

## ■ Laufend zum Erfolg

Propagierende Wellen ermöglichen eine bislang nicht erreichte Qualität der Bildgebung in der Hochfeld-Magnetresonanztomographie und schaffen mehr Raum für den Patienten.

**P**atienten, die zu medizinischen Untersuchungen in die „Röhre“ müssen, brauchen sich zwar nicht um belastende Röntgenstrahlung zu sorgen, aber die Enge im Gerät macht ihnen oft noch mehr Angst. Nun hat die Arbeitsgruppe um Klaas Prüssmann von der ETH Zürich ein völlig neues Konzept in der Kernspintomographie vorgestellt. Dieses verspricht dank einer wesentlich homogeneren Feldverteilung in der Probe homogenere Bilder (Abb. 1) und bietet dem Patienten künftig mehr Platz im Inneren des Magneten. Dabei dienen laufende Wellen dazu, die Kernspins (Nuclear Magnetic Resonance, NMR) anzuregen und die Signale zu detektieren [1]. Die neue Methode bietet sich vor allem in der NMR-Bildgebung (Magnetic Resonance Imaging, MRI) an aktu-

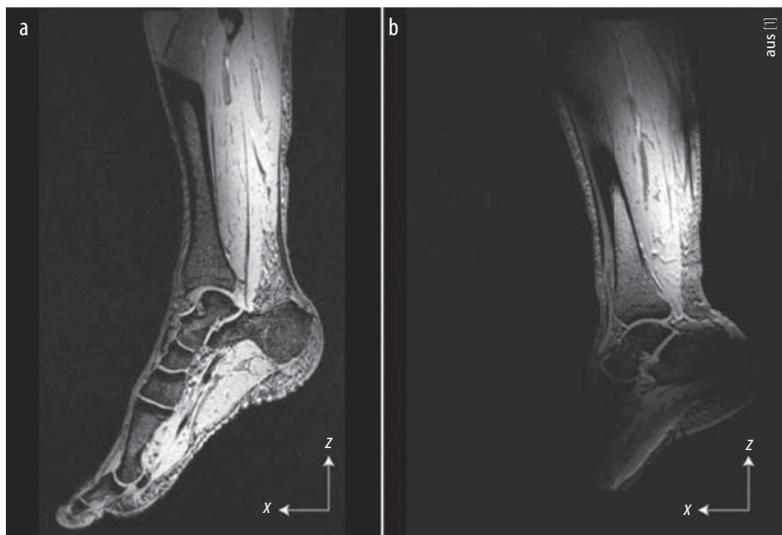


Abb. 1 Mithilfe laufender Wellen lässt sich ein größerer Bereich des menschlichen Unterschenkels abbilden und das

viel homogener (a) als mit einem herkömmlichen Schwingkreis.

ellen Hochfeldgeräten ab 7 Tesla an, wo herkömmliche Geräte an ihre Grenzen stoßen.

In der NMR dient die Nettokernmagnetisierung, die sich bei Atomkernen mit einem Spin ungleich Null in einem äußeren Magnetfeld einstellt, als Messgröße. Diese Magnetisierung  $\vec{M}$  präzediert mit der Larmor-Frequenz  $\vec{\omega}_0 = \gamma \vec{B}_0$ , wobei  $\gamma$  das gyromagnetische Verhältnis des Kerns und  $\vec{B}_0$  die Feldstärke des äußeren Feldes ist. Um die Magnetisierung zu manipulieren, kommen bislang die Nahfelder resonanter Schwingkreise in direkter Nachbarschaft der Probe zum Einsatz (Abb. 2a). Dabei regt der Schwingkreis zunächst das Spinsystem an, indem er die Magnetisierung aus dem Gleichgewicht auslenkt. Die ausgelenkte Magnetisierung präzediert und induziert eine Spannung im Schwingkreis, die sich messen lässt [2]. Allerdings ist es bei diesem Design erforderlich, die Detektoren nahe dem Messobjekt anzubringen – ein Grund für die Enge in den Röhren. Die räumliche Auflösung der Signale erreicht man durch ortsabhängige Magnetfelder (Gradientenfelder), die sich in der Probe überlagern. Sie sorgen dafür, dass nur in einem bestimmten Volumenelement Spins angeregt

werden und die Spins abhängig vom Ort präzedieren. Dadurch wird jedes Signal in den drei Raumrichtungen kodiert.

In der klinischen Magnetresonanztomographie liegt die Feldstärke der Magneten vorzugsweise bei 1,5 bis 3 T. Aus der Larmor-Frequenz des Wasserstoffkerns für diese Werte berechnet sich eine Wellenlänge von 30 bis 70 cm in menschlichem Gewebe. Mit einer Wellenlänge von 70 cm lässt sich der menschliche Körper nahezu gleichmäßig durchleuchten, sodass homogene Bilder entstehen. Zunehmend kommen jedoch höhere Feldstärken zum Einsatz, da diese durch ein höheres Signal-zu-Rausch-Verhältnis bessere Auflösungen versprechen. In heutigen Forschungsgeräten sind Feldstärken von über 7 T möglich. Dabei wird die Wellenlänge vergleichbar oder sogar klein gegen die Größen des Schwingkreises und der zu untersuchenden Region. Das führt zu stehenden Wellen im Messobjekt, die Inhomogenitäten oder Auslöschung der Signale bedingen können.

Im Gegensatz zu Experimenten mit Flussleitern [3] nutzen die Schweizer Wissenschaftler nun die langreichweitige Wechselwirkung

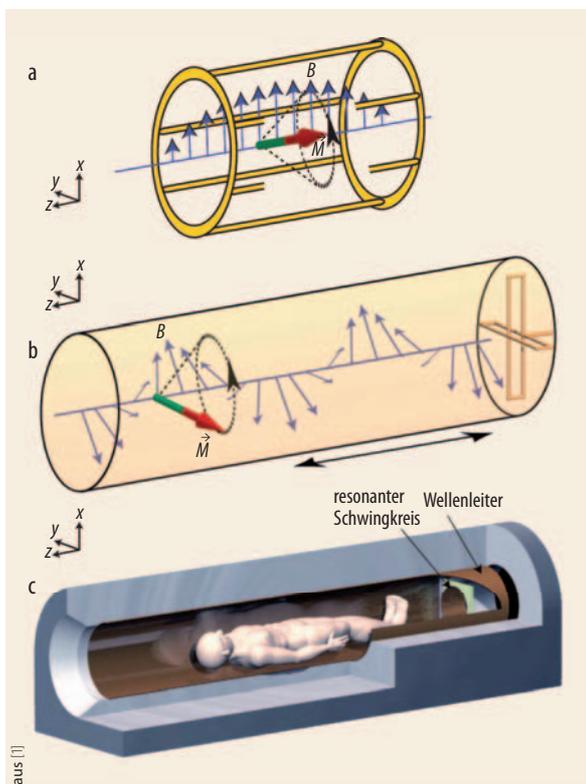


Abb. 2 In der NMR bilden bisher Resonatoren stehende Hochfrequenzwellen im Messobjekt aus, deren magnetische Komponente  $B$  die Kernmagnetisierung zur Präzession anregt (a). Bei der neuen Technik regt eine laufende, zirkular polarisierte Welle die Kernspins in der Probe an (b). Da hierbei die Phase variiert, bleibt die Feldstärke  $B$  annähernd gleich. Ein Wellenleiter, der die Röhre auskleidet, transportiert die laufende Welle zwischen Probe und resonantem Schwingkreis (c).

mit der Probe aus, indem ein Wellenleiter laufende Wellen durch die Röhre und zurück transportiert. Die Idee zu dem neuen Ansatz entwickelte sich aus Bildartefakten, die in anderen Studien aufgetreten waren und die offensichtlich durch Signale außerhalb des empfindlichen Detektorbereichs stammten. Als Ursache für diese Artefakte kommen nur laufende Wellen infrage [1].

Im neuen Design erzeugt ein resonanter Schwingkreis am Ende des Wellenleiters ein zirkular polarisiertes Feld, das die Probe durchdringt und das der Wellenleiter nahezu verlustfrei transportiert (Abb. 2b). Der gleiche Schwingkreis fungiert auch als Detektor für die Signale, die durch die Präzession der Magnetisierung entstehen. Für die erforderliche Ortsauflösung sorgen wiederum drei Gradientenfelder. Laufende Wellen besitzen keine Knotenpunkte und haben somit ein homogeneres Intensitätsprofil, sodass sie die Probe viel gleichmäßiger ausleuchten.

Die Forscher von der ETH Zürich verwenden einen zylindrischen Wellenleiter, der aus einem Edelstahlnetz mit einem Durchmesser von 58 cm gefertigt wurde. Dieser wurde in einen 7 T-Ganzkörper-tomographen eingebracht (Abb. 2c). In ersten Experimenten zeigt sich bereits eine deutliche Verbesserung, so ließ sich von einem menschlichen Unterschenkel *in vivo* mittels laufender Wellen ein größerer Bereich abbilden als mit klassischer NMR im Nahfeld (Abb. 1).

Die beschriebene Technik weist erhebliche Vorteile gegenüber klassischen Verfahren auf: Neben der homogenen Anregung der Probe auch bei hohen Feldstärken und großen Probenabmessungen und dem reduzierten Platzbedarf im Tomographen ist sie zudem mit heute üblichen NMR-Messmethoden – in der Bildgebung sowie in der Spektroskopie – kompatibel. Sie lässt sich mit verhältnismäßig moderaten Kosten realisieren. Alternativen wie der Einsatz mehrerer räumlich verteilter Anregungsschwingkreise mit ebenso vielen Sendern für eine gemeinsame Anregung

sind ungleich teurer [4]. Um das neue Design auf heutige klinische Tomographen zu übertragen, die mit einer um den Faktor vier niedrigeren Larmor-Frequenz arbeiten, sind jedoch noch Schwierigkeiten aus dem Weg zu räumen: So gelangt man hier u. a. an die untere Grenzfrequenz der Wellenleiter.

David Brunner und seine Kollegen liefern bereits Lösungsansätze für mögliche Schwierigkeiten: An Grenzflächen bilden sich stehende Wellen, welche die laufenden Wellen überlagern. Grund dafür ist der unterschiedliche Wellenwiderstand in den verschiedenen Medien. Abhilfe schaffen leitfähige Dielektrika, die man gezielt in das Messvolumen einbringt. Der menschliche Körper mit seinem hohen Wasseranteil genügt häufig bereits als Dielektrikum. Rauschen, das von diesen zusätzlichen Dielektrika oder auch aus nicht abgebildeten Regionen im Messobjekt stammt, lässt sich durch kryogenische Kühlung und heute gängige Empfangs-Phased-Arrays [5], die nur lokal Signale detektieren, größtenteils reduzieren.

In anderen Forschungsfeldern sind laufende Wellen bereits etabliert, z. B. in der Elektronenspinresonanz, der Optik oder auch der Radartechnologie. Erkenntnisse aus diesen Bereichen dürften daher auch die NMR-Techniken bereichern. Dann könnte das vorgestellte Konzept in der Hochfeld-Magnetresonanzbildgebung bald einzigartige Möglichkeiten bieten, die sich auf herkömmlichem Wege nicht erreichen lassen.

**Volker C. Behr und Peter M. Jakob**

- [1] D. O. Brunner, N. De Zanche, J. Fröhlich, J. Paska und K. P. Prüssmann, *Nature* **457**, 994 (2009)
- [2] E. L. Hahn, *Phys. Rev.* **77**, 297 (1950)
- [3] M. C. K. Wiltshire et al., *Science* **291**, 849 (2001)
- [4] U. Katscher et al., *Magn. Reson. Med.* **49**, 144 (2003)
- [5] P. B. Roemer et al., *Magn. Reson. Med.* **16**, 192 (1990)

Dr. Volker C. Behr und Prof. Dr. Peter M. Jakob, Lehrstuhl für Experimentelle Physik 5, Universität Würzburg, Am Hubland, 97074 Würzburg