

Jens Frahm

Bilder, die zu Herzen gehen – Magnetresonanz-Tomografie in Echtzeit

Mit weltweit etwa 100 Millionen Untersuchungen pro Jahr hat sich die Magnetresonanz-Tomografie (MRT) zu einem der wichtigsten Verfahren für die diagnostische Bildgebung entwickelt. Dies verdankt sie neben der hohen räumlichen Auflösung vor allem der direkten Darstellung der weichen Gewebe mit einer hohen Empfindlichkeit gegenüber krankhaften Veränderungen. Darüber hinaus bietet die große Vielfalt unterschiedlicher MRT-Techniken ein breites Spektrum an klinischen und wissenschaftlichen Untersuchungen. Und dennoch: trotz aller Fortschritte in den vergangenen drei Jahrzehnten können schnelle physiologische Vorgänge oder Bewegungen nicht direkt mit ausreichender zeitlicher Auflösung abgebildet werden. So erfordert beispielsweise die MRT-Untersuchung des Herzens bis heute eine Synchronisation der Datenaufnahme mit dem Elektrokardiogramm (EKG), um durch Sortieren der Daten aus mehreren Herzschlägen eine dynamische Darstellung eines einzigen, synthetischen Herzschlages zu berechnen.

Problem Messzeit

Die Messzeit der MRT-Aufnahmen ist durch zwei Faktoren bestimmt: (i) ein räumlich gut aufgelöstes Bild benötigt eine Vielzahl (z.B. 200) einzelner Datenaufnahmen mit unterschiedlicher Ortskodierung des MRT-Signals, und (ii) zwischen den einzelnen Teilmessungen ist eine erhebliche Wartezeit (z.B. eine Sekunde) einzuhalten, damit sich das für jede Teilmessung vollständig verbrauchte MRT-Signal zumindest teilweise erholen kann (Relaxation). Auf diese Weise ergaben sich zu Beginn der klinischen MRT-Erprobung in den 1980er Jahren Messzeiten von mehreren Minuten (Abb. 1, links).

Nachdem es unserer Arbeitsgruppe bereits 1985 mit einem physikalischen Trick gelungen war, die Messzeit eines Schnittbildes von Minuten auf Sekunden zu reduzieren (Frahm 1985, Haase 1986), konnte vor kurzem auch das zweite Problem, die Notwendigkeit vieler Einzelmessungen, durch eine völlig veränderte mathematische Bildrekonstruktion gelöst werden (Frahm 2010a, Uecker 2010). Damit eröffnet sich nun mit Bildmesszeiten von nur noch 10 bis 30 Millisekunden ein einzigartiger Zugang zu bewegten Organen und schnellen Körperfunktionen in Echtzeit – entsprechend MRT-Filmen mit 30 bis 100 Bildern pro Sekunde (Abb. 1, Mitte und rechts). Nachdem auch die damit verbundene aufwendige

Berechnung der Bilder durch die Entwicklung eines hoch parallelisierten Algorithmus und seine Implementierung auf einem Grafikkartenrechner ausreichend schnell realisiert wurde (Schätz 2012), steht einer klinischen Erprobung der Echtzeit-MRT nichts mehr im Wege. Die notwendige Hard- und Software kann für bestehende MRT-Systeme mithilfe einer Netzwerkanbindung nachgerüstet werden. Für den radiologischen Anwender ist die Technik gewissermaßen „unsichtbar“, da sich sowohl die Messprotokolle als auch die Bilder der Echtzeit-MRT wie alle üblichen MRT-Messungen und Aufnahmen verhalten.

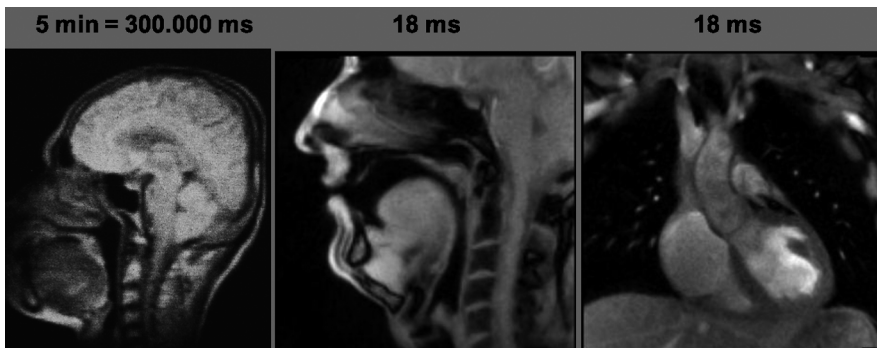


Abb. 1: Beschleunigung der MRT um mehr als den Faktor 10.000: (Links) MRT-Aufnahme des Kopfes aus dem Jahr 1985 mit einer Messzeit von 5 Minuten, (Mitte, rechts) Einzelbilder mit einer Messzeit von 18 Millisekunden aus Echtzeit-MRT-Filmen des Kopfes (beim Sprechen) und des Herzens (Blick auf die linke Herzkammer und die aufsteigende Aorta).

Da an dieser Stelle bereits über die zugrundeliegende Aufnahmetechnik (Frahm 2010b) und Bildrekonstruktion (Frahm 2011) berichtet wurde, sollen die technischen Lösungen nur kurz vorgestellt werden, um den Schwerpunkt auf die neuen Anwendungen und zukünftigen Weiterentwicklungen zu legen. Die Vermeidung von Wartezeiten zwischen den Teilmessungen einer MRT-Aufnahme wird dadurch erreicht, dass das MRT-Signal bei jeder Teilmessung nur zu einem kleinen Teil angeregt und verbraucht wird, so dass stets ausreichend Signal für die unmittelbare Fortführung der Datenaufnahme mit der nächsten Teilmessung zur Verfügung steht. Die Technik nutzt dazu sogenannte Gradientenechosignale, die von nur einem einzigen Radiofrequenzimpuls mit nur sehr kleiner Leistung angeregt werden. Die Zeit für eine Teilmessung konnte so von einigen Sekunden auf etwa 5 bis 10 Millisekunden verkürzt werden (Frahm 1985, Haase 1986). Aufgrund technischer Verbesserungen der MRT-Systeme sind heute Teilmessungen in nur 2 Millisekunden möglich.

Die weitere Reduktion der Messzeit erforderte eine Minimierung der Anzahl der notwendigen Teilmessungen mit unterschiedlicher Ortskodierung. Dazu wur-

de zunächst auf Grundlage der schnellen Gradientenecho-Verfahren eine radiale Ortskodierung eingeführt, die bei Verwendung mehrerer Empfangsantennen eine besonders effiziente Unterabtastung des Datenraumes ermöglicht (Frahm 2010b). Ausreichend große Beschleunigungen mit einer 20- bis 30-fachen Unterabtastung konnten dann über die Definition der Bildberechnung als ein nicht-lineares inverses Problem erzielt werden. Für die Echtzeit-MRT dynamischer Vorgänge kann dabei die numerische Lösung entscheidend durch die Tatsache eingeschränkt werden, dass zwei unmittelbar aufeinanderfolgende Bilder sehr große Ähnlichkeit besitzen (zeitliche Regularisierung) (Frahm 2010a, Uecker 2010).

Naheliegendes, Neues und Unerwartetes

Eine naheliegende Anwendung der Echtzeit-MRT ist die funktionelle Analyse von Bewegungen. Im Hinblick auf eine mögliche klinische Bedeutung trifft dies vor allem auf dynamische Untersuchungen des Kniegelenkes, des Handgelenkes und des Kiefergelenkes zu. Wegen der hohen Qualität konventioneller (stationärer) MRT-Aufnahmen ist allerdings darauf zu achten, dass die Echtzeit-MRT wirkliche Zusatz-Informationen liefert. Beispielhafte Anwendungen, die sich zur Zeit in der Erprobung befinden, sind Untersuchungen am Kniegelenk, die die funktionelle Leistung neu entwickelter Orthesen prüfen, die bei der initialen Beugung des Kniegelenks die richtige Positionierung der Kniescheibe garantieren sollen (Kooperation Otto Bock Healthcare Duderstadt). Bei Bewegungen des Handgelenkes (rechts-links Drehung) steht die Frage nach der Ursache bewegungsgekoppelter Schmerzen im Vordergrund, die trotz Verheilung eines Knochenbruches auftreten können (Kooperation Universitätsmedizin Göttingen).

Eine bereits in ersten klinischen Studien eingesetzte, neue Modalität ist die Echtzeit-MRT des Kiefergelenks (Abb. 2). Bei dieser Untersuchung spielt insbesondere die fehlerhafte Verschiebung des auf dem Kiefergelenk aufliegenden Diskus (Pfeile) beim Öffnen und Schließen des Mundes eine Rolle (Knackgeräusch, Schmerz).

Eine völlig neue Anwendung, die das Spektrum der MRT-Untersuchungen um eine sehr große Patientengruppe erweitern wird, sind funktionelle Darstellungen des Schluckaktes (Olthoff 2014) – vom Nasen-Rachenraum über die Speiseröhre bis zum Magen. Da es sich um eine für den Patienten leicht tolerierbare und in keiner Weise belastende Untersuchung handelt (5 bis 10 ml Ananassaft, keine ionisierende Strahlung) und darüber hinaus für den Untersucher nicht nur der Verlauf des Bolus, sondern auch die lokale Weichteil-Anatomie sichtbar wird, ist davon auszugehen, dass dieses Verfahren alternative Techniken wie die Endosko-

pie oder Röntgen-Videofluoroskopie in einigen Jahren ablösen dürfte. Bei den Erkrankungen, die zu Schluckbeschwerden führen, handelt es sich um sehr unterschiedliche Pathologien, die von neurologisch bedingten Problemen des eigentlichen Schluckaktes über muskuläre Veränderungen bis zu anatomischen oder physiologischen Bedingungen reichen, die einen Reflux aus dem Magen in die Speiseröhre bedingen (Zhang 2015).

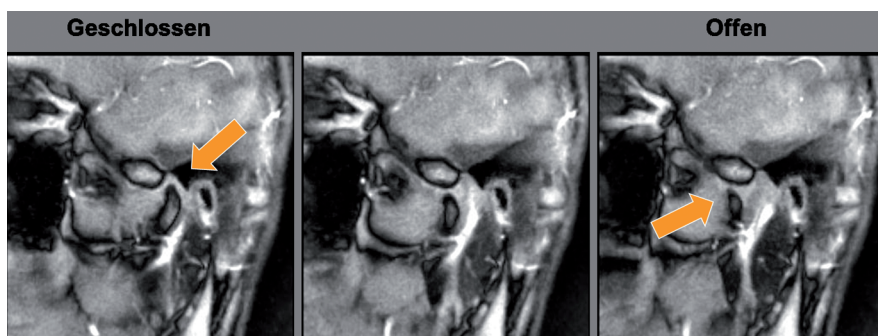


Abb. 2: Echtzeit-MRT des Kiefergelenks mit Diskus (Pfeile) beim Öffnen des Mundes (15 Bilder pro Sekunde). Kooperation Gersdorff, Universitätsmedizin Göttingen.

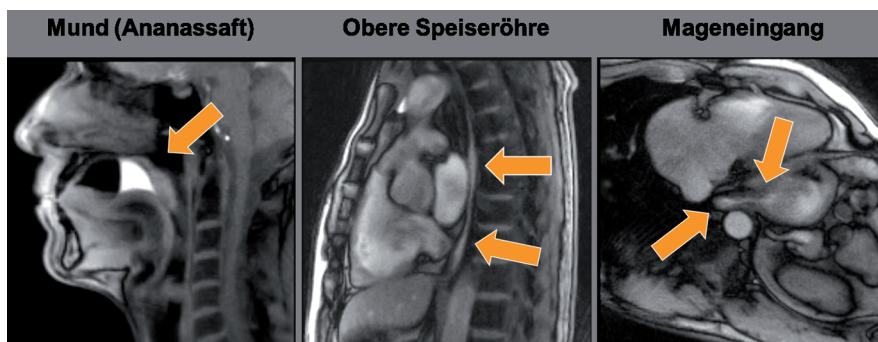


Abb. 3: Echtzeit-MRT des Schluckvorganges (links) bei der Initialisierung des Schluckaktes, (Mitte) beim Durchgang durch die obere Speiseröhre und (rechts) beim Eintritt in den Magen durch den Pförtnermuskel (Ananassaft, 25 Bilder pro Sekunde). Kooperation Olthoff, Beham und Gadhimi, Universitätsmedizin Göttingen.

Schließlich bietet die Möglichkeit der Echtzeit-MRT, physiologische Vorgänge unmittelbar und damit ohne Voreingenommenheit wie die Annahme einer Periodizität zu untersuchen, die Chance zu unerwarteten Entdeckungen. Ein Beispiel mit besonderer klinischer Bedeutung ist der eindeutige Nachweis, dass die Dynamik der cerebrospinalen Flüssigkeit, die das Gehirn und Rückenmark umspielt,

durch die Einatmung geregelt wird (Dreha-Kulaczewski 2015). Diese Beobachtung ersetzt die bisher übliche Vorstellung, dass der Fluss des Liquors von den großen Hirnkammern durch den 3. Ventrikel (Abb. 4) und weiter in den Spinalkanal im Wesentlichen durch die vom Herzschlag ausgelöste Pulsquelle in den Hirnartern stimuliert wird. Nur weil die Echtzeit-MRT den Liquorfluss direkt anzeigt, d.h. ohne Synchronisation mit dem periodischen Herzschlag, wurde der dominante Einfluss der Einatmung sichtbar.

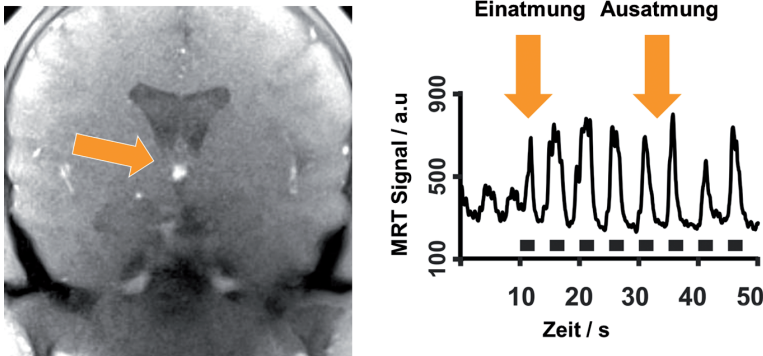


Abb. 4: Echtzeit-MRT des Liquorflusses (20 Bilder pro Sekunde) von den großen Hirnkammern durch den dritten Ventrikel (helles Signal, Pfeil im linken Bild). Der Zeitverlauf der Signalintensität (hohes Signal = starker Liquorfluss) korreliert mit der Einatmung (schwarze Balken im rechten Bild), während der Herzschlag nur eine geringfügige Modulation bedingt (Dreha-Kulaczewski 2015).

Er wird wahrscheinlich durch die sich mit der Atmung ändernden Druckverhältnisse im oberen Brustbereich sowie im venösen System verursacht. Diese über den Druck vermittelte Kopplung von gegenläufigem venösen Blutfluss und Liquorfluss ist zurzeit Gegenstand weiterer intensiver Untersuchungen. In technischer Hinsicht ist der mit dem Liquorfluss verbundene Signalanstieg im 3. Ventrikel (Abb. 4) durch den Einstrom von frischem Signal in die Bildebene bedingt. Dieses Signal erscheint heller als das stationäre Signal in der Bildebene, das durch die aufeinanderfolgenden Teilmessungen der MRT-Aufnahmen einer ständig wiederholten Radiofrequenzanregung unterliegt.

Herzhaftes: Kardiovaskuläre MRT in Echtzeit

Eine zentrale Anwendung der Echtzeit-MRT ist die Untersuchung von Herzfunktion und Blutfluss in den großen Herzgefäßen (Zhang 2014). Bei einer typischen

zeitlichen Auflösung von 33 Millisekunden (30 Bilder pro Sekunde) lassen sich Film-Aufnahmen des schlagenden Herzens mit einer Bildqualität erreichen, die der konventionellen EKG-synchronisierten Technik nahekommt (Abb. 5). Damit treten bei einer Gegenüberstellung die besonderen Vorteile der Echtzeit-MRT in den Vordergrund:

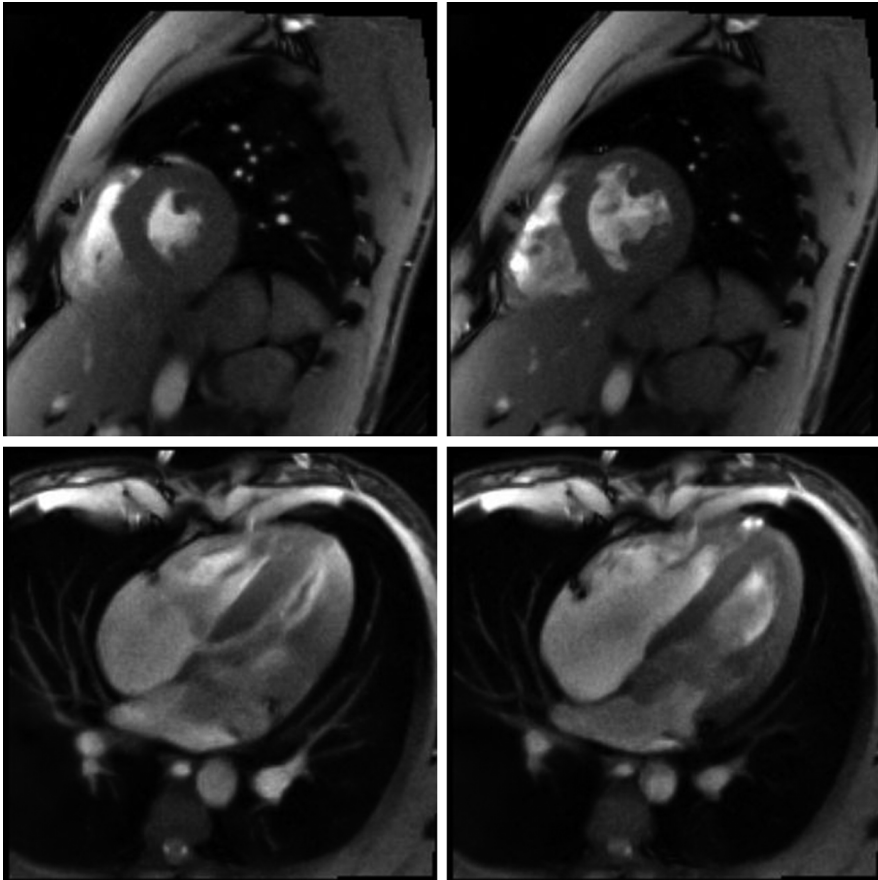


Abb. 5: Echtzeit-MRT des Herzens (30 Bilder pro Sekunde). (Links) Systolische und (rechts) diastolische Einzelbilder aus Herzfilmen mit 33 ms Zeitauflösung: (oben) Kurzachsenblick, (unten) Vierkammerblick.

- (i) Zugang zu den klinischen Parametern (z.B. Auswurfraction, Wandverdickung) einzelner Herzschläge, ihrer Variation und ihrer unmittelbaren Reaktionen auf physische oder medikamentöse Belastungen mit der Möglichkeit zu neuen diagnostischen Tests,

- (ii) uneingeschränkte Untersuchung von Patienten mit Herzrhythmusstörungen, da die Echtzeit-MRT im Gegensatz zur konventionellen Technik unabhängig von der Annahme periodischer Vorgänge ist,
- (iii) kürzere und angenehmere Untersuchungen, da sämtliche Messungen bei freier Atmung erfolgen und die Patienten keine belastenden Atemprotokolle mehr ausführen müssen,
- (iv) kürzere Anästhesie bei Untersuchungen an Kindern,
- (v) technische und ökonomische Verbesserungen, da fehlerhafte Untersuchungen entfallen, die heute oft durch unzulängliche EKG-Ableitungen oder die Unfähigkeit der Patienten zum Atemanhalten verursacht werden.

Eine wesentliche Ergänzung zu Messungen der Herzfunktion sind quantitative Bestimmungen des Blutflusses in den großen Gefäßen (Joseph 2014; Untenberger 2015). Dies gilt in besonderem Maße für die aufsteigende Aorta, die das aus dem Herz gepumpte Blut in den Kreislauf einbringt. Die MRT bietet dazu eine Technik, die aus zwei Bildern eine Geschwindigkeitskarte des Blutflusses senkrecht durch die Bildebene berechnet, wenn die beiden Aufnahmen bezüglich der Geschwindigkeit unterschiedlich kodiert werden. Selbstverständlich muss die konventionelle MRT-Flussmessung mit dem EKG synchronisiert werden, um Daten aus mehreren Herzschlägen zu verrechnen, während die hier vorgestellte Technik eine Messung des Blutflusses in Echtzeit ermöglicht (Abb. 6).

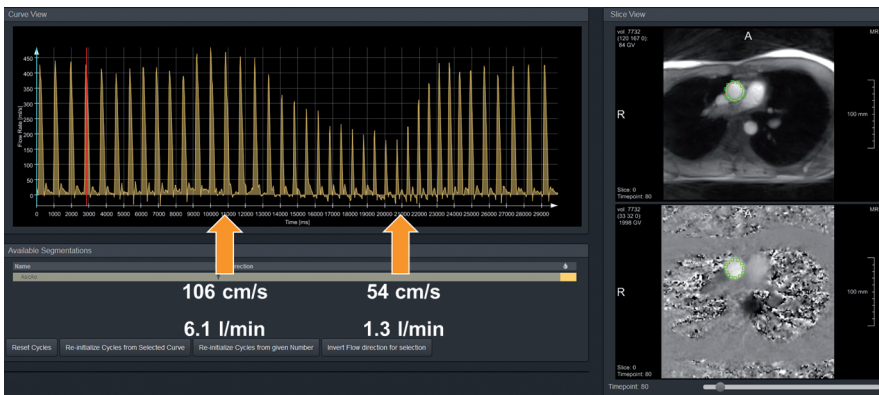


Abb. 6: Quantitative Messung des Blutflusses (28 Bilder pro Sekunde) in der Aorta mittels Phasenkontrast-MRT in Echtzeit. Die Auswertung zeigt (rechts) ein einzelnes Bildpaar (Anatomie und Geschwindigkeitskarte) und links den Zeitverlauf des Blutflusses durch die Aorta (grün umrandete Region in den rechten Bildern) während eines Valsalva-Manövers (jeweils etwa 10 Sekunden freie Atmung, Luftanhalten und freie Atmung, siehe Text). (Nach Kowallick 2014).

Die Phasenkontrast-MRT in Echtzeit liefert dabei jeweils ein Bildpaar (Abb. 6 rechts), das (oben) einer anatomischen Darstellung und (unten) einer Geschwindigkeitskarte zum jeweiligen Zeitpunkt entspricht. Die Helligkeit der Geschwindigkeitskarte in der aufsteigenden Aorta ist direkt proportional zur Blutflussgeschwindigkeit, die in der systolischen Phase, in der die Kontraktion des Herzmuskels das Blut aus dem linken Ventrikel durch die geöffnete Aortenklappe in die Aorta pumpt, mit etwa 100 cm pro Sekunde maximal ist. Besonders eindrucksvoll ist die Veränderung der Herzpumpleistung bei einem sogenannten Valsalva-Manöver (Abb. 6 links), bei dem unter Luftanhalten der Druck auf den oberen Brustkorb erhöht wird (Kowallick 2014). Da das Herz gegen den erhöhten Druck arbeiten muss, schränkt sich seine Pumpleistung erheblich ein. Bei einem gesunden Probanden reduziert sich die maximale Blutflussgeschwindigkeit in der Aorta etwa auf die Hälfte (hier etwa 50 cm/s), während das Herzschlagvolumen noch deutlicher auf etwa ein Viertel abnimmt. Die Erholungsphase ist rasch und durch einen kompensatorisch verkürzten Herzschlag gekennzeichnet. Ein derartiges, relativ einfaches Atemmanöver könnte sich in der Zukunft als ein Belastungstest und physiologischer Indikator für asymptotische Patienten mit Herzinsuffizienz eignen.

Etwas aus der Akademie: Blechbläser

Nicht nur Bewegungen der Gelenke oder des Herzmuskels lassen sich mit der Echtzeit-MRT verfolgen, sondern auch die zum Teil besonders schnellen Bewegungen der Zunge beim Sprechen (Niebergall 2013), Singen oder Spielen eines Musikinstrumentes (Iltis 2015a). In der Tat sind Visualisierungen der Artikulatoren (Zunge, Gaumensegel) mit Hilfe von MRT-Filmen ohne technische Alternative und von hohem wissenschaftlichen und klinischen Interesse. Aktuelle Untersuchungen reichen von der Nasalisierung von Vokalen (Kooperation LMU München) über anatomisch-funktionelle Informationen zur Erzeugung synthetischer Sprache (Kooperation Universität Dresden) bis zu klinischen Fragen des Stotterns (Kooperation Universitätsmedizin Göttingen).

Ein besonderes Vorhaben, das aus der fachübergreifenden Diskussion in der Akademie der Wissenschaften zu Göttingen entstanden ist, befasst sich mit den Aktionen von Blechbläsern. Hintergrund ist das wenig verstandene Auftreten von fokalen Dystonien (Verkrampfungen von Lippen- und Zungenmuskulatur) bei Blechblasinstrumentalisten, das etwa 9% aller Berufsmusiker betrifft. In Zusammenarbeit mit Eckart Altenmüller (Hochschule für Musik, Theater und Medien Hannover) und Peter Iltis (Gordon College, Wenham MA) konnten bis zu 30 verschiedene Übungen und Skalen entwickelt werden, die von den Musikern im

MRT-Magneten auf einem MRT-kompatiblen Horn gespielt werden. Das Naturhorn besteht aus einem Plastik-Mundstück in Verbindung mit mehreren Kunststoffschläuchen (angepasster Durchmesser und Länge) und einem konventionellen Trichter aus nicht-ferromagnetischem Metall. Die gesamte Prozedur ist auf einem Video zu beobachten, das Sarah Willis (Berliner Philharmoniker) für die Deutsche Welle TV aufgenommen hat (Willis 2015).

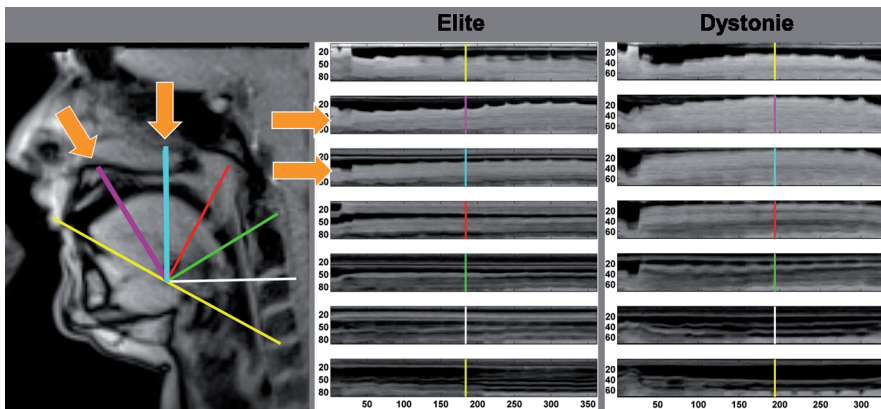


Abb. 7: Echtzeit-MRT der Artikulatoren (30 Bilder pro Sekunde) beim Spielen eines Blasinstrumentes (Horn). Der Vergleich eines Elitehornisten und eines Patienten mit Dystonie beim Spielen einer aufsteigenden Tonskala zeigt deutliche Unterschiede im vorderen und oberen Bereich der Zunge (siehe Text). (Nach Iltis 2015b).

Die MRT-Filme der Hornisten wurden zumeist in sagittaler Schnitfführung in der Mitte der Mundhöhle aufgenommen (Abb. 7 links), wobei gleichzeitig eine Tonaufzeichnung mit Hilfe eines speziellen Mikrofons im Trichter des Horns erfolgte. Um eine Referenz für das korrekte Spielen zu erhalten, konnten zahlreiche Weltklassehornisten für eine entsprechende MRT-Sitzung gewonnen werden (Iltis 2015a). Die quantitative Analyse der Artikulatoren während der einzelnen Übungen erfolgt an verschiedenen Positionen der Zunge (Abb. 7 links) und nutzt dabei die aus den Filmen abgeleiteten Intensitäts-Zeitreihen entlang dieser Linien (Abb. 7 rechts). Im Gegensatz zu einem Elitemusiker hebt ein Patient mit Dystonie bei einer aufsteigenden Tonskala bereits bei relativ tiefen Tönen den vorderen Bereich der Zunge bis dicht unter den oberen Gaumen (Zeitverläufe mit Pfeil). Dieser Umstand deutet darauf hin, dass die verminderte Muskelkraft im hinteren und unteren Bereich der Zunge frühzeitig durch eine Verengung des Luftstroms im vorderen und oberen Bereich des Mundes kompensiert werden muss, um eine ausreichend hohe Beschleunigung der Luft zu erreichen (Bernoulli-Effekt). Eine Konsequenz dieser Strategie ist, dass diese bei den Elitemusikern nur für die

besonders hohen Töne eingesetzte Technik bei den Patienten für diesen Tonbereich nicht mehr zur Verfügung steht und dementsprechend zu Beeinträchtigungen führt (Iltis 2015b). Ein Ziel derartiger Studien ist die Entwicklung individueller therapeutischer Strategien und Übungen zur Verbesserung der Zungenmuskulatur. Eine wissenschaftliche Frage orientiert sich an einer Objektivierung pädagogischer Empfehlungen, die bisher fast ausschließlich auf subjektiven Empfindungen und eigener praktischer Erfahrung beruhen.

Ausblick

Eine weitere zukünftige Nutzungsmöglichkeit für die Echtzeit-MRT ergibt sich bei der interaktiven Bildgebung zur Kontrolle minimalinvasiver Interventionen. Allerdings sind die meisten heutigen MRT-Geräte nicht für eine variable Steuerung der Messparameter während einer laufenden Messung geeignet. An dieser Stelle sind die Hersteller gefordert, die gerätetechnischen Voraussetzungen für geeignete Feedback-Schleifen zu entwickeln. Es ist jedoch zu erwarten, dass aufgrund der jetzt erreichten Bildqualität und raumzeitlichen Auflösung der Echtzeit-MRT die MRT-basierte Bildgebung bei einer Biopsie oder Gewebeablation erneut an Interesse gewinnen dürfte. Die Vorteile im Vergleich zu Röntgenverfahren reichen von der fehlenden Strahlenbelastung bis zu der besseren anatomischen Korrelation mit der Chance auf zusätzliche funktionelle Informationen über das Gewebe (Kontrast) oder die Prozedur (Temperatur).

Die mit der Echtzeit-MRT verbundene Einführung neuer mathematisch-physikalischer Ansätze lässt sich auch für ein zunehmend wichtiger werdendes, klinisch-diagnostisches Ziel nutzen: die quantitative MRT-Bildgebung einzelner Messgrößen. Dazu zählen physikalische Parameter wie die kontrastgebenden Relaxationszeiten T1 und T2 ebenso wie physiologische Parameter wie die Gewebedurchblutung (nach Gabe eines Kontrastmittels) oder die Gewebetemperatur (bei Ablation durch Hitze). Als Beispiel sei hier die parametrische Darstellung von T1-Karten gezeigt, die bisher vor allem bei der Herzbildgebung vor und nach Gabe eines T1-verkürzenden Kontrastmittels eingesetzt wird (Abb. 8).

Die Aufnahme und Rekonstruktion einer T1-Karte des Myokards erfordert die Durchführung eines speziellen Experiments, bei dem das MRT-Signal zunächst vollständig invertiert wird, um anschließend in Echtzeit den Erholungsprozess des Signals für wenige Sekunden zu beobachten. Die dabei maßgebliche Zeitkonstante ist die Relaxationszeit T1, die für verschiedene Gewebe bzw. krankhafte Veränderungen typische Werte annimmt. Mittels Echtzeit-MRT lässt sich nun der Relaxationsvorgang genau beobachten, so dass aus der resultierenden Bildserie unter Ausschluss aller durch die systolische Bewegung betroffenen Bilder eine

diastolische T1-Karte durch Anpassung an das bekannte (exponentielle) Relaxationsmodell erfolgen kann (Wang 2016).

Ein methodisch noch einmal weitergehender Schritt in der parametrischen MRT ist die Einführung einer modellbasierten Rekonstruktionstechnik, die wie die Echtzeit-MRT stets auf die Lösung eines regularisierten nichtlinearen inversen Problems hinausläuft. Unter diesem Ansatz versteht man die direkte Berechnung einer Parameterkarte aus den aufgenommenen Rohdaten. Im Falle des obigen Beispiels der T1-Kartierung würde dies bedeuten, keine Serie von Bildern mit unterschiedlichen Kontrasten zu rekonstruieren, um anschließend daraus eine Karte zu ermitteln, sondern stattdessen unter Berücksichtigung aller gemessenen Rohdaten und des bekannten Relaxationsmodells (Exponentialfunktion) direkt die T1-Karte (und evtl. zwei bis drei begleitende Modellkarten) zu berechnen. Der grundsätzliche Vorteil einer modellbasierten Rekonstruktion beruht auf dem Vorwissen über das Modell, das als weitere Einschränkung bei der numerischen Berechnung genutzt werden kann.

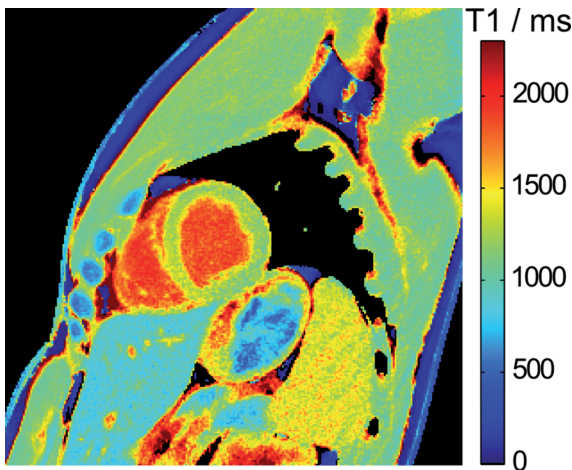


Abb. 8: Diastolische Karte der Relaxationszeit T1 (Messzeit 3 Sekunden) zur Charakterisierung des Gewebes: Myokard 1250 ms, Muskel 1150 ms, Leber 800 ms, Fett 300 ms (Wang 2016).

Ein erstes, besonders eindrucksvolles Beispiel befasst sich mit der Entwicklung dieser Technik für die Phasenkontrast-MRT zur Messung der Blutflussgeschwindigkeit (vgl. Abb. 6). In diesem Fall ist das Ziel die direkte Berechnung der Geschwindigkeitskarte, die die komplexe Differenzbildung aus zwei unterschiedlichen Einzelbildern ersetzt (Abb. 9).

Auf diese Weise verbessert sich die Karte zunächst in allen Bereichen, die entweder durch ein geringes MRT-Signal (z.B. in der Lunge) oder stationäres

Gewebe ohne Fluss gekennzeichnet sind und daher die Geschwindigkeit Null (grau) ergeben sollten. Darüber hinaus führt dieses mathematisch integrierte Vorwissen zu einer erheblich genaueren räumlichen Definition aller fließenden Signalanteile wie etwa in der aufsteigenden Aorta (Abb. 9, heller Kreis, Fluss nach oben) und in besonderem Maße in der absteigenden Aorta (dunkler Kreis, Fluss nach unten). Die Qualitätssteigerung der Geschwindigkeitskarte durch die modellbasierte Rekonstruktion fällt dabei so deutlich aus, dass die Messung der Daten mit noch höherer Unterabtastung (Beschleunigung) möglich wird, wodurch sich die zeitliche Auflösung der Flussmessung auf etwa 25 Millisekunden steigern ließ (Wang 2016).

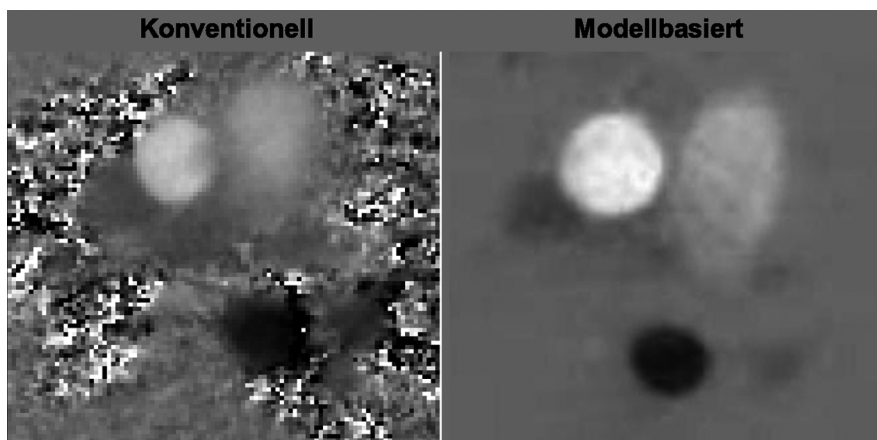


Abb. 9: Quantitative Messung des Blutflusses in der Aorta mittels Phasenkontrast-MRT in Echtzeit: (Links) Konventionelle Berechnung einer Geschwindigkeitskarte (28 Bilder pro Sekunde, vgl. Abb. 6) im Vergleich zu (rechts) einer modellbasierten Rekonstruktion (39 Bilder pro Sekunde). (Nach Tan 2016).

Fazit

Dieser Beitrag beschreibt einen Zwischenstand in der Entwicklung der Echtzeit-MRT für wissenschaftliche und medizinische Anwendungen. Nach mehrjähriger Arbeit an der praktischen Umsetzung und erfolgreichen Erprobungen an gesunden Versuchspersonen und wenigen ausgewählten Patienten stehen nun Techniken zur Verfügung, um in größerem Umfang patientenorientierte Studien zu verschiedenen diagnostischen Fragestellungen zu beginnen und entsprechende klinische Erfahrungen zu gewinnen. Die Biomedizinische NMR Forschungs GmbH am Göttinger Max-Planck-Institut für biophysikalische Chemie fördert diesen Prozess, indem sie mit Unterstützung durch die Max-Planck-Gesellschaft

die Technologie im Rahmen von Lizenzvereinbarungen interessierten Partnern zur Verfügung stellt. Nach der Ausstattung der Göttinger Universitätsmedizin, die für diese Zwecke ein eigenes Forschungs-MRT beschafft hat, sind ab 2016 mehrere Installationen in nationalen und internationalen Universitätsklinika geplant.

Referenzen

- Dreha-Kulaczewski S, AA Joseph, KD Merboldt, HC Ludwig, J Gärtner, J Frahm (2015) Inspiration is the major regulator of human CSF flow. *J Neurosci* 35, 2485–2491.
- Frahm J, A Haase, D Matthaei, W Hänicke, KD Merboldt (1985) Hochfrequenz-Impuls und Gradienten-Impuls-Verfahren zur Aufnahme von schnellen NMR-Tomogrammen unter Benutzung von Gradientenechos, Deutsches Patent 3,504,734.8, 12. Februar 1985.
- Frahm J, M Uecker, S Zhang (2010a) Method and device for reconstructing a sequence of magnetic resonance images. US Patent 8,384,383 B2, 23 March 2010
- Frahm J, S Zhang (2010b) Magnetresonanz-Tomografie in Echtzeit. *Jahrbuch der Akademie der Wissenschaften zu Göttingen* 2009, de Gruyter, Berlin, pp. 367–376.
- Frahm J, M Uecker (2011) Echtzeit-MRT: die Zweite. *Jahrbuch der Akademie der Wissenschaften zu Göttingen* 2010, de Gruyter, Berlin, pp. 263–270.
- Haase A, J Frahm, D Matthaei, W Hänicke, KD Merboldt (1986) FLASH imaging. Rapid NMR imaging using low flip-angle pulses. *J Magn Reson* 67, 258–266.
- Iltis PW, J Frahm, D Voit, AA Joseph, E Schoonderwaldt, E Altenmüller (2015a) High-speed real-time MRI of fast tongue movements in elite horn players. *Quant Imaging Med Surg* 5, 374–381.
- Iltis PW, J Frahm, D Voit, AA Joseph, E Schoonderwaldt, E Altenmüller (2015b) Divergent oral cavity motor strategies between healthy elite and dystonic horn players. *J Clin Mov Dis* 2:15, doi: 10.1186/s40734-015-0027-2.
- Joseph AA, JT Kowallick, KD Merboldt, D Voit, S Schaetz, S Zhang, JM Sohns, J Lotz, J Frahm (2014) Real-time flow MRI of the aorta at a resolution of 40 msec. *J Magn Reson Imaging* 40, 206–213.
- Kowallick JT, AA Joseph, C Unterberg-Buchwald, M Fasshauer, K van Wijk, KD Merboldt, D Voit, J Frahm, J Lotz, JM Sohns (2014) Real-time phase-contrast flow MRI of the ascending aorta and superior vena cava as a function of intrathoracic pressure (Valsalva manoeuvre). *Br J Radiol* 87, doi: 10.1259/bjr.20140401.
- Niebergall A, S Zhang, E Kunay, G Keydana, M Job, M Uecker, J Frahm (2013) Real-time MRI of speaking at a resolution of 33 ms: Undersampled radial FLASH with nonlinear inverse reconstruction. *Magn Reson Med* 69, 477–485.
- Olthoff A, S Zhang, R Schweizer, J Frahm (2014) On the physiology of normal swallowing as revealed by magnetic resonance imaging in real time. *Gastrointest Res Pract*, doi: 10.1155/2014/493174.
- Schätz S, M Uecker (2012) A multi-GPU programming library for real-time applications. In: *Algorithms and Architectures for Parallel Processing* (Springer). *Lect Notes Comp Sci* 7439, 114–128.
- Tan Z, V Roeloffs, D Voit, AA Joseph, M Untenberger, KD Merboldt, J Frahm (2016) Model-based reconstruction for real-time phase-contrast flow MRI – Improved spatiotemporal accuracy. *Magn Reson Med*, doi: 10.1002/mrm.26192.

- Uecker M, S Zhang, D Voit, A Karaus, KD Merboldt, J Frahm (2010) Real-time MRI at a resolution of 20 ms. *NMR Biomed* 23, 986–994.
- Untenberger M, Z Tan, D Voit, AA Joseph, V Roeloffs, KD Merboldt, S Schaetz, J Frahm (2015) Advances in real-time phase-contrast flow MRI using asymmetric radial gradient echoes. *Magn Reson Med*. 75, 1801–1908.
- Wang X, AA Joseph, O Kalentev, KD Merboldt, D Voit, V Roeloffs, M van Zalk, J Frahm (2016) High-resolution cardiac T1 mapping using single-shot inversion-recovery FLASH and iterative reconstruction. *J Cardiovasc Magn Reson*, Submitted.
- Willis S (2015) Sarah's Music – Music and Science. <http://www.dw.com/en/sarahs-music-music-and-science-2015-04-25/e-18353948-9798>
- Zhang S, AA Joseph, D Voit, S Schaetz, KD Merboldt, C Unterberg-Buchwald, A Hennemuth, J Lotz, J Frahm (2014) Real-time MRI of cardiac function and flow – Recent progress. *Quant Imaging Med Surg* 4, 313–329.
- Zhang S, AA Joseph, L Gross, M Ghadimi, J Frahm, A Beham (2015) Diagnosis of gastroesophageal reflux disease using real-time magnetic resonance imaging. *Sci Rep* 5, doi: 10.1038/srep12112.