de

auf die bislang deutlich dominierenden Anwendungen im Kopf. Zudem werden ausschließlich Methoden diskutiert, die Protonen nutzen. Andere Kerne – wie etwa 31-Phosphor, 19-Fluor oder 23-Natrium, welche bei hohen Feldstärken an Bedeutung gewinnen – werden ebenfalls nicht betrachtet.

■ Technisch-physikalische Grundlagen

Seit der Einführung von MRT in die klinische Diagnostik war das Hauptargument für höhere Magnetfeldstärken die proportional steigende Magnetisierung des Objekts. Dieser Gewinn an Magnetisierung bewirkt bei Vernachlässigung der Hochfrequenzeffekte und sich ändernder Relaxationszeiten eine proportionale Erhöhung des Signal-zu-Rausch-Verhältnisses (SNR). Da MRT ein intrinsisch signalschwaches Verfahren ist, ist jeder Gewinn an SNR hochwillkommen. Diese erhöhte Sensitivität kann in höhere räumliche Auflösung, kürzere Messzeiten oder Kontrastgewinn investiert werden. Für MR-Spektroskopie, welche klinisch nur eine geringe Rolle spielt, erhöht sich zudem die Frequenzaufspaltung der Metabolitensignale, wodurch diese Methode doppelt profitiert.

Der SNR-Gewinn für 7 T gegenüber 3 T ist somit etwa 2,3. Dies könnte in eine Messzeitreduktion um etwa einen Faktor 5 investiert werden, wenn Methoden eine solche Reduktion (etwa durch parallele Bildgebung oder Reduktion von Mitteilungen) erlauben. Alternativ kann die räumliche Auflösung z. B. von 1 mm auf 0,75 mm erhöht werden. Hierbei ist zu beachten, dass das Voxelvolumen für isotrope Auflösung mit der dritten Potenz der Kantenlänge abnimmt und daher der Gewinn relativ geringer erscheint. Auf Basis der höheren Magnetisierung kann kein weiterer Gewinn erwartet werden. Dieser Gewinn wird zudem durch nachteilige Effekte eingeschränkt. Der prominenteste Effekt ist die Reduktion der Wellenlänge der genutzten Hochfrequenz umgekehrt proportional zur Feldstärke. Für 7 T ist die Wellenlänge in Gewebe aufgrund seiner dielektrischen Eigenschaften mit etwa 11–15 cm deutlich geringer als in Luft. Hierdurch kann das Anregungsfeld nicht mehr homogen im Bereich des Objekts sein und es kommt zu starken ortsabhängigen Schwankungen des Puls-kippwinkels. Der volle SNR-Gewinn kann daher nicht über das gesamte Objekt realisiert werden. Selbst am Gehirn entstehen hierdurch bereits sehr deutliche Intensitätsvariationen. In Abbildung 1 ist eine experimentell gemessene Anregungskippwinkelkarte für eine nominelle Anregung mit 90° gezeigt. Nur im Zentrum wird dieser Kippwinkel erreicht. In weiten Teilen des Großhirns ist der Kippwinkel bis auf die Hälfte reduziert, im Kleinhirn sogar noch auf Werte darunter. Das Signal und der Kontrast im Bild werden daher entsprechend der Sensitivität der verwendeten Messmethode räumlich zum Teil stark variiert.

Weiterhin ändern sich die Relaxationszeiten von Gewebe mit steigender Feldstärke. Während die longitudinalen Relaxationszeiten (T1) im Gehirn proportional zu $B_0^{0,32}$ steigen [4], reduziert sich die transversale Relaxationszeit (T2) leicht [5]. Die Zerfallskonstante in Gradientenecho-Experimenten (T2*) reduziert sich mit zunehmender Feldstärke stärker und spiegelt den Gehalt z. B. an Eisen, Ferritin oder Desoxyhämoglobin in einem Voxel deutlich stärker wider als bei niedriger Feldstärke. Diese Effekte beeinflussen abhängig von der ver-

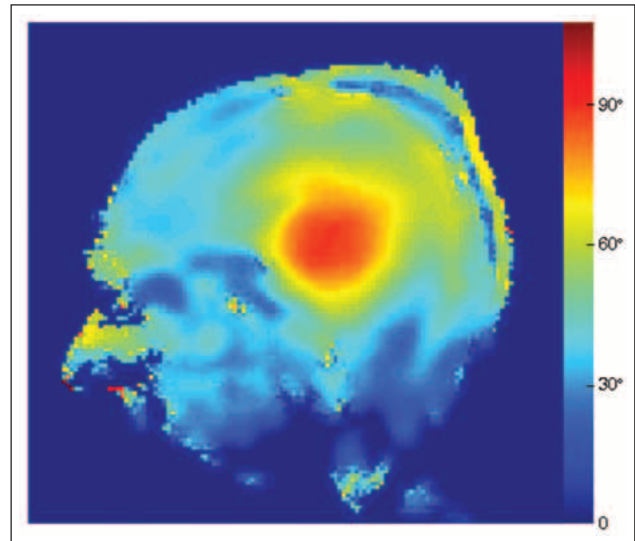


Abbildung 1: Die gemessene Kippwinkelverteilung im Kopf eines Probanden für einen nominalen Kippwinkel von 90°. Nur im Zentrum wird dieser nominale Kippwinkel erreicht. Selbst im Großhirn variiert der Kippwinkel um bis zu 50 % und im Kleinhirn reduziert er sich auf sehr geringe Werte von < 30°. Als Konsequenz ergeben sich räumlich stark inhomogene Intensitäten und Kontraste.

wendeten Messsequenz das SNR oftmals negativ, wobei sich der Kontrast durchaus erhöhen kann. Dies ist vor allem für T2*-gewichtete Bildgebung der Fall, welche bei 7 T sehr viel dominanter ist als bei geringerer Feldstärke. Sie profitiert vom erhöhten SNR, dem stärkeren Kontrast und ist zudem aufgrund der geringen Kippwinkel relativ unempfindlich gegen Hochfrequenz- (HF-) Inhomogenitäten. Weitere Effekte, die hier nicht im Detail erläutert werden sollen, sind die proportional ansteigenden Magnetfeldinhomogenitäten, die durch die Gewebesuseptibilität verursacht werden, erhöhte Magnetisierungstransfereffekte, welche Signale reduzieren und Kontraste ändern, sowie steigender akustischer Lärm aufgrund der größeren Lorenzkraft im Gradientensystem.

Ein zusätzlicher, sehr wichtiger Aspekt ist die im Wesentlichen quadratisch mit der Feldstärke steigende spezifische Absorptionsrate (SAR) [6]. Die Energie, die während einer MR-Messung im Gewebe deponiert werden darf, ist unabhängig von der Feldstärke durch Sicherheitsrichtlinien limitiert und daher können viele Sequenzen nicht in gewohnter Weise genutzt werden. Als Resultat können z. B. oftmals pro Zeiteinheit nur weniger Schichten aufgenommen werden, vor allem für Sequenzen mit vielen HF-Pulsen mit hohem Kippwinkel wie etwa Spinecho (SE), Turbo-Spinecho (TSE) oder „Steady State Free Precession“- (SSFP-) Methoden. Der tatsächliche Gewinn an Sensitivität hängt also stark von der verwendeten Methode ab, wobei manche Methoden doppelt profitieren und andere aufgrund von Limitationen der Homogenität oder SAR gegenüber 3 T nur wenig oder gar nicht gewinnen können.

■ Anatomische Bildgebung

Die HF-Inhomogenitäten beschränken das sinnvoll darstellbare Volumen und daher wird derzeit der überwältigende Anteil an 7-T-Untersuchungen am Kopf durchgeführt. Hiermit wiederholt sich die Entwicklung, wobei zunächst nicht nur bei 3 T, sondern auch in den Anfängen der MR-Bildgebung

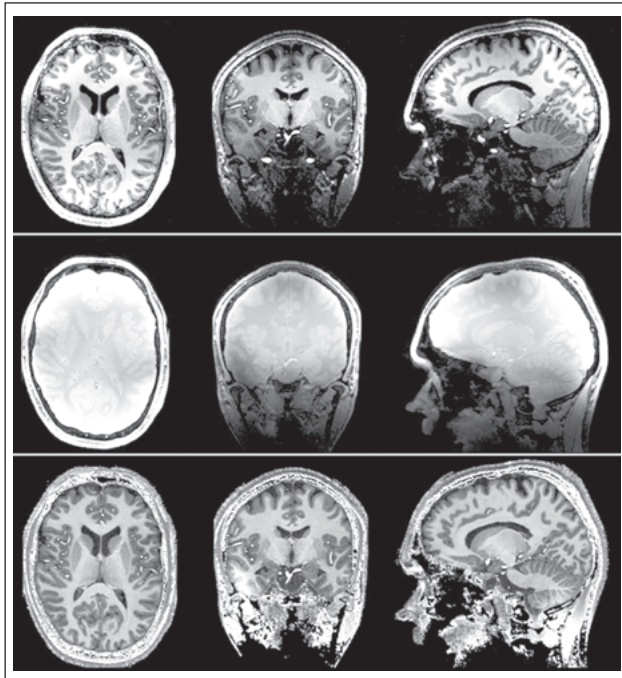


Abbildung 2: Dreidimensionale T1-gewichtete Aufnahme mittels „Magnetization Prepared Rapid Acquisition with Gradient Echoes“ (MPRAGE, wie alle folgenden Abbildungen aufgenommen mit einer 24-Kanal-Kopfspule [Nove Medical]). Durch die hohe Magnetisierung kann eine sehr hohe räumliche Auflösung von 0,6 mm isotrop in 15 Min. erreicht werden. Die nativen Daten (oben, in 3 Orientierungen reformatiert) zeigen jedoch starke Variationen in Signal und T1-Kontrast. Mittels einer Referenzmessung ohne Inversionspuls und kürzerer Wiederholzeit (Mitte) kann durch Division ein homogener Kontrast- und detailreicher Datensatz generiert werden (unten). Lediglich im Temporallappen sind Bereiche erkennbar, in welchen die Inversion der Magnetisierung aufgrund zu geringer Kippwinkel nicht vollständig war.

vorwiegend neuroradiologische und -wissenschaftliche Anwendungen im Mittelpunkt standen. Zunächst sollen die Möglichkeiten für anatomische Hirnbildgebung demonstriert werden.

Die gängigen T1- und T2-Kontraste im Gehirn werden zu meist mittels Spinecho-Sequenzen realisiert. Aufgrund der hohen Sensitivität für HF-Inhomogenitäten und des hohen SAR sind diese für 7 T nur bedingt geeignet. Für T1-Bildgebung hat sich die magnetisierungspräparierte Gradientenecho-Aufnahme (MPRAGE) als geeignete Methode etabliert, welche hohen T1-Kontrast und hohe räumliche Auflösung verbindet [7]. Auch diese Methode zeigt deutliche räumliche

Variationen in Intensität und Kontrast, welche die Beurteilung und eine automatische Prozessierung wie etwa eine Segmentierung erschweren oder gar unmöglich machen. Durch eine Referenzmessung, welche ohne Inversion der Magnetisierung die ansonsten identische Sensitivität für diese Effekte aufweist, kann die Messung durch Division korrigiert werden [8, 9]. Diese Messung verlängert die Messzeit um lediglich ca. 25 % und erhöht aufgrund des inversen Kontrasts sogar die T1-Sensitivität. Die resultierenden Daten zeigen einen starken T1-Kontrast bei der Möglichkeit zu sehr hoher isotroper Auflösung (Abb. 2).

Für die T2-Bildgebung wird üblicherweise die TSE-Methode angewendet [10]. Aufgrund der vielen Refokussierungspulse mit hohem Kippwinkel ist diese bereits bei 3 T SAR-limitiert. Die Lösung, die die Anwendung selbst im Abdomen bei 3 T ermöglicht, erlaubt in erweiterter Form auch bei 7 T die T2-gewichtete Bildgebung am Kopf. Durch die so genannte Hyper-TSE-Sequenz, welche die Kippwinkel über den Echozug hinweg geschickt modifiziert und somit SAR reduziert und ein hohes Signal erhält [11, 12], können bei weiterer Modifikation der Pulse zur SAR-Reduktion auch bei 7 T T2-Aufnahmen mit hoher räumlicher Auflösung, hohem Kontrast und ausreichender Volumenabdeckung erstellt werden [13] (Abb. 3).

Gradientenecho-Methoden, welche bei niedrigeren Feldstärken am Gehirn vor allem für den Ausschluss von Blutungen genutzt werden, finden bei 7 T aus mehreren Gründen sehr viel häufiger Anwendung. Gradientenechos sind nicht sehr SAR-kritisch, zeigen gutmütige Signalvariationen bei HF-Inhomogenitäten und erlauben sehr hohe räumliche Auflösungen bei geringen Messzeiten und hohem SNR. Ein entscheidender weiterer Vorteil von Gradientenecho-Methoden bei hohen Feldern ist der stark mit der Feldstärke zunehmende T2*-Kontrast des Gewebes. Im Gegensatz zu geringeren Feldstärken zeigen Gradientenecho-Daten bereits bei moderaten Echozeiten von 10–20 ms einen sehr deutlichen T2*-Kontrast, da die T2*-Relaxationszeiten des Gewebes stark reduziert sind und somit die Echozeit in der Größe der T2*-Zeiten rückt. Zudem sind die Unterschiede in den T2*-Zeiten aufgrund der Sensitivität für Eisen (zumeist in Form von Ferritin, Hämosiderin oder Desoxyhämoglobin) bei 7 T deutlich höher als bei klinischen Feldstärken. Somit können aufgrund

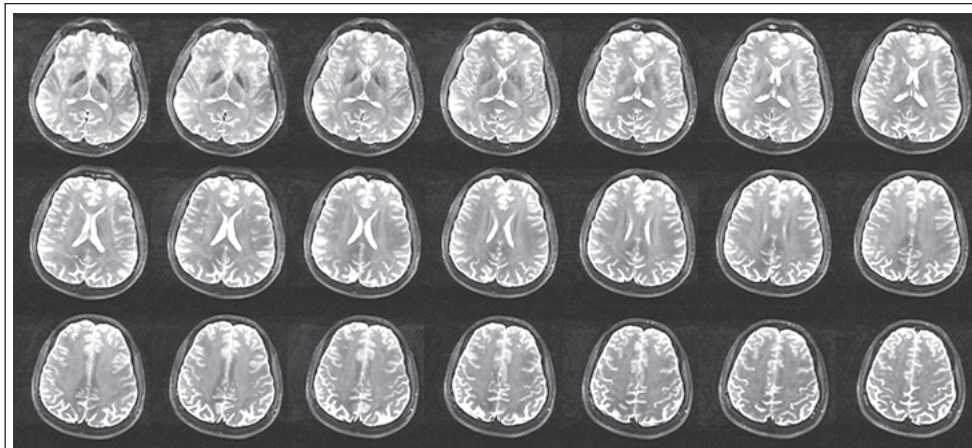


Abbildung 3: Axial T2-gewichtete Aufnahmen mittels Hyper-Turbo-Spin-echo-Bildgebung. Bei dieser Methode werden die Kippwinkel während des Echozuges derart variiert, dass die Hochfrequenzbelastung reduziert wird unter Beibehaltung des Signal-zu-Rausch-Verhältnisses und Kontrastes im Bild. Somit sind Aufnahmen von 20 Schichten mit 2 mm Schichtdicke und 300 Mikrometer Auflösung in nur 4 Minuten möglich.

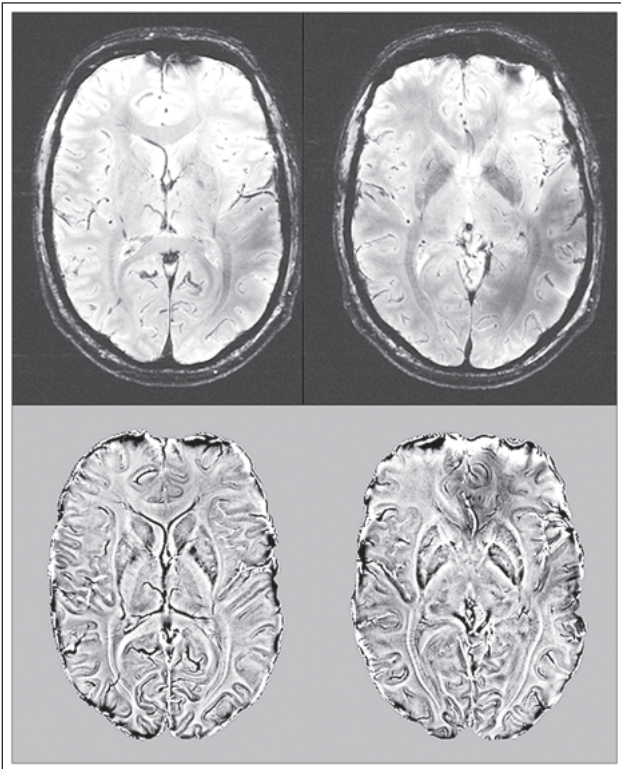


Abbildung 4: Axiale Gradientenecho-Aufnahmen (Wiederholzeit TR = 750 ms, Echozeit TE = 17 ms) mit sehr hoher räumlicher Auflösung (200 Mikrometer bei 2 mm Schichtdicke). In der oberen Reihe sind die üblichen Beträgsbilder dargestellt (2 von 39 Schichten). Diese zeigen bei 7 T aufgrund von Suszeptibilitätsdifferenzen einen sehr viel stärkeren Kontrast als bei niedrigeren Feldstärken. In der unteren Reihe sind die dazugehörigen Phasenbilder dargestellt. Diese zeigen die durch das Gewebe veränderte Magnetfeldverteilung und tragen zum Beträgsbild komplementäre Informationen, bei nochmals erhöhtem Kontrast, insbesondere in der weißen Substanz bei.

der hohen räumlichen Auflösung und des starken Kontrastes sehr detailreiche Aufnahmen der Hirnanatomie entstehen [14]. Noch bemerkenswerter und aktuell intensiv diskutiert ist die bislang weitgehend ignorierte Information, die in der Signalphase kodiert ist. Bei der üblichen Beträgsbildung der MR-Daten wird diese Information aus den Daten entfernt. In Gradientenecho-Daten wird die Phase im Wesentlichen durch das lokale Magnetfeld beeinflusst. Das Magnetfeld wiederum ist als Folge der magnetischen Eigenschaften des Gewebes lokal modifiziert. Somit wird ein Problem der Hochfeldbildgebung (die größere Frequenzverschiebung) als ein kontrastgenerierender Mechanismus genutzt [15]. Nach Filterung globaler Phasenvariationen (Shim) zeigen sich starke Kontraste zwischen grauer und weißer Substanz sowie innerhalb der Basalganglien und innerhalb des Hirnmarks, welche den Kontrast in den Beträgsbildern komplementieren und übertreffen können (Abb. 4). Bislang sind diese Methoden noch in keiner Weise im klinischen Alltag integriert und es ist noch nicht evaluiert, für welche Fragestellungen sie hilfreich sein können. Ein mit großem Interesse verfolgter Bereich ist die Phasenbildgebung bei Patienten mit multipler Sklerose [16–18]. Erste Berichte zeigen, dass Läsionen, die in T2- oder T2*-Gewichtung nicht zu unterscheiden sind, unterschiedliche Repräsentation in Phasendaten zeigen. Zudem ist die Lokalisation der Läsionen um kleinste Venen aufgrund des starken Kontrastes der desoxygenierten Venen gut zu erkennen (Abb. 5).

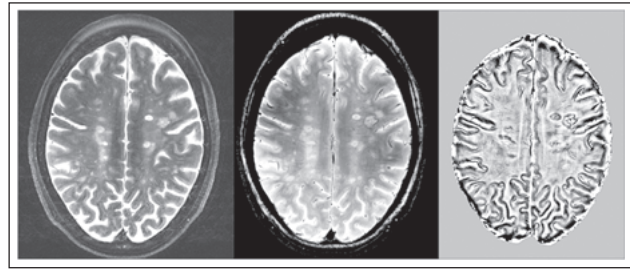


Abbildung 5: Axiale T2-Hyper-Turbo-Spinecho-Aufnahme, sowie T2*- und Phasenkontrastdaten eines Patienten mit multipler Sklerose. Bemerkenswert ist die stark variierende Erscheinung der Läsionen im Phasenkontrast, während diese in T2 und T2* sehr ähnlich zur Darstellung kommen.

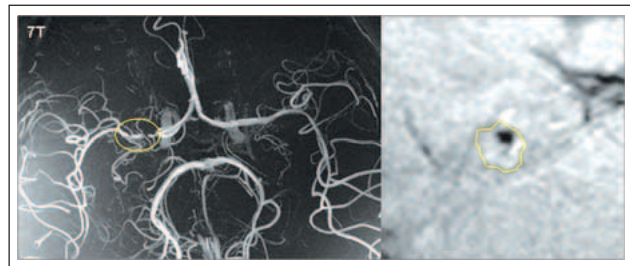


Abbildung 6: Dreidimensionales ToF-Angiogramm (siehe Text) eines Patienten mit einer Stenose der A. cerebri media (Auflösung 0,3 mm isotrop). Das Restlumen kann in der Maximum-Intensitäts-Projektion (MIP) sowie in einer senkrecht zur Stenose geplanten Schnittebene gegenüber dem Plaque deutlich erkannt werden. Der Verlauf der Gefäßwand ist in der rechten Abbildung eingezeichnet.

■ Angiographie

Die Darstellung der Blutgefäße mittels MRT ist für viele klinische Fragestellungen entscheidend. Vor allem für die kleinen Hirngefäße bzw. die korrekte Beurteilung von Stenosen ist die räumliche Auflösung der Messung ein entscheidendes Kriterium. Die Möglichkeit angiographischer Darstellungen ohne die Applikation von Kontrastmitteln profitiert in besonderer Weise von hohen Feldstärken: Zum einen kann aufgrund der höheren Magnetisierung eine höhere räumliche Auflösung erreicht werden und zum anderen ist aufgrund des längeren T1 von Blut und Gewebe der kontrastgenerierende Effekt der Signalerhöhung einfließenden Blutes gegenüber stationärem Gewebe („in-flow effect“ bzw. Zustrom-Effekt) größer und führt zu einer weiteren Steigerung der Sensitivität [19]. Abbildung 6 zeigt ein Beispiel eines Patienten mit Mediastenose, bei welchem das sehr kleine Restlumen in der „Time-of-flight“- (ToF-) Angiographie erkennbar ist und sich auch in einer senkrecht geplanten Spinecho-Aufnahme gegenüber dem Plaque klar darstellt.

Während die Darstellung arterieller Gefäße von den längeren T1-Relaxationszeiten profitiert, verbessert sich auch die Abbildung von venösen Gefäßen bei hohen Feldstärken deutlich. Hier addiert sich zum SNR-Gewinn der steigende Kontrast im Beträgs- wie im Phasenbild aufgrund der hohen Suszeptibilitätsunterschiede zwischen venösem desoxygeniertem Blut und Gewebe, welcher in der Venographie kombiniert wird [20] (Abb. 7). Bereits kurz nach der Vorstellung der Methode wurde der große Gewinn bei Erhöhung der Feldstärke in Anwendungen bei 3 T deutlich [21] und auch auf 7 T erweitert [22]. Hierbei wurden mehrere Vorteile deutlich. Der SNR-Gewinn bei hohen Feldstärken wird, wie theoretisch vorhergesagt, von einem Kontrastgewinn begleitet. Zudem erlauben

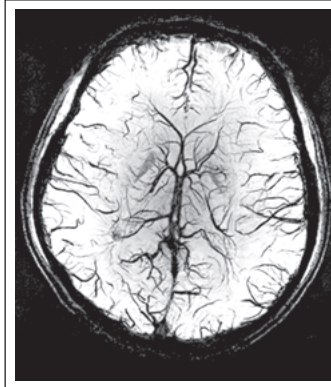


Abbildung 7: Venographie als Minimum-Intensitäts-Projektion aus einer axialen Gradientenecho-Messung mit 200 Mikrometer Auflösung bei 2 mm Schichtdicke. Bei 7 T werden aufgrund der Desoxygenierung des Blutes Voxel mit venösen Gefäßen dunkel dargestellt. Somit können auch Venen erfasst werden, welche deutlich kleiner als die Voxelgröße sind. Bei der Interpretation der Daten ist zu beachten, dass die Gefäße durch diesen Effekt oftmals überrepräsentiert werden.

die kürzeren optimalen Echozeiten bei hohen Feldstärken eine schnellere Aufnahme. Ähnlich der Maximum-Intensitäts-Projektion (MIP) zur Darstellung arterieller Angiogramme stellt eine solche Venographie die venösen Gefäße durch eine Minimum-Intensitäts-Projektion (minIP) über eine definierte Schichtdicke dar. Da die Venen in diesen Daten in ihrem Kaliber überrepräsentiert werden und auch aufgrund der hohen Dichte kleiner Venen prominenter hervortreten als die Arterien in der Angiographie, wird zumeist ein recht dünnes Schichtpaket von wenigen Zentimetern betrachtet.

■ Funktionelle MRT

Eine der Hauptmotivationen für die Nutzung höherer Magnetfeldstärken war und ist die Anwendung in den Neurowissenschaften zur Darstellung von neuronaler Aktivität. Bereits 2001 haben Yacoub et al. gezeigt [2], dass die Sensitivität für die Detektion von neuronaler Aktivität bei hohen Feldstärken zunimmt. In diesen und folgenden Arbeiten wurde zudem über einen Gewinn an räumlicher Lokalisation berichtet. Diese kommt primär nicht (nur) durch eine höhere räumliche Auflösung zustande, sondern vor allem durch eine Verschiebung der Signallokalisation vom venös-vaskulären System hin zu kapillaren Regionen aufgrund der Reduktion der venösen T2*-Zeiten [23]. Für fMRT-Messungen ist jedoch nicht alleine die Erhöhung des SNR entscheidend. Bereits 2001 haben Krüger und Glover gezeigt, dass das „physiologische Rauschen“, also die Signalschwankungen im Kortex, welche nicht mit der Aufgabe korrelieren, ebenfalls mit der Feldstärke zunimmt [24]. Daher bedingt eine Erhöhung des SNR nicht unbedingt eine gesteigerte Sensitivität, insbesondere wenn diese bereits bei niedrigerer Feldstärke durch physiologische Schwankungen limitiert ist. Die optimale Ausnutzung des SNR ist gegeben, wenn das thermische Rauschen (Bild-SNR) und das physiologische Rauschen etwa gleich große Varianzen beitragen [25]. Die Variationen der Signalintensitäten in fMRT-Experimenten ohne Stimulus erlauben Aussagen über die funktionelle Konnektivität verschiedener Hirnregionen, welche parallel Signalschwankungen zeigen [26]. Auch diese Messungen profitieren von hohen Feldstärken durch erhöhte Sensitivität [27]. Die meistgenutzte Methode für fMRT ist die Echo-Planar-Bildgebung (EPI). Bei steigender Feldstärke ist diese durchaus problematisch, da vor allem dephasierungsbedingte Signalauslöschungen und geometrische Verzerrungen mit der Feldstärke zunehmen. Durch die Verwendung paralleler Aufnahmetechniken, geometrischer Verzerrungskorrekturen und moderner Gradientensysteme ist es

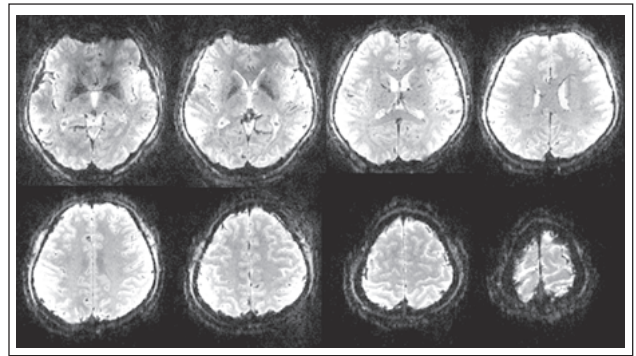


Abbildung 8: Axiale „Single-shot“-Echo-Planar-Daten mit 1 mm isotroper Auflösung. Die Messzeit beträgt lediglich 50 ms pro Schicht (8 Schichten aus einem Datensatz von 60 Schichten). Die Voxelgröße ist gegenüber üblichen fMRT-Auflösungen von 2,5–3 mm um etwa das 20-Fache reduziert. Eine Zuordnung neuronaler Aktivierung zu anatomischen Strukturen kann somit ohne die Notwendigkeit einer weiteren Aufnahme erreicht werden.

mittlerweile möglich, sehr hoch aufgelöste EPI-Daten in Einzelmessungen zu erhalten [28]. Durch die hohe räumliche Auflösung reduzieren sich die Signalauslöschungen und Partialvolumeneffekte. Ähnlich wie in der Venographie profitiert fMRT vom Signalgewinn und dem größeren Signalunterschied desoxygenierten Blutes von Gewebe, welcher die Basis des „Blood oxygenation level dependent“- (BOLD-) Effekts ist. Es ist somit eine deutlich mehr als lineare Steigerung der Sensitivität mit steigender Feldstärke vorhanden. Ein Beispiel für „Single-shot“-EPI-Daten mit 1 mm isotroper Auflösung ist in Abbildung 8 dargestellt. Bei dieser hohen Auflösung zeigen die Daten anatomische Details, welche üblicherweise erst durch die Überlagerung mit hoch aufgelösten T1-Datensätzen zu identifizieren sind. Hierbei ist zu beachten, dass die Gesamtmesszeit für eine einzelne Schicht lediglich 50 ms beträgt.

Mittlerweile wurde in einer großen Anzahl von Publikationen gezeigt, dass fMRT bei 7 T mit deutlich höherer räumlicher Auflösung möglich ist und die Sensitivität erheblich gegenüber niedrigeren Feldstärken steigt [28, 29]. Dieser Sensitivitätsgewinn ist bei hoher räumlicher Auflösung am größten. Die Akzeptanz unter den Neurowissenschaftlern ist jedoch nicht so sprunghaft gestiegen, wie von vielen erwartet wurde. Die meisten Publikationen beschränken sich bislang auf methodische Untersuchungen oder Studien primärer funktioneller Areale.

■ ¹H-Spektroskopie

Die In-vivo-Protonenspektroskopie erlaubt die nicht-invasive quantitative Messung von Metaboliten und wird bei 7 T neben wenigen Anwendungen in der Prostata [30] und in Muskeln [31] bislang vorwiegend im Gehirn genutzt. Durch die hohe Magnetfeldstärke wird neben dem entsprechend erhöhten SNR zudem die Aufspaltung der einzelnen Signale in der Frequenzrichtung vergrößert [32, 33]. Hierdurch lassen sich die spektralen Linien besser separieren und somit mehr Substanzen auch bei geringerer Konzentration detektieren bzw. kleinere Volumina oder kürzere Messzeiten erreichen. Herausforderungen ergeben sich durch die größere chemische Verschiebung bei der Volumenselektion sowie die größeren Magnetfeldinhomogenitäten, welche die Linienbreite erhöhen kön-

nen und somit einen Teil des Vorteils größerer Linienaufspaltung reduzieren. Abbildung 9 zeigt ein Protonenspektrum aus dem Bereich der parietalen weißen Substanz. Die Anzahl der detektierbaren Substanzen ist deutlich höher als in einem vergleichbaren Spektrum bei niedrigerer Feldstärke (siehe z. B. [33]).

■ Diskussion und Schlussfolgerungen

Die Verbreitung von Ganzkörper-7-T-Systemen hat in den vergangenen 5 Jahren sprunghaft zugenommen und einige der technischen und methodischen Probleme, die zunächst prohibitiv erschienen, konnten bereits überwunden werden. Weltweit existieren zahlreiche Initiativen, um weitere Geräte zu installieren. Der Trend zu höheren Feldstärken kann also als ungebrochen gelten. Zudem gibt es die ersten 9,4-T-Humangeräte, welche den Betrieb aufnehmen, jedoch noch einiger Entwicklung bedürfen, um den Status der 7-T-Geräte in Bezug auf Robustheit und Anwendbarkeit zu erreichen. Darüber hinaus ist eine weitere Steigerung der Feldstärken auf 11,7 T für Humananwendungen bereits klar absehbar und erste Geräte sind in Bau. Möglicherweise müssen wir also bald wieder einmal den Begriff Ultrahochfeld neu definieren. Für die derzeit betriebenen 7-T-Geräte gilt, dass diese mittlerweile einen Status erreicht haben, an dem sie nicht nur zu methodischen und technologischen Entwicklungen genutzt werden, sondern auch als Werkzeuge für klinische und neurowissenschaftliche Anwendungsforschung dienen können.

Von der erhöhten Feldstärke profitieren nicht alle Methoden in gleichem Ausmaß. Derzeit zeichnet sich ab, dass vor allem Methoden, welche auf der Ausnutzung der suszeptibilitätsbedingten Kontraste beruhen, wie fMRT, Gradientenecho-bildgebung und Venographie, sowie Methoden, welche von langen T₁-Relaxationszeiten begünstigt werden, wie ToF-Angiographie oder Perfusionmessungen mittels Spinmarkierung („arterial spin labeling“), den größten Gewinn zeigen. Anatomische Bildgebung erreicht den durch die höhere Magnetisierung erwarteten Auflösungsgewinn, wobei jedoch einige Methoden aufgrund von SAR-Begrenzungen oder HF-Inhomogenitäten weniger profitieren. Die wesentlichen technischen Probleme sind die hohe HF-Belastung (SAR-Limits) sowie die Variation der HF-Felder und damit Kippwinkel über das beobachtete Objekt. Oftmals beschränkt sich daher die Untersuchung auf einen kleinen Teilbereich, welcher mit hoher Sensitivität untersucht werden kann. Während dies für Forschungsfragestellungen vielfach ausreichend erscheint, ist für klinische Untersuchungen zumeist eine große Abdeckung gewünscht. Doch auch hier können Fragestellungen mit lokalen Untersuchungen beantwortet werden. Es gilt also, die Anwendungen zu identifizieren, die von der hohen räumlichen Auflösung bzw. Sensitivität entscheidend profitieren. Bereits heute existiert eine Vielzahl von Studien, die Hochfeld-MRT anwenden. Von diesen ist ein großer Anteil technisch ausgerichtet und viele Patientenstudien evaluieren die Machbarkeit bestimmter Untersuchungen bzw. den Gewinn an Bildqualität nach Maßstäben wie etwa räumlicher Auflösung. Aktuelle Entwicklungen lassen erwarten, dass einige der oben genannten limitierenden Herausforderungen in Zukunft möglicherweise gelöst werden können. Methoden für die homogene HF-Anregung mittels B₁-Shimming [34] oder paralleler

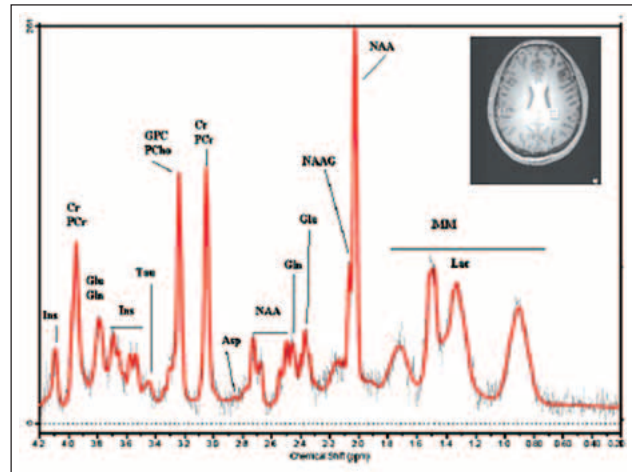


Abbildung 9: Ein Einzelvoxelspektrum aus der parietalen weißen Substanz mit einer Volumengröße von lediglich 1,7 ml. Das Spektrum wurde mit der „Stimulated echo acquisition mode“- (STEAM-) Sequenz mit den Messparametern TE/TM/TR 20/15/3000 ms und 128 Mittelungen aufgenommen. Eine Vielzahl von Metaboliten ist identifizierbar: Ins: Inositol; Cr: Kreatin; PCr: Phosphokreatin; Glu: Glutamat; Gln: Glutamin; Tau: Taurin; GPC: Glycerophosphocholin; PCho: Phosphorylcholin; Asp: Aspartat; NAA: N-Acetylaspartat; NAAG: N-Acetylaspartylglutamat; Lac: Laktat; MM: Makromoleküle.

Anregung [35] erlauben größere Volumenabdeckung und bessere SAR-Kontrolle. Erste Anwendungen außerhalb des Kopfes mit beeindruckenden und lange für unmöglich erachteten Resultaten im Abdomen geben berechtigten Anlass zu Optimismus [36, 37]. Allerdings sind diese noch sehr weit von einer Routineanwendung entfernt. Aktiv abgeschirmte Magnete, welche nun auf den Markt kommen, versprechen einfachere Installationen in klinischen Umgebungen ohne den Zwang zu einem separaten Neubau. Große Bedeutung kommt der Entwicklung von HF-Spulen zu, welche bislang nur für sehr wenige Körperregionen (z. B. Kopf und Knie) kommerziell verfügbar sind.

Für viele wissenschaftliche Anwendungen scheint die Frage nach dem Nutzen von 7 T bereits beantwortet und viele Labore investieren, um die gestiegene Sensitivität vor allem in den Neurowissenschaften einzusetzen. Hier bleibt jedoch abzuwarten, inwieweit sich die bildgebenden Neurowissenschaften auf die derzeitigen Rahmenbedingungen bei 7 T einstellen können. So ist bislang eine Volumenabdeckung des gesamten Gehirns bei sehr hoher räumlicher Auflösung noch nicht mit hoher Zeitauflösung möglich und nicht alle Areale sind mit gleich hoher Sensitivität erfassbar. Somit muss auch hier eine gute Hypothese die Lokalisation leiten. Zudem sind die derzeitigen Auswerteverfahren in den bildgebenden Neurowissenschaften davon getrieben, aus Gruppenstudien an Stichproben Aussagen über die Gesamtheit zu folgern. Hierzu werden die Daten üblicherweise zusammengefasst. Dies bedingt eine räumliche Normalisierung der Anatomie. Residuelle lokale Unterschiede können nur ausgeglichen werden, indem die Daten räumlich gefiltert werden, um eine ausreichende Überlappung zwischen den funktionalen Arealen der Probanden zu erreichen. Diese residuellen Differenzen sind üblicherweise und abhängig von der Hirnregion in der Größenordnung einiger Millimeter bis Zentimeter. Somit geht in einer solchen Auswertung der Vorteil der hohen räumlichen Auflösung weitgehend verloren. Neue Methoden der Datenaus-

wertung sind gefordert, wie etwa die so genannte Dekodierung, welche anhand der räumlich-zeitlichen Muster der Signalverläufe Aussagen über die Beteiligung eines Areals liefert [38]. Hierbei wird die volle räumliche Information genutzt. Allerdings müssen auch hier Verfahren für die Gruppenanalyse weiterentwickelt werden. Diese Herausforderungen mögen ein Grund für die Zurückhaltung bei neurowissenschaftlichen Anwendungen sein.

Für klinische Anwendungen ist eine solche Gruppenauswertung nicht relevant. Am individuellen Patienten sollen Diagnosen gestellt werden. Hierbei ist zunächst zu prüfen, ob höhere räumliche Auflösung bzw. Kontrast einen Nutzen für den Patienten bringen. Wird tatsächlich eine abweichende Diagnose gestellt? Hierzu ist eine Aussage bislang nicht möglich. Es existieren bereits bei 3 T nur wenige systematische Studien zu diesen Aspekten und bislang keine für 7 T. Zudem ist eine weitere Frage, ob eine möglicherweise geänderte Diagnose eine Auswirkung auf die Therapie und letztendlich auf die Gesundheit bzw. Überlebenschancen des Patienten hat. Auch hierzu liegen keinerlei Daten aus wissenschaftlichen Studien vor. Welche Pathologie, die bei 3 T übersehen wird, kann bei 7 T detektiert werden und macht klinisch einen relevanten Unterschied? Hier sind die klinischen Anwender und Forscher gefragt und aufgefordert, entsprechende Studien durchzuführen und wissenschaftliche Evidenzen für den gerechtfertigten Einsatz hoher Feldstärken zu liefern. Eine vielversprechende Anwendung ist die individuelle Planung von hochpräzisen Eingriffen wie z. B. der stereotaktischen Implantation von Elektroden zur tiefen Hirnstimulation [39]. Zudem sind erste Ergebnisse aus Untersuchungen neurodegenerativer Erkrankungen wie etwa multipler Sklerose [16], Morbus Parkinson [40] oder Morbus Alzheimer [41] erschienen und zeigen Ansätze für mögliche nicht-invasive Methoden zur Frühdiagnose. Bevor ein Einsatz in der klinischen Routine jedoch Realität werden kann, muss die zunehmende Komplexität der Geräte und Methoden für den Anwender überschaubar und beherrschbar werden. Die wachsende Zahl an Methoden und deren Freiheitsgrade eröffnen nicht nur neue Chancen, sondern bergen die Gefahr, den Nutzer zu überfordern. Nicht zuletzt können in Europa bislang Geräte > 4 T aufgrund der aktuellen Richtlinien nicht als Medizinprodukte zugelassen werden.

Unabhängig von dem regulären klinischen Einsatz an Patienten, für welchen eine Kosten-Nutzen-Analyse aufgrund fehlender Daten derzeit nicht erstellt werden kann, ist ein weiterer Aspekt auch für klinische Fragen anzumerken. Mittels hoher Feldstärken können verlässlichere Daten an wenigen Patienten innerhalb gut kontrollierter Studien gewonnen werden, welche hoffentlich die Erkenntnis über Pathologien, Pathomechanismen und Therapien verbessern und somit durch ein besseres Verständnis der Erkrankung einer deutlich größeren Anzahl an Patienten, welche in absehbarer Zeit sicherlich nicht mittels 7 T untersucht werden könnten, einen Vorteil bringt.

■ Interessenkonflikt

Die Institution des Autors hat eine Forschungskooperation mit der Siemens AG.

■ Relevanz für die Praxis

7-T-MRT-Systeme sind „High-end“-Forschungsgeräte, welche bislang für eine beschränkte Zahl von Anwendungen im Gehirn und einigen Extremitäten sehr beeindruckende Ergebnisse liefern. Vor allem die hohe HF-Belastung (SAR) und die inhomogenen Abbildungseigenschaften über größere Volumina schränken die breite Anwendung stark ein. Die Anzahl publizierter Studien steigt rapide an und zeigt derzeit einen langsamen Übergang von stark methodisch orientierten Arbeiten zu ersten klinischen Studien. Eine weite Verbreitung für klinische Anwendungen wird entscheidend von der Identifikation relevanter Anwendungen abhängen, bei welchen der Patient signifikant vom Einsatz dieser hohen Feldstärke profitiert.

Literatur:

- Burgess RE, Yu Y, Abduljalil AM, et al. High signal-to-noise FLASH imaging at 8 Tesla. *Magn Reson Imaging* 1999; 17: 1099–103.
- Yacoub E, Shmuel A, Pfeuffer J, et al. Imaging brain function in humans at 7 Tesla. *Magn Reson Med* 2001; 45: 588–94.
- Ladd ME, van Buchem MA, Rinck PA. Hot Topic Debate: Can 7T go Clinical? *ESMRB Newsletter* 2010; 9: 19–22.
- Rooney WD, Johnson G, Li X, et al. Magnetic field and tissue dependencies of human brain longitudinal ¹H₂O relaxation in vivo. *Magn Reson Med* 2007; 57: 308–18.
- Jezzard P, Duweil S, Balaban RS. MR relaxation times in human brain: measurement at 4 T. *Radiology* 1996; 199: 773–9.
- Hoult DI, Phil D. Sensitivity and power deposition in a high-field imaging experiment. *J Magn Reson Imaging* 2000; 12: 46–67.
- Mugler JP 3rd, Brookeman JR. Three-dimensional magnetization-prepared rapid gradient-echo imaging (3D MP RAGE). *Magn Reson Med* 1990; 15: 152–7.
- Van de Moortele PF, Auerbach EJ, Olman C, et al. T1 weighted brain images at 7 Tesla unbiased for Proton Density, T2* contrast and RF coil receive B1 sensitivity with simultaneous vessel visualization. *Neuroimage* 2009; 46: 432–46.
- Marques JP, Kober T, Krueger G, et al. MP2RAGE, a self bias-field corrected sequence for improved segmentation and T1-mapping at high field. *Neuroimage* 2010; 49: 1271–81.
- Hennig J, Nauerth H, Friedburg H. RARE imaging: a fast imaging method for clinical MR. *Magn Reson Med* 1988; 3: 823–33.
- Hennig J, Scheffler K. Hyperchoes. *Magn Reson Med* 2001; 46: 6–12.
- Weigel M, Hennig J. Development and optimization of T2 weighted methods with reduced RF power deposition (Hypercho-TSE) for magnetic resonance imaging. *Z Med Phys* 2008; 18: 151–61.
- Hargreaves BA, Cunningham CH, Nishimura DG, et al. Variable-rate selective excitation for rapid MRI sequences. *Magn Reson Med* 2004; 52: 590–7.
- Cho ZH (ed). 7.0 Tesla MRI brain atlas. In vivo atlas with cryomacrotome correlation. Springer, New York-Dordrecht-Heidelberg-London, 2010.
- Duyn JH, van Gelderen P, Li TQ, et al. High-field MRI of brain cortical substructure based on signal phase. *Proc Natl Acad Sci USA* 2007; 104: 11796–801.
- Kollia K, Maderwald S, Putzki N, et al. First clinical study on ultra-high-field MR imaging in patients with multiple sclerosis: comparison of 1.5T and 7T. *AJNR Am J Neuroradiol* 2009; 30: 699–702.
- Metcalfe M, Xu D, Okuda DT, et al. High-resolution phased-array MRI of the human brain at 7 tesla: initial experience in multiple sclerosis patients. *J Neuroimaging* 2010; 20: 141–7.
- Tallantyre EC, Morgan PS, Dixon JE, et al. A comparison of 3T and 7T in the detection of small parenchymal veins within MS lesions. *Invest Radiol* 2009; 44: 491–4.
- Ladd ME. High-field-strength magnetic resonance: potential and limits. *Top Magn Reson Imaging* 2007; 18: 139–52.
- Reichenbach JR, Venkatesan R, Schillinger DJ, et al. Small vessels in the human brain: MR venography with deoxyhemoglobin as an intrinsic contrast agent. *Radiology* 1997; 204: 272–7.
- Reichenbach JR, Barth M, Haacke EM, et al. High-resolution MR venography at 3.0 Tesla. *J Comput Assist Tomogr* 2000; 24: 949–57.
- Deistung A, Rauscher A, Sedlacik J, et al. Susceptibility weighted imaging at ultra high magnetic field strengths: theoretical considerations and experimental results. *Magn Reson Med* 2008; 60: 1155–68.
- Shmuel A, Yacoub E, Chaimow D, et al. Spatio-temporal point-spread function of fMRI signal in human gray matter at 7 Tesla. *Neuroimage* 2007; 35: 539–52.
- Kruger G, Glover GH. Physiological noise in oxygenation-sensitive magnetic resonance imaging. *Magn Reson Med* 2001; 46: 631–7.
- Triantafyllou C, Hoge RD, Krueger G, et al. Comparison of physiological noise at 1.5 T, 3 T and 7 T and optimization of fMRI acquisition parameters. *Neuroimage* 2005; 26: 243–50.
- Biswal B, Yetkin FZ, Haughton VM, et al. Functional connectivity in the motor cortex of resting human brain using echo-planar MRI. *Magn Reson Med* 1995; 34: 537–41.
- Hale JR, Brookes MJ, Hall EL, et al. Comparison of functional connectivity in default mode and sensorimotor networks at 3 and 7T. *Magma* 2010; 23: 339–49.
- Speck O, Stadler J, Zaitsev M. High resolution single-shot EPI at 7T. *Magma* 2007; 21: 73–86.
- Hoffmann MB, Stadler J, Kanowski M, et al. Retinotopic mapping of the human visual cortex at a magnetic field strength of 7T. *Clin Neurophysiol* 2009; 120: 108–16.
- Klomp DW, Bitz AK, Heerschap A, et al. Proton spectroscopic imaging of the human prostate at 7 T. *NMR Biomed* 2009; 22: 495–501.
- Ren J, Dimitrov I, Sherry AD, et al. Composition of adipose tissue and marrow fat in humans by ¹H NMR at 7 Tesla. *J Lipid Res* 2008; 49: 2055–62.

32. Tkáč I, Andersen P, Adriany G, et al. In vivo ¹H NMR spectroscopy of the human brain at 7 T. *Magn Reson Med* 2001; 46: 451–6.
33. Mekle R, Mlynárik V, Gambarota G, et al. MR spectroscopy of the human brain with enhanced signal intensity at ultrashort echo times on a clinical platform at 3T and 7T. *Magn Reson Med* 2009; 61: 1279–85.
34. Mao W, Smith MB, Collins CM. Exploring the limits of RF shimming for high-field MRI of the human head. *Magn Reson Med* 2006; 56: 918–22.
35. Katscher U, Börner P, Leussler C, et al. Transmit SENSE. *Magn Reson Med* 2003; 49: 144–50.
36. Orzada S, Maderwald S, Poser BA, et al. RF excitation using time interleaved acquisition of modes (TIAMO) to address B(1) inhomogeneity in high-field MRI. *Magn Reson Med* 2010; 64: 327–33.
37. Vaughan JT, Snyder CJ, DelaBarre LJ, et al. Whole-body imaging at 7T: preliminary results. *Magn Reson Med* 2009; 61: 244–8.
38. Haynes JD, Rees G. Decoding mental states from brain activity in humans. *Nat Rev Neurosci* 2006; 7: 523–34.
39. Voges J, Krauss JK. [Neurological and technical aspects of deep brain stimulation]. *Nervenarzt* 2010; 81: 702–10.
40. Eapen M, Zald DH, Gatenby JC, et al. Using high-resolution MR imaging at 7T to evaluate the anatomy of the midbrain dopaminergic system. *AJNR Am J Neuroradiol* 2011; 32: 688–94.
41. Nakada T, Matsuzawa H, Igarashi H, et al. In vivo visualization of senile-plaque-like pathology in Alzheimer's disease patients by MR microscopy on a 7T system. *J Neuroimaging* 2008; 18: 125–9.

Prof. Dr. rer. nat. Oliver Speck

1989–1994 Studium der Physik und 1994–1997 Promotion im Fach Physik an der Albert-Ludwigs-Universität Freiburg, 1997–1999 Post-Doc am „Harbor-UCLA Research & Education Institute“, 1999–2005 Leiter einer Emmy-Noether-Nachwuchsgruppe am Klinikum der Universität Freiburg, 2005 Habilitation im Fach Medizinphysik, seit 2006 Professor für Biophysik und Leiter der Abteilung Biomedizinische Magnetresonanz an der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg.



Mitteilungen aus der Redaktion

Besuchen Sie unsere zeitschriftenübergreifende Datenbank

☒ [Bilddatenbank](#)

☒ [Artikeldatenbank](#)

☒ [Fallberichte](#)

e-Journal-Abo

Beziehen Sie die elektronischen Ausgaben dieser Zeitschrift hier.

Die Lieferung umfasst 4–5 Ausgaben pro Jahr zzgl. allfälliger Sonderhefte.

Unsere e-Journale stehen als PDF-Datei zur Verfügung und sind auf den meisten der marktüblichen e-Book-Readern, Tablets sowie auf iPad funktionsfähig.

☒ [Bestellung e-Journal-Abo](#)

Haftungsausschluss

Die in unseren Webseiten publizierten Informationen richten sich **ausschließlich an geprüfte und autorisierte medizinische Berufsgruppen** und entbinden nicht von der ärztlichen Sorgfaltspflicht sowie von einer ausführlichen Patientenaufklärung über therapeutische Optionen und deren Wirkungen bzw. Nebenwirkungen. Die entsprechenden Angaben werden von den Autoren mit der größten Sorgfalt recherchiert und zusammengestellt. Die angegebenen Dosierungen sind im Einzelfall anhand der Fachinformationen zu überprüfen. Weder die Autoren, noch die tragenden Gesellschaften noch der Verlag übernehmen irgendwelche Haftungsansprüche.

Bitte beachten Sie auch diese Seiten:

[Impressum](#)

[Disclaimers & Copyright](#)

[Datenschutzerklärung](#)