

Radiologe 2013 · 53:401–410  
DOI 10.1007/s00117-012-2344-x  
Online publiziert: 18. April 2013  
© Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2013

M.E. Ladd<sup>1</sup> · M. Bock<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Erwin L. Hahn Institute for Magnetic Resonance Imaging, Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie und Neuroradiologie, Universität Duisburg-Essen, Universitätsklinikum Essen, Essen

<sup>2</sup> Abt. Radiologie – Medizin Physik, Universitätsklinikum Freiburg, Freiburg

# Probleme und Chancen der Hochfeldmagnetresonanztomographie

**Seit Einführung der Magnetresonanztomographie (MRT) in die Klinik Anfang der 1980er Jahre hat die MRT kontinuierlich an Bedeutung gewonnen. In einer Umfrage wurden Internisten gebeten, die 30 wichtigsten Entwicklungen in der Medizin in den letzten 25 Jahren einzuordnen [1] – Nummer 1 in dieser Liste waren die Schnittbildverfahren MRT und CT! Die Bedeutung der MRT in der modernen Diagnostik und Forschung wird auch durch die weltweit steigende Zahl an Tomographen belegt; inzwischen sind ca. 30.000 MRT-Systeme installiert, an denen jedes Jahr über 70 Mio. Untersuchungen durchgeführt werden.**

## Technische Entwicklungen der MRT

Während seit Mitte der 1980er die meisten Tomographen magnetischen Feldstärken von 1,5 T verwenden, haben in der vergangenen Dekade immer mehr Systeme mit einer Feldstärke von 3 T den Weg in die klinische Routine gefunden. Der wesentliche Grund für den Einsatz höherer Magnetfeldstärken liegt in der damit verbundenen Verbesserung des Signal-zu-Rausch-Verhältnisses („signal to noise ratio“, SNR), das potenziell in eine verbesserte räumliche oder zeitliche Auslösung investiert werden kann. Nebenbei steigt

mit der Feldstärke auch die Empfindlichkeit, mit der kleinste Unterschiede in den magnetischen Eigenschaften (magnetische Suszeptibilität) gemessen werden können – dies erlaubt es, Gewebekontraste im MR-Bild erheblich zu verbessern.

Als nächster Schritt zu immer höheren Feldstärken wird z. Z. die Bildgebung bei 7 T intensiv erforscht. Der erste humane Hochfeldtomograph mit 7 T wurde im Jahr 1999 an der University of Minnesota installiert; inzwischen sind weltweit ca. 40 Ganzkörpersysteme mit  $B_0 > 3$  T in Betrieb. Bei der ersten Generation dieser Magnete wurde das Magnetfeld mit großen, schweren Stahlkonstruktionen von mehreren hundert Tonnen Gewicht unter erheblichem baulichem Aufwand abgeschirmt. Inzwischen wird eine zweite Generation von 7-T-Systemen eingeführt, in denen supraleitende Zusatzspulen im Magneten das Feld aktiv mit abschirmen, was die Anforderungen an Aufstellungsfläche und Baustatik erheblich reduziert. Nichtsdestotrotz übersteigen die Anschaffungskosten eines 7-T-MRTs deutlich die eines aktuellen klinischen Geräts bei 1,5 oder 3 T – so müssen heute für die Installation eines 7-T-MRTs ca. 7 Mio. EUR investiert werden.

7-T-MRTs sind heute nicht als Medizinprodukte zugelassen, sodass diagnostische und therapeutische Entscheidungen nicht allein anhand von 7-T-Bildern getroffen werden dürfen. In Europa rich-

ten sich die Hersteller nach den Vorgaben der International Electrotechnical Commission [2], die momentan die Routinediagnostik nur bis zu einer Feldstärke von 4 T vorsehen. Darüber hinaus können Untersuchungen im Rahmen von Studien durchgeführt werden, wenn diese von der örtlichen Ethikkommission genehmigt sind. Zurzeit laufen Diskussionen, den Grenzwert von 4 auf 8 T anzuheben, sodass in den kommenden Jahren 7-T-MRT-Geräte mit CE-Kennzeichnung und Zulassung als Medizinprodukt zu erwarten sind.

Eine wichtige Frage bei der Einführung einer neuen Technologie ist, welche Vor- und Nachteile diese Systeme für die Klinik mit sich bringen. Im Folgenden sollen einige dieser Aspekte erläutert werden; wir konzentrieren uns auf die technischen Leistungsparameter, die sich quantitativ erfassen lassen (■ Tab. 1). Ausschlaggebend für die Klinik sind selbstverständlich die diagnostischen Leistungsparameter, die nur aus der Interpretation der Bilder bestimmt werden können – diese Aspekte werden in den 4 nachfolgenden Beiträgen zur neurofunktionellen, suszeptibilitätsgewichteten, onkologischen und kardiologischen MRT bei 7 T diskutiert.

## Höheres MR-Signal

Mit steigender Magnetfeldstärke  $B_0$  steigt auch die Magnetisierung  $M_0$  im menschl-

**Tab. 1** Eigenschaften, die sich mit zunehmendem statischem Magnetfeld verändern<sup>a</sup>

Eigenschaften	Trend	Vorteile	Nachteile
SNR	↑	Höhere räumliche bzw. zeitliche Auflösung, X-Kerne	–
SAR	↑	–	Weniger Schichten, kleinere Flipwinkel, längere Atemanhaltephasen
Physiologische Nebenwirkungen	↑	–	Schwindel, Übelkeit, metallischer Geschmack, Magnetophosphene (Lichtblitze)
Magnetische Anziehungs- bzw. Drehkräfte	↑	–	Erhöhte Unfallgefahr, Kompatibilitätsprobleme mit Zubehör und Implantaten
Magnetkosten	↑	–	Schwierigkeiten bei der Anschaffung, intensivierte Betrachtung des Kosten-Nutzen-Verhältnisses
Relaxationszeiten	T1 ↑	TOF <sub>„arterial spin labeling“</sub> ; Tagging des Myokards	Längere Akquisitionszeiten
	T2 ↓	–	Diffusionsbildgebung, Diffusionstensorbildgebung
	T2* ↓	SWI, BOLD	–
Suszeptibilitäts-effekte	↑	BOLD, SWI, Phasenbilder	Geometrische Verzerrungen, Intravoxeldephasierung
Chemische Verschiebung	↑	Fettsättigung, spektrale Auflösung	Fett/Wasser-Verschiebung, andere chemische Verschiebungsartefakte
HF-Homogenität	↓	Parallele Bildgebung (Tx und Rx)	Räumlich variabler Flipwinkel, mangelhafte Inversionspulse, unerwartete Kontraste

<sup>a</sup>Je nach Anwendung können einige Eigenschaften entweder positive oder negative Auswirkungen haben. SNR Signal-zu-Rausch-Verhältnis, SAR spezifische Absorptionsrate, TOF<sub>„time of flight“</sub>, SWI suszeptibilitäts-gewichtete Bildgebung, BOLD<sub>„blood oxygenation level dependent“</sub>, HF Hochfrequenz

chen Körper, zu der die Signalstärke während der Messung direkt proportional ist:

$$M_0 = \rho_0 \frac{g^2 \hbar^2}{4kT} B_0,$$

Hierbei sind  $\rho_0$  die Protonendichte,  $\gamma$  das gyromagnetische Verhältnis,  $\hbar$  die reduzierte Planck-Konstante,  $k$  die Boltzmann-Konstante und  $T$  die absolute Temperatur (in Kelvin). Ein erhöhtes Signal bietet die Möglichkeit, die räumliche und zeitliche Auflösung der MRT zu verbessern [3, 4].

Die Sichtbarkeit von Strukturen im MR-Bild wird aber nicht von der Signalstärke, sondern vom Signal-zu-Rausch-Verhältnis (SNR) bestimmt. Die Abhängigkeit des SNR von  $B_0$  ist komplexer, da die induzierten Spannungen in den Empfangsspulen frequenz- (und damit  $B_0$ -) abhängig sind, und das Rauschen sowohl durch den Patienten als auch durch die Systemhardware verursacht wird. Verschiedene Autoren haben theoretische Formulierungen für die erwartete SNR-Erhöhung in Abhängigkeit von  $B_0$  errechnet [5, 6, 7]; im Experiment konnte eine

ungefähre lineare Zunahme des SNR im Bereich von 1,5–7 T bestätigt werden [8, 9].

Weil das SNR neben der Feldstärke auch zum Volumen (also zu der Anzahl der Protonen) eines Bildelements (Voxels) proportional ist, liegt es nahe, die erhöhte Empfindlichkeit in kleinere Voxelvolumina, d. h. in höhere räumliche Auflösung, zu investieren. Leider ist der Auflösungsgewinn oft nicht so hoch wie erwartet; insbesondere werden in der 3-D-Bildgebung die Kantenlängen der Voxel gleich groß (isotrop) gehalten, sodass eine Halbierung aller Kantenlängen in einem 8-fach geringeren Volumen (und damit SNR) resultiert, was nur durch eine Verachtfachung von  $B_0$  kompensiert werden könnte. Wird bei der 2-D-Bildgebung die Schichtdicke beibehalten, würde im gleichen Beispiel eine Vervierfachung von  $B_0$  benötigt werden. Umgekehrt bedeutet dies, dass bei gleichbleibendem SNR die Voxelabmessungen in der 2-D-Bildgebung um den Faktor 1,53 herabgesetzt werden können, wenn man von 3 zu 7 T wechselt, während in der 3-D-Bildgebung

nur eine Verringerung um den Faktor 1,33 möglich ist. Trotz dieser vergleichsweise geringen Auflösungsgewinne sind bei 7 T räumliche Auflösungen von 100–200  $\mu\text{m}$  bei verschiedenen neurokranialen und muskuloskeletalen Aufnahmen demonstriert worden.

Alternativ kann das gewonnene SNR auch (bei gleichbleibender Auflösung) in die Verkürzung der Akquisitionszeit investiert werden. Im Allgemeinen ist das SNR proportional zur Quadratwurzel der Akquisitionszeit [10]: erhöht man  $B_0$  von 3 auf 7 T (also das SNR um den Faktor 2,33), kann die Akquisitionszeit bei gleichbleibendem SNR um den Faktor 5,44 reduziert werden. Leider wird die praktische Umsetzung solch berechneter Verkürzungen oft durch andere Faktoren verhindert, z. B. die höhere Verlustleistungsdichte der Hochfrequenzfelder und die resultierende Gewebeerwärmung.

Eine erhöhte Sensitivität eröffnet auch das Potenzial für die MR-Tomographie und -Spektroskopie (MRS) mit anderen Kernen als Wasserstoff (■ **Abb. 1**). Kerne wie  $^{13}\text{C}$ ,  $^{15}\text{N}$ ,  $^{17}\text{O}$ ,  $^{19}\text{F}$ ,  $^{23}\text{Na}$  und  $^{31}\text{P}$  (so genannte X-Kerne) sind alle mit der MR detektierbar und können potenziell genutzt werden, um neue Einblicke in pathophysiologische Prozesse zu erhalten. Verglichen mit der  $^1\text{H}$ -MRT und -MRS sind MR-Aufnahmen mit X-Kernen schwierig, da sie alle inhärent weniger MR-empfindlich sind als Wasserstoff, und ihre Konzentration in vivo aufgrund der geringen Metabolitenkonzentration oder der begrenzten natürlichen Isotopenhäufigkeit gering ist. Im letzteren Fall können exogene Kontrastmittel mit höheren Konzentrationen des Zielisotops verwendet oder endogene Metaboliten außerhalb des menschlichen Körpers hyperpolarisiert und anschließend injiziert werden [11].

### Suszeptibilitätsartefakte

Setzt man den menschlichen Körper einem äußeren Magnetfeld aus, werden unterschiedliche Gewebe das Magnetfeld unterschiedlich stark verstärken oder abschwächen – diese Eigenschaft wird als magnetische Suszeptibilität  $\chi$  bezeichnet [12]. Die suszeptibilitätsbedingte Veränderung der lokalen Magnetfeldstärke  $\Delta B$  ist zur Feldstärke  $B_0$  proportional

( $\Delta B = \chi B_0$ ), und variiert bei menschlichem Gewebe zwischen  $\chi = \pm 10$  ppm. Auch wenn diese Werte klein erscheinen, steigen doch die Feldvariationen mit zunehmendem  $B_0$  linear an. An Gewebegrenzen (genauer: Suszeptibilitätssprünge) kommt es somit zu einer sprunghaften Veränderung des lokalen Feldes, die zusätzlich von der Orientierung der Grenzschicht zum Grundfeld abhängt.

Lokale Feldgradienten führen dazu, dass Signale von verschiedenen Orten innerhalb eines Voxels mit unterschiedlichen Resonanzfrequenzen detektiert werden – diese Dissonanz resultiert dann in einer so genannten Dephasierung der Einzelsignale, und das Summensignal wird geringer. Die Dephasierung kann mit Spinechotechniken aufgehoben werden, bildet aber auch die Basis eines neuen Kontrasts in Gradientenechobildern. Bildgebungstechniken wie trueFISP, die besonders auf ein homogenes Magnetfeld angewiesen sind, lassen sich bei hohen Feldern auf Grund der suszeptibilitätsbedingten Feldinhomogenitäten kaum einsetzen. Neben der Dephasierung können Suszeptibilitätssprünge aber auch Verzerrungen hervorrufen, da Bildgebungsgradienten, die zur Bildkodierung verwendet werden, von den lokalen Suszeptibilitätsgradienten überlagert werden. Um die Verzerrungen klein zu halten, müssen daher die Bildgebungsgradienten verstärkt werden – verwendet man bei 3 T Gradientensysteme mit 40 mT/m, müsste man bei 7 T schon Gradienten mit 7/3·40=93 mT/m einsetzen. Dies ist sowohl technisch schwierig als auch durch die Physiologie begrenzt, da bei schnellen Änderungen der lokalen Magnetfeldstärke (z. B. beim Einschalten eines Gradienten) im Gewebe Ströme induziert werden, die zu potenziell schmerzhaften Nervenstimulationen führen. Dennoch werden gerade neue Gradientensysteme mit bis zu 80 mT/m für Hochfeld-MR-Anwendungen entwickelt, die bei reduzierten Schaltzeiten auch sicher am Patienten eingesetzt werden können. Ein Nachteil stärkerer Gradienten ist das reduzierte SNR bei der Signalauslese, da mit steigender Gradientenamplitude die Auslesezeit sinkt – dies kann den Signalgewinn durch ein höheres  $B_0$  erheblich reduzieren.

Radiologe 2013 · 53:401–410 DOI 10.1007/s00117-012-2344-x  
© Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2013

M.E. Ladd · M. Bock

## Probleme und Chancen der Hochfeldmagnetresonanztomographie

### Zusammenfassung

**Klinisches/methodisches Problem.** Die räumliche, zeitliche oder spektrale Auflösung der MRT ist heute vielfach nicht ausreichend, um Submillimeterläsionen zu detektieren oder um die Dynamik des Herzschlags darzustellen.

**Radiologische Standardverfahren.** Zur Zeit sind MR-Tomographen bei 1,5 oder 3 T die Standardgeräte für klinische Untersuchungen.

**Methodische Innovationen.** Der Einsatz ultrahoher Magnetfelder von 7 T verspricht durch die Erhöhung des Signal-zu-Rausch-Verhältnisses eine deutliche Verbesserung der räumlichen und/oder zeitlichen Auflösung sowie die Generierung neuer Kontraste.

**Leistungsfähigkeit.** Mit der 7-T-MRT ist es gelungen, MR-Aufnahmen des Hirns routinemäßig mit 0,3 mm Auflösung zu akquirieren. Die theoretisch erwartete Verbesserung des Signal-zu-Rausch-Verhältnisses wird aber auf Grund von  $B_1$ -Inhomogenitäten und Kontrastvariationen oft nicht erreicht.

**Bewertung.** Mit Hilfe der 7-T-MRT kann eine deutliche Erhöhung der räumlichen Auflösung erzielt werden. Techniken wie die Time-of-flight (TOF)-MR-Angiographie und suszeptibilitätsgewichtete Methoden (z. B. die neurofunktionelle MRT) profitieren in verstärktem Maße von den hohen Feldern. Sendefeldinhomogenitäten sind immer noch eine große Herausforderung für die Ultrahochfeld (UHF)-MRT und stellen auch ein nur teilweise gelöstes Sicherheitsproblem dar. **Empfehlung für die Praxis.** Die UHF-MRT ist z. Z. auf spezielle Anwendungsgebiete beschränkt, und der erwartete Gewinn muss oft gegen technische Komplikationen bei der Datenaufnahme und Bildinterpretation abgewogen werden.

### Schlüsselwörter

Ultrahohe Magnetfelder · Signal-zu-Rausch-Verhältnis · Gewebekontraste · Time-of-flight (TOF)-MR-Angiographie · Suszeptibilitätsgewichtete Methoden

## Problems and chances of high field magnetic resonance imaging

### Abstract

**Clinical/methodical issue.** The spatial, temporal and spectral resolution in magnetic resonance imaging (MRI) is in many cases currently not sufficient to detect submillimeter lesions or to image the dynamics of the beating heart.

**Standard radiological methods.** At present MRI systems at 1.5 T and 3 T are the standard units for clinical imaging.

**Methodical innovations.** The use of ultrahigh magnetic fields of 7 T and higher increases the signal-to-noise ratio, which holds promise for a significant improvement of the spatial and/or temporal resolution as well as for new contrast mechanisms.

**Performance.** With 7 T MRI, images of the brain have been acquired routinely with a spatial resolution of 0.3 mm. The theoretical improvement of the signal-to-noise ratio is often not fully realized due to  $B_1$  inhomogeneities and contrast variations.

**Achievements.** With MRI at 7 T a notable increase in spatial resolution can be achieved. Methods such as time-of-flight MR angiography and susceptibility-weighted imaging (e.g. neurofunctional MRI, fMRI) profit especially from the higher field strengths. Transmission field inhomogeneities are still a major challenge for ultrahigh field (UHF) MRI and are also a partially unsolved safety problem.

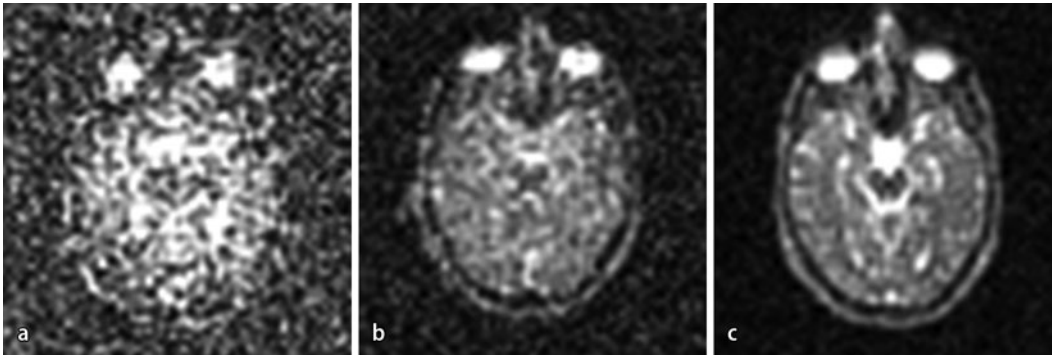
**Practical recommendations.** The use of UHF MRI is currently limited to special applications and the expected gain of the high field must be weighed against technical limitations in both image acquisition and interpretation.

### Keywords

Ultrahigh magnetic fields · Signal to noise ratio · Tissue contrast · Time of flight magnetic resonance angiography · Susceptibility-weighted methods

Im Körper treten große Suszeptibilitätssprünge bei eisenhaltigen Geweben auf (z. B. in der Substantia nigra), an Gewebe-Luft-Übergängen (z. B. der phrenokardiale Winkel zwischen Herz und Lun-

ge) oder in venösen Blutgefäßen. Mit steigender Feldstärke lässt sich die Venenarchitektur deutlich einfacher darstellen, aber auch die neurofunktionelle MRT (fMRT) profitiert (s. Artikel Speck/Tur-



**Abb. 1** ▲ Natrium( $^{23}\text{Na}$ )-Bildgebung bei **a** 1,5, **b** 3 und **c** 7 T. Gezeigt sind einzelne Schichten aus einem dreidimensionalen Density-adapted-projection-reconstruction-Datensatz [12]. Die Sequenzparameter sind: TE/TR 0,2/50 ms (TE 0,5 ms bei 7 T), Flipwinkel  $77^\circ$ , FOV  $30 \times 30 \text{ cm}^2$ , Auflösung  $4 \times 4 \times 4 \text{ mm}^3$ , 13.000 Projektionen, Akquisitionszeit 10 m 50 s. FOV „field of view“. (Mit freundl. Genehmigung von Armin Nagel und Michael Bock, Deutsches Krebsforschungszentrum [DKFZ] Heidelberg; die 7-T-Bilder wurden am MR Center of Excellence, Wien, aufgenommen)

ner in diesem Heft), da hier die oxygenierungsabhängigen Signalunterschiede in den Gefäßen des Gehirns gemessen werden.

Um suszeptibilitätsbedingte Artefakte zu minimieren verwendet man neben den Gradienten noch weitere Zusatzmagnetfelder, die so genannten Shims. Mit zunehmendem  $B_0$  müssen die Shim-Systeme des Tomographen leistungsfähiger werden, um die Suszeptibilitätsgradienten zu kompensieren, d. h. es werden stärkere und räumlich variabelere Shims (auch: Shim höherer Ordnung) benötigt.

## Veränderte Relaxationszeiten T1 und T2

Neben den verstärkten Inhomogenitäten des Grundfeldes durch Suszeptibilitätssprünge verändern sich auch die Relaxationszeiten T1 und T2 mit der Feldstärke, sodass etablierte Bildgebungsprotokolle bei 1,5 oder 3 T erst an die Randbedingungen bei 7 T angepasst werden müssen. Grundsätzlich wird die Feldstärkeabhängigkeit der Relaxationszeiten durch die Bloembergen-Pound-Purcell(BPP)-Theorie beschrieben [13] – diese Theorie führt die Relaxationszeiten auf einen gemeinsamen Parameter, die Korrelationszeit, zurück. Bei einem Anstieg von  $B_0$  von 1,5 zu 7 T sagt die BPP-Theorie generell eine Verlängerung von T1 und eine Verkürzung von T2 voraus.

Die Verlängerung von T1 mit steigendem  $B_0$  ist für die T1-gewichtete Bildgebung problematisch, da in der Regel der kontrastbestimmende Messparameter,

die Repetitionszeit TR, im gleichen Umfang wie T1 verlängert werden muss, um einen vergleichbaren T1-Kontrast wie bei niedrigeren Feldern zu erreichen. Dies führt zu verlängerten Messzeiten, die sich noch einmal verlängern, wenn der Signalgewinn bei hohen Feldern in eine höhere räumliche Auflösung (und damit mehr Phasenkodierschritte) umgesetzt werden soll. So steigt beispielsweise das T1 der grauen Hirnsubstanz von T1 = 1100 ms bei 1,5 T auf 1900 ms bei 7 T an [14], sodass bei einer gleichzeitig 2-fachen Steigerung der Matrixgröße von 256 auf 512 die Messzeit schnell um das 3,5-fache vergrößert werden muss. Eine Möglichkeit, diese Messzeitverlängerung zu reduzieren, ist die Verwendung magnetisierungspräparierter Sequenzen, bei denen die zeitaufwendige Etablierung des T1-Kontrasts einmal durchgeführt wird, um dann das Signal mit einer schnellen Auslesemethode (z. B. einer Gradientenechosequenz) zu akquirieren – ein Beispiel einer solchen Methode ist die Magnetization-prepared-rapid-gradient-echo(MP-RAGE)-Sequenz, die heute vielfach in der Hochfeld-MR für 3-D-Aufnahmen eingesetzt wird [15].

Die Verlängerung von T1 mit  $B_0$  hat jedoch auch Vorteile, die insbesondere in der Time-of-flight-MR-Angiographie (TOF-MRA) und verwandten Techniken sichtbar werden [16]. In der TOF-MRA nutzt man den Signalunterschied zwischen frisch eingeflossenem Blut mit hohem Signal und dem statischen Hintergrundgewebe mit abgesättigtem Signal zur Darstellung der (meist arteriellen)

Blutgefäße. Mit zunehmendem T1 des Gewebes lässt sich die Absättigung leichter bewerkstelligen, und der positive TOF-MRA-Gefäßkontrast steigt an. Das verlängerte T1 des Blutes ist auch vorteilhaft für die Perfusionsdarstellung mit „arterial spin labeling“ (ASL), bei der außerhalb der Messschicht die Blutmagnetisierung präpariert wird – diese Präparation hält mit steigendem T1 länger an, sodass die Passage des Blutbolus durch das Parenchym länger verfolgt werden kann [17].

Neben einem T1-Anstieg sagt die BPP-Theorie auch eine T2-Verkürzung mit steigendem  $B_0$  voraus. Kürzere T2-Werte sind für die Bildgebung weniger problematisch – der kontrastbestimmende Parameter ist hier die Echozeit TE, die im gleichen Maße wie T2 verkürzt werden muss. Um beispielsweise eine T2-gewichtete Aufnahme des Gehirns zu akquirieren, wird die Echozeit von TE = 80–120 ms bei 1,5 T auf 40–60 ms bei 7 T reduziert, da das T2 von Hirnsubstanz von 80 ms [18] auf 50 ms [19] abfällt. Kürzere T2-Werte sind nur für die diffusionsgewichtete Bildgebung nachteilig, da hier für die Erzeugung des Diffusionskontrasts lange Gradientenschaltungen (und damit lange TE) benötigt werden – ein verstärkter T2-Zerfall reduziert hierbei den Signalgewinn durch das höhere  $B_0$ .

Mit steigendem  $B_0$  verändern sich auch die Relaxationseigenschaften der MR-Kontrastmittel – oberhalb von 0,5 T nimmt die konzentrationsabhängige Verkürzung der Relaxationszeit etwas ab [20, 58], und bei gleicher Kontrastmittelkonzentration erzielt man einen etwas gerin-

Hier steht eine Anzeige.





geren T1-Kontrast – gleichzeitig nimmt der T2\*-Zerfall zu. Der Zusammenhang zwischen T1-Abnahme und Konzentration wird durch die so genannte Relaxivität beschrieben [21]. Trotz diesem Zusammenhang ist auch bei hohen Feldern ein sinnvoller Einsatz von Kontrastmitteln möglich, da auf Grund der längeren Relaxationszeiten der Gewebe der Verkürzungseffekt durch das Kontrastmittel z. T. kompensiert werden kann.

## Chemische Verschiebung

Bei der Entwicklung von Hochfeld-MRT-Systemen ist die MR-Spektroskopie (MRS) lange Zeit als diejenige Anwendung bezeichnet worden, die am meisten profitieren würde. Die MRS erlaubt es, unterschiedliche Metabolite wie Cholin oder Kreatin im Gewebe des Menschen nachzuweisen. Die MRS nutzt aus, dass Protonen, die in chemischen Verbindungen gebunden sind, auf Grund der Elektronen einem leicht veränderten Magnetfeld ausgesetzt sind. Diese chemische Abschirmung des Magnetfeldes führt zu einer Verschiebung der jeweiligen Resonanzlinien, sodass die schwachen Metabolitsignale erst detektierbar werden. Bei hohen Magnetfeldern erhöht sich zum Einen das SNR dieser Resonanzen, die Resonanzlinien rücken aber in den Spektren auch weiter auseinander, sodass sie besser voneinander getrennt werden können.

Die Implementierung von MRS-Verfahren bei hohen Feldern ist in den letzten Jahren deutlich verbessert worden, allerdings haben sich die hohen Erwartungen bisher nur z. T. erfüllt. Zum einen steigen auf Grund der Suszeptibilitätsunterschiede auch die lokalen Inhomogenitäten des Grundfeldes an, was zu einer Verbreiterung der Linien führt. Dieser Effekt kann reduziert werden, indem man Shims höherer Ordnung einsetzt (s. oben), oder kleinere Voxel verwendet. Ein weiteres Problem ist die Inhomogenität der Hochfrequenzsendefelder  $B_1^+$  – sie führt dazu, dass typische MRS-Sequenzen wie PRESS oder STEAM so modifiziert werden müssen, dass sie weniger sensitiv auf systematische Fehler durch  $B_1^+$ -Inhomogenitäten werden.

Die erhöhten Resonanzunterschiede zwischen Metaboliten führen aber auch

zu Artefakten in der Bildgebung. Die chemische Verschiebung zwischen Fett und Wasser (3,2 ppm) entspricht bei 7 T fast 1 kHz, sodass Fettsignale bei typischen Auslesebandbreiten von 100–1000 Hz/Pixel um 10 bis 1 Pixel verschoben dargestellt werden. Diese unerwünschte Verschiebung in Ausleserichtung lässt sich verringern, indem man höhere Auslesebandbreiten einsetzt – allerdings führt dies auch zu einer Verringerung des SNR und ist bei vorgegebener räumlicher Auflösung nur bedingt möglich, da die Gradientenstärken begrenzt sind. Alternativ kann man das Fettsignal auch selektiv unterdrücken – hierzu werden spezielle Hochfrequenzpulse verwendet, die jedoch den Energieeintrag ins Gewebe erhöhen (s. Abschn. “Spezifische Absorptionsrate (SAR)“) und zusätzliche Zeit innerhalb der Sequenz benötigen.

Trotz dieser technischen Schwierigkeiten ist die MRS bei hohen Feldern sicher eine der wesentlichen Anwendungsgebiete – dies gilt neben der  $^1\text{H}$ -MRS insbesondere auch für die Spektroskopie mit anderen Kernen wie  $^{13}\text{C}$  oder  $^{31}\text{P}$ . Diese beiden Kerne bieten einen direkten Zugang zu den meisten organischen Verbindungen, und insbesondere zum Energiemetabolismus. Erst bei hohen Feldern wird es möglich, diese signalarmen Kerne in klinisch sinnvollen Zeiten (TA <10 min) einzusetzen.

## Gradienteninduzierter Lärm

Für die praktische Anwendung der Hochfeld-MRT ist die Geräuschentwicklung bei der Untersuchung ein wesentlicher Faktor. Mit steigendem  $B_0$  erwartet man, dass die Kräfte linear ansteigen, die während der Gradientenschaltungen auf die Gradientenspulen wirken. Diese Kräfte führen zu den bekannten Vibrationen der Gradientenspulen und damit zu einer nicht zu vernachlässigenden Geräuschentwicklung. Bei Hochfeld-MRT-Untersuchungen ist daher immer das Tragen eines Hörschutzes zu empfehlen, selbst wenn bei vergleichbaren Untersuchungen im Niederfeldgerät die Geräuschentwicklung tolerabel wäre.

Um die Geräuschbelastung des Patienten zu reduzieren, haben die Hersteller die Gradientenspulen besonders

gut schallisoliert. Neben den Spulen sind aber auch die stromzuführenden Kabel starken Kräften ausgesetzt, was zu einer erhöhten Belastung insbesondere an den Anschlussstellen der Kabel führen kann. Erst durch den Einsatz von Koaxialkabeln, bei denen die Kraftwirkung auf den Innenleiter durch die Kräfte auf den äußeren Schutzmantel genau kompensiert wird, können Spannungsbrüche an den Kabelverbindern vermieden werden. Dies ist ein gutes Beispiel dafür, wie die Entwicklung von Technologien für die Hochfeld-MRT auch zu Verbesserungen bei der Niederfeld-MRT geführt hat.

## Spezifische Absorptionsrate (SAR)

Die Resonanzfrequenz der hauptsächlich für die MRT verwendeten  $^1\text{H}$ -Kerne (d. h., der Protonen) ist linear proportional zur Feldstärke:  $f_0 = \gamma \cdot B_0$ , wobei das gyromagnetische Verhältnis  $\gamma$  für  $^1\text{H}$  bei 42,6 MHz/T liegt. Bei der MRT werden Hochfrequenz(HF)-Felder zur Anregung der  $^1\text{H}$ -Kerne verwendet – hierbei wird HF-Leistung im Gewebe absorbiert. Der HF-Leistungseintrag im Gewebe wird durch die spezifische Absorptionsrate (SAR) in W/kg Körpergewebe erfasst; er zeigt nach einem vereinfachten Modell eine quadratische Abhängigkeit von  $B_0$  [22]. Genauere theoretische Berechnungen des erwarteten Leistungseintrags zeigen – abhängig von der Größe, Form und Leitfähigkeit des Objekts – eine weniger als quadratische Zunahme oberhalb etwa 200 MHz [5], was auch experimentell z. T. bestätigt werden konnte [9, 23]. Der mit  $B_0$  ansteigende Leistungseintrag ist eine der größten Herausforderungen bei hohen Magnetfeldern, der bereits beim Übergang von 1,5 auf 3 T viele Sequenzanpassungen erfordert hat. Hohe Leistungseinträge stehen oft in direktem Konflikt mit der Beschleunigung der Bildgebung, die man auf Grund der gesteigerten Sensitivität bei hohen Feldern gewinnbringend einsetzen könnte; um die vom Gesetzgeber vorgegebenen SAR-Grenzen einzuhalten [2] ist es bei höheren Magnetfeldern notwendig, Kompromisse bei den Bildgebungsprotokollen einzugehen.

Als Erstes kann man die Protokollparameter anpassen, die die SAR-Werte beein-

flussen – so werden meist die Repetitionszeit (TR) verlängert, der Flipwinkel verringert oder die Anzahl der Schichten reduziert. Bei einigen HF-intensiven Pulssequenzen wie Turbospinecho (TSE) kann der Refokussierungsflipwinkel von  $180^\circ$  auf einen niedrigeren Wert herabgesetzt werden oder man verwendet Sequenzvarianten mit variablen Refokussierungsflipwinkeln [24, 25]. Leider führen solche Anpassungen zu längeren Messzeiten, veränderten Bildkontrasten oder Empfindlichkeitsverlusten.

Die mittlere HF-Leistung pro Puls kann auch durch die zeitliche Streckung der HF-Pulse reduziert werden. Leider bringt dies auch Nachteile mit sich wie Messzeitverlängerungen bei schnellen Gradientenechosequenzen und gekrümmte Schichtprofile. Streckt man die HF-Pulse nur in den leistungsrelevanten Bereichen, können die Nachteile z. T. kompensiert werden – diese zeitlich modulierten HF-Pulse werden beispielsweise mit dem Variable-Rate-Selective-Excitation (VERSE)-Algorithmus [26] erzeugt und benötigen deutlich geringere HF-Leistungen.

## **$B_1$ -Inhomogenität**

Die gleichmäßige Anregung des Gewebes ist eine wichtige Voraussetzung, um überall im Bildgebungsvolumen einen homogenen Kontrast zu erhalten. Bei 1,5 oder 3 T wird oft eine Volumenkörperspule innerhalb des Magnettunnels verwendet, um ein homogenes HF-Sendefeld ( $B_1^+$ ) und damit eine homogene Anregung zu erzielen. Dies garantiert, dass der Kontrast im Bild nur von den Gewebeeigenschaften bestimmt wird und nicht von der  $B_1^+$ -Feldverteilung der Sendespule abhängt.

Bei höheren Feldstärken ist eine Ganzkörpervolumenspule kaum einsetzbar, da die Wellenlänge der Hochfrequenzfelder im Gewebe von etwa 53 cm bei 1,5 T auf nur 15 cm bei 7 T absinkt. Die starke Feldstärkenabhängigkeit der Wellenlänge resultiert zu einem aus der veränderten Resonanzfrequenz der Protonen, die linear mit der Feldstärke variiert, und zum anderen aus den unterschiedlichen dielektrischen Eigenschaften des Gewebes; so sinkt die Dielektrizitätskonstante von 78 bei 1,5 T auf 45 bei 7 T [27] ab. Sobald die

Abmessungen des Messobjekts bzgl. der Wellenlänge nicht mehr vernachlässigbar sind, können HF-Wellenberge und -täler auftreten, und eine gleichmäßige Flipwinkelverteilung ist mit herkömmlicher HF-Spulenteknik nicht mehr zu erreichen. Eine häufig beobachtete Konsequenz bei der 7-T-Kopfbildgebung ist eine zentrale Aufhellung [28]. Im Körperstamm sind die Probleme bei 7 T so schwerwiegend, dass kein MRT-Hersteller derzeit eine Volumenkörperspule anbietet – die HF-Anregung muss mithilfe lokaler Sendespulen realisiert werden. Untersuchungen bei 7 T werden deswegen v. a. am Kopf oder an den Gelenken vorgenommen, d. h. in Bereichen des Körpers, die klein genug sind, um mehr oder weniger homogen mit einer lokalen Volumenspule angeregt werden zu können.

Mit der Variation der magnetischen HF-Felder bei hohen Feldern geht eine ebenso große Schwankung der elektrischen HF-Felder einher, die für die Gewebeerwärmung verantwortlich sind. Die E-Feld-Verteilung wird stark patientenabhängig, und SAR-Vorhersagen werden schwieriger. Aktuell wird daran geforscht, eine patientenspezifische Modellierung der Feldverteilung zu erhalten, wozu die Gewebeverteilung und die dazugehörigen elektrischen Eigenschaften (Leitfähigkeit und Permittivität) gemessen oder anhand von Erfahrungswerten geschätzt werden müssen [29, 30].

Um die Effekte der  $B_1^+$ -Inhomogenität zu minimieren, können adiabatische HF-Pulse eingesetzt werden, die nahezu unabhängig von den  $B_1^+$ -Werten einen konstanten Flipwinkel erreichen [31], oder es können dielektrische Kissen auf den Patienten gelegt werden, die die  $B_1^+$ -Feldverteilung beeinflussen [32].

Der vielversprechendste Ansatz ist jedoch das parallele Senden mit mehreren unabhängigen Spulenelementen (**Abb. 2**). Sowohl numerische Simulationen als auch experimentelle Versuche zeigen, dass eine sehr viel gleichmäßigere Feldverteilung in vivo zu erzielen ist, wenn mehrere räumlich verteilte Spulenelemente mit HF-Energie gespeist werden, wobei man Amplitude und Phase des HF-Pulses in jedem Element unabhängig justiert [28, 33, 34]. Dieser Ansatz wird als HF-Shimming bezeichnet, in Analogie

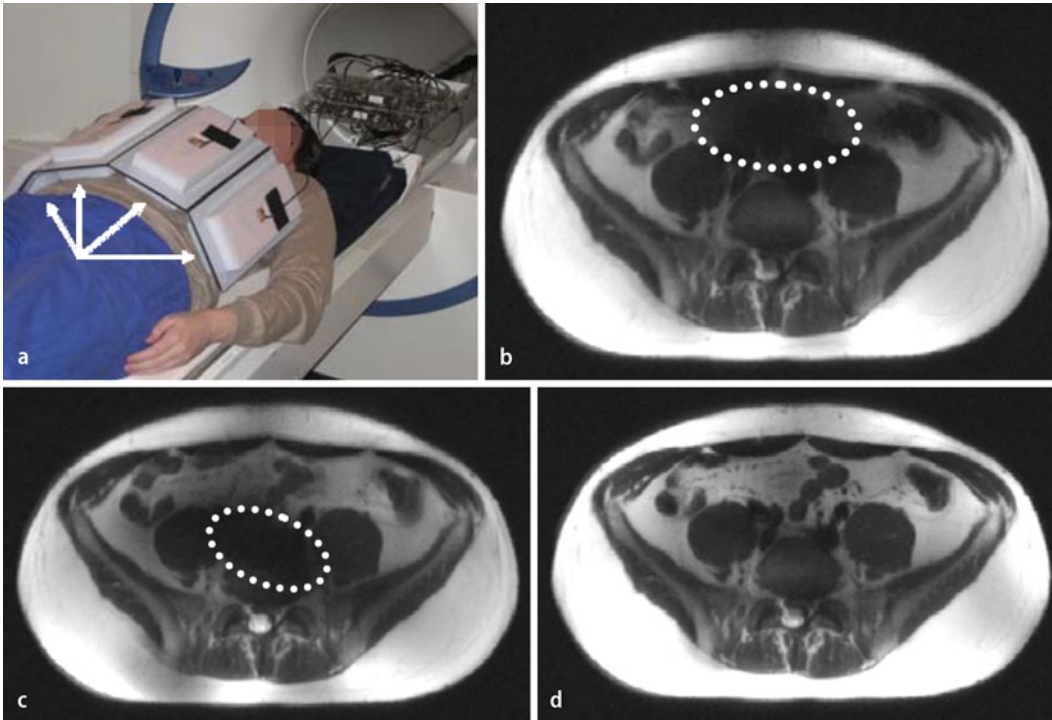
zum Shimming des statischen Magnetfeldes  $B_0$ . Bei 7 T sind HF-Shimming-Systeme mit 8 oder mehr Elementen üblich [35, 36, 37]. Es hat sich gezeigt, dass HF-Shimming nicht nur zur Adressierung  $B_1^+$ -Un gleichmäßigkeiten nützlich ist, sondern auch zur Vermeidung lokaler SAR-Foci eingesetzt werden kann [38].

Als Erweiterung von HF-Shimming kann man nicht nur die relativen Amplituden und Phasen variieren, sondern auch mit jedem Element unterschiedliche HF-Pulsformen senden – dies wird als „parallel transmit“ oder Transmit-SENSE („sensitivity-encoded“) bezeichnet [39, 40]. „Parallel transmit“ bietet die Möglichkeit, mehrdimensionale HF-Pulse [59, 60, 61] zu realisieren, mit denen eine Homogenisierung der Anregung möglich wird [39, 40, 41]. Als Alternative zum parallelen Senden wurde das „Traveling-wave-Verfahren“ vorgeschlagen, bei dem die Sendeantenne nicht in der Nähe des Objekts steht, und die Bohrung des Tomographen als Wellenleiter eingesetzt wird [42, 43].

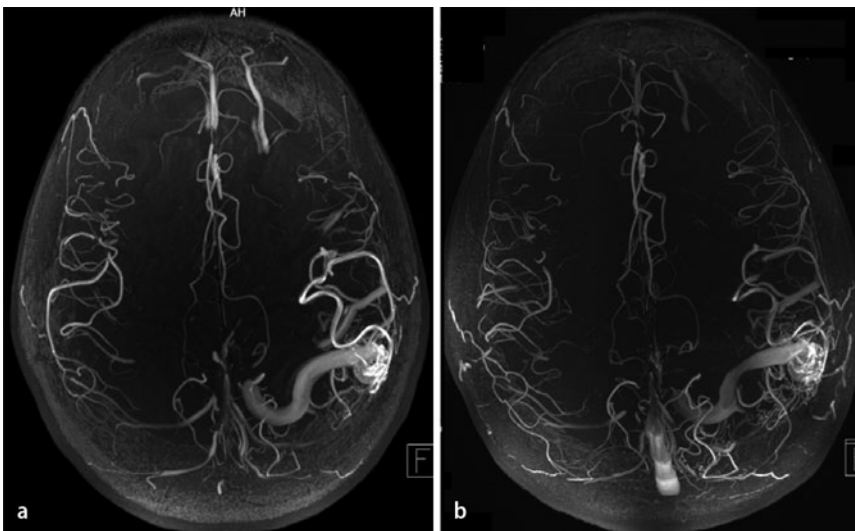
## **Magneto hydrodynamischer Effekt (MHD)**

Da Blut elektrisch leitfähig ist, wird es in seiner Fließbewegung durch Magnetfelder abgelenkt. Dieser so genannte magneto hydrodynamische Effekt (MHD [44]) verursacht eine elektrische Spannung, die sich beispielsweise über der Aorta aufbaut, und die die T-Welle des EKGs anhebt, weil der Aortenfluss während dieser Herzzyklusphase am größten ist [44]. Bei niedrigeren Feldstärken ( $B_0 \leq 1,5$  T) wird dadurch eine zuverlässige EKG-Trigge rung nicht behindert. Weil das EKG mit steigender Feldstärke zunehmend verzerrt wird, schlägt die EKG-Trigge rung mit zunehmender Feldstärke mehr und mehr fehl, da die erhöhten T-Wellen als R-Wellen missinterpretiert werden [45].

Als Alternative zur EKG-Trigge rung steht die Fingerpulsoximetrie zur Verfügung. Sie verwendet die periphere Puls welle und ist damit als Ersatz für das EKG nur bedingt geeignet, da das langsamer variierende Signal und der deutliche Zeitversatz zur R-Zacke eine weniger präzise Trigge rung erlauben und in der dynamischen Herzbildgebung zu unscharfen Bil-



**Abb. 2** ▲ Neue Hochfrequenztechnologien ermöglichen 7-T-Aufnahmen mit deutlich gleichmäßigerer Ausleuchtung. **a** Eine 8-Kanal-Sendeempfangsspule für HF-Shimming; die Pfeile markieren die 4 vorderen Spulenelemente. **b, c, d** HASTE-Aufnahmen bei 7 T mit einer Auflösung von  $1,4 \times 1,4 \times 4 \text{ mm}^3$ . **b** Anregung mit dem konventionellen zirkularpolarisierten HF-Shim-Modus. **c** Anregung mit dem zirkularpolarisierten Shim-Modus 2. Ordnung. Beide Modi zeigen fast komplette Signalauslöschungen (Ellipse), allerdings an komplementären Stellen im Bild. **d** Eine zeitlich verschachtelte Kombination der 2 Anregungsmodi erlaubt eine deutlich homogenere Ausleuchtung ohne komplette Signalauslöschungen [35]. HF Hochfrequenz, HASTE „half Fourier-acquired single shot turbo spin echo“



**Abb. 3** ▲ Verbesserte Darstellung der Hirngefäße eines Patienten mit einer arteriovenösen Malformation mit der Time-of-flight(TOF)-MR-Angiographie bei 7 T (rechts) gegenüber einer Aufnahme bei 3 T (links). Insbesondere die submillimetergroßen Gefäßstrukturen des Nidus sind bei 7 T wegen der höheren räumlichen Auflösung deutlich besser zu erkennen

den führen. Vor fast 2 Jahrzehnten wurde die akustische Überwachung sowohl der Herz- als auch der Atemtöne vorgeschlagen [46], und vor kurzem wurde dieser auskultatorische Ansatz für die Herztrigge- rung verwendet [45, 47]. Dieser akustische Ansatz ist intrinsisch unempfindlich gegenüber dem MHD und verwendet einen gut definierten Triggerimpuls, den ersten Herzton. Die Genauigkeit der akustischen Trigge- rung wurde inzwischen bei 1,5 T für die Bestimmung der linksventri- kulären Herzfunktion validiert [48].

### Nebenwirkungen

Zur Zeit sind MRT-Untersuchungen bei Feldstärken von  $B_0 > 4 \text{ T}$  nicht für Rou- tineuntersuchungen zugelassen. Für eine eventuelle Zulassung ist es notwendig zu demonstrieren, dass die Methode so- wohl für den Patienten als auch für die Mitarbeiter sicher ist. Bisher wurden von Arbeitnehmern und Patienten, die höhe- ren Magnetfeldern ausgesetzt waren, ver- schiedene Nebenwirkungen festgestellt:



Schwindel, Übelkeit, Magnetophosphene (Lichtblitze), Kopfschmerzen und metallischer Geschmack [44]. Diese Nebenwirkungen sind in der Regel mit Bewegungen im Streufeld des Magneten verbunden, bei denen Ströme in elektrisch leitfähigen Geweben induziert werden, die zu sensorischen Reizen führen können. So ist beispielsweise Schwindel (Vertigo) auf bewegungsinduzierte elektrische Ströme im Vestibularorgan zurückzuführen [49]. Erfreulicherweise sind diese Effekte nach aktuellem Kenntnisstand alle vorübergehend und führen nicht zu dauerhaften Schäden oder Veränderungen auf zellulärer oder metabolischer Ebene. Kognitions- und Vitalparametermessungen bei 8 T haben nur sehr geringe Auswirkungen offenbart [50, 51], und bei 7 T konnten entweder keine [52, 53] oder nur sehr geringe Auswirkungen auf die Aufmerksamkeit und Konzentration sowie die visuelle Wahrnehmung und Hand-Auge-Koordination gefunden werden [54, 55].

Physiologische Nebenwirkungen werden sicherlich eine Obergrenze für das  $B_0$  setzen, bei dem Probanden bereit sind, sich einer MRT-Untersuchung zu unterziehen. In einer Befindlichkeitsstudie mit mehreren hundert Patienten und gesunden Probanden, bei der nach einer 7-T-Untersuchung ein umfangreicher Fragebogen ausgefüllt wurde [56], konnte die überwiegende Mehrheit (>98%) die Untersuchung erfolgreich beenden. Mehr als die Hälfte berichtete über Nebenwirkungen, die während der Bewegung in den oder aus dem MRT-Tunnel oder während der Untersuchung auftraten. Das Auftreten von Nebenwirkungen war signifikant häufiger als bei 1,5 T. Um diese Ergebnisse in die richtige Perspektive zu stellen, wurden die Nebenwirkungen mit anderen typischen Störfaktoren einer MRT-Untersuchung verglichen, u. a. der Dauer der Untersuchung, der Temperatur im Untersuchungsraum, dem claustrophobischen Gefühl des Magneten und Schwierigkeiten bei der Kommunikation mit dem Bedienpersonal. Im Vergleich zu diesen allgemeinen Faktoren wurden die feldstärkeabhängigen Nebenwirkungen als weniger störend bewertet [56], und die große Mehrheit der Studienteilnehmer war immer noch bereit, sich einer 7-T-Untersuchung ohne besondere Maß-

nahmen wie antiemetische Medikamente zu unterziehen.

Die beobachteten Effekte skalieren nicht nur mit  $B_0$ , sondern mit der räumlichen und zeitlichen Veränderung des Magnetfeldes. Aus diesem Grund ist die langsame Bewegung durch das Streufeld des Magneten eine sehr wirksame Gegenmaßnahme. Die räumliche Feldänderung ist im Streufeld der ersten Generation passiv abgeschirmter 7-T-Magneten geringer als bei der zweiten aktiv abgeschirmten Magnetgeneration, sodass bei neueren Magneten deutlich mehr auf bewegungsinduzierte Nebenwirkungen (beispielsweise beim Hineinfahren der Patientenliege) geachtet werden muss.

---

## Fazit

**Die Ultrahochfeld(UHF)-MRT bietet gegenüber der MRT bei den heute üblichen Feldstärken von 1,5 und 3 T viele Vorteile. Auf Grund des höheren Signal-zu-Rausch-Verhältnisses können Bilder mit höherer räumlicher und/oder zeitlicher Auflösung akquiriert werden, allerdings lässt sich der Auflösungsgewinn wegen veränderter Kontrasteigenschaften nicht vollständig realisieren. Besonders profitieren die TOF-MRA (Abb. 3) und die fMRT von hohen Magnetfeldern. Bevor die UHF-MRT in die klinische Routine Eingang finden kann, müssen technische Lösungen für Limitationen gefunden werden, die aus dem inhomogenen Hochfrequenzsendefeld resultieren. Ak-**

**tuelle Forschungsergebnisse mit parallelen Sendesystemen sind hier sehr vielversprechend, allerdings sind hierfür noch Sicherheitsprobleme bzgl. möglicher Gewebeerwärmung zu lösen. Da die UHF-MRT ein sehr dynamisches Forschungsfeld darstellt, besteht Hoffnung, dass die genannten Nachteile in Zukunft überwunden werden können. Die dabei entwickelten Technologien kommen auch der MRT bei niedrigen Feldern zu Gute, so wie der Kleinwagen von der Formel-1-Technologie profitiert. Neben allem technischen Enthusiasmus muss aber auch die diagnostische Genauigkeit und Sicherheit der UHF-MRT evaluiert werden; die erhebliche Investition in einen Hochfeldtomographen ist nur dann gerechtfertigt, wenn auch eine diagnostische Verbesserung für Patienten erzielt werden kann.**

---

## Korrespondenzadresse

### M.E. Ladd

Erwin L. Hahn Institute for Magnetic Resonance Imaging, Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie und Neuroradiologie, Universität Duisburg-Essen, Universitätsklinikum Essen, Arendahls Wiese 199, 45141 Essen  
mark.ladd@uni-duisburg-essen.de

---

**Interessenkonflikt.** Der korrespondierende Autor gibt für sich und seinen Koautor an, dass kein Interessenkonflikt besteht.

Hier steht eine Anzeige.

 Springer

## Literatur

1. Fuchs VR, Sox HC Jr (2001) Physicians' views of the relative importance of thirty medical innovations. *Health Aff (Millwood)* 20:30–42
2. International Electrotechnical Commission (IEC) (2010) Medical electrical equipment – Part 2–33: particular requirements for the safety of magnetic resonance equipment for medical diagnosis. Edition 3.0. 60601-2-33
3. Norris DG (2003) High field human imaging. *J Magn Reson Imaging* 18:519–529
4. Ugurbil K, Adriany G, Andersen P et al (2003) Ultra-high field magnetic resonance imaging and spectroscopy. *Magn Reson Imaging* 21:1263–1281
5. Hoult DI, Phil D (2000) Sensitivity and power deposition in a high-field imaging experiment. *J Magn Reson Imaging* 12:46–67
6. Kowalski ME, Jin JM, Chen J (2000) Computation of the signal-to-noise ratio of high-frequency magnetic resonance imagers. *IEEE Trans Biomed Eng* 47:1525–1533
7. Ocali O, Atalar E (1998) Ultimate intrinsic signal-to-noise ratio in MRI. *Magn Reson Med* 39:462–473
8. Otazo R, Mueller B, Ugurbil K et al (2006) Signal-to-noise ratio and spectral linewidth improvements between 1.5 and 7 Tesla in proton echo-planar spectroscopic imaging. *Magn Reson Med* 56:1200–1210
9. Vaughan JT, Garwood M, Collins CM et al (2001) 7 T vs. 4 T: RF power, homogeneity, and signal-to-noise comparison in head images. *Magn Reson Med* 46:24–30
10. Haacke EM, Brown RW, Thompson MR, Venkatesan R (1999) *Magnetic resonance imaging: physical principles and sequence design*. Wiley, New York
11. Aime S, Dastru W, Gobetto R et al (2008) Agents for polarization enhancement in MRI. *Handb Exp Pharmacol* 247–272
12. Schenck JF (1996) The role of magnetic susceptibility in magnetic resonance imaging: MRI magnetic compatibility of the first and second kinds. *Med Phys* 23:815–850
13. Bloembergen N, Purcell EM, Pound RV (1948) Relaxation effects in nuclear magnetic resonance absorption. *Phys Rev* 73:679–712
14. Wright PJ, Mouglin OE, Totman JJ et al (2008) Water proton T1 measurements in brain tissue at 7, 3, and 1.5 T using IR-EPI, IR-TSE, and MPRAGE: results and optimization. *MAGMA* 21:121–130
15. Van de Moortele PF, Auerbach EJ, Olman C et al (2009) T1 weighted brain images at 7 Tesla unbiased for proton density, T2\* contrast and RF coil receive B1 sensitivity with simultaneous vessel visualization. *Neuroimage* 46:432–446
16. Kang CK, Park CW, Han JY et al (2009) Imaging and analysis of lenticulostriate arteries using 7.0-Tesla magnetic resonance angiography. *Magn Reson Med* 61:136–144
17. Golay X, Petersen ET (2006) Arterial spin labeling: benefits and pitfalls of high magnetic field. *Neuroimaging Clin North Am* 16:259–268, x
18. Wehrli FW, MacFall JR, Shotts D (1984) Mechanisms of contrast in NMR imaging. *J Comput Assist Tomogr* 8:369–380
19. Yacoub E, Duong TQ, Van De Moortele PF et al (2003) Spin-echo fMRI in humans using high spatial resolutions and high magnetic fields. *Magn Reson Med* 49:655–664
20. Rohrer M, Bauer H, Mintonovitch J et al (2005) Comparison of magnetic properties of MRI contrast media solutions at different magnetic field strengths. *Invest Radiol* 40:715–724
21. Laurent S, Elst LV, Muller RN (2006) Comparative study of the physicochemical properties of six clinical low molecular weight gadolinium contrast agents. *Contrast Media Mol Imaging* 1:128–137
22. Hoult DI, Lauterbur PC (1979) The sensitivity of the zeugmatographic experiment involving human samples. *J Magn Reson* 34:425–433
23. Robitaille PM, Abduljalil AM, Kangarlu A et al (1998) Human magnetic resonance imaging at 8 T. *NMR Biomed* 11:263–265
24. Weigel M, Hennig J (2006) Contrast behavior and relaxation effects of conventional and hyperecho-turbo spin echo sequences at 1.5 and 3 T. *Magn Reson Med* 55:826–835
25. Weigel M, Zaitsev M, Hennig J (2007) Inversion recovery prepared turbo spin echo sequences with reduced SAR using smooth transitions between pseudo steady states. *Magn Reson Med* 57:631–637
26. Conolly S, Nishimura DG, Macovski A, Glover G (1988) Variable-rate selective excitation. *J Magn Reson* 78:440–458
27. Gabriel C, Gabriel S, Corhout E (1996) The dielectric properties of biological tissues: I. literature survey. *Phys Med Biol* 41:2231–2249
28. Van de Moortele PF, Akgun C, Adriany G et al (2005) B(1) destructive interferences and spatial phase patterns at 7 T with a head transmitter array coil. *Magn Reson Med* 54:1503–1518
29. Homann H, Bornert P, Eggers H et al (2011) Toward individualized SAR models and in vivo validation. *Magn Reson Med* 66:1767–1776
30. Voigt T, Homann H, Katscher U, Doessel O (2012) Patient-individual local SAR determination: in vivo measurements and numerical validation. *Magn Reson Med* 68:1117–1126
31. Scheenen TW, Heerschap A, Klomp DW (2008) Towards 1H-MRSI of the human brain at 7 T with slice-selective adiabatic refocusing pulses. *MAGMA* 21:95–101
32. Yang QX, Mao W, Wang J et al (2006) Manipulation of image intensity distribution at 7.0 T: passive RF shimming and focusing with dielectric materials. *J Magn Reson Imaging* 24:197–202
33. Abraham R, Ibrahim TS (2007) Proposed radiofrequency phased-array excitation scheme for homogeneous and localized 7-Tesla whole-body imaging based on full-wave numerical simulations. *Magn Reson Med* 57:235–242
34. Mao W, Smith MB, Collins CM (2006) Exploring the limits of RF shimming for high-field MRI of the human head. *Magn Reson Med* 56:918–922
35. Orzada S, Maderwald S, Poser BA et al (2010) RF excitation using time interleaved acquisition of modes (TIAMO) to address B1 inhomogeneity in high-field MRI. *Magn Reson Med* 64:327–333
36. Raaijmakers AJ, Ipek O, Klomp DW et al (2011) Design of a radiative surface coil array element at 7 T: the single-side adapted dipole antenna. *Magn Reson Med* 66:1488–1497
37. Vaughan JT, Snyder CJ, DelaBarre LJ et al (2009) Whole-body imaging at 7 T: preliminary results. *Magn Reson Med* 61:244–248
38. Bergen B van den, Van den Berg CA, Bartels LW, Lagendijk JJ (2007) 7 T body MRI: B1 shimming with simultaneous SAR reduction. *Phys Med Biol* 52:5429–5441
39. Katscher U, Bornert P (2006) Parallel RF transmission in MRI. *NMR Biomed* 19:393–400
40. Zhu Y (2004) Parallel excitation with an array of transmit coils. *Magn Reson Med* 51:775–784
41. Setsompop K, Wald LL, Alagappan V et al (2006) Parallel RF transmission with eight channels at 3 Tesla. *Magn Reson Med* 56:1163–1171
42. Alt S, Muller M, Umthum R et al (2012) Coaxial waveguide MRI. *Magn Reson Med* 67:1173–1182
43. Brunner DO, De Zanche N, Frohlich J et al (2009) Travelling-wave nuclear magnetic resonance. *Nature* 457:994–998
44. Schenck JF (2005) Physical interactions of static magnetic fields with living tissues. *Prog Biophys Mol Biol* 87:185–204
45. Frauenrath T, Hezel F, Heinrichs U et al (2009) Feasibility of cardiac gating free of interference with electro-magnetic fields at 1.5 Tesla, 3.0 Tesla and 7.0 Tesla using an MR-stethoscope. *Invest Radiol* 44:539–547
46. Henneberg S, Hok B, Wiklund L, Sjodin G (1992) Remote auscultatory patient monitoring during magnetic resonance imaging. *J Clin Monit* 8:37–43
47. Becker M, Frauenrath T, Hezel F et al (2010) Comparison of left ventricular function assessment using phonocardiogram- and electrocardiogram-triggered 2D SSFP CINE MR imaging at 1.5 T and 3.0 T. *Eur Radiol* 20:1344–1355
48. Nassenstein K, Orzada S, Haering L et al (2012) Cardiac MRI: evaluation of phonocardiogram-gated cine imaging for the assessment of global and regional left ventricular function in clinical routine. *Eur Radiol* 22:559–568
49. Glover PM, Cavin I, Qian W et al (2007) Magnetic-field-induced vertigo: a theoretical and experimental investigation. *Bioelectromagnetics* 28:349–361
50. Chakeres DW, Bornstein R, Kangarlu A (2003) Randomized comparison of cognitive function in humans at 0 and 8 Tesla. *J Magn Reson Imaging* 18:342–345
51. Chakeres DW, Kangarlu A, Boudoulas H, Young DC (2003) Effect of static magnetic field exposure of up to 8 Tesla on sequential human vital sign measurements. *J Magn Reson Imaging* 18:346–352
52. Heinrich A, Szostek A, Meyer P et al (2012) Cognition and sensation in very high static magnetic fields: a randomized case-crossover study with different field strengths. *Radiology*, in press
53. Schlamann M, Voigt MA, Maderwald S et al (2010) Exposure to high-field MRI does not affect cognitive function. *J Magn Reson Imaging* 31:1061–1066
54. Vocht F de, Stevens T, Glover P et al (2007) Cognitive effects of head-movements in stray fields generated by a 7 Tesla whole-body MRI magnet. *Bioelectromagnetics* 28:247–255
55. Nierop LE van, Slottje P, Zandvoort MJ van et al (2012) Effects of magnetic stray fields from a 7 Tesla MRI scanner on neurocognition: a double-blind randomised crossover study. *Occup Environ Med* 69:759–766
56. Heilmairer C, Theysohn JM, Maderwald S et al (2011) A large-scale study on subjective perception of discomfort during 7 and 1.5 T MRI examinations. *Bioelectromagnetics* 32:610–619
57. Nagel AM, Schmitter S, Bock M et al (2009) Parameter optimization for 7 T 23Na-MRI. In: *Proc of the international society for magnetic resonance in medicine*. ISMRM, Honolulu, p 2465
58. Noebauer-Huhmann IM, Szomolanyi P, Juras V et al (2010) Gadolinium-based magnetic resonance contrast agents at 7 Tesla: in vitro T1 relaxivities in human blood plasma. *Invest Radiol* 45:554–558
59. Hardy CJ, Cline HE (1989) Broadband nuclear magnetic resonance pulses with two-dimensional spatial selectivity. *J Appl Phys* 66:1513–1516
60. Pauly JM, Nishimura DG, Macovski A (1989) A k-space analysis of small-tip-angle excitation. *J Magn Reson* 81:43–56
61. Meyer CH, Pauly JM, Macovski A, Nishimura DG (1990) Simultaneous spatial and spectral selective excitation. *Magn Reson Med* 15:287–304