

Mittels Echtzeit-MRT lässt sich der Schluckvorgang darstellen.

MEDIZINPHYSIK

Filme aus dem Körperinneren

Mit Magnetresonanztomografie lassen sich Körperbewegungen oder Organfunktionen in Echtzeit abbilden.

Jens Frahm, Dirk Voit, Olexandr Kalentev, Maaïke van Zalk, Jakob Klosowski und Jost Kollmeier

Seit ihrer ersten klinischen Erprobung vor rund vierzig Jahren hat sich die Magnetresonanztomografie zu einem der wichtigsten bildgebenden Verfahren in der medizinischen Diagnostik entwickelt. Allerdings war es lange nicht möglich, sehr schnelle Vorgänge direkt abzubilden. Zudem führten unvermeidbare Bewegungen häufig zu Bildfehlern. Eine neue Technik für die Aufnahme von MRT-Filmen in Echtzeit erlaubt es nun, beliebige Körperbewegungen und Organfunktionen mit hoher zeitlicher und räumlicher Auflösung darzustellen.

Im Vergleich zu der früher eingeführten Röntgen-Computertomografie konnten die ersten medizinischen Aufnahmen mit der Magnetresonanztomografie (MRT, **Infokasten**) [1] zu Beginn der 1980er-Jahre mehrere Vorteile verbuchen: einen völlig nichtinvasiven Einsatz, eine Weichgewebedarstellung ohne Kontrastmittel und eine hohe

Empfindlichkeit gegenüber krankhaften Veränderungen. Auf der anderen Seite stellten sich Messzeiten von mehreren Minuten für ein Schnittbild als ein fundamentales Problem heraus und als erheblicher Nachteil für die klinische Praxis. Erst ein 1985 beschriebenes Schnellbildverfahren (Fast Low Angle Shot, FLASH) mit hundertfacher Beschleunigung [2, 3] verhalf der MRT zum grundsätzlichen Durchbruch, der bis heute zu steten Weiterentwicklungen vielfältiger Untersuchungsmodalitäten geführt hat.

Der physikalische Trick bestand darin, die langen Wartezeiten zu vermeiden, die damals zwischen den Hunderten von unterschiedlich ortskodierten Einzelmessungen einer MRT-Aufnahme einzuhalten waren. Diese Wartezeiten waren nötig für eine ausreichend starke Erholung des jeweils vollständig verbrauchten MRT-Signals durch die T1-Relaxation, bevor die nächste Einzelmessung beginnen konnte. Gleichzeitig erforderte ein räumlich gut aufgelöstes Bild

sehr viele Einzelmessungen. Eine Fourier-Transformation des zeitlichen Signals jeder Einzelmessung entspricht einer eindimensionalen Projektion des Untersuchungsobjekts.

Bei Aufnahmen nach dem FLASH-Prinzip regt ein Radiofrequenzimpuls das MRT-Signal an, der nur eine kleine Leistung besitzt und nur einen kleinen Teil des verfügbaren Signals für die aktuelle Einzelmessung verbraucht. Da gleichzeitig der größte Anteil der Gleichgewichtsmagnetisierung für weitere Anregungen unmittelbar zur Verfügung steht und daher keine Wartezeit folgen muss, verringern sich die Wiederholzeiten der Einzelmessungen von Sekunden auf Millisekunden. Entsprechend beträgt die Gesamtmessdauer für ein Bild statt Minuten nur noch Sekunden. Erst dies erlaubt hochaufgelöste dreidimensionale MRT-Aufnahmen.

Trotz aller Erfolge der MRT ließen sich schnelle Bewegungen des Körpers nur dann berücksichtigen, wenn man diese als periodisch annehmen konnte. Beispielsweise setzt die MRT-Untersuchung des Herzens eine Synchronisation der Datenaufnahme mit dem Elektrokardiogramm (EKG) voraus, um – unter Annahme völlig gleichartiger Herzschläge – die Einzelmessungen relativ zum EKG zeitlich sortieren und anschließend als Bild eines bestimmten Zeitpunkts rekonstruieren zu können. Damit beruht die Herzdiagnostik auf der Darstellung eines einzigen synthetischen Herzschlags, der in Wirklichkeit einer Mittelung von Daten aus vielen unterschiedlichen Herzschlägen entspricht. MRT-Untersuchungen von Organen, die durch die Atmung beeinflusst werden, erfordern aufwändige Korrekturen der Daten mittels eines parallel aufgezeichneten Atemsignals, während aperiodische Bewegungen von Gelenken oder auch Schluckvorgänge überhaupt nicht zugänglich sind.

Problem und Lösung

Worin besteht nun das Problem, die Messzeit weiter zu verkürzen? Nachdem es auf physikalische Weise gelungen ist, die Repetitionszeit der Einzelmessungen eines Bildes auf wenige Millisekunden herabzusetzen, bestimmt die Anzahl der ortskodierenden Einzelmessungen die verbleibende Messzeit. Eine Beschleunigung ist also zu erreichen,

indem man die Zahl der Einzelmessungen reduziert, mit anderen Worten durch Unterabtastung der Daten. Eine Serie von radial ortskodierten Datensätzen, welche die zentralen MRT-Daten dicht abtasten und somit die wichtigsten (tiefen) Raumfrequenzen eines Bildes kodieren, eignet sich besonders, um die Datenaufnahme durch Unterabtastung zu beschleunigen (**Abb. 1**). Reichen beispielsweise fünf Prozent der nach dem Abtasttheorem eigentlich notwendigen Daten für eine Bildberechnung, so verkürzt sich die Messzeit um den Faktor 20.

Daher stellt sich die Frage, warum diese einfache Idee nicht bereits viel früher herangezogen wurde, um die Bewegungsproblematik in der MRT zu lösen. Die Antwort liegt in der Bildrekonstruktion solcher Datensätze, die nicht mehr durch die bisher übliche Fourier-Transformation realisierbar ist, da diese eine Einhaltung des Abtasttheorems verlangt. Daher scheitert die konventionelle Bildberechnung, während die Rekonstruktion durch die Definition der Bilder als Lösung eines regularisierten inversen Problems eindrucksvolle Resultate liefert (**Abb. 1**) [4]. Statt aus den wenigen Daten ein Bild zu berechnen, werden bei diesem Ansatz die (durch Fourier-Transformation zu berechnenden) Daten eines geschätzten Bildes mit voller räumlicher Auflösung mit den gemessenen Daten verglichen und die Differenz als Optimierungsproblem minimiert. Dabei schränkt die Ähnlichkeit mit dem vorangehenden Bild der Aufnahmeserie die iterative Schätzung des Bildes sehr effizient ein und integriert so valides Vorwissen in die Berechnung. Hierbei hat es sich als vorteilhaft erwiesen, wenn aufeinanderfolgende Datensätze einander ergänzende radiale Ortskodierungen besitzen (**Abb. 1**). Auf diese Weise gelingt es, MRT-Filme mit hoher zeitlicher Auflösung mit Messzeiten von 10 bis 50 ms pro Bild zu rekonstruieren. Das Verfahren ermöglicht völlig neuartige Untersuchungen, von denen hier nur einige wenige Beispiele vorgestellt werden können. Für alle Aufnahmen kam ein kommerzielles 3,0-Tesla-MRT-System zum Einsatz (Siemens Prisma fit, Erlangen).

In der numerischen Mathematik sind inverse Probleme erst in den letzten 15 Jahren verstärkt in den Fokus gerückt. Zudem erschwert die aufwändige iterative Berechnung die

Die Physik der Magnetresonanztomografie

Bei der Magnetresonanztomografie (MRT) befindet sich die zu untersuchende Person in einem statischen Magnetfeld, zum Beispiel mit einer Feldstärke von 3,0 Tesla. Dies entspricht dem 60 000-Fachen der Erdmagnetfeldstärke. Dadurch richten sich die magnetischen Dipolmomente der Wasserstoffatomkerne parallel und antiparallel zum statischen Magnetfeld aus. Aufgrund des Besetzungsunterschiedes zwischen den energetisch ungleichen Orientierungen stellt sich eine makroskopische Magnetisierung in Richtung des statischen Magnetfeldes ein. Dieser Gleichgewichtszustand lässt sich durch einen kurzen Hochfrequenzimpuls im UKW-Bereich (bei 3,0 Tesla: 123 MHz) stören. Anschließend kehrt die Magnetisierung in den Gleichgewichtszustand zurück (Relaxation), wobei die Atomkerne ihrerseits ein zeitlich abfallendes Radiofrequenzsignal abgeben, das als MRT-Signal aufgezeichnet und weiterverarbeitet wird.

Für die Bildgebung erzeugen magnetische Zusatzfelder (Gradienten) in den drei Raumrichtungen örtlich unterscheidbare Radiofrequenzsignale. Diese Magnetfeldgradienten werden sowohl während der Hochfrequenzanregung (Auswahl der Bildebene) als auch während der Datenaufnahme geschaltet (Ortskodierung). Da die Frequenz des MRT-Signals direkt proportional zur Magnetfeldstärke ist, entspricht das durch eine Fourier-Transformation erhaltene „Spektrum“ einer Einzelmessung der eindimensionalen Projektion der Intensität des Untersuchungsobjekts in Richtung des zugeschalteten Gradienten. Aus einer Vielzahl von Einzelmessungen mit veränderter (z. B. rotierter) Ortskodierung lassen sich zwei- oder dreidimensionale Bilder des Objektes rekonstruieren.

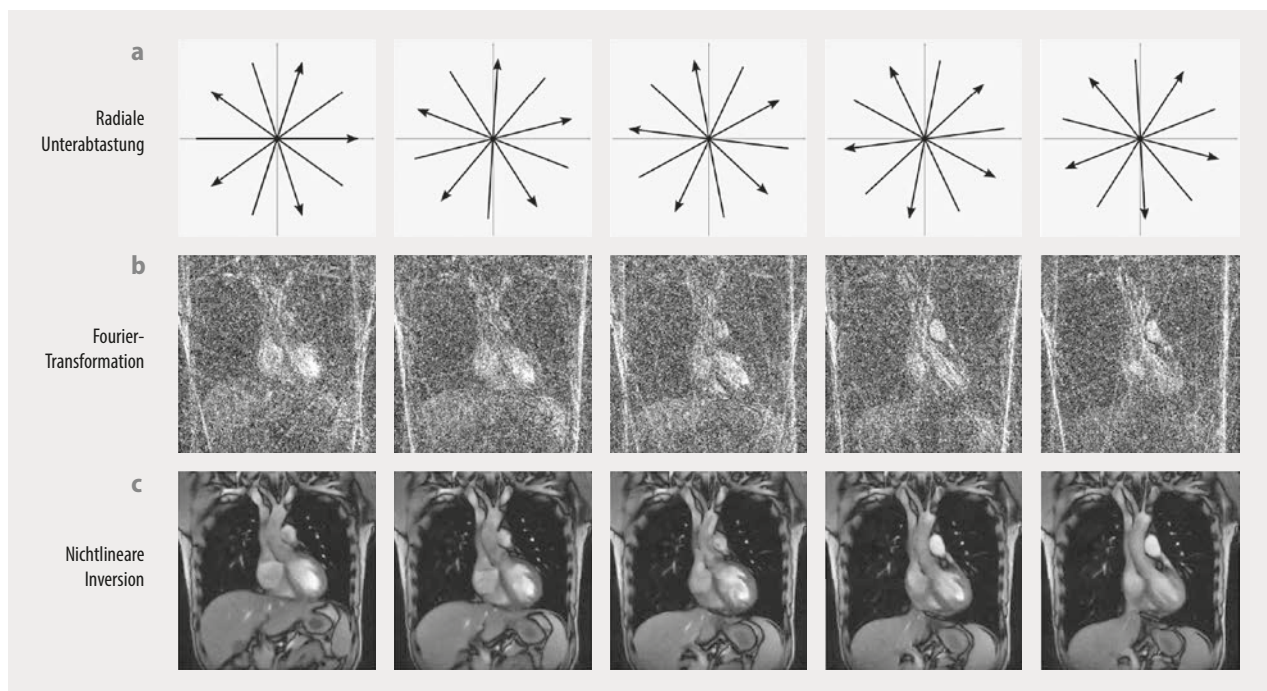


Abb. 1 Durch Unterabtastung lässt sich die Magnetresonanztomografie beschleunigen. Die seriellen Datensätze enthalten komplementäre radiale Ortskodierungen (a). Die Bildberechnung mittels konventioneller Fourier-Transformation (b) versagt hierbei, während die nichtlineare Inversion mit Regularisierung durch ein vorangehendes Bild (c) eine sehr gute Abbildung liefert. Die einzelnen Bilder eines Herzfilms zeigen oberhalb der Leber vor allem die linke Herzkammer mit der aufsteigenden Aorta. Die Lunge (schwarz) liefert mit Ausnahme der Gefäße (helle Punkte) kein MRT-Signal.

praktische Nutzung inverser Probleme zur Lösung physikalischer Aufgabenstellungen. Die Bildberechnung für die MRT stellt ein nichtlineares inverses Problem dar, da moderne MRT-Systeme die Daten parallel mit einer Vielzahl von räumlich unterschiedlich angeordneten Empfangsspulen aufzeichnen. Damit besteht das wirkliche Rekonstruktionsproblem darin, sowohl das eigentliche Bild als auch alle Spulenprofile (ebenfalls komplexe Bilder) aus beispielsweise 64 gleichzeitig aufgenommenen, unterabtasteten Datensätzen zu bestimmen.

In mathematisch-numerischer Hinsicht bedeutet diese Aufgabe die Minimierung einer Kostenfunktion, die in wenigen Optimierungsschritten durch ein Gauß-Newton-Verfahren zu bearbeiten ist. Die Kostenfunktion sichert nicht nur die Konsistenz der Daten des geschätzten Bildes mit den wenigen gemessenen Daten, sondern schränkt

auch die mögliche Vielfalt der Lösungen durch Regularisierungen ein, die Vorwissen über das Bild berücksichtigen. Dazu zählen die räumlich glatten Profile der Empfangsspulen und vor allem die Ähnlichkeit eines Bildes mit einem vorangehenden Bild der Serie.

Für die medizinische Anwendung der Echtzeit-MRT haben wir einen hoch parallelisierten Algorithmus entwickelt und auf einem Grafikkartenrechner implementiert, der mittels einer einzigen Netzwerkanbindung in ein bestehendes MRT-System integrierbar ist. Diese Anbindung ist für den radiologischen Nutzer „unsichtbar“, sodass sich die entsprechenden Messverfahren ebenso anwenden und die Bilder darstellen und verwalten lassen wie bei anderen etablierten MRT-Verfahren. Technisch wurde die Bildberechnung so weit beschleunigt, dass die meisten Filme unmittelbar auf dem MRT-System in Echt-

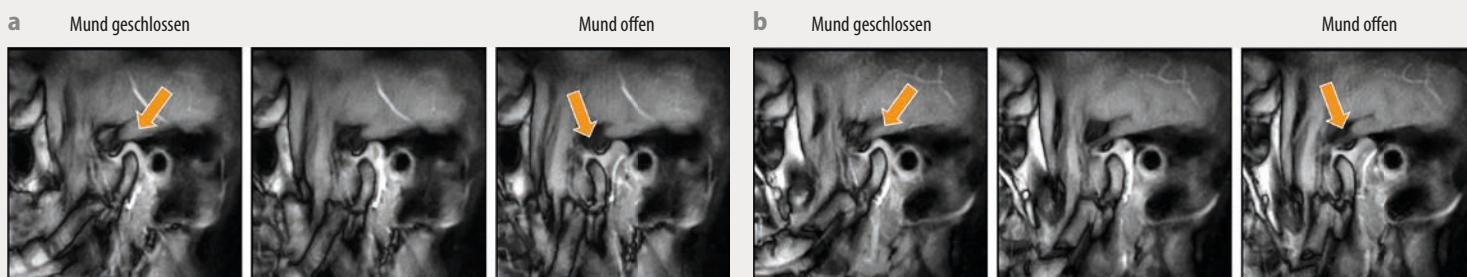


Abb. 2 Die gleichzeitige Echtzeit-MRT des rechten (a) und linken Kiefergelenks (b) bildet das Öffnen des Mundes (von links nach rechts) mit einer zeitlichen Auflösung von 2×50 ms ab. Die ausgewählten Einzelbilder zeigen insbesondere die Bewegung der Knorpelscheibe oberhalb der Gelenke (helle Struktur oberhalb des Kieferknochens, Pfeile).

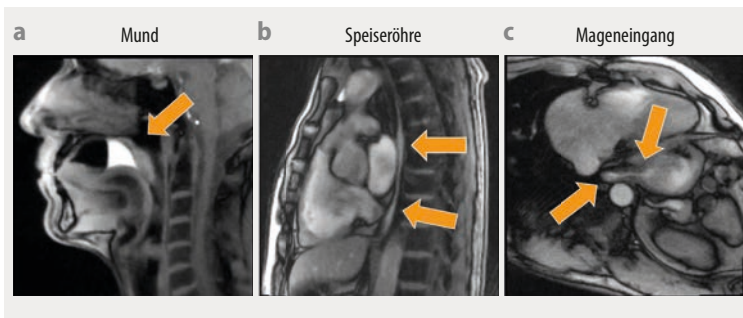


Abb. 3 Die Echtzeit-MRT bildet den Schluckvorgang von Ananassaft (helles Signal, Pfeile) mit einer zeitlichen Auflösung von 40 ms ab. Die Bilder zeigen den Beginn des Schluckvorgangs (a), den Durchgang des Saftes durch die obere Speiseröhre (b) und den Eintritt in den Magen durch den Pfortnermuskel (c).

zeit, d. h. mit minimaler Verzögerung, rekonstruiert und visualisiert werden.

Zurzeit befindet sich die Echtzeit-MRT in mehreren Universitätskliniken in Deutschland, Frankreich, England und den USA in Erprobung. Einen Überblick über Ansätze für die pädiatrische Radiologie gibt beispielsweise eine Arbeit aus der Universitätsklinik Leipzig [5].

Funktionelle Anatomie

Mit den Echtzeit-Aufnahmen macht die MRT den Schritt vom Foto zum Film beziehungsweise von der statischen zur funktionellen Anatomie. Die Echtzeit-MRT wird die konventionellen Verfahren daher nicht ersetzen, aber um neue Optionen ergänzen, beispielsweise bei der dynamischen Untersuchung des Kiefergelenks (**Abb. 2**). Sie bietet zusätzliche Informationen, da eine fehlerhafte Verschiebung der auf dem Kiefergelenk aufliegenden Knorpelscheibe (Pfeile) nur beim Öffnen und Schließen des Mundes auftritt, was krankhafte Veränderungen verursachen kann (Knackgeräusch, Schmerz). Ein anderes Beispiel sind funktionelle Darstellungen des Schluckvorgangs vom Nasen-Rachenraum über die Speiseröhre bis zum Magen (**Abb. 3**). Diese Untersuchung belastet den Patienten in keiner Weise, da keine ionisierende Strahlung zum Einsatz kommt und fünf bis zehn Milliliter Ananassaft als T1-verkürzendes MRT-„Kontrastmittel“ ausreichen. Für den Untersuchenden ist neben dem Verlauf des Bolus auch die Anatomie sichtbar. Aus diesen Gründen ist davon auszugehen, dass dieses Verfahren die bisher üblichen invasiven Techniken wie Endoskopie oder Röntgen-Videofluoroskopie in einigen Jahren ablösen dürfte.

Eine in Zukunft wohl ebenso wichtige Anwendung der Echtzeit-MRT ist die Untersuchung der Herzfunktion, ohne dass eine EKG-Synchronisation notwendig ist oder Atemprotokolle einzuhalten sind (**Abb. 4**). Bei einer zeitlichen Auflösung von 33 ms (30 Bilder pro Sekunde) eröffnen die MRT-Filme verschiedene Möglichkeiten:

- den Zugang zu einzelnen Herzschlägen bezüglich Auswurfraction und Wandverdickung sowie zu einer unmittelbaren Reaktion dieser Parameter auf physische oder medikamentöse Belastungstests,
- die uneingeschränkte Untersuchung von Patienten mit Herzrhythmusstörungen, die über keinen regelmäßigen Herzschlag zur Synchronisation der Daten verfügen,
- kürzere und angenehmere Untersuchungen, da sämtliche Messungen bei freier Atmung erfolgen können.

Zudem sind keine Atemprotokolle nötig, die bei Nichteinhaltung eine Wiederholung der Messung erfordern würden.

Bestimmung von Flussgeschwindigkeiten

Eine wichtige Anwendung der MRT, die über die anatomische Darstellung hinausgeht, ist die Messung von Flussgeschwindigkeiten, insbesondere in Gefäßen, welche die Bildebene senkrecht kreuzen. Dafür sind zwei Datensätze erforderlich, bei denen die Phasenlagen der fließenden Spins unterschiedlich kodiert werden. Üblicherweise wird dazu mithilfe zusätzlicher Gradientenschaltungen in einem Referenzexperiment die Phase aller Spins zu Null kompensiert und in einem zweiten Experiment für fließende Spins eine Phasenlage erzeugt, die proportional zu ihrer Geschwindigkeit ist. Die Signalstärke einer Phasendifferenzkarte aus dem flusskompensierten und flusskodierten MRT-Bild entspricht in jedem Bildpunkt einer absoluten Geschwindigkeit, wobei die Richtung des Flusses durch positive und negative Werte gegeben ist.

Auch diese seit langem bekannte Technik der Phasenkontrast-MRT lässt sich durch extreme Unterabtastung der beiden abwechselnd gemessenen Bilder als Echtzeit-Verfahren realisieren [6, 7]. Messungen sind beispielsweise möglich an der auf- und absteigenden Aorta mit Geschwindigkeiten von 100 bis 120 cm/s sowie an der Halsschlagader mit etwa 80 cm/s (**Abb. 5**). Analog zur anatomischen Echtzeit-MRT des Herzens ergeben sich neue Möglichkeiten, das Herzkreislaufsystem zu untersuchen oder die

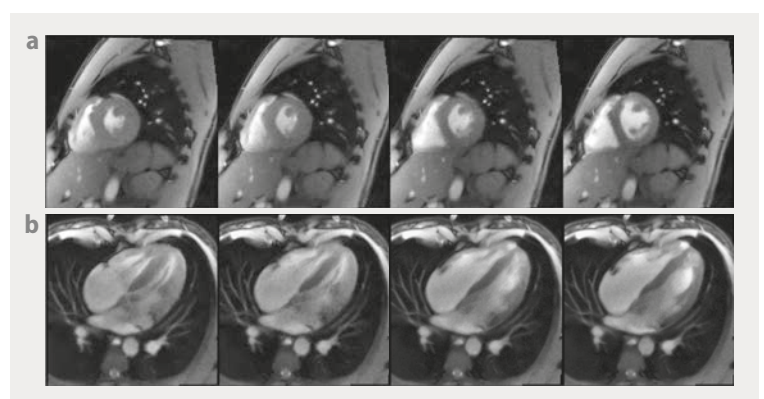


Abb. 4 Die Echtzeit-MRT des Herzens im Kurzachsenblick (a) und im Vierkammerblick (b) besitzt eine zeitliche Auflösung von 33 ms. Die ausgewählten Einzelbilder zeigen (von links nach rechts) die Entspannung des Herzmuskels und die Erweiterung der Herzkammern nach systolischer Kontraktion und Wandverdickung.

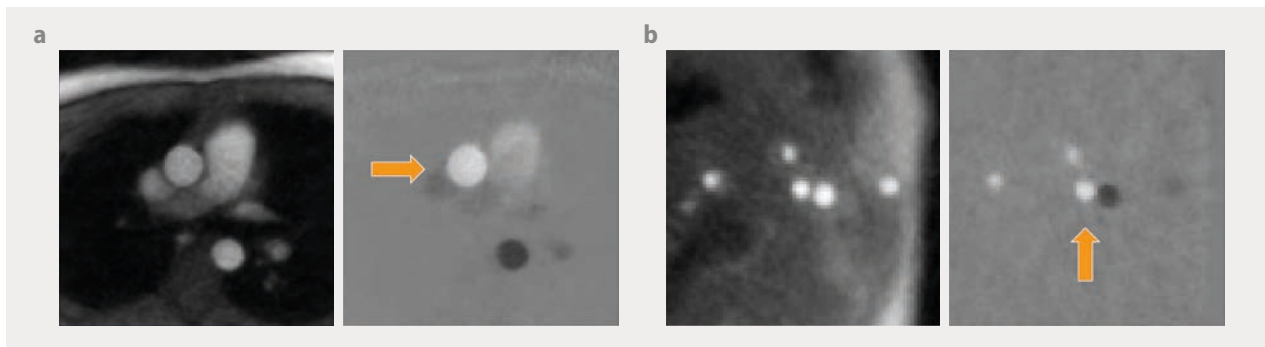


Abb. 5 Die Echtzeit-MRT zeigt den Blutfluss in der aufsteigenden Aorta (a, waagerechter Pfeil) mit einer zeitlichen Auflösung von 26 ms und in der Halsschlagader (b, senkrechter Pfeil) mit einer Auflösung von 40 ms. Die Phasenkontrast-MRT erzeugt für jeden Zeitpunkt ein anatomisches Bild (links), das alle durch die Bildebene fließenden Spins hell wiedergibt, sowie eine Phasendifferenzkarte (rechts), welche die Geschwindigkeit angibt und die Flussrichtung durch positive und negative Phasenwerte unterscheidet. In diesen Beispielen fließen helle Signale nach oben im Körper (aufsteigende Aorta, Halsschlagader), während dunkle Signale nach unten fließen (absteigende Aorta, Venen im Halsbereich). Stationäres Gewebe erscheint grau mit einem Phasenwert von Null.

Reaktionen auf Atemmanöver oder physische Belastungen festzustellen. Weiterhin lassen sich erstmals Vorgänge wie die Dynamik der Hirnflüssigkeit verfolgen, die nicht nur dem Herzschlag, sondern vor allem der Atmung folgt [8].

Kartierung des Gewebes

Die Möglichkeit, zeitliche Bilderserien beliebiger Vorgänge aufzunehmen, beschränkt sich nicht nur auf die Darstellung von Organfunktionen oder Bewegungen, sondern kann auch dazu dienen, physikalische Prozesse wie die T1-Relaxation der für die MRT angeregten Magnetisierung durch ihre dynamische Signaländerung abzubilden. Zu diesem Zweck wird in der Regel die Gleichgewichtsmagnetisierung mit einem geeigneten Anregungsimpuls vollständig invertiert und die exponentielle Rückkehr (Relaxation) der Magnetisierung in die Ausgangslage direkt mittels Echtzeit-MRT der aktuellen Signalstärke verfolgt. Aus dem Signalverhalten der Bilder während der Inversionsrückkehr lässt sich die T1-Relaxationszeit als die charakteristische Zeitkonstante in jedem Bildpunkt aus nur einem einzigen Experiment mit wenigen Sekunden Messdauer errechnen

[9, 10]. Solche quantitativen T1-Karten mit hoher räumlicher Auflösung können beispielsweise Schichtbilder aus dem Gehirn und der Prostata repräsentieren (**Abb. 6**). Im Gegensatz zu der üblichen medizinischen Nutzung von T1-gewichteten Bildern bieten quantitative T1-Karten einen Zugang zu absoluten – und daher vergleichbaren – Werten, die nur noch von der Feldstärke des Magnetfeldes abhängen. So ist zu erwarten, dass bestimmte krankhafte Veränderungen im Hirngewebe oder in der Prostata in Verbindung mit charakteristischen T1-Werten stehen. Damit eröffnen sich neue diagnostische Optionen im Sinne einer quantitativen Radiologie, die auf Biomarkern beruht und über die individuelle Einschätzung eines bestimmten Bildkontrastes hinausgeht.

Schnelle Volumenabdeckung

Während die bisherigen Anwendungen der Echtzeit-MRT auf eine einzige Schicht begrenzt waren, ermöglicht es eine kontinuierliche, dynamische Verschiebung der Bildebene, große Volumina schnell und bewegungsrobust darzustellen und damit ganze Organsysteme schnell abzubilden [11, 12]. Diese Variante der Echtzeit-MRT nutzt die Ähnlichkeit räumlich benachbarter Schichtbilder aus, um die Lösungsvielfalt des inversen Problems zu begrenzen – formal identisch wie die zeitliche Ähnlichkeit aufeinanderfolgender Bilder der stets gleichen Schicht. Zur Volumenabdeckung wird nach jeder Aufnahme eines unterabgetasteten Datensatzes automatisch die Schichtposition senkrecht zur Bildebene weiterverschoben. Das Maß der Ähnlichkeit hängt davon ab, wie weit die Schichten hierbei überlappen. Damit läuft gewissermaßen ein MRT-Film in Echtzeit durch das Gewebe.

Im Gegensatz zu dreidimensional kodierten MRT-Aufnahmen mit minutenlangen Messzeiten ist die schnelle Volumenabdeckung wegen der kurzen Messzeiten der Einzelbilder völlig resistent gegen Bewegungen. Auf diese Weise können selbst Aufnahmen im Abdomen ohne besondere Maßnahmen gegen die Peristaltik und bei freier Atmung erfolgen (**Abb. 7**). Die Gesamtmesszeiten pro Volumen betragen meist nur noch 5 bis 30 Sekunden.

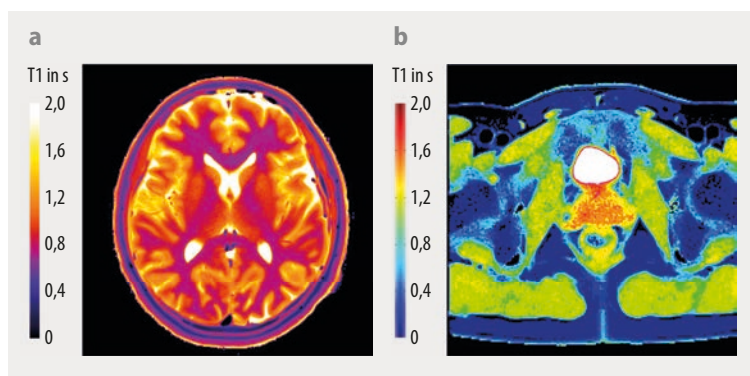


Abb. 6 Die quantitative Kartierung der T1-Relaxationszeit (Echtzeit-MRT nach Inversion der Magnetisierung) erfordert eine Gesamtmesszeit von vier Sekunden und zeigt einmal das Gehirn mit grauer und weißer Hirnsubstanz (a, T1 von etwa 1,3 bzw. 0,8 Sekunden) und einmal die Prostata (b, T1 etwa 1,5 Sekunden). Besonders lange T1-Relaxationszeiten von mehr als zwei Sekunden (weiß) ergeben sich für die Flüssigkeiten in den Hirnkammern und in der Blase.

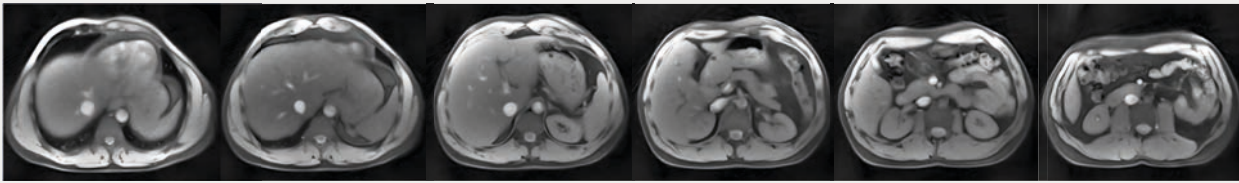


Abb. 7 Mittels Echtzeit-MRT lässt sich die Leber ohne Bewegungsempfindlichkeit mit einer zeitlichen Auflösung von 50 ms und einer Gesamtmesszeit von sechs Sekunden für 120 überlappende Schichtbilder abbilden (6 mm Dicke, 1,5 mm Vorschub pro Bild, 180 mm Volumen). Die ausgewählten Aufnahmen entsprechen jedem 20. Bild der Echtzeit-MRT-Serie, die bei freier Atmung vom Herzen (links) über die Leber bis zu den Nieren (rechts) gemessen wurden. Große Gefäße wie die Aorta und Vena Cava, welche die Bildebene kreuzen, erscheinen hell.

Ausblick

Die Entwicklung der Echtzeit-MRT und ihrer Varianten eröffnet viele neue Möglichkeiten, die weit über die konventionellen MRT-Verfahren hinausgehen. Entsprechende medizinische Anwendungen können daher einen Paradigmenwechsel bedeuten, den es durch eine sorgfältige wissenschaftliche und klinisch-radiologische Erprobung zu stützen gilt. Neben der Begleitung dieser Translation arbeitet unsere Forschungsgruppe an der weiteren Entwicklung der einzelnen Verfahren. Hierbei berücksichtigen wir zunehmend die bisherigen medizinischen Erfahrungen. Mittelfristig ist zu erwarten, dass die medizintechnischen Hersteller die neuen technischen Lösungen in das Repertoire der kommerziellen MRT-Systeme integrieren, beispielsweise in der Form einer für den Nutzer wählbaren Option der Echtzeit-MRT.

Eine Vielzahl von MRT-Filmen aus unterschiedlichen Anwendungsbereichen findet sich unter www.mpibpc.mpg.de/17460538/applications.



Literatur

- [1] P. C. Lauterbur, *Nature* **242**, 190 (1973)
- [2] A. Haase et al., *J. Magn. Reson.* **67**, 258 (1986)
- [3] J. Frahm et al., *Magn. Reson. Med.* **3**, 321 (1986)
- [4] M. Uecker et al., *NMR Biomed* **23**, 986 (2010)
- [5] F. W. Hirsch et al., *Pediatr. Rad.*, doi:10.1007/s00247-020-04828-5 (2021)
- [6] M. Untenberger et al., *Magn. Reson. Med.* **75**, 1901 (2016)
- [7] Z. Tan et al., *Magn. Reson. Med.* **77**, 1082 (2017)
- [8] S. Dreha-Kulaczewski et al., *J. Neurosci.* **35**, 2485 (2015)
- [9] X. Wang et al., *The Open Med Imaging J* **9**, 1 (2015)
- [10] D. Gräfe et al., *Pediatr. Radiol.* **51**, 450 (2021)
- [11] D. Voit et al., *Magn. Reson. Med.* **83**, 1652 (2020)
- [12] D. Gräfe et al., *Pediatr. Radiol.* **50**, 1751 (2020)

Die Autoren



Jens Frahm studierte und promovierte an der Universität Göttingen. Anschließend war er als wissenschaftlicher Assistent am Max-Planck-Institut (MPI) für biophysikalische Chemie in Göttingen tätig. Die neu gegründete Arbeitsgruppe Biomedizinische NMR leitete er von 1982 bis 1992. 1994 wurde er auf eine Professur der Max-Planck-Gesellschaft berufen, 1997 zum außerplanmäßigen Professor an der U Göttingen ernannt. Seit 2019 ist er emeritiert.

Dirk Voit studierte Physik an der U Göttingen und promovierte 2005 auf dem Gebiet der MRT. Seit 2005 ist er wissenschaftlicher Mitarbeiter am MPI für biophysikalische Chemie in Göttingen.

Oleksandr Kalentev studierte Technische Physik an der Kharkiv National University in der Ukraine und promovierte am MPI für Plasmaphysik in Greifswald. Seit 2015 ist er wissenschaftlicher Mitarbeiter am MPI für biophysikalische Chemie in Göttingen.

Maaïke van Zalk studierte Physik an der Universität Utrecht in den Niederlanden und promovierte dort 2011 in theoretischer Physik. Seit 2015 ist sie wissenschaftliche Mitarbeiterin am MPI für biophysikalische Chemie in Göttingen.

Jakob Klosowski studierte Physik an der Universität Göttingen und promovierte am MPI für biophysikalische Chemie in Göttingen. Gegenwärtig wirkt er dort an Weiterentwicklungen der Echtzeit-MRT mit.

Jost Kollmeier studierte Physik an der Universität Göttingen und promovierte am MPI für biophysikalische Chemie in Göttingen. Seit diesem Jahr ist er dort als Postdoc tätig.

Prof. Dr. Jens Frahm, Dr. Dirk Voit, Dr. Oleksandr Kalentev, Dr. Maaïke van Zalk, Dr. Jakob Klosowski und Dr. Jost Kollmeier, Biomedizinische NMR, Max-Planck-Institut für biophysikalische Chemie, Am Faßberg 11, 37070 Göttingen