

OPEN ACCESS

Repository of the Max Delbrück Center for Molecular Medicine (MDC)
Berlin (Germany)
<http://edoc.mdc-berlin.de/14521/>

Ophthalmologische Bildgebung mit Ultrahochfeld-Magnetresonanztomografie: technische Innovationen und wegweisende Anwendungen [Ophthalmological imaging with ultrahigh field magnetic resonance tomography: technical innovations and frontier applications]

Niendorf, T., Paul, K., Graessl, A., Els, A., Pohlmann, A., Rieger, J., Lindner, T., Krueger, P.C., Hadlich, S., Langner, S., Stachs, O.

Published in final edited form as:
Klinische Monatsblätter fuer Augenheilkunde. 2014 Dec ; 23(12): 1187-1195
doi: [10.1055/s-0034-1383365](https://doi.org/10.1055/s-0034-1383365)
© Georg Thieme Verlag KG ►

**Ophthalmologische Bildgebung mit Ultrahochfeld
Magnetresonanztomographie (MRT): Technische Innovationen und
wegweisende Anwendungen**

**Ophthalmological Imaging with Ultrahigh Field Magnetic Resonance
Tomography: Technical Innovations and Frontier Applications**

T. Niendorf¹, K. Paul¹, A. Graessl¹, A. Els¹, A. Pohlmann¹, J. Rieger², T. Lindner³, P.-
C. Krüger⁴, S. Hadlich⁴, S. Langner⁴, O. Stachs³

¹Berlin Ultrahigh Field Facility (B.U.F.F.), Max-Delbrück Center for Molecular Medicine,
Robert-Roessle-Strasse 10, 13125 Berlin-Buch, Germany

²MRI.TOOLS GmbH, Robert Roessle Strasse 10, Haus 55, 13125, Berlin, Buch, Germany

³Pre-clinical Imaging Research Group, Medizinische Fakultät, Universität Rostock, Ernst-
Heydemann-Str. 8, 18057 Rostock, Germany.

⁴Institut für Diagnostische Radiologie und Neuroradiologie, Universitätsmedizin Greifswald,
Ferdinand-Sauerbruch-Str. 1, 17475 Greifswald, Germany

Korrespondierender Autor

Prof. Dr. Thoralf Niendorf
Berlin Ultrahigh Field Facility (B.U.F.F.)
Max-Delbrueck Center for Molecular Medicine
Robert-Roessle-Strasse 10
13125 Berlin-Buch
Germany
Tel: 030 9406 4505
Fax: 030 9406 49176
Mail: Thoralf.Niendorf@mdc-berlin.de

**Ophthalmologische Bildgebung mit Ultrahochfeld
Magnetresonanztomographie (MRT): Technische Innovationen und
wegweisende Anwendungen**

**Ophthalmological Imaging with Ultrahigh Field Magnetic Resonance
Tomography: Technical Innovations and Frontier Applications**

Abstrakt

Dieser Übersichtsartikel dokumentiert technische Innovationen der ophthalmologischen Bildgebung mittels (Ultra)hochfeld Magnetresonanztomographie (UHF-MRT, $B_0 \geq 7.0$ T). Mit dem Ziel der ausgewogenen Standortbestimmung werden *in vivo* Beispiele für anatomisch detailgetreue, hochaufgelöste Bildgebung des Auges und Sehnervs vorgestellt. Erste klinische Anwendungen einschließlich der Beurteilung von Aderhautmelanomen und okularen Raumforderungen werden beschrieben. Aktuelle Forschungstrends und zukünftige Entwicklungen der MRT des Auges bei (ultra)hohen Magnetfeldern werden diskutiert. Ebenso werden deren mögliche Implikationen aus technischer und klinischer Sicht beleuchtet.

Abstract

This review documents technical progress in ophthalmic magnetic resonance imaging (MRI) at ultrahigh fields (UHF, $B_0 \geq 7.0$ T). The review surveys frontier applications of UHF-MRI tailored for high spatial resolution *in vivo* imaging of the eye, orbit and optic nerve. Early examples of clinical ophthalmic UHF-MRI including the assessment of melanoma of the choroid membrane and the characterization of intraocular masses are demonstrated. A concluding section ventures a glance beyond the horizon and explores research promises along with future directions of ophthalmic UHF-MRI.

Einleitung

Magnetresonanztomographie (MRT) ist ein etabliertes Verfahren in der diagnostischen Schnittbildgebung. Ihre klinische Bedeutung wird durch die große Bandbreite an Indikationen und die rasche Überführung neuer Technologien von der Entwicklungsphase in die klinische Routine unterstrichen. Aufgrund des MRT Gewebekontrastes und der unterschiedlichen Protonendichte in Augenkompartmenten eignet sich die MRT sehr gut für Untersuchungen des Auges (1-9). Klinische Anwendungen der MRT des Auges finden bisher vornehmlich bei einer Magnetfeldstärke von 1.5 Tesla (T) statt. Sie umfassen die Beurteilung der Orbita (10), des vorderen (11) und hinteren Augenabschnittes (12, 13), Tumordiagnostik (14) sowie die Bildgebung des Sehnervens als Teil der Diagnostik neuroinflammatorischer oder neurodegenerativer Erkrankungen (15). MRT hat sich ebenfalls in der ophthalmologischen Forschung als *in-vivo* oder *ex-vivo* Untersuchungsmethode etabliert (11, 16, 17).

Die MRT des Auges erfordert eine hohe räumliche Auflösung, um kleinste anatomische Strukturen des Organs adäquat abbilden zu können (18). Um innerhalb klinisch vertretbarer Aufnahmezeiten eine diagnostisch verwertbare Bildqualität mit einer den klinischen Anforderungen entsprechenden räumlichen und zeitlichen Auflösung erzielen zu können, sind zahlreiche gerätetechnische Neuerungen für die MRT des Auges mit klinischen 1.5 T MRT Systemen eingeführt worden. Dennoch kann die MRT des Auges mit klinischen 1.5 T MRT Systemen diesen Anforderungen nicht immer genügen; letztendlich bedingt durch Empfindlichkeitseinschränkungen. Deshalb zeigten die vergangenen 5 Jahre nicht nur rasante technische Fortschritte sondern auch einen Trend zu höheren Magnetfeldstärken. Inklusive einer beachtlichen Verbreitung klinischer 3.0 Tesla Hochfeld-MRT-Systeme.

Jüngste Forschungsaktivitäten knüpfen an diesen Trend an. Diese Entwicklungen konzentrieren sich auf technische Innovationen und Machbarkeitsstudien zur Ultrahochfeld (UHF) MRT des Auges mit Magnetfeldstärken von 7.0 T (11, 19-24). Diese Vorreiterrolle zielt darauf ab, technische und praktische Hindernisse zu überwinden, um die Vorteile der UHF-MRT in klinischen Mehrwert für die Ophthalmologie zu übersetzen. Vor diesem Hintergrund informiert diese Übersicht über technische Neuerungen der (Ultra)hochfeld MRT des Auges und berichtet über neueste Entwicklungen im Bereich MR Detektoren; sogenannten Hochfrequenzantennen. Ebenso werden neue, auf die Augenbildgebung abgestimmte MR Techniken vorgestellt. Die Fähigkeiten der technischen Innovationen und Strategien zur Nutzung ihrer Vorteile werden mittels praxisrelevanter Beispiele zur hochaufgelösten MRT des Auges demonstriert. Klinische Beispiele aus ersten Machbarkeitsstudien zur Diagnostik von Netzhautablösungen, Aderhautmelanomen und Augentumoren werden vorgestellt. Darüber hinaus werden aktuelle Forschungstrends und zukünftige Entwicklungen der MRT des Auges bei (ultra)hohen Magnetfeldern diskutiert. Ebenso werden deren mögliche Implikationen aus technischer und klinischer Sicht beleuchtet.

Innovationen in der MR Detektortechnologie

MR Detektortechnologie spielt eine essentielle Rolle für die diagnostische Bildqualität. Die Empfindlichkeit von Hochfrequenz (HF) Antennen – auch kurz Spulen genannt - entscheidet maßgeblich über das Signal-Rausch-Verhältnis der Bilder. In der klinischen Praxis wird für die MRT des Auges vielfach auf Volumenspulen zurückgegriffen, die sowohl Signalanregung als auch Signalempfang realisieren. Diese Volumenspulen wurden in der Regel ursprünglich für die Hirnbildgebung optimiert. Letzterer Ansatz ist sub-optimal, da die Ausleuchtung des

Auges dabei ungleichmäßig bis hin zu unzureichend sein kann. Alternativ können für den Signalempfang HF-Antennen nahe der Oberfläche des Auges positioniert werden. Diese Herangehensweise besitzt einen Signal-Rausch Vorteil gegenüber Volumenspulen. Dieser Vorteil ist besonders stark ausgeprägt, wenn mehrkanalige Anordnungen von Spulen Anwendung finden. Beispielhaft zeigt Abbildung 1a eine mehrkanalige Empfangsspule, die auf ein klinisches 3.0 T MRT System abgestimmt und mit zwei Empfangselementen über dem Auge ausgestattet ist. In diesem Beispiel wird die Signalanregung über die Körpervolumenspule des MRT Systems vorgenommen.

Im Unterschied zur MRT des Auges bei 1.5 T und 3.0 T werden bei 7.0 T keine großvolumigen Körperspulen zur Signalanregung eingesetzt. Die bei 7.0 T vergleichsweise kurze HF-Wellenlänge von ca. 13 cm im Gewebe kann zu lokalen Signalschwächungen bis hin Signalauslöschungen führen und damit die diagnostische Bildgüte erheblich beeinträchtigen und sogar aufheben. Deshalb haben die Herausforderungen der Augen-MRT bei 7.0 T neue Spulendesigns stimuliert. Die einfachste Form stellt eine als Schleifenelement ausgelegte Oberflächensende- und Empfangsspule dar (11). Das Spektrum der Innovationen umfasst Volumenspulen mit kleinem Durchmesser ($d \approx 26$ cm) in Kombination mit an die Kopfform angepassten, mehrkanaligen Empfangsspulenordnungen wie in Abbildung 1b anhand einer Volumenspule ausgestattet mit einem oder alternativ 8 Anregungselement(en) sowie mit 2 Empfangselementen zur Abdeckung des Augenbereiches illustriert wird. Diese Lösung hat den Vorteil, dass sie sowohl für die Augen- als auch für die Hirnbildgebung eingesetzt werden kann. Alternative Lösungen kombinieren kleine Volumensendespulen mit eng am Auge anliegenden, brillenförmigen Empfangsspulen (23). Abbildung 1c zeigt ein Beispiel einer Spulenkonfiguration mit 3 Empfangskanälen (23). Mit diesem bewährten Ansatz

wurden hochaufgelöste Bilder des Auges mit einer räumlichen Auflösung von $(0.5 \times 0.5 \times 1.0) \text{ mm}^3$; realisiert (23).

Lokale Sende- und Empfangsspulen (TX/RX) gehören ebenfalls zum Spektrum der technischen Innovationen. Diese Konfigurationen besitzen im Unterschied zu konventionellen Sendespulen multiple Sendekanäle, deren Amplitude und Phase jeweils unabhängig voneinander moduliert werden können. Dieser Ansatz erlaubt die Veränderung und Homogenisierung des Anregungsfeldes und gestattet somit eine deutliche Verbesserung der Bildinhomogenität oder Ausleuchtung der Zielregion. Das in Abbildung 1d gezeigte Beispiel kann vom Patienten wie eine große Brille getragen werden (22). Diese Spulenkongfiguration verfügt pro Auge über jeweils drei Sende- und Empfangskanäle. Aufgrund des Spulenaufbaus ist es dem Patienten möglich, durch die Spule über einen Spiegel aus dem MRT zu sehen, um beispielsweise visuellen Anweisungen zum Öffnen und Schließen der Augen zu folgen. Die Abdeckung beider Augen mit insgesamt 6 Sende- und Empfangskanälen ermöglicht Bilder mit sehr homogener Ausleuchtung im Bereich des vorderen und hinteren Augenabschnitts und der Orbita. Konkret wurde für diese Konfiguration eine etwa 5%ige Schwankung in der Signalintensität über den Glaskörper berichtet (Abbildung 1e) (22). Diese Fähigkeit stellt eine deutliche Verbesserung gegenüber traditionellen Konfigurationen dar, welche Signalintensitätsschwankungen von bis zu 55% über den Glaskörper aufweisen können (11, 22). Überdies verfügen lokale Sende- und Empfangsspulen über einen weiteren maßgeblichen Vorteil gegenüber der Anregung mittels Volumenspulen. Ihr räumlich beschränktes Anregungsfeld erlaubt die Verwendung kleiner Bildausschnitte, die beispielsweise auf den Augenabstand abgestimmt werden können. Diese Fähigkeit ist bedingt durch typische Einfaltungsartefakte, die bei der Verwendung von Volumensendespulen auftreten, nur schwer realisierbar bis hin zu unmöglich. Deshalb werden in diesen

Fällen zusätzliche Sättigungsschichten verwendet, welche bei der Anwendung lokaler Sende- und Empfangsspulen nicht notwendig sind.

Zukünftige Entwicklungen von HF-Spulen werden darauf abzielen: (i) das Gewicht von Spulenkonfiguration zu reduzieren, (ii) eng anliegende, flexible Konfigurationen zu etablieren sowie (iii) die Anzahl der Spulenelemente pro Untersuchungsgebiet zu erhöhen.

Ophthalmologische UHF-MRT am Beispiel der hochaufgelösten Bildgebung des gesunden Auges

Die für die UHF-MRT des Auges erzielten technischen Fortschritte allein garantieren noch keinen klinisch relevanten Erkenntnisgewinn. Zunächst einmal müssen zumindest Gleichwertigkeit und möglicher Zugewinn gegenüber etablierten Anwendungen bei niederen Magnetfeldstärken gegeben sein (20, 21). Pilotstudien konzentrierten sich deshalb auf Optimierung von Techniken und Messprotokollen für die ophthalmologische MRT bei 7.0 T (11, 19-23). Dazu gehören T_1 -gewichtete Bildgebung mit 3D Gradienten-Echo Techniken, T_1 -gewichtete Bildgebung mit 2D Gradienten-Echo Modulen in Kombination mit einer Inversion als Vorbereitungsexperiment, T_2 gewichtete Bildgebung mit schnellen Spin-Echo Techniken sowie diffusionsgewichtete Bildgebung mittels schneller Spin-Echo Techniken.

Abbildung 2 zeigt Beispielaufnahmen der anatomischen Bildgebung an gesunden Probanden. Diese wurden mittels einer lokalen Sende/Empfangsantenne (Abb. 1d) mit 3 Sendekanälen pro Auge erhoben. Die Ausleuchtung durch die HF-Antenne wurde für dieses Beispiel auf das Auge angepasst. In der T_1 -gewichteten 3D Gradienten-Echo Aufnahme (Abbildung 2a) wurde Dank der Empfindlichkeit der HF Antenne und auf Grund des inhärenten Signalzuwachses bei 7.0 T eine

räumliche Auflösung von $(0.3 \times 0.3 \times 1.0) \text{ mm}^3$ bei einer Untersuchungszeit von 3:12 min ermöglicht. In dieser auf Sättigung basierten T_1 -gewichteten Aufnahme ist der Glaskörper hypointens abgebildet. Die Signalintensität über den Glaskörper stellt sich als sehr homogen dar und weist von der Linse bis zur Netzhaut eine Schwankung von ca. 7% auf. Im Vergleich zum Glaskörper setzt sich die Linse hyperintens ab. Das Kontrast-zu-Rausch Verhältnis zwischen Linse und Glaskörper beträgt etwa 6. Die Iris erscheint als schmale helle Linie, das Pigmentepithel ebenfalls hypointens. Die Schichtstruktur der Bulbuswand ist mit hypointenser Retina sowie hyperintenser Choroidea und Sklera zu erkennen.

In Abbildung 2b wurde die T_1 -Wichtung mittels einer Inversion als Vorbereitungsexperiment aufgeprägt. Die zeitliche Abfolge zwischen Inversion und Gradienten-Echo Bildgebungsmodul ist so abgestimmt, dass sich der Glaskörper im Vergleich zur Linse stark hypointens darstellt. Hierzu wurde eine Wartezeit von $TI=1900 \text{ ms}$ verwendet. Diese ist auf Grund der längeren T_1 -Zeiten bei 7.0 T deutlich länger als bei klinischen 1.5 T oder 3.0 T MRT-Geräten. Das Kontrast-zu-Rausch Verhältnis zwischen Linse und Glaskörper beträgt etwa 25 bei einer räumlichen Auflösung von $(0.4 \times 0.4 \times 1.0) \text{ mm}^3$.

Abbildung 2c zeigt ein Beispiel für T_2 -gewichtete schnelle Spin-Echo Bildgebung. Strukturen mit hohem Wasseranteil wie der Glaskörper erscheinen hyperintens. In diesem Beispiel wurden eine räumliche Auflösung in der Bildebene von $(0.25 \times 0.25) \text{ mm}^2$ und eine Schichtdicke von 0.7 mm realisiert. Es ist ein stark ausgeprägter Kontrast zwischen dem wasserhaltigen Glaskörper, der flüssigkeitsgefüllten vorderen und hinteren Augenkammer einerseits sowie der Linse andererseits zu beobachten. Das Kontrast-zu-Rausch Verhältnis zwischen Linse und Glaskörper beträgt etwa 25.

Brownsche Molekularbewegung und (richtungsabhängige) eingeschränkte Wasserdiffusion in Gewebe sind (bio)physikalische Phänomene mit denen funktionelle Bildkontraste in der MRT erzeugt werden können. Allerdings sind Diffusionsmessungen von Molekülbewegungen auf einer Skala von wenigen Mikrometern sehr anfällig für Bildartefakte. Vor allem gerichtete Bewegung kann die Bildqualität massiv beeinträchtigen. Dies ist methodisch besonders herausfordernd, da sich das Auge bezogen auf die Molekülbewegung stark und unkontrolliert bewegen kann. Deshalb werden in der klinischen Praxis bei 1.5 T für die diffusionsgewichtete Bildgebung bevorzugt schnelle Gradienten-Echo Techniken mit Echozügen (engl. EPI: echo planar imaging) von bis 128-256 Echos benutzt. Diese Ansätze weisen aber schon bei klinischen 1.5T und 3.0 T Geräten sehr starke geometrische Bildverzerrungen auf und verletzen somit die anatomische Detailtreue (25). Diese Verzerrungseffekte sind bei 7.0 T noch viel stärker ausgeprägt, so dass die EPI Methode für die diffusionsgewichtete Bildgebung des Auges bei (ultra)hohen Magnetfeldern als ungeeignet eingestuft werden muss. Um dieser Herausforderung methodisch zu begegnen wurde die Implementierung diffusionsgewichteter schneller Spin-Echo Techniken vorgeschlagen. Diese ermöglichen anatomisch getreue und verzerrungsfreie Bilder. Abbildung 3 zeigt T₂-gewichtete sowie diffusionsgewichtete transversale Ansichten gesunder Augen bei 3.0 T (Abbildung 3a) und 7.0 T (Abbildung 3b). Die daraus erstellten quantitativen Kartierungen des Diffusionskoeffizienten (engl. ADC: apparent diffusion coefficient) sind farbkodiert dargestellt und dem anatomischen Hintergrundbild überlagert. Bei 7.0 T konnte auf Grund der höheren Signalintensität eine etwa um Faktor 2.6 bessere räumliche Auflösung realisiert werden. Für den Glaskörper konnte ein mittlerer Diffusionskoeffizient von $2.91 \cdot 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ bei 3.0 T und von $2.93 \cdot 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ bei 7.0 T festgestellt werden. Die Linse zeigte hingegen einen deutlich kleineren ADC

(Abbildung 3). Mit diesen Unterschieden in der Wasserdiffusion ergibt sich ein stark ausgeprägter Kontrast zwischen Linse und Glaskörper.

Neben der Fokussierung der Ausleuchtung auf das Auge erlaubt die Verwendung mehrkanaliger Sende-/Empfangsantennen auch die Verschiebung der Ausleuchtung auf retrobulbäre Bereiche. Mit der in Abbildung 1d gezeigten Konfiguration konnte eine hochauflösende Darstellung des Sehnervens realisiert werden (20). Bedingt durch die Verschiebung der Ausleuchtung ist die Vorderkammer des Auges nunmehr nicht mehr annähernd so homogen wie in Abbildung 2c. Das sagittale T_2 -gewichtete Bild lässt jedoch den Verlauf des Nervus opticus gut erkennen (Abbildung 4a). Dieser stellt sich in der sagittalen und koronaren Ansicht hypointens gegenüber der Opticusscheide und den äußeren Liquorräumen dar (Abbildung 4a,b). Im Bereich der Nervenaustrittsstelle lässt sich die Papillenexkavation differenzieren. Unterschiede im Diffusionsverhalten und eine mögliche Anisotropie in der Diffusion entlang und senkrecht zur Nervenbahn machen diffusionsgewichtete MRT sehr attraktiv für die Bildgebung des Nervus opticus. Der äußere Liquorraum weist einen ADC von ca. $2.6 \cdot 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ auf. Für den Sehnerv ist ein ADC von ca. $1.5 \cdot 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ zu vermerken (Abbildung 4c). Dieser Kontrastmechanismus verspricht, sehr empfindlich Veränderungen im Wassergehalt des Sehnervens zu detektieren.

Klinische Anwendungen der (Ultra)hochfeld-MRT

Frühe klinische Pilotstudien und Fallbeispiele der (Ultra)hochfeld MRT konzentrieren sich auf das Aderhautmelanom. Abbildungen 5a-c zeigt drei Beispiele für T_1 -gewichtete Gradienten-Echo Bildgebung von Netzhautabösungen unterschiedlicher Patienten und bestätigt zugleich die Bildqualität der Machbarkeitsstudien an gesunden Probanden. Der subretinale Raum stellt sich

gleichförmig hyperintens gegenüber dem Glaskörper dar und weist eine Signalintensität auf, die in etwa mit der der Linse zu vergleichen ist. Abbildung 5d demonstriert ein Beispiel für T₁-gewichtete Bildgebung des Auges mit Zustand nach Cyberknife-Therapie eines Aderhaut-Melanoms (21). Abbildung 5e zeigt für den gleichen Patienten die Kontrastumkehr bei der Verwendung schneller T₂-gewichteter Spin-Echo Techniken. Die Membran zwischen hyperintensem Glaskörper und subretinalem Raum kann gut abgegrenzt werden.

Für die diffusionsgewichtete Bildgebung ergeben sich insbesondere klinische Chancen zur Diagnose und Differenzierung intraokularer Raumforderungen (5). Ein klinisches Fallbeispiel ist in Abbildung 6 dokumentiert. Die bei 3.0 T aufgenommen anatomischen, T₁-gewichteten Bilder zeigen für das rechte Auge einen zum Glaskörper hyperintensen Bereich, der dem subretinalen Raum zuzuordnen ist (Abbildung 6a). Dessen Ausdehnung ist deckungsgleich mit der hypointension Region im bei 7.0 T aufgenommen T₂-gewichteten Bild (Abbildung 6b). Sowohl das T₁- als auch das T₂-gewichtete Bild weisen eine sehr homogene Signalintensität für den subretinalen Raum auf und lassen keinerlei weitere Strukturen erkennen. Substrukturen werden erst durch diffusionsgewichtete Bildgebung detektierbar. Für eine Diffusionswichtung von $b \geq 300 \text{ s/mm}^2$ zeichnet sich das Melanom durch eine hyperintense Signalintensität gegenüber dem umliegenden subretinalen Raum aus. Dieser Unterschied im Diffusionsverhalten lässt sich sehr gut in der ADC Karte abgrenzen (Abbildung 6c, d). Der Bereich subretinaler Einblutungen ist durch einen ADC von $(1.67 \pm 0.10) \cdot 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ charakterisiert. Im Vergleich dazu zeichnet sich das Melanom durch einen deutlichen geringeren ADC von $(0.97 \pm 0.15) \cdot 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ aus. Der Glaskörper weist wie im Fall gesunder Probanden einen ADC von $(2.91 \pm 0.10) \cdot 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ auf. Die Detailauflösung der diffusionsgewichteten *in vivo* Bildgebung erlaubt die Unterscheidung zwischen Tumor und möglicher assoziierter

subretinaler Einblutung. Dies kann als mögliche Indikation für die (Ultra)hochfeld MR gewertet werden, da die genaue Beurteilung der Tumorausdehnung bisher nur histologisch möglich ist. Ebenso ist die diffusionsgewichtete Bildgebung ein vielversprechendes Instrumentarium zur Beurteilung der Integrität des Sehnerven, z.B. im Fall entzündlicher oder demyelinisierender Verläufe, wie z.B. Multiple Sklerose als auch seltene neuroinflammatorische Erkrankungen (26-32).

Eine weitere klinische Anwendungsmöglichkeit der hochaufgelösten ophthalmologischen Bildgebung ist die Verschmelzung von Bildgebungsmodalitäten, anatomische mit funktionelle Information zu kombinieren. Als Beispiel sei hier die Bildfusion hochaufgelöster MRT-Bilder mit Ultraschallbildern angeführt (19). Mit diesem jüngst berichteten Echtzeit-Ansatz lassen sich die Vorteile der dynamischen Ultraschalluntersuchung mit der hohen Auflösung der MRT sehr gut verbinden (19). Dies eröffnet zum Beispiel Möglichkeiten zur Beurteilung der Netzhautdurchblutung im Falle von Aderhautmelanomen. Ebenso eröffnet die exquisite räumliche Auflösung der (ultra)hochfeld MRT Chancen auf dem Weg zur durch Bildgebung gesteuerten Biometrie einschließlich der Vermessung und Anpassung künstlicher Linsen (23). Hier sind jüngste Berichte zur automatisierten dreidimensionalen Vermessung der Linsenform bei 7.0 T sehr vielversprechend (33). Die erzielte räumliche Auflösung von $(0.5 \times 0.5 \times 1.0) \text{ mm}^3$ ermöglichte eine sehr gute Übereinstimmung der MR-basierten Topographie mit kohärenter Interferometrie (33).

Aktuelle Limitationen

Hochfeld MRT-Geräte mit Feldstärken von 3.0 T besitzen mittlerweile einen festen Platz in der radiologischen Diagnostik. Ultrahochfeld MRT-Systeme mit Feldstärken von 7.0 T sind bisher nur an ausgewiesenen Forschungseinrichtungen oder an ausgewählten Standorten der universitären Medizin verfügbar. Trotz der

erfreulichen Fortschritte ist die Zahl der 7.0 T MRT Systeme weltweit aktuell auf ca. 50 Systeme limitiert. Diese Beschränkung ist primär nicht auf technische und methodische Herausforderungen zurückzuführen sondern vornehmlich durch die bisher sehr hohen Anschaffungs- und Betriebskosten begründet. Neuentwicklungen in der Magnettechnologie werden Kostensenkungen herbeiführen und damit die Eintrittsbarrieren in die klinische UHF-MR vermindern. Ebenso wird die Erlangung der bisher fehlenden CE-Zertifizierung oder FDA Zulassung für 7.0 T MR Systeme klinische Anwendungen, die weit über die aktuellen Forschungsbemühungen hinausgehen, befördern.

Hochaufgelöste anatomische Bildgebung bei 7.0 T erlaubt räumliche Auflösungen in der Bildebene von bis zu 100 Mikrometern. Sie ist deshalb gleichermaßen für experimentelle Fragestellungen als auch für die Entwicklung klinischer Anwendungen attraktiv. Dennoch ist die *in vivo* erreichbare räumliche Auflösung selbst bei Feldstärken von 7.0 T der *ex vivo* MR Histologie weiterhin unterlegen wie in Abbildung 7 veranschaulicht. Ex vivo MR Histologie kann wie in Abbildung 7 demonstriert isotrope räumliche Auflösungen in der Bildebene von bis zu 30 Mikrometern erreichen und ist damit der *in vivo* MRT um 1-2 Größenordnungen überlegen. *Ex vivo* MR Histologie unterliegt nicht den Einschränkungen durch Augenbewegung und muss nicht den klinischen Anforderungen des Patientenkomforts genügen. Demzufolge hat die *ex vivo* MR Mikroskopie den Vorteil, dass Messzeiten die deutlich über klinisch akzeptablen Untersuchungszeiten liegen eingesetzt werden können. Hier können technische Entwicklungen zur Echtzeitüberwachung und -korrektur der Augenbewegung der hochaufgelösten *in vivo* MRT einen methodischen Schub verleihen. Frühere Entwicklungen aus der funktionellen Hirnbildgebung bieten an dieser Stelle Chancen zur Adaptierung an die ophthalmologische Bildgebung.

Die hier aufgezeigten Beispiele zur Kartierung des Diffusionskoeffizienten unterstreichen stellvertretend den Wert und die Notwendigkeit quantitativer Bildgebung im Vergleich zu rein Kontrast-gewichteter Bildgebung. Quantitative Bildgebung geht jedoch gegenüber konventioneller Kontrastwichtung allgemein mit einer deutlichen Messzeitverlängerung einher. Dieses Manko stellt eine erhebliche Eintrittsbarriere für die klinische quantitative Bildgebung der Feinstrukturen des Auges dar. Entwicklungen zur schnellen Kartierung der Relaxationszeiten T_1 und T_2 im Hirn stimmen dahingehend sehr optimistisch, dass auch in der ophthalmologischen Bildgebung quantitative Kartierungen der Relaxationsparameter T_1/T_2 innerhalb klinisch akzeptabler Untersuchungszeiten vorgenommen werden können (34). Dieser methodische Durchbruch würde objektive Kriterien – oftmals auch als MRT basierter Biomarker bezeichnet - für den Vergleich von Ergebnissen zwischen unterschiedlichen Krankheitsbildern als auch zwischen unterschiedlichen Untersuchungszentren liefern.

Die gesunde Begeisterung für die potentiellen klinischen Möglichkeiten der (Ultra)hochfeld MRT darf nicht dazu verleiten, den Blick auf mögliche Kontraindikationen zu verlieren. Dazu gehören u.a. Implantate, Gefäßstützen und intrakranielle Clips. Deren Eigenschaften hinsichtlich MR Sicherheit in einer 7.0 T Installation sind bisher nur ansatzweise und punktuell untersucht (35, 36). Deswegen treibt aktuelle Forschung Arbeiten in diese Richtung. Intraokulare Linsen wurden bereits als 7.0 T MR-sicher beschrieben (24).

Fazit und Perspektiven

Die in dieser Übersicht beschriebenen Innovationen und Pilotstudien belegen die Herausforderungen, Fortschritte und Chancen der ophthalmologischen

Bildgebung mittels Ultrahochfeld MRT. Sie dienen der ausgewogenen Standortbestimmung und werden weitere technische Neuerungen stimulieren. Diese werden gewiss auch Adaptionen etablierter Lösungen anderer Anwendungsgebiete der UHF-MRT umfassen (37-54). (Ultra)hochfeld-MRT ermöglicht die anatomisch detailgetreue Abbildung der Strukturen des Auges, der Orbita und des Sehnervs mit einer bei klinisch etablierten Feldstärken nur schwer und zeitaufwendig realisierbaren räumlichen Auflösung. Hochaufgelöste MRT adressiert methodische Einschränkungen verfügbarer ophthalmologischer Verfahren und bietet sich als begleitende Methode oder als Alternative zu etablierten bildgebenden Verfahren an. Hochaufgelöste ophthalmologische *in vivo* MRT verspricht, eine zunehmende klinische Bedeutung in der Diagnostik und Therapieführung von Tumoren sowie bei Läsionen des Sehnervs zu erlangen. Auf diesem Weg sind neben bisherigen Machbarkeits- und Pilotstudien, breitere (multizentrische) Studien erforderlich. Diese Entwicklungen werden in dem Maße an Fahrt aufnehmen, wie die Zahl der Einrichtungen mit Zugang zur ophthalmologischen Bildgebung bei 7.0 T wächst. Mit diesem Rückenwind verspricht die ophthalmologische UHF-MRT, in den kommenden 5 Jahren ihren Kinderschuhen entsteigen zu können. Der Aufbau großer Zentren für translationale Forschung auf (inter)nationaler Ebene werden die ophthalmologische UHF-MRT weiter vorantreiben. Die Entwicklung wird deshalb nicht bei Magnetfeldstärken von 7.0 T verharren, sondern sich in der Grundlagenforschung und in der Technologieentwicklung langfristig bis zu 14.0 T wenn nicht sogar bis 20.0T ausdehnen. Dies versprechen zumindest ein wegweisendes Positionspapier des *National Research Council* der Vereinigten Staaten aus 2013 (55) sowie jüngste Entwicklungen im Bereich der Kleintier-MRT (56) als auch innovative Formen supraleitender und konventioneller Hybridmagnete (57). Damit bieten sich Möglichkeiten für räumlich ultrahoch aufgelöste *in vivo* Bildgebung des Auges, Orbits

und Sehnervens, die hinsichtlich der relativen Auflösung – definiert durch Bildelemente pro anatomischer Einheitszelle – in die Nähe der heutigen *ex vivo* MR-Mikroskopie rücken. Diese Entwicklung wird zur beidseitigen Harmonisierung der Grundlagenforschung mit klinischen Wissenschaften beitragen und neben der Ophthalmologie, Neurologie und Neuroradiologie auch andere klinische Fächer in ihren Bann ziehen.

Literatur

1. Mafee MF, Karimi A, Shah J, Rapoport M, Ansari SA. Anatomy and pathology of the eye: role of MR imaging and CT. *Neuroimaging Clin N Am.* 2005;15(1):23-47. Epub 2005/06/02.
2. Strenk SA, Strenk LM, Guo S. Magnetic resonance imaging of aging, accommodating, phakic, and pseudophakic ciliary muscle diameters. *J Cataract Refract Surg.* 2006;32(11):1792-8. Epub 2006/11/04.
3. Bolacchi F, Garaci FG, Martucci A, Meschini A, Fornari M, Marziali S, et al. Differences between proximal versus distal intraorbital optic nerve diffusion tensor magnetic resonance imaging properties in glaucoma patients. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 2012;53(7):4191-6. Epub 2012/05/10.
4. Zhang Y, San Emeterio Nateras O, Peng Q, Rosende CA, Duong TQ. Blood flow MRI of the human retina/choroid during rest and isometric exercise. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 2012;53(7):4299-305. Epub 2012/06/05.
5. Sepahdari AR, Kapur R, Aakalu VK, Villablanca JP, Mafee MF. Diffusion-weighted imaging of malignant ocular masses: initial results and directions for further study. *AJNR Am J Neuroradiol.* 2012;33(2):314-9. Epub 2011/11/26.
6. Zhang Y, Nateras OS, Peng Q, Kuranov RV, Harrison JM, Milner TE, et al. Lamina-specific anatomic magnetic resonance imaging of the human retina. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 2011;52(10):7232-7. Epub 2011/08/11.
7. Bert RJ, Patz S, Ossiani M, Caruthers SD, Jara H, Krejza J, et al. High-resolution MR imaging of the human eye 2005. *Acad Radiol.* 2006;13(3):368-78. Epub 2006/02/21.
8. Malhotra A, Minja FJ, Crum A, Burrowes D. Ocular anatomy and cross-sectional imaging of the eye. *Semin Ultrasound CT MR.* 2011;32(1):2-13. Epub 2011/02/01.
9. Apushkin MA, Shapiro MJ, Mafee MF. Retinoblastoma and simulating lesions: role of imaging. *Neuroimaging Clin N Am.* 2005;15(1):49-67. Epub 2005/06/02.
10. Caranci F, Cicala D, Cappabianca S, Briganti F, Brunese L, Fonio P. Orbital fractures: role of imaging. *Semin Ultrasound CT MR.* 2012;33(5):385-91. Epub 2012/09/12.
11. Richdale K, Wassenaar P, Teal Bluestein K, Abduljalil A, Christoforidis JA, Lanz T, et al. 7 Tesla MR imaging of the human eye in vivo. *J Magn Reson Imaging.* 2009;30(5):924-32. Epub 2009/10/27.
12. Schueler AO, Hosten N, Bechrakis NE, Lemke AJ, Foerster P, Felix R, et al. High resolution magnetic resonance imaging of retinoblastoma. *Br J Ophthalmol.* 2003;87(3):330-5. Epub 2003/02/25.
13. Lemke AJ, Kazi I, Mergner U, Foerster PI, Heimann H, Bechrakis N, et al. Retinoblastoma - MR appearance using a surface coil in comparison with histopathological results. *Eur Radiol.* 2007;17(1):49-60. Epub 2006/04/26.
14. Tailor TD, Gupta D, Dalley RW, Keene CD, Anzai Y. Orbital neoplasms in adults: clinical, radiologic, and pathologic review. *Radiographics.* 2013;33(6):1739-58. Epub 2013/10/11.
15. Barnett Y, Sutton IJ, Ghadiri M, Masters L, Zivadinov R, Barnett MH. Conventional and Advanced Imaging in Neuromyelitis Optica. *AJNR Am J Neuroradiol.* 2013. Epub 2013/06/15.
16. Wendt M, Bockhorst K, He L, Glasser A. Accuracy and resolution of in vitro imaging based porcine lens volumetric measurements. *Exp Eye Res.* 2011;93(5):741-52. Epub 2011/10/04.

17. Ishii K, Yamanari M, Iwata H, Yasuno Y, Oshika T. Relationship between changes in crystalline lens shape and axial elongation in young children. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 2013;54(1):771-7. Epub 2013/01/12.
18. Patz S, Bert RJ, Frederick E, Freddo TF. T(1) and T(2) measurements of the fine structures of the in vivo and enucleated human eye. *J Magn Reson Imaging.* 2007;26(3):510-8. Epub 2007/08/31.
19. Walter U, Niendorf T, Graessl A, Rieger J, Kruger PC, Langner S, et al. Ultrahigh field magnetic resonance and colour Doppler real-time fusion imaging of the orbit - a hybrid tool for assessment of choroidal melanoma. *Eur Radiol.* 2014. Epub 2014/02/13.
20. Lindner T, Langner S, Graessl A, Rieger J, Schwerter M, Muhle M, et al. High spatial resolution in vivo magnetic resonance imaging of the human eye, orbit, nervus opticus and optic nerve sheath at 7.0 Tesla. *Exp Eye Res.* 2014;125:89-94. Epub 2014/06/15.
21. Langner S, Krueger PC, Niendorf T, Stachs O. In Vivo MR Microscopy of the Human Eye. *Klin Monbl Augenheilkd.* 2014; PMID: 25255017 [epub ahead of print]. Epub 2014/09/02. In-vivo-Magnetresonanzmikroskopie des humanen Auges.
22. Graessl A, Muhle M, Schwerter M, Rieger J, Oezerdem C, Santoro D, et al. Ophthalmic magnetic resonance imaging at 7 T using a 6-channel transceiver radiofrequency coil array in healthy subjects and patients with intraocular masses. *Invest Radiol.* 2014;49(5):260-70. Epub 2014/03/22.
23. Beenakker JW, van Rijn GA, Luyten GP, Webb AG. High-resolution MRI of uveal melanoma using a microcoil phased array at 7 T. *NMR Biomed.* 2013;26(12):1864-9. Epub 2013/10/15.
24. van Rijn GA, Mourik JE, Teeuwisse WM, Luyten GP, Webb AG. Magnetic resonance compatibility of intraocular lenses measured at 7 Tesla. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 2012;53(7):3449-53. Epub 2012/04/28.
25. Erb-Eigner K, Willerding G, Taupitz M, Hamm B, Asbach P. Diffusion-Weighted Imaging of Ocular Melanoma. *Invest Radiol.* 2013. Epub 2013/04/26.
26. Muller K, Kuchling J, Dorr J, Harms L, Ruprecht K, Niendorf T, et al. Detailing intral-lesional venous lumen shrinking in multiple sclerosis investigated by sFLAIR MRI at 7-T. *J Neurol.* 2014. Epub 2014/08/15.
27. Kuchling J, Sinnecker T, Bozin I, Dorr J, Madai VI, Sobesky J, et al. [Ultrahigh field MRI in context of neurological diseases.]. *Nervenarzt.* 2014. Epub 2014/02/20. Ultrahochfeld-MRT im Kontext neurologischer Erkrankungen.
28. Kuchling J, Ramien C, Bozin I, Dorr J, Harms L, Rosche B, et al. Identical lesion morphology in primary progressive and relapsing-remitting MS -an ultrahigh field MRI study. *Mult Scler.* 2014. Epub 2014/05/02.
29. Sinnecker T, Bozin I, Dorr J, Pfueller CF, Harms L, Niendorf T, et al. Periventricular venous density in multiple sclerosis is inversely associated with T2 lesion count: a 7 Tesla MRI study. *Mult Scler.* 2013;19(3):316-25. Epub 2012/06/28.
30. Wuerfel J, Sinnecker T, Ringelstein EB, Jarius S, Schwindt W, Niendorf T, et al. Lesion morphology at 7 Tesla MRI differentiates Susac syndrome from multiple sclerosis. *Mult Scler.* 2012;18(11):1592-9. Epub 2012/06/20.
31. Sinnecker T, Mittelstaedt P, Dorr J, Pfueller CF, Harms L, Niendorf T, et al. Multiple sclerosis lesions and irreversible brain tissue damage: a comparative ultrahigh-field strength magnetic resonance imaging study. *Arch Neurol.* 2012;69(6):739-45. Epub 2012/02/22.
32. Sinnecker T, Dorr J, Pfueller CF, Harms L, Ruprecht K, Jarius S, et al. Distinct lesion morphology at 7-T MRI differentiates neuromyelitis optica from multiple sclerosis. *Neurology.* 2012;79(7):708-14. Epub 2012/08/03.

33. Beenakker JM, Shamonin DP, Webb AG, Luyten GPM, Stoel BC. Automated retinal topographic maps measured with MRI. *Investigative Ophthalmology and Visual Science (IOVS)*. 2014; in press.
34. Dieringer MA, Deimling M, Santoro D, Wuerfel J, Madai VI, Sobesky J, et al. Rapid parametric mapping of the longitudinal relaxation time t1 using two-dimensional variable flip angle magnetic resonance imaging at 1.5 tesla, 3 tesla, and 7 tesla. *PLoS One*. 2014;9(3):e91318. Epub 2014/03/14.
35. Santoro D, Winter L, Muller A, Vogt J, Renz W, Ozerdem C, et al. Detailing radio frequency heating induced by coronary stents: a 7.0 Tesla magnetic resonance study. *PLoS One*. 2012;7(11):e49963. Epub 2012/11/28.
36. Winter L, Oberacker E, Özerdem C, Ji Y, von Knobelsdorff-Brenkenhoff F, Weidemann G, et al. On the RF Heating of Intracoronary Stents at 7.0 T. *Magn Reson Med*. 2014;(accepted for publication).
37. Meloni A, Hezel F, Positano V, Keilberg P, Pepe A, Lombardi M, et al. Detailing magnetic field strength dependence and segmental artifact distribution of myocardial effective transverse relaxation rate at 1.5, 3.0, and 7.0 T. *Magn Reson Med*. 2014;71(6):2224-30. Epub 2013/07/03.
38. Graessl A, Renz W, Hezel F, Dieringer MA, Winter L, Oezerdem C, et al. Modular 32-channel transceiver coil array for cardiac MRI at 7.0T. *Magn Reson Med*. 2014;72(1):276-90. Epub 2013/08/02.
39. Winter L, Ozerdem C, Hoffmann W, Santoro D, Muller A, Waiczies H, et al. Design and evaluation of a hybrid radiofrequency applicator for magnetic resonance imaging and rf induced hyperthermia: electromagnetic field simulations up to 14.0 Tesla and proof-of-concept at 7.0 Tesla. *PLoS One*. 2013;8(4):e61661. Epub 2013/04/25.
40. von Knobelsdorff-Brenkenhoff F, Tkachenko V, Winter L, Rieger J, Thalhammer C, Hezel F, et al. Assessment of the right ventricle with cardiovascular magnetic resonance at 7 Tesla. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2013;15:23. Epub 2013/03/19.
41. Niendorf T, Graessl A, Thalhammer C, Dieringer MA, Kraus O, Santoro D, et al. Progress and promises of human cardiac magnetic resonance at ultrahigh fields: a physics perspective. *J Magn Reson*. 2013;229:208-22. Epub 2013/01/08.
42. Grassl A, Winter L, Thalhammer C, Renz W, Kellman P, Martin C, et al. Design, evaluation and application of an eight channel transmit/receive coil array for cardiac MRI at 7.0 T. *Eur J Radiol*. 2013;82(5):752-9. Epub 2011/09/17.
43. Fuchs K, Hezel F, Klix S, Mecke R, Wuerfel J, Niendorf T. Simultaneous dual contrast weighting using double echo rapid acquisition with relaxation enhancement (RARE) imaging, doi 10.1002/mrm.25066. *Magn Reson Med*, doi 101002/mrm25066. 2013. Epub 2013/12/19.
44. Carinci F, Santoro D, von Samson-Himmelstjerna F, Lindel TD, Dieringer MA, Niendorf T. Characterization of phase-based methods used for transmission field uniformity mapping: a magnetic resonance study at 3.0 T and 7.0 T. *PLoS One*. 2013;8(3):e57982. Epub 2013/03/09.
45. Winter L, Kellman P, Renz W, Grassl A, Hezel F, Thalhammer C, et al. Comparison of three multichannel transmit/receive radiofrequency coil configurations for anatomic and functional cardiac MRI at 7.0T: implications for clinical imaging. *Eur Radiol*. 2012;22(10):2211-20. Epub 2012/06/02.
46. Thalhammer C, Renz W, Winter L, Hezel F, Rieger J, Pfeiffer H, et al. Two-dimensional sixteen channel transmit/receive coil array for cardiac MRI at 7.0 T: design, evaluation, and application. *J Magn Reson Imaging*. 2012;36(4):847-57. Epub 2012/06/19.

47. Madai VI, von Samson-Himmelstjerna FC, Bauer M, Stengl KL, Mutke MA, Tovar-Martinez E, et al. Ultrahigh-field MRI in human ischemic stroke--a 7 tesla study. *PLoS One*. 2012;7(5):e37631. Epub 2012/06/16.
48. Hezel F, Thalhammer C, Waiczies S, Schulz-Menger J, Niendorf T. High spatial resolution and temporally resolved T2* mapping of normal human myocardium at 7.0 Tesla: an ultrahigh field magnetic resonance feasibility study. *PLoS One*. 2012;7(12):e52324. Epub 2012/12/20.
49. Dieringer MA, Renz W, Lindel T, Seifert F, Frauenrath T, von Knobelsdorff-Brenkenhoff F, et al. Design and application of a four-channel transmit/receive surface coil for functional cardiac imaging at 7T. *J Magn Reson Imaging*. 2011;33(3):736-41. Epub 2011/03/26.
50. von Knobelsdorff-Brenkenhoff F, Frauenrath T, Prothmann M, Dieringer MA, Hezel F, Renz W, et al. Cardiac chamber quantification using magnetic resonance imaging at 7 Tesla--a pilot study. *Eur Radiol*. 2010;20(12):2844-52. Epub 2010/07/20.
51. Niendorf T, Sodickson DK, Krombach GA, Schulz-Menger J. Toward cardiovascular MRI at 7 T: clinical needs, technical solutions and research promises. *Eur Radiol*. 2010;20(12):2806-16. Epub 2010/08/03.
52. Frauenrath T, Hezel F, Renz W, d'Orth Tde G, Dieringer M, von Knobelsdorff-Brenkenhoff F, et al. Acoustic cardiac triggering: a practical solution for synchronization and gating of cardiovascular magnetic resonance at 7 Tesla. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2010;12:67. Epub 2010/11/18.
53. Utting JF, Kozerke S, Luechinger R, Schnitker R, Vohn R, Bhanniny R, et al. Feasibility of k-t BLAST for BOLD fMRI with a spin-echo based acquisition at 3 T and 7 T. *Invest Radiol*. 2009;44(9):495-502. Epub 2009/08/05.
54. Frauenrath T, Hezel F, Heinrichs U, Kozerke S, Utting JF, Kob M, et al. 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*. 2009;44(9):539-47. Epub 2009/08/05.
55. Committee to Assess the Current Status and Future Direction of High Magnetic Field Science in the United States; Board on Physics and Astronomy; Division on Engineering and Physical Sciences; National Research Council. Washington, DC, USA: The National Academies Press 2013. 232 p.
56. Fu R, Brey WW, Shetty K, Gor'kov P, Saha S, Long JR, et al. Ultra-wide bore 900 MHz high-resolution NMR at the National High Magnetic Field Laboratory. *J Magn Reson*. 2005;177(1):1-8. Epub 2005/08/30.
57. Smeibidl P, Bird MD, Ehmler H, Tennant A. New hybrid magnet system for structure research at highest magnetic fields and temperatures in the millikelvin region. *Journal of Physics: Conference Series* 2012;400:052034.

Abbildungen und Abbildungsunterschriften

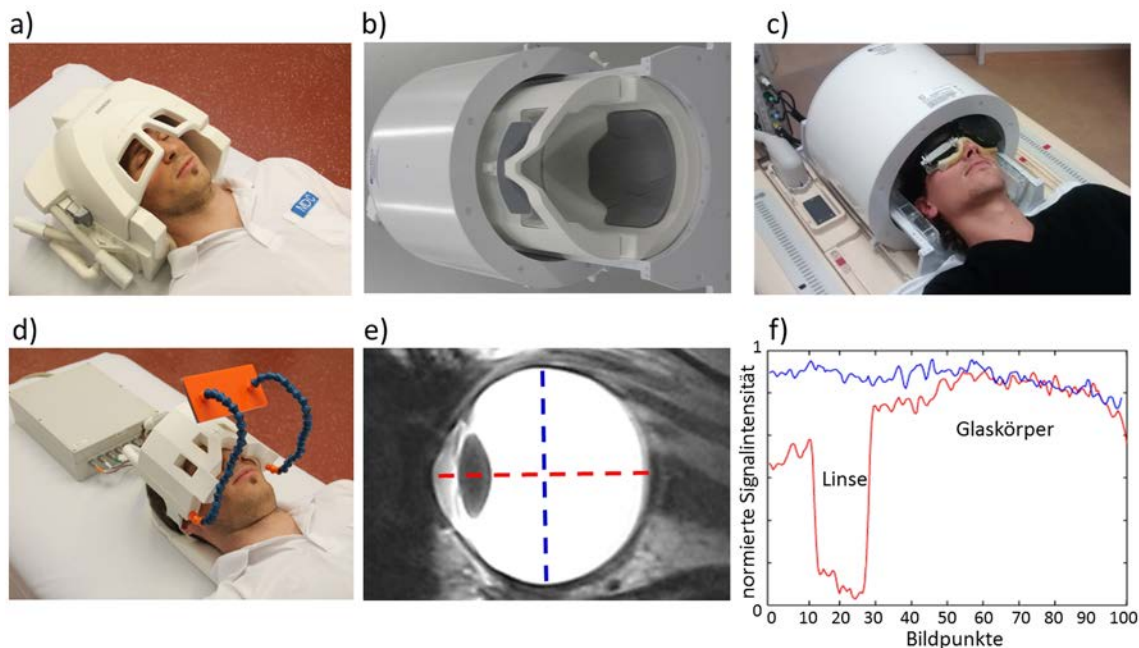


Abb. 1: Beispiele für Hochfrequenzantennen, die für die ophthalmologische Bildgebung bei 3.0 T oder 7.0 T verwendet werden. **a)** Mehrkanalige Empfangsspule (Siemens Healthcare, Erlangen, D), die auf ein klinisches 3.0 T MRT System abgestimmt und mit zwei Empfangselementen über dem Auge ausgestattet ist. Die Signalanregung wird über die Körpervolumenspule des MRT Systems realisiert. **b)** Volumenspule mit kleinem Durchmesser ($d \approx 26$ cm) in Kombination mit an die Kopfform angepasster, mehrkanaliger Empfangsspulenordnung ausgestattet mit einem oder alternativ acht Anregungselement(en) sowie mit 2 Empfangselementen zur Abdeckung des Augenbereiches. **c)** Kleine Volumensendespule mit eng am Auge anliegender, brillenförmiger Empfangsspulenordnung mit 3 Empfangselementen über dem Augenbereich (23). **d)** Lokale Sende- und Empfangsspule mit 3 Elementen pro Auge. Diese Konfiguration kann vom Patienten wie eine große Brille getragen werden. **e)** T_2 -gewichtetes Bild des Auges mit Profillinien zur Bestimmung des Verlaufs der Signalintensität in f), **f)** Verlauf der Signalintensität entlang der Profillinien in e).

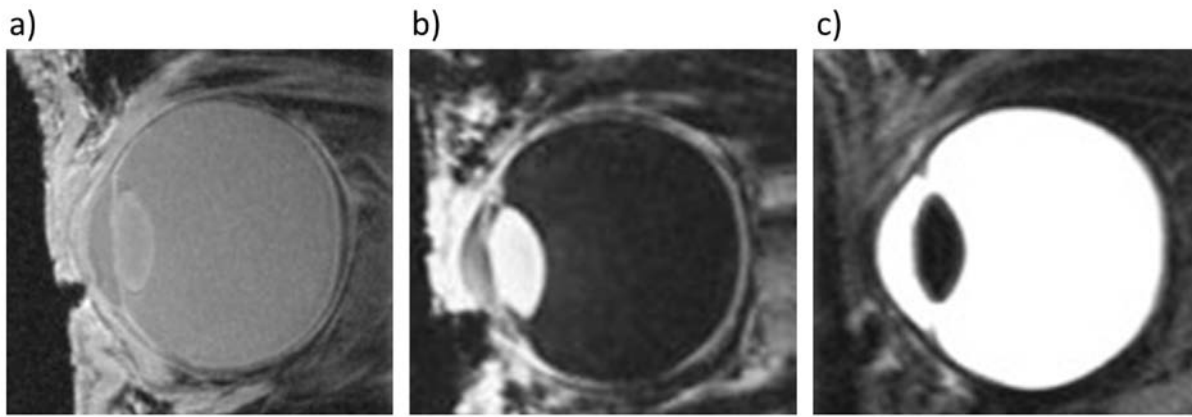


Abb. 2: Beispiele für die anatomische Bildgebung des Auges an gesunden Probanden bei 7.0 T. Die Aufnahmen wurden mittels einer lokalen Sende/Empfangsantenne mit 3 Sendekanälen pro Auge akquiriert (Abbildung 1d). Die Ausleuchtung durch die HF-Antenne wurde auf das Auge abgestimmt. **a)** T₁-gewichtete 3D Gradienten-Echo Bildgebung: räumliche Auflösung (0.3 x 0.3 x 1.0) mm³, Untersuchungszeit 3:12 min, Echozeit TE=3.6 ms, Wiederholzeit TR=10.3 ms, Anregungswinkel von $\alpha=6^\circ$, Matrixgröße=320 x 230, Bildausschnitt FOV=(81 x 58) mm². **b)** T₁-gewichtete 2D Gradienten-Echo Bildgebung in Kombination mit Inversion als Vorbereitungsexperiment mit: Inversionszeit TI=1900 ms, räumliche Auflösung=(0.4 x 0.4 x 1.0) mm³, TR = 13.6 ms, TE = 6.5 ms, $\alpha=6^\circ$, FOV = (103 x 74) mm², Matrixgröße=256x184, 2 Mittelungen, Messzeit= 1:43 min. **c)** T₂-gewichtete schnellen Spin-Echo Bildgebung mit räumlicher Auflösung von (0.25 x 0.25 x 0.7) mm³ und TR=2940 ms, TE=85 ms, nomineller Refokussierungs-HF-Impuls $\alpha= 100^\circ$, FOV = (84 x 60) mm², Matrixgröße = 384 x 245, 6 Schichten, 4 Mittelungen, Messzeit ca. 2:00 min pro Mittelung.

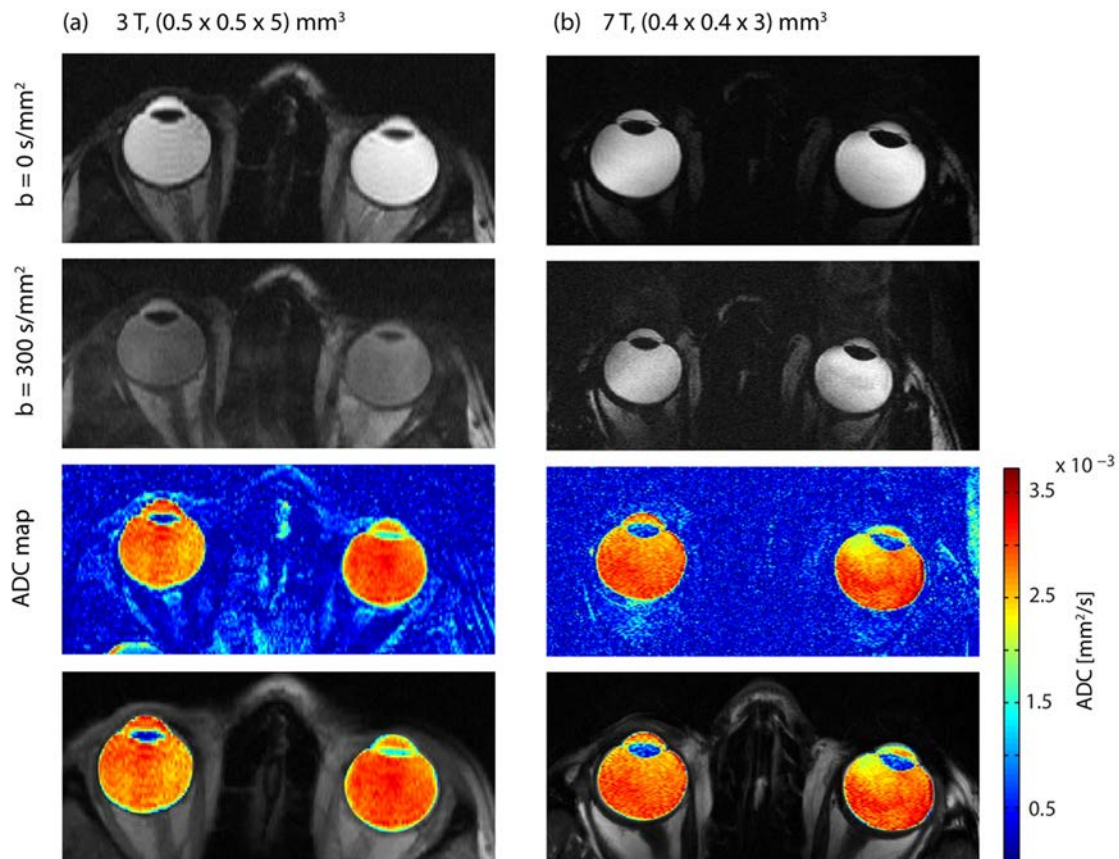


Abb. 3: Diffusionsgewichtete MRT des Auges bei 3.0 T **(a)** und 7.0 T **(b)**. Für die Bildaufnahme mit einer diffusionsgewichteten schnellen Spin-Echo Technik wurden folgende Parameter benutzt: **(a)** 3.0 T: . TR = 4000 ms, TE = 96 ms, Echoabstand=4.84 ms, Matrixgröße = 256 x 256, räumliche Auflösung = $(0.5 \times 0.5 \times 5) \text{ mm}^3$, Diffusionswichtung von $b=0 \text{ s/mm}^2$ bis $b=400 \text{ s/mm}^2$; **(b)** 7.0 T: TR = 3000 ms, TE = 133 ms, Echoabstand=11.9 ms, Matrixgröße = 256 x 256, räumliche Auflösung= $(0.4 \times 0.4 \times 3) \text{ mm}^3$, Diffusionswichtung von $b=0 \text{ s/mm}^2$ bis $b=400 \text{ s/mm}^2$. Die räumliche Auflösung bei 7.0 T ist der bei 3.0 T um Faktor 2.6 überlegen. Der mittlere Diffusionskoeffizient (engl. ADC: apparent diffusion coefficient) des Glaskörpers ist vergleichbar für die 3.0 T und 7.0 T Kartierungen.

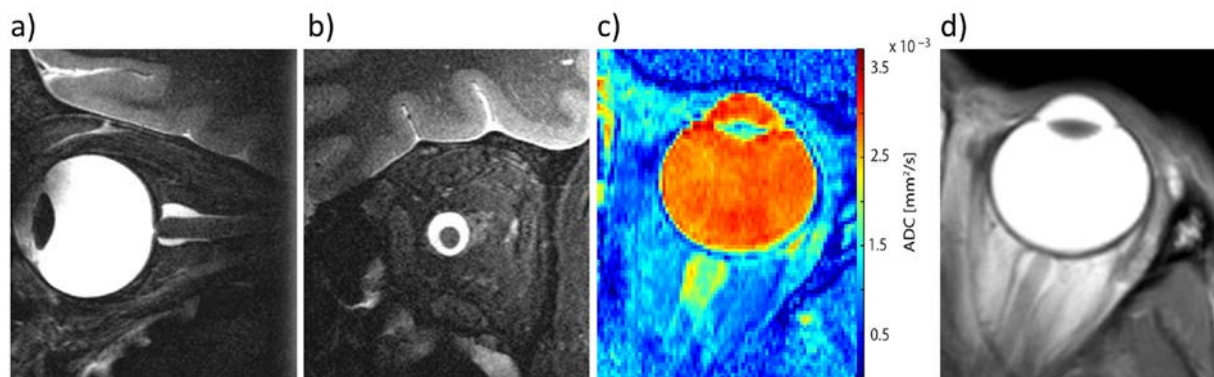


Abb. 4: Sagittale **(a)** und koronare **(b)** T₂-gewichtete Aufnahmen des der Orbita und des Nervus opticus. Der Sehnerv zeichnet sich hypointens gegenüber der Opticusscheide und den äußeren Liquorräumen dar. Im Bereich der Nervenaustrittsstelle läßt sich die Papillenexkavation differenzieren. **(c)** Kartierung des Diffusionskoeffizienten im Bereich des Sehnervens. Für den Sehnerv ist ein ADC von ca. $1.5 \cdot 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ zu verzeichnen.

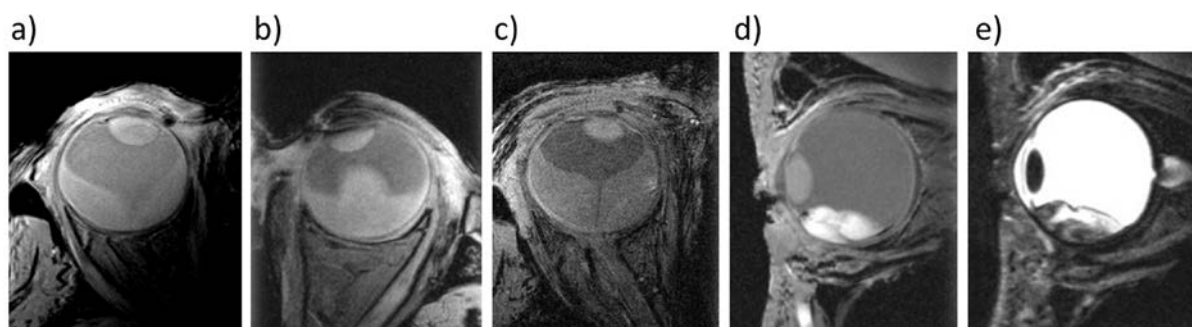


Abb. 5: (a-c) Axiale T₁-gewichtete Gradienten-Echo Aufnahmen von Patienten mit Aderhautmelanoma. Der Glaskörper zeigt hypointense Signalintensität im Vergleich zum subretinalen Raum. **(d,e)** Hochaufgelöste native T₁-gewichtete **(d)** und T₂-gewichtete **(e)** Bildgebung des Auges mit Zustand nach Cyberknife-Therapie eines Aderhaut-Melanoms. Die Membran zwischen hyperintensem Glaskörper und subretinalem Raum imponiert im T₂-gewichteten Bild deutlich hypointens **(e)**.

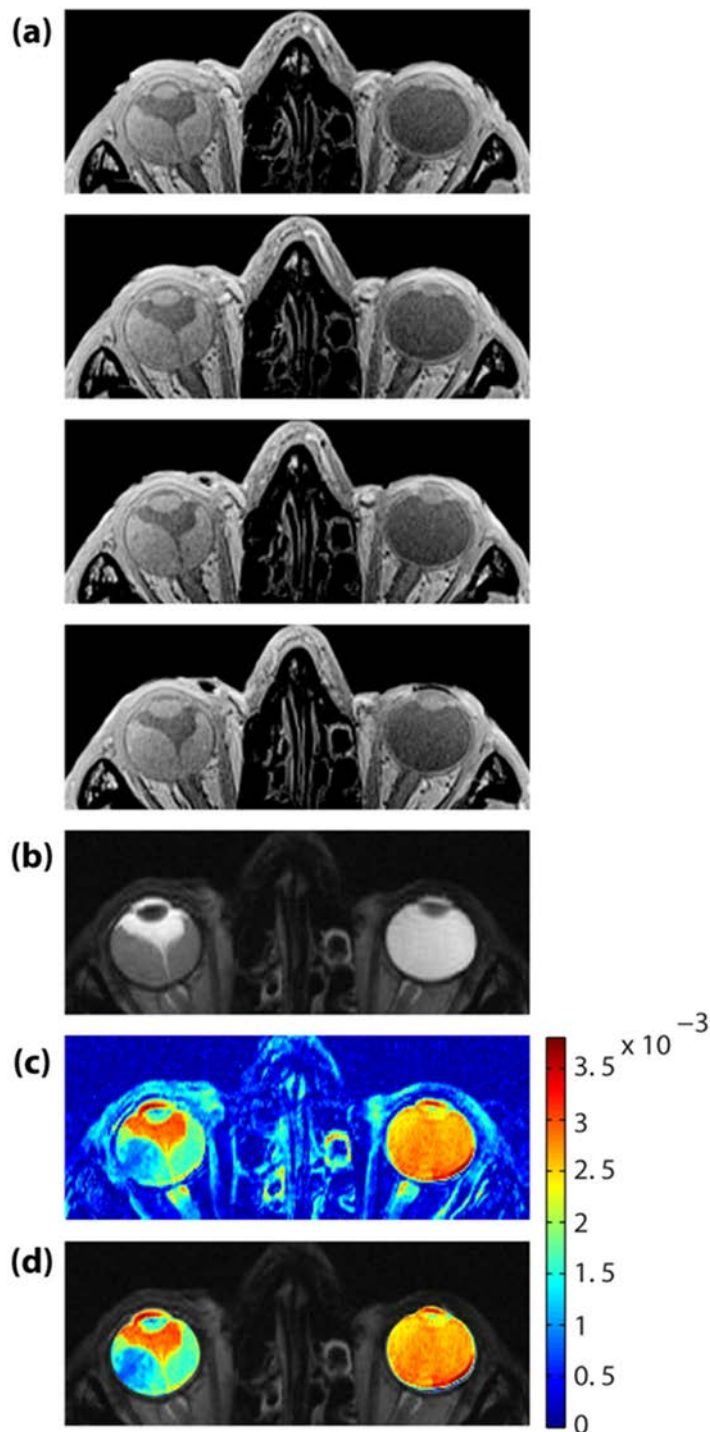


Abb. 6: Fallbeispiel für den Stellenwert der verzerrungsfreien diffusionsgewichteten Spin-Echo Bildgebung zur Beurteilung sub-retinaler Melanome. Die anatomischen, T_1 -gewichteten Bilder (**a**, 3.0 T) zeigen für das rechte Auge einen zum Glaskörper hyperintensiven Bereich, der dem subretinalen Raum zuzuordnen ist. Das T_2 -gewichtete Bild (**b**, 7.0 T) ist deckungsgleich zu (**a**); jedoch mit Kontrastumkehr. Mit beiden Techniken sind für den sub-retinalen Raum keinerlei

weiteren Strukturen zu erkennen. Substrukturen werden erst durch diffusionsgewichtete Bildgebung sichtbar. Der Bereich sub-retinaler Einblutungen ist durch einen ADC von $(1.67 \pm 0.10) \cdot 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ charakterisiert. Das Melanom zeichnet durch einen ADC von $(0.97 \pm 0.15) \cdot 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ aus. Der Glaskörper weist wie im Fall gesunder Probanden einen ADC von $(2.91 \pm 0.10) \cdot 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ auf.

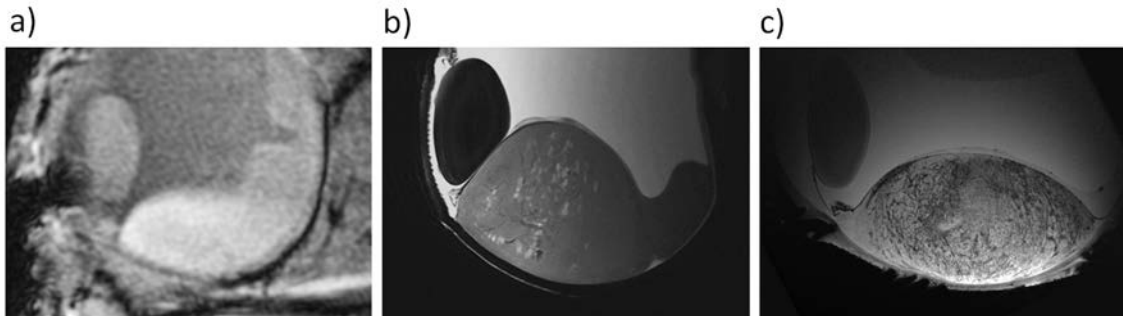


Abb. 7: Gegenüberstellung von *in vivo* MR Bildgebung und *ex vivo* MR Mikroskopie eines Auges mit choroidal Melanom. **a)** 7.0 T *in vivo* T₁-gewichtetes Bild (3D Gradienten-Echo Technik (FLASH), TE = 4 ms, TR = 2992 ms) mit einer Auflösung von $(120 \times 120) \mu\text{m}^2$ und einer Schichtdicke von 1 mm. **b)** 7.0 T *ex vivo* T₂-gewichtetes Bild (2D schnelle Spin-Echo Technik (RARE), TE = 48 ms, TR = 4900 ms) mit einer Auflösung von $(74 \times 74) \mu\text{m}^2$ und einer Schichtdicke von 0,7 mm. **c)** 9.4 T *ex vivo* T₂^{*}-gewichtetes Bild (2D Gradienten-Echo Technik (FLASH), TE = 10 ms, TR = 120 ms) mit einer Auflösung von $(32 \times 32) \mu\text{m}^2$ und einer Schichtdicke von 0.17 mm.