

Persönliche PDF-Datei für Hans-Martin Klein

Mit den besten Grüßen vom Georg Thieme Verlag

www.thieme.de

RöFo

Fortschritte auf dem Gebiet
der Röntgenstrahlen und
der bildgebenden Verfahren

Niederfeld- Magnetresonanztomografie

Fortschr Röntgenstr 2020; 192
DOI <http://dx.doi.org/10.1055/a-1123-7944>

Nur für den persönlichen Gebrauch bestimmt.
Keine kommerzielle Nutzung, keine Einstellung
in Repositorien.

Verlag und Copyright:
© 2020 by
Georg Thieme Verlag KG
Rüdigerstraße 14
70469 Stuttgart
ISSN 1438-9029

Nachdruck nur
mit Genehmigung
des Verlags

 **Thieme**

Niederfeld-Magnetresonanztomografie

Low-Field Magnetic Resonance Imaging

Autor

Hans-Martin Klein

Institut

MRI, Medical Center Siegerland Airport, Burbach, Germany

Key words

safety, technical aspects, physics, MR imaging

eingereicht 21.11.2019

akzeptiert 23.01.2020

Bibliografie

DOI <https://doi.org/10.1055/a-1123-7944>

Online-Publikation: 12.5.2020

Fortschr Röntgenstr

© Georg Thieme Verlag KG, Stuttgart · New York

ISSN 1438-9029

Korrespondenzadresse

Herr Prof. Hans-Martin Klein

MRT, Medizinisches Zentrum Am Siegerlandflughafen,

Flughafenstr. 2a, 57299 Burbach, Germany

Tel.: ++49/27 36/4 49 00 10

Fax: ++49/27 36/4 49 00 11

mklein@greenscan-imaging.de

ZUSAMMENFASSUNG

Hintergrund Seit mehr als zwei Dekaden liegt der Schwerpunkt der Entwicklung in der MRT-Tomografie im Bereich von Systemen mit Feldstärken von 1,5 T und mehr. MR-Tomografen mit Feldstärken unter 0,5 T, die eine Reihe von spezifischen Vorteilen bieten, sind aus dem klinischen Alltag nahezu verschwunden. Der Artikel soll eine Neubewertung der Bedeutung des Faktors „Feldstärke“ anregen.

Methode Die Literaturrecherche erfolgte in der Datenbank Medline (PubMed) im Suchzeitraum 1980–2019 mittels Freitext- und Schlagwortsuche (MeSH). Die Auswahl der Artikel erfolgte entsprechend der Relevanz und, sofern verfügbar, dem Evidenzgrad.

Ergebnisse und Schlussfolgerung Nachteile von MRT mit geringerer Feldstärke sind ein geringeres Signal-Rausch-Verhältnis (SNR) sowie eine reduzierte spektrale Differenzierung. Dafür bieten diese Systeme eine Vielzahl von Vorteilen, die derzeit nicht oder nicht genügend genutzt werden: Kürzere T1-Relaxationszeit, besserer T1-Kontrast, weniger Metallartefakte, weniger Suszeptibilitätsartefakte, geringere dielektrische Effekte, bessere Gewebetransmission, geringere HF-Energiebelastung, weniger Gefährdung durch Anziehung metallischer Objekte („missile effects“), geringerer Effekt auf biomedizinische Implantate wie Shuntventile etc., geringerer Energieverbrauch,

geringerer oder kein Heliumverbrauch. Wenn wir uns von der Vorstellung befreien, dass nur MRT mit mehr als 1,5 T Feldstärke klinisch geeignet sind, können wir eine Vielzahl medizinischer, ökonomischer und ökologischer Vorteile für unsere Patienten verfügbar machen. Die Entwicklung hochwertiger MRT mit geringerer Feldstärke ist möglich und notwendig.

Kernaussagen:

- Feldstärke ist einer von vielen Parametern, die die Bildqualität beeinflussen.
- Geringere Feldstärken erzeugen ein geringeres Signal-Rausch-Verhältnis (SNR).
- Moderne MR-Tomografen bieten Möglichkeiten, das Signal zu steigern und das Rauschen zu minimieren. Damit kann das diagnostisch erforderliche SNR bei geringerer Feldstärke erreicht werden.
- Niederfeld-MRT bieten wichtige Vorteile, die dem Patienten nicht vorenthalten werden dürfen.

Zitierweise

- Klein H-M. Low-Field Magnetic Resonance Imaging. Fortschr Röntgenstr 2020; DOI 10.1055/a-1123-7944

ABSTRACT

Background For more than two decades, the focus of technological progress in MRI was restricted to systems with a field strength of 1.5 T and higher. Low- and mid-field MRI systems, which offer some specific advantages, are vanishing from the market. This article is intended to initiate a re-evaluation of the factor ‘field strength’ in MR imaging.

Method Literature review was carried out using MEDLINE database (via Pubmed) over a time span from 1980 to 2019 using free-text and Medical Subject headings (MeSH). Article selection was based on relevance and evidence.

Results and Conclusion Low-field MR systems are meanwhile rare in clinical imaging. MRI systems with a lower field strength provide a reduced signal-noise ratio (SNR) and spectral differentiation. However, these systems offer a variety of advantages: Shorter T1 relaxation, better T1 contrast, fewer metal artifacts, reduced susceptibility and chemical shift artifacts, fewer dielectric effects, better tissue penetration, less RF-power deposition, fewer ‘missile effects’, reduced effect on biomedical implants such as shunt valves, less energy and helium consumption. If we free ourselves from the constraints of high-field strength, we are able to offer multiple medical, economic and ecologic advantages to our patients. The development of high-quality low-field MRI is possible and necessary.

Einleitung

Die MR-Tomografie basiert auf der Resonanzabsorption hochfrequenter elektromagnetischer Wellen von Protonen des Körpergewebes in einem starken, statischen Magnetfeld. Dieses Signal hat eine sehr geringe Amplitude. Es wird stärker, wenn die Stärke des umgebenden Magnetfelds erhöht wird.

In den frühen Jahren der MR-Tomografie standen zwei technische Konzepte zur Erzeugung eines statischen Magnetfelds zur Verfügung. Beide waren in der verfügbaren Feldstärke limitiert.

Zum einen waren dies C-förmige Permanentmagnete mit einem statischen Feld senkrecht zur Patientenlängsachse. Diese waren einfach herzustellen, hatten eine lange Lebensdauer, aber erhebliches Gewicht. Letzteres erschwerte die Handhabung bei höheren Feldstärken. Permanentmagneten können nicht ausgeschaltet oder demagnetisiert werden. Das Feld ist permanent vorhanden.

Zum anderen waren es Elektromagnete, bei denen der Patient in der Magnetspule positioniert wurde, wobei das Feld entlang der Längsachse des Patienten verlief. Diese Magnete waren leichter, allerdings hatten sie einen erheblichen Energieverbrauch.

Mitte der 1980er-Jahre wurden die ersten MRT-Geräte mit einer neuen Generation von „supraleitenden“ Magneten in den Kliniken eingeführt.

Bestimmte Materialien zeigen bei Temperaturen nahe dem absoluten Nullpunkt, gekühlt mit flüssigem Helium, einen Verlust des Ohm'schen Widerstandes – sie werden „supraleitfähig“. Supraleitende Magnete ermöglichten die Erzeugung statischer Felder mit einem Vielfachen der bis dahin möglichen Feldstärke.

Es kam zu einem Diskurs zwischen den Vertretern von Systemen niedriger und hoher Feldstärke. Peter Rinck hat diese Auseinandersetzung treffend als „Feldstärkekrieg“ bezeichnet [1]. Es gab zwar gute Argumente für niedrigere Feldstärken [2]. Dennoch wurden angesichts der besseren Bildqualität die supraleitenden Systeme zum neuen Standard [3]. Um das Jahr 2000 lag der Anteil von MRT-Systemen mit einer Feldstärke $< 1,5\text{ T}$ bei ca. 30 %, heute liegt er bei ca. 5 %. Der Marktanteil von 3-T-Systemen ist in dieser Zeit von 0 % auf ca. 30 % gestiegen,

In den folgenden Jahren wurde ein Vielzahl von technischen Verbesserungen entwickelt. Die supraleitenden Magnete wurden kompakter und offener. Im Jahr 2003 wurden Feldstärken von mehr als 2 T als für den Menschen ungefährlich eingestuft [4]. 2009 wurde die Grenze auf 4 T heraufgesetzt. Derzeit werden seitens der FDA Feldstärken bis zu 8,0 T bei Patienten älter als 1 Jahr als unkritisch angesehen.

Klinische MR-Tomografen ermöglichen Feldstärken bis zu 10,5 T [5, 6]. Präklinische Ultrahochfeld-MRT sind bis zu 21,0 T verfügbar.

Derzeit kann eine Feldstärke von 1,5 bis 3,0 T als klinischer Standard angesehen werden.

Die Qualität der HF-Sende- und -Empfangskomponenten wurde stetig verbessert. Die Gradientenamplituden wurden vervielfacht. Statt der in früheren Jahren üblichen linear polarisierenden oder Quadratur-Spulen wurden Array-Spulen mit einer hohen Elementzahl entwickelt, die zu einer erheblichen Verbesserung des Signal-Rausch-Verhältnisses führten [7].

Da das Augenmerk auf der Entwicklung von Hochfeldsystemen lag, wurden die meisten dieser Verbesserungen in Niederfeldsystemen bisher nicht oder nur teilweise angewandt.

Die Magnetresonanztomografie ähnelt einem Klavier: Seit 25 Jahren beschränken sich die Radiologen auf die obere Hälfte der Klaviatur. Vielleicht ist es an der Zeit, sich noch einmal der unteren Hälfte zuzuwenden.

Denn, um einen großen Radiologen zu zitieren: „Es macht Spaß, das ganze Klavier zu spielen!“ [8].

Physikalische Aspekte der Niederfeld-Bildgebung

Grundsätzlich ist es möglich, das Erdmagnetfeld zur MR-Bildgebung zu nutzen [9]. Die Steigerung der Feldstärke führt zu einer Vielzahl von physikalischen Effekten, die zum Teil vorteilhaft sind, zum Teil aber durchaus auch nachteilig wirken können. Vorteilhaft sind insbesondere die Steigerung des Signal-Rausch-Verhältnisses sowie die bessere spektrale Trennung. Nachteilig sind unter anderem eine höhere spezifische absorbierte HF-Dosis (SAR), Suszeptibilitätsartefakte und eine Verlängerung der T1-Zeit sowie ein reduzierter T1-Kontrast [2, 10].

Im Folgenden sollen feldstärkespezifische Unterschiede von Hoch- und Niederfeld-Systemen und deren Verwendung oder Kompensation behandelt werden.

Magnet

Permanentmagnete besitzen ein C-förmiges Eisenjoch mit zwei daran befestigten, senkrecht übereinander positionierten Magneten, die meist aus neodym-dotiertem Edelstahl bestehen. Das Magnetfeld B_0 verläuft bei ihnen senkrecht zur Patientenlängsachse.

Der Vorteil der Verwendung von Permanentmagneten liegt in der Zuverlässigkeit, dem minimalen Energieverbrauch und der langen Verwendbarkeit von bis zu 100 Jahren.

Ein Vorteil des senkrecht verlaufenden Feldes ergab sich aus der Spulentechnik. Bis Ende der 90er-Jahre wurden überwiegend Solenoid- oder Helmholtz-Spulen verwendet. Diese Spulen haben die größte Ausdehnung des Messfelds senkrecht zur Spulenebene. Da die Messspulen senkrecht zum Hauptmagnetfeld B_0 positioniert werden müssen, können solche Ringspulen bei den meisten Organregionen optimal um das zu untersuchende Körperteil positioniert werden.

Bei Elektromagneten in Tunnelform wird der Patient in der Spule positioniert. Das Magnetfeld B_0 verläuft in der Längsachse des Patienten. Mit der Entwicklung von supraleitenden Magneten wurden deutlich höhere Feldstärken möglich.

Während Solenoid-Spulen für Systeme mit senkrecht verlaufendem Feld gut geeignet waren, sind Tunnelssysteme ideal geeignet für die in den späten 90er-Jahren entwickelten Mehrkanal- und Arrayspulen [11].

Ein wichtiger Parameter für die Bildqualität ist die Homogenität des Magnetfelds. Die Vorgaben der Kernspinvereinbarung für die Durchführung von MRT-Untersuchungen bei Patienten der ge-

setzlichen Krankenversicherung erfordern eine Homogenität von < 5 ppm, gemessen peak to peak in einem 40-cm-Kugelphantom [12]. Grund für diese Vorgabe ist die Technik der Ortskodierung. Durch Verwendung von Gradientenfeldern wird die lokale Feldstärke so moduliert, dass jede Resonanzfrequenz eindeutig einem Ort zugeordnet ist. Bei inhomogenem statischem Feld wird die Genauigkeit der räumlichen Zuordnung beeinträchtigt.

Eine Technik, die entscheidend von guter Homogenität abhängt, ist die spektrale Fettunterdrückung. Bei einer Feldstärke von 0,35 T mit einer Resonanzfrequenz von 14,9 MHz beträgt der Unterschied der Resonanzfrequenz von fett- und wassergebundenen Protonen nur ca. 50 Hz.

Moderne offene Permanentmagnete können theoretisch die Qualitätsanforderungen der Kernspinvereinbarung erfüllen. Allerdings passt eine 40-cm-Kugel nicht in die klinisch verfügbaren Messspulen, sodass die formale Vorgabe nicht erfüllt werden kann, auch wenn die Homogenität im eigentlichen Messfeld ausreicht.

Die maximale Homogenität des Systems liegt in der Mitte des Magnetfelds. Da offene MRT eine flexiblere Position des Patienten ermöglichen, kann die periphere Inhomogenität des Felds zum Teil durch eine optimierte Lagerung kompensiert werden. Die Untersuchung der Schulter erfolgt in offenen Systemen im Zentrum des Felds, während sie im geschlossenen System am Spulenrand durchgeführt wird,

Die Anziehung von metallischen Objekten wächst proportional zum Quadrat der Feldstärke. So sind in einer Niederfeld-MRT operative Eingriffe und anästhesiologische Maßnahmen sicherer und einfacher durchzuführen.

Auch die Beeinflussung von biomedizinischen Implantaten wie etwa Shunt-Ventilen oder Schmerzpumpen ist in aller Regel deutlich geringer [13].

Signal und Rauschen

Das Signal-Rausch-Verhältnis (SNR) beschreibt, zusammen mit räumlicher und zeitlicher Auflösung, die wesentlichen Merkmale der Bildqualität. Das Signal steigt proportional zum Quadrat der Feldstärke. Ein 1,5-T-Gerät hat also theoretisch etwa die neunfache Signalstärke eines 0,5-T-Systems.

Das Rauschen steigt, bei gleichen übrigen Bedingungen, in erster Näherung linear mit der Feldstärke. Das Signal-Rausch-Verhältnis steigt somit gleichfalls in etwa proportional zur Feldstärke.

Allerdings führt eine Erhöhung der Feldstärke zu einer Reihe von Phänomenen, die eine unterproportionale Steigerung des SNR bewirken. Hochfeldsysteme arbeiten mit stärkeren Gradienten, die Empfänger-Bandbreite bw_e ist proportional zur Gradientenamplitude. Das SNR verhält sich proportional zu $1/\sqrt{bw_e}$, es sinkt bei steigender Bandbreite.

Ferner steigt die T1-Zeit mit der Feldstärke. Das SNR verhält sich proportional zu $[1 - \exp(-TR/T1)]$. Somit senkt eine T1-Verlängerung das SNR, solange $T1 \leq TR$ [14].

Eine Vielfalt von Parametern spielt für das Signal-Rausch-Verhältnis eine Rolle: Gradientenleistung, Empfängerbandbreite, Echo-Spacing, Voxelgröße (räumliche Auflösung, Matrix, Schichtdicke), Spulenform und -anordnung (Mehrkanalspulen), Sig-

nalverarbeitung (Reduktion der Rauschkomponente durch optimierte HF-Sender und -Empfänger, spulennahe A/D-Wandlung) und -Leitung (optische Medien), Signaloptimierung durch K-Raum-Segmentierung.

Auch Durchmesser und Leitfähigkeit der untersuchten Region sind von Bedeutung, da bei geringerer Resonanzfrequenz und damit größerer Wellenlänge die Schwächung der elektromagnetischen Energie geringer wird. Im Vergleich zu Hochfeldsystemen haben Niederfeldgeräte daher prinzipielle Vorteile bei der Untersuchung von Thorax und Abdomen [15].

Die Möglichkeiten zur Verbesserung des SNR, unabhängig von der Feldstärke, sind entsprechend vielfältig.

Relaxationszeiten

Bei geringerer Feldstärke wird die T1-Relaxation (Längs- oder Spin-Gitterrelaxation) beschleunigt. Die T1-Differenz zwischen verschiedenen Geweben, etwa grauer und weißer Hirnsubstanz, ist bei geringerer Feldstärke größer [16]. Fischer und Mitarbeiter fanden ein Optimum des T1-Kontrasts ($1/T1$) bei einer Frequenz von 10 MHz, entsprechend ca 0,23 T [17].

Der Effekt ist vergleichbar mit der Massenabsorption in der Röntgendiagnostik, mit sinkendem Massenabsorptionskoeffizient bei höherer Strahlenenergie. Die T1-Relaxationszeit von Flüssigkeiten scheint bei verschiedenen Feldstärken weniger zu variieren.

Larmorfrequenz

Das Verhältnis zwischen Resonanzfrequenz der Protonen, ausgedrückt in der Winkelgeschwindigkeit ω und der Feldstärke B_0 , wird in der Larmorgleichung beschrieben:

$$\omega = \gamma * B_0$$

Die gyromagnetische Konstante γ beträgt für Protonen 42,6 MHz/T. Die höhere Winkelgeschwindigkeit und die damit erhöhte Resonanzfrequenz haben sowohl positive als auch negative Einflüsse auf die Bildgebung.

Die höhere Winkelgeschwindigkeit der Protonen ist vorteilhaft für Messsequenzen, die mit Phaseneffekten arbeiten, wie z. B. der In-/opposed-Phase-Technik zur Fettunterdrückung. Die für die Phasendifferenz korrekte Echozeit TE ist bei höherer Feldstärke kürzer (4,6 ms bei 1,5 T, 2,3 ms bei 3 T).

Dieser Effekt ist andererseits nachteilig für Messungen, in denen eine exakte Phasenlage erforderlich ist, wie z. B. dynamische kontrastverstärkte Mamma-MRT, weil die Phasendifferenz zwischen gleichlaufender und entgegengesetzter Phase bei 3,0 T nur 1,15 ms beträgt [18].

Höhere Resonanzfrequenz erfordert einen höherfrequenten HF-Anregungspuls. Je höherfrequent und damit kurzweiliger der HF-Puls ist, desto größer ist die im Körper absorbierte HF-Energie. Ferner spielen konstruktive und destruktive Überlagerungen eine Rolle, die durch kürzere Wellenlänge begünstigt werden [19]. Dies führt zu einer inhomogenen Anregung der Protonen (auch als B_1 -Feld-Inhomogenität bezeichnet), mit resultierender Signalinhomogenität.

Darüber hinaus kommt es zu einer stärkeren Erhitzung des Gewebes; die maximal zulässige Hochfrequenzdosis (SAR) wird schneller erreicht, was zu einer Verringerung des praktisch verfügbaren SNR führt [15].

Die Resonanzfrequenz wird in geringem Maß von der molekularen Umgebung der Protonen beeinflusst. In Fettgewebe gebundene Protonen haben bei einer Feldstärke von 1,5 T eine um 220 Hz abweichende Resonanzfrequenz. Der Effekt kann genutzt werden, um durch einen frequenzselektiven Sättigungspuls oder eine frequenzselektive Anregung die Fettkomponente des Gewebes zu unterdrücken. Solche spektralen Fettsättigungstechniken sind robuster bei höheren Feldstärken, soweit eine entsprechende Feldhomogenität gegeben ist. Bei 0,35 T beträgt die spektrale Differenz zwischen fett- und wassergebundenen Protonen nur ca. 51 Hz. Vorteilhaft sind allerdings die geringeren Suszeptibilitätseffekte, die geringere Feldinhomogenitäten bewirken.

Ein als „chemische Verschiebung“ bezeichneter Effekt beschreibt die Entstehung von Linienartefakten, z. B. an Fett-Wasser-Grenzflächen. Auch dieser Effekt ist bei geringeren Feldstärken reduziert.

Ein wesentlicher Vorteil höherer Feldstärken und daraus resultierender Resonanzfrequenzunterschiede findet sich in der MR-Spektroskopie. Die bessere spektrale Trennung der Gewebemoleküle wird allerdings zum Teil kompensiert durch breitere Spektrallinien als Folge der verkürzten T2*-Zeit.

Kontrastmittel

Das Wirkungsprinzip von Gd-haltigen Kontrastmitteln ist die Verkürzung der T1-Zeit. Die Relaxivität, der Grad der T1-Verkürzung, ist feldstärkeabhängig. Während der Effekt zwischen 1,0 und 5,0 T relativ konstant ist, wird bei geringeren Feldstärken mit primär kürzerer T1-Zeit der Kontrastmitteleffekt deutlich kleiner. Entsprechend ist eine vermehrte Kontrastanreicherung im Hochfeld-MRT besser sichtbar als im Niederfeld-MRT [20].

Es gibt nur wenige Berichte über kontrastangehobene MR-Angiografien (CE-MRA) mit MRT-Systemen geringerer Feldstärke, da die meisten Systeme nicht in der Lage sind, Sequenzen mit ausreichend kurzer Echozeit zu messen. In eigenen Studien war die diagnostische Leistung vergleichbar [21].

Suszeptibilität

Der Begriff „Suszeptibilität“ beschreibt die Eigenschaft der Magnetisierbarkeit von Materialien oder Geweben, das heißt die Fähigkeit, in einem äußeren Magnetfeld ein eigenes Feld zu entwickeln. Das Eigenfeld von Körpergewebe überlagert sich dem externen Magnetfeld mit einer Stärke, die durch die jeweilige Suszeptibilität bestimmt wird.

Die meisten Körpergewebe sind diamagnetisch, was bedeutet, dass sie das lokale Magnetfeld leicht abschwächen. Paramagnetische Substanzen wie gadoliniumhaltige Kontrastmittel verstärken das lokale Magnetfeld und damit die lokale Feldinhomogenität.

Sowohl Abschwächung als auch Verstärkung des Feldes führen zu einem beschleunigten T1-Signalzerfall und erhöhter T1-Signalintensität (Kontrasteffekt). Superparamagnetische Stoffe wie

Hämosiderin oder Ferrit (Eisenoxid) erhöhen die lokale Feldstärke stärker als paramagnetische. Ferromagnetische Materialien wie Eisen oder Stahllegierung erzeugen eine sehr starke Feldverstärkung und erhebliche Bildartefakte [22].

Die Messung der Suszeptibilität kann genutzt werden, um kleine Blutungen oder Hämosiderindepots zu erkennen, zum Beispiel im Gehirngewebe oder bei Endometriose. Diese Suszeptibilitätseffekte sind bei geringerer Feldstärke deutlich reduziert.

Im Fall des Vorliegens metallischer Implantate, Gelenkendothesen, Aneurysmaclips etc., kann bei geringerer Feldstärke dagegen eine deutlich bessere Bildqualität erzielt werden [13]. Wichtig sind eine minimierte TE-Zeit, maximale Empfängerbandbreite, Orientierung des Frequenzkodiergradienten entlang der Metall-Längsachse und, bei T2-Wichtung, ein möglichst langer Echozug (Turbofaktor).

Dielektrische Effekte

Die Wellenlänge elektromagnetischer Strahlung ist definiert durch Frequenz, Lichtgeschwindigkeit und die Dielektrizitätskonstante des Gewebes. Bei 3,0 T liegt die Frequenz bei 128 MHz. Die resultierende Wellenlänge beträgt 2,4 m im Vakuum. In schwach leitfähigen (dielektrischen) Geweben wird die Wellenlänge reduziert, in Wasser liegt sie bei ca. 26 cm. Die Dielektrizität des Gewebes hat Einfluss auf Absorption und Reflexion von HF-Strahlung im Körper und damit die Homogenität der magnetischen Bedingungen.

Sie kann zur Fokussierung von HF-Energie führen, mit lokal sehr viel höherer Energiedeposition im Körperinneren. Ferner kann es zur Reflexion der hochfrequenten Anregungswellen an Strukturen mit höherer Leitfähigkeit kommen, etwa Brust- und Bauchwand, Zwerchfell oder biomedizinische Implantate (dielektrische intrakorporale Resonanz) [19]. Der mit steigender Feldstärke steigende dielektrische Widerstand ist der wichtigste Faktor für die Zunahme des Rauschens.

Hochfrequenzexposition und spezifische Absorptionsrate

Der wichtigste potenziell schädliche Faktor der MRT-Bildgebung ist die Hochfrequenzexposition. Diese wächst in etwa quadratisch mit der Feldstärke [15]. Dabei werden in der Literatur überwiegend thermische Effekte betrachtet [23]. Für DNA-Schäden und genotoxische Effekte gibt es Hinweise, jedoch keine endgültige Bewertung [24].

Die maximal zulässige, vom Körper absorbierte HF-Energie lag in den 1980er-Jahren bei 0,4 W/kg. Im Zuge der Entwicklung von supraleitenden Hochfeldmagneten wurde sie auf 4 W/kg begrenzt. Dieser Wert soll eine kritische Erwärmung des Körpergewebes verhindern.

In einer tierexperimentellen Studie wurden Schweine an einem 3,0-T-System während 30 bzw. 60 Minuten mit 2,5 bis 5,2 W/kg untersucht. Es traten erhebliche Gewebeschäden auf, wobei die im Gewebe gemessene Hitzeverteilung deutliche Schwankungen

aufwies, was auf dielektrische Effekte und insuffiziente lokale Thermoregulation beim Schwein zurückgeführt wurde [25].

Kompensation niederfeldspezifischer Probleme

Rauschen

Eine Reduktion des Rauschens führt zu einer linearen Verbesserung des SNR.

Dabei spielt die Raumtemperatur eine wichtige Rolle, da alle elektronischen Komponenten ein thermisches Rauschen aufweisen.

Die Spulenkonstruktion als Grundlage der Spulenempfindlichkeit ist von Bedeutung. Wichtig ist ferner die Temperatur der Empfängerkomponenten. Diese können gekühlt und somit kann der elektronische Rauschanteil verringert werden.

Entscheidend ist die Spulengeometrie. Je besser diese an Größe und Form des zu untersuchenden Körperteils angepasst ist, desto besser ist die „Füllung“ der Spule und damit das Verhältnis zwischen Signal und Rauschen.

Ein Meilenstein der Bildverbesserung war die Einführung von paralleler Bildgebung und Mehrelement- oder Array-Spulen.

Durch analog/digitale Konvertierung des gemessenen Signals möglichst nahe an oder sogar in der Spule können der Verlust des Signals sowie die Zunahme der Rauschkomponente erheblich verringert werden.

Eine häufig angewandte Technik zur Rauschreduktion ist die Durchführung mehrerer Messungen (Signal Averaging). Die Verdoppelung der Zahl der Messungen führt zu einer Verbesserung des SNR um den Faktor $\sqrt{2}$ bei Verdopplung der Messzeit (s. u.).

In der Bildverarbeitung finden Filter ihren Einsatz, die zwar rauschärmere Bildern erzeugen, allerdings nicht verlustfrei sind. Neuere Techniken wie durch „Deep Learning“ unterstützte Rekonstruktion führen zu einer Rauschreduktion ohne Informationsverlust [27].

Homogenität

Die Homogenität des Magnetfelds ist von großer Bedeutung für die Bildqualität. Inhomogenitäten führen zu ungenauer räumlicher Zuordnung, da der Ort der Signalentstehung über die lokale Resonanzfrequenz kodiert ist. Ferner sind Methoden der spektralen Fettsättigung von einem homogenen Magnetfeld abhängig.

Sollte die Homogenität nicht ausreichend gewährleistet sein, können alternativ bei Niederfeld-MRT auch wasserangeregte Sequenzen Verwendung finden [26].

Niederfeld-MRT mit Permanentmagneten erfordern einen besonders aufwendigen Korrekturprozess (Shimming). Vor Untersuchungen mit hohen Anforderungen an die Homogenität (z. B. Dixon-Sequenzen) kann eine erneute individuelle Korrektur erfolgen.

Messzeit

Bei sonst gleichen Bedingungen führt eine Verdoppelung der Feldstärke von 0,5 T auf 1,0 T theoretisch zu einer Vervierfachung

des Signals und einer Verdoppelung des SNR. Eine Verdoppelung der Messzeit verbessert entsprechend das SNR um den Faktor $\sqrt{2}$. Eine Halbierung der Feldstärke kann somit durch Vervierfachung der Messzeit kompensiert werden.

In praxi ist, abhängig von der verwendeten Sequenz, eine unterproportionale Zunahme des SNR mit der Feldstärke anzunehmen. Ursache dafür sind, wie ausgeführt, die Effekte der T1-Verlängerung, dielektrische Effekte und die notwendige Begrenzung der HF-Absorption (SAR) [15]. Bei einer Halbierung der Feldstärke kann insofern etwa ein SNR-Verlust um den Faktor $\sqrt{2}$ angenommen werden, was durch eine Verdoppelung der Messzeit kompensiert würde.

Angesichts der heute verfügbaren Möglichkeiten zur Verkürzung der Messzeit (Partial-, Half-Fourier, Phasenauflösung, parallele Bildgebung, compressed sensing etc.), zur Verbesserung des Signals durch neue Spulentechnik (Mehrkanal- oder Matrixspulen) und zur Reduktion des Rauschens durch Verbesserung der Signalverarbeitung (digitaler Signalweg, Filter- und Rekonstruktionsalgorithmen) ist der Faktor Feldstärke in seiner Bedeutung relativiert. Das diagnostisch notwendige SNR wird so bei geringerer Feldstärke erreichbar.

Klinische Anwendung

Die Qualitätsanforderungen an die klinische MR-Tomografie wurden durch den GKV-Spitzenverband in der sog. Kernspinvereinbarung als Anlage zum Bundesmantelvertrag festgelegt [12]. Während die in den 90er-Jahren verfügbaren Niederfeldsysteme diese technischen Vorgaben nicht erfüllen konnten, sind Niederfeldgeräte der letzten Generation dazu in der Lage.

Kopf

Abgesehen von MR-Spektroskopie und funktioneller MRT sind alle Bildtechniken auch an Niederfeldsystemen verfügbar (► **Abb. 1**). T1- und STIR-Sequenzen profitieren vom guten Kontrast-Rausch-Verhältnis sowie der kürzeren T1-Zeit bei geringerer Feldstärke.

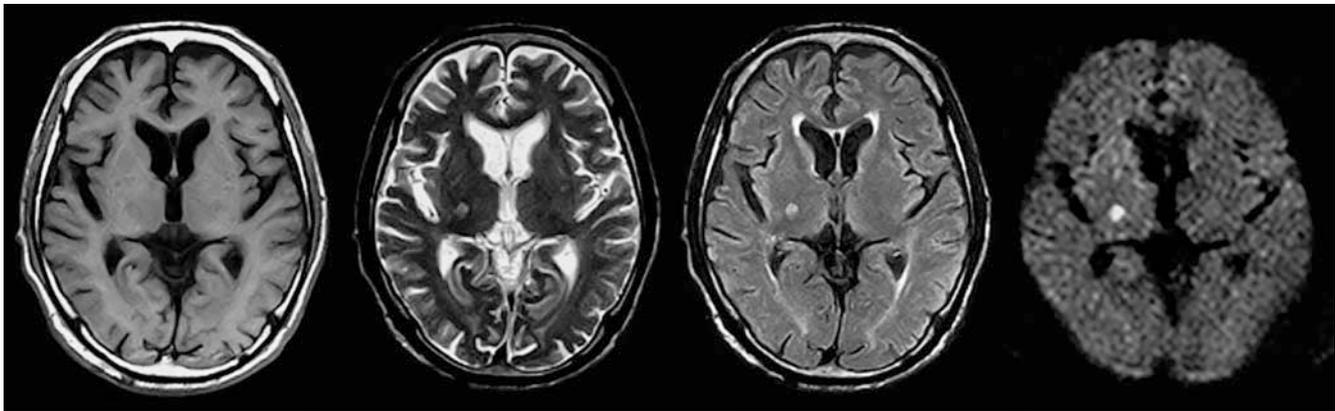
Die Qualität von T2- und FLAIR-Sequenzen ist vergleichbar mit Hochfeld-Systemen, bei längerer Scanzeit. Auch diffusionsgewichtete Sequenzen sind möglich.

Hals

Die Sequenzen der Niederfeld-Bildgebung von Halsweichteilen und Halswirbelsäule entsprechen im Wesentlichen denen der Hochfeld-MRT. Das für vertikale Feldorientierung optimierte Spulendesign ermöglicht die Lagerung in einem Solenoid-Spulenring, was gutes „Filling“ der Spule und optimale Orientierung des Messfelds ergibt.

Wirbelsäule

Die Bildgebung der Wirbelsäule profitiert erheblich von der neuen Technik der Multi-Element(Array)-Spulen. Für offene Niederfeld-MRT sind bisher nur Ringspulen mit mehreren Elementen verfügbar, die bei bestimmten Geometrien Vorteile haben, den Arrayspulen jedoch unterlegen sind. Durch Kombination von mehreren



► **Abb. 1** Niederfeld-MRT, 0,4 T (Aperto 0,4 T, Hitachi Medical Systems GmbH, Wiesbaden). Kleine, frische, ischämische Läsion im hinteren Kapselschenkel rechts. T2- und T1-gewichtetes Spin-Echo-, FLAIR- und diffusionsgewichtete EPI-Sequenz.

Spulenelementen bei einem 4-Kanal-System und Bildkombination sind Ganzwirbelsäulen-MRT möglich (► **Abb. 2**).

Lee und Mitarbeiter verglichen ein 0,25-T-MRT mit 1,5- und 3,0-T-Systemen bezüglich der Diagnostik degenerativer LWS-Veränderungen. Sie fanden sehr gute Übereinstimmung der Ergebnisse, wobei das Niederfeldsystem mehr Bewegungsartefakte aufwies, was auf die verlängerten Messzeiten zurückgeführt wurde [28].

Gelenke

Im Bereich der Gelenkdiagnostik hat die Niederfeld-Bildgebung bis heute die größte Verbreitung [29] (► **Abb. 3**). Während frühe Studien eher negative Ergebnisse zeigten, begründen jüngere Untersuchungen ein erneutes Interesse an Niederfeld-Applikationen [30, 31]. Raby und Mitarbeiter fanden gute Ergebnisse in der Diagnostik von Skaphoid-Frakturen [32]. Ahn und Mitarbeiter untersuchten Knorpelläsionen des Femoropatellargelenks an einem 0,2-T-MRT und fanden gute Ergebnisse für höhergradige Knorpelläsionen [33].

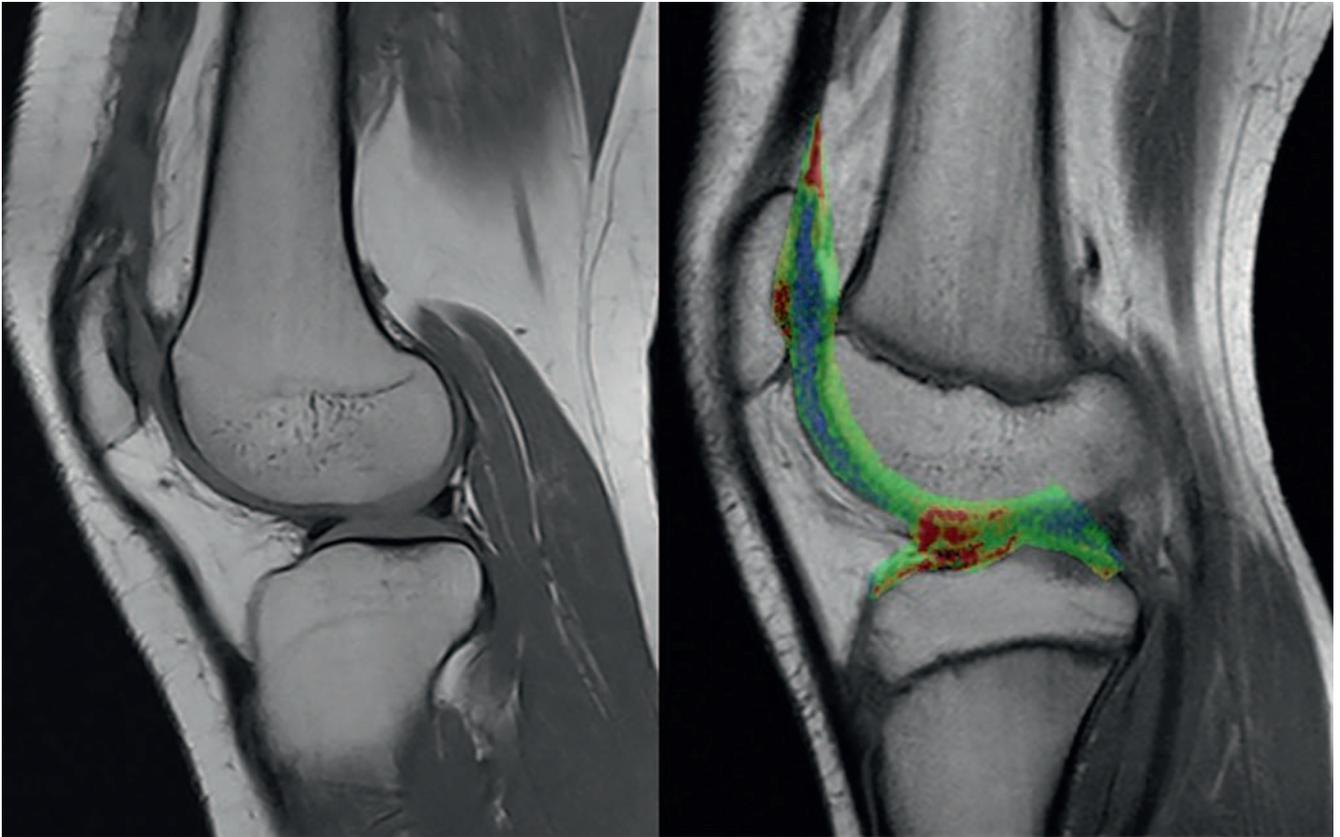
Eine Reihe von Arbeiten analysierte die diagnostische Leistung von MRT des Kniegelenks an Hoch- und Niederfeld-Geräten. Riel und Mitarbeiter fanden unbefriedigende Ergebnisse bei 0,2 T [34]. Cotten und Mitarbeiter fanden vergleichbare Resultate zwischen Geräten mit geringer und hoher Feldstärke [35]. Kreitner und Mitarbeiter führten eine prospektive, arthroskopisch kontrollierte Studie an einem 0,2-T-MRT durch. Sie betonten die längere Untersuchungszeit sowie die Abhängigkeit von der Erfahrung des Untersuchers [30].

Krampla und Mitarbeiter verglichen MRT-Systeme mit 1,0, 1,5 und 3,0 T in der Diagnostik von Kniebeschwerden. Sie fanden keine signifikanten Unterschiede. Die Zahl falsch negativer Befunde hing eher von der Erfahrung des Untersuchers als von der Feldstärke ab [36].

Magee untersuchte Hoch- versus Niederfeld-MRT der Schulter und fand Vorteile der höheren Feldstärke aufgrund besserer räumlicher Auflösung [37]. Loew und Mitarbeiter verglichen MR-Arthrogramme der Schulter an 0,2- und 1,5-T-MRT. Sie fanden vergleichbare Ergebnisse, wobei der bessere T1-Kontrast bei geringer Feldstärke positiv bewertet wurde [38].



► **Abb. 2** Darstellung der gesamten Wirbelsäule mit einem 4-Kanal-0,35-T-Niederfeld-System. T2-gewichtete Spin-Echo-Sequenzen. Die Bilder wurden digital zusammengesetzt (Magnetom CI, Siemens Healthineers/Erlangen).



► **Abb. 3** MRT des Kniegelenks. Links: T1-gewichtete Spin-Echo-Sequenz. Guter T1-Kontrast von hyalinem Knorpel, Menisken und Knochenmark. TE 15 ms, TR 500 ms, SD: 3 mm, Matrix: 512 × 640, interpoliert, 2 Messungen, Messzeit 3:50. Rechts: T2-Relaxometrie (Magnetom CI, 0,35 T, Siemens Healthineers/Erlangen).



► **Abb. 4** Thorax-MRT, 0,35 T (Magnetom CI, Siemens Healthineers, Erlangen). T2-gewichtete, atemgetriggerte TSE-Sequenz mit Bewegungskompensation (BLADE). Aufgrund der besseren HF-Transmission gute Darstellung des Lungengewebes. TE 114 ms, TR 2510 ms, SD 5 mm, Matrix 256, Messzeit 4:40 min.

Tung untersuchte die Darstellung von labro-ligamentären Läsionen an Nieder- und Hochfeld-MRT. Die Erkennung von Labrumdefekten gelang in Niederfeld-MRT mit einer Sensitivität/ Spezifität von 0,67/0,8. 75 % der arthroskopisch kontrolliert falsch negativen Läsionen waren SLAP-1-Defekte (aufgefaserter Labrum) [39].

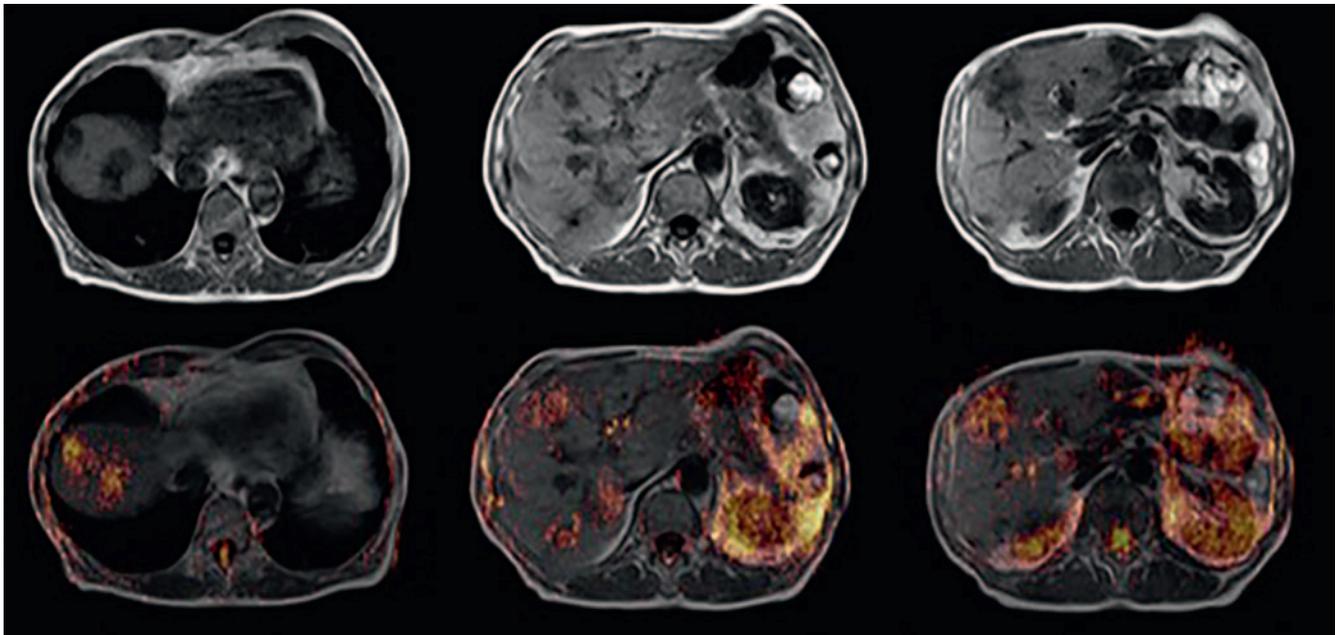
Thorax

Die Untersuchung der Thoraxorgane stellt für die MRT eine Herausforderung dar.

Eine aktuelle Studie beschreibt eine Vielzahl positiver Effekte der Bildgebung bei geringer Feldstärke an einem 0,55-T-Tunnel-system (modifiziertes Magnetom AERA, Siemens, Erlangen). Durch Verwendung einer atemgetriggerten T2-gewichteten TSE-Sequenz mit Bewegungskorrektur (BLADE) sind kontrastreiche Aufnahmen des Lungengewebes möglich [40]. Wir haben die beschriebene Technik bei 0,35 T eingesetzt (► **Abb. 4**).

Die MRT der Mamma an Niederfeld-MRT wurde bisher nur in wenigen Studien untersucht. Pääkko und Mitarbeiter verglichen in einer histologisch korrelierten Studie MR-Mammografien an einem Hochfeld- und einem Niederfeld-MRT bei Brustherden mit 8–20 mm Durchmesser. Sie fanden vergleichbare Ergebnisse [41].

Sittek und Mitarbeiter berichteten über präoperative Markierung von Brustherden an einem 0,2-T-System [42]. Alle mammo-



► **Abb. 5** Lebermetastasen. Obere Reihe: T1-gewichtete, atemgetriggerte RARE-Sequenz mit multiplen signalarmen Herden. TE 4,28 ms, TR 155 ms, SD 8 mm, Matrix 256, Messzeit: 3:22. Untere Reihe: Kombination mit einer diffusionsgewichteten HASTE-Sequenz (Magnetom CI, 0,35 T, Siemens Healthineers/Erlangen).

grafisch diagnostizierten Herde konnten lokalisiert und markiert werden.

Abdomen

Niederfeld-MRT haben aufgrund der geringeren Frequenz eine größere HF-Wellenlänge. Dadurch wird die gewebebedingte Schwächung deutlich reduziert. Entsprechend verbessert sich das SNR im Zentrum des Körpers im Vergleich zu Geräten höherer Feldstärke. Dieser Effekt ist für die Untersuchung von Abdomen und Becken im Niederfeld-Gerät vorteilhaft [40].

Durch Kombination einer RARE-Sequenz mit einer diffusionsgewichteten HASTE-Sequenz sind Vitalitätsuntersuchungen von Lebermetastasen möglich [43] (► **Abb. 5**).

Gefäße

Sowohl kontrastfreie, als auch kontrastverstärkte MR-Angiografie-techniken können an Niederfeld-Systemen eingesetzt werden.

Kontrastverstärkte MR-Angiografien zeichnen sich durch ein sehr gutes SNR aus. Moderne Niederfeld-Systeme bieten die dafür nötigen kurzen Echozeiten dank leistungsfähiger Gradientensysteme.

Obwohl der reduzierte Kontrastmitteleffekt potenziell negativ sein könnte, fanden wir eine vergleichbare Qualität für CE-MR-Angiografien mit MRT-Systemen hoher und niedriger Feldstärke [20] (► **Abb. 6**).

Funktionelle Bildgebung

Der Einfluss des Körpergewichts ist für die Untersuchung des muskuloskelettalen Systems von großer Bedeutung. Die Durchführung von MRT im Stehen oder Sitzen ist in speziellen Systemen

möglich. Die Untersuchung der Wirbelsäule in In- und Reklination wird in offenen Niederfeld-Geräten durch einfachere Lagerung begünstigt [44].

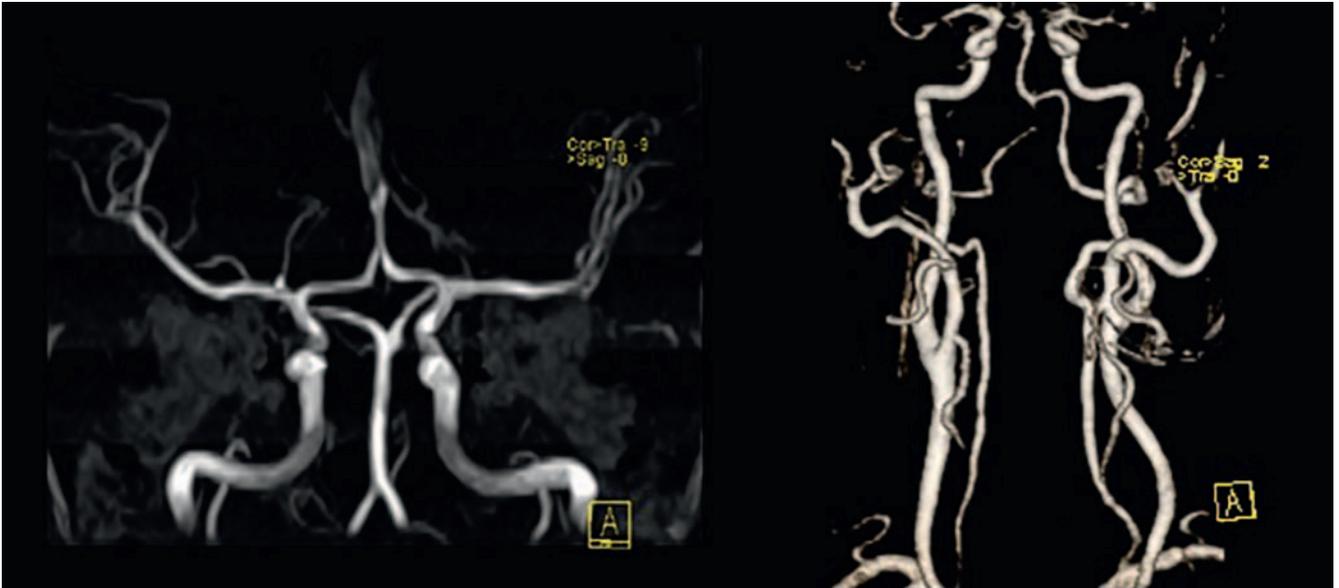
Kardiale MRT

Die ersten klinischen MRT-Untersuchungen des Herzens wurden von Herfkens und Higgins an einem supraleitenden 0,35-T-Magneten durchgeführt [45].

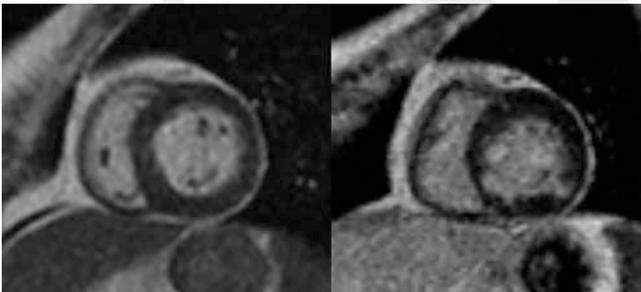
Die kardiale MRT ermöglicht die Darstellung der Anatomie, die quantitative Analyse der kardialen Funktion, der myokardialen Perfusion in Ruhe und unter Stressbedingungen sowie die Erfassung von postschämischen myokardialen Narben.

Obwohl kardiale MRT heute fast ausschließlich an Hochfeld-MRT durchgeführt werden, haben Niederfeld-Systeme durchaus Vorteile. Eine bessere Zugänglichkeit zum Patienten ist, besonders in Akutsituationen, hilfreich und verbessert die Sicherheit des Patienten. Bewegungseingeschränkte oder übergewichtige Patienten profitieren gleichfalls von einer offenen Magnetgeometrie [46]. Die Erhitzung von implantierten Materialien, z. B. Koronarstents, durch HF-Wirbelströme ist in aller Regel deutlich geringer.

Wir haben kardiale MRT an einem 0,35-T-System durchgeführt (Magnetom CI, Siemens Healthineers, Erlangen) [47]. Das Gradientensystem hat eine Stärke von 24 mT/m bei einer Slew Rate von 55 T/m/s. Ein 3-Kanal-EKG wurde zur Triggerung verwendet. Wir verwendeten eine modifizierte Cine-True-Fisp-Sequenz für die Darstellung der kardialen Anatomie. Die kardiale Perfusion wurde mit einer dynamischen, SR-präparierten FLASH-Sequenz dargestellt. Für die Darstellung der myokardialen Narbe (Delayed Enhancement, DE) stand eine IR-präparierte T1-gewichtete Turbo-Gradientenecho-Sequenz zur Verfügung.



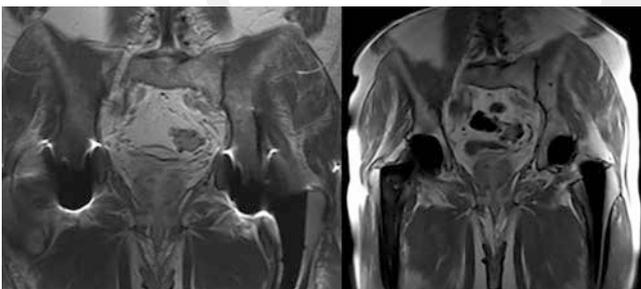
► **Abb. 6** MR-Angiografie der intra- und extrakraniellen Hirngefäße (Magnetom CI, 0,35 T, Siemens Healthineers/Erlangen). Links: TOF-MRA der intrakraniellen Gefäße, MIP. Rechts: CE-MRA der extrakraniellen Hirngefäße, VRT-Rekonstruktion. TE 2,21 ms, TR 6,52 ms, SD 1,3 mm, Matrix 256, Messzeit: 20 s.



► **Abb. 7** Kardiale MRT, 0,35 T. Links: Kurzachse. Cine true FISP. Rechts: DE-Sequenz: IR-präparierte FLASH 2 D. TE 5,5 ms, Flipwinkel 35 Grad, TI 220 ms, FOV 360 × 300, max. Trigger-Verzögerung, 8 mm SD, Matrix 192 × 131, 1 Acquisition. Kontrastreiche Darstellung der myokardialen Narbe (Magnetom CI, 0,35 T, Siemens Healthineers/Erlangen).



► **Abb. 9** Narkoseuntersuchung im offenen Niederfeld-MRT. Geringere Anziehung metallischer Objekte. Guter Zugang zum Patienten.

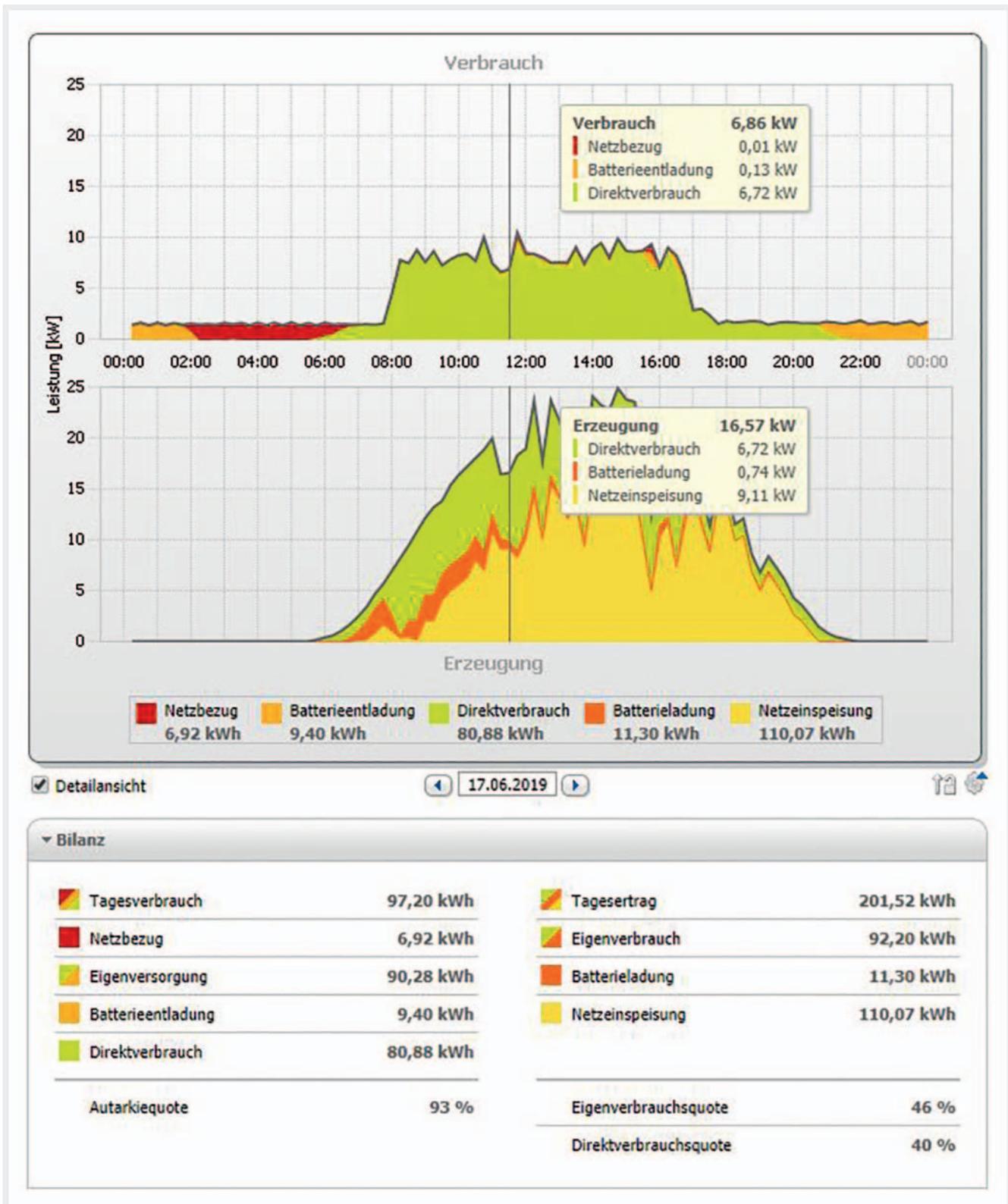


► **Abb. 8** Geringere Metallartefakte im Niederfeld-MRT. Beide Untersuchungen wurden mit systemspezifisch optimierten Parametern durchgeführt. Frequenzkodiergradient in Richtung der Prothesenlängsachse. Links: Patient mit Hüftendoprothese. 1,5 T (Magnetom Symphony, Siemens Healthineers, Erlangen). Rechts: Derselbe Patient. 0,35 T (Magnetom CI, Siemens Healthineers, Erlangen) TE 8,9 ms, TR 515 ms, TF 7, SD 5 mm, Matrix 192 × 256 (384 × 512i), bw 260 Hz/Pixel.

Die Bildqualität, insbesondere der myokardialen Narbe, war vergleichbar mit Hochfeld-Geräten (► **Abb. 7**).

Metall

Metallartefakte stellen ein erhebliches Problem in der klinischen MR-Diagnostik dar. Eisenhaltiges Material, z. B. infolge von Arbeitsunfällen oder Kriegsverletzungen, kann bei hohen Feldstärken mechanischen Kräften ausgesetzt sein, die zu inneren Verletzungen führen können. Gleiches gilt beispielsweise für Aneurysma-Clips, sofern diese aus ferromagnetischen Materialien hergestellt sind, was nur bei sehr alten Modellen vorkommen kann. Diese Effekte treten bei Feldstärken unter 0,5 T nahezu nicht auf.



► **Abb. 10** Energiebilanz einer Kombination aus 0,35-T-MRT-System mit Permanentmagnet (Magnetom CI, Siemens, Erlangen) und einer PV-Anlage (ENATEK, Hadamar). Ein sonniger Tag mit einzelnen Wolken (gezackte Kontur des Energieprofils). Grün: Direktverbrauch. Gelb: Netzeinspeisung (110,1 kWh). Helles Rot: Ladung der 10-kWh-Li-Ionen-Batterie, Orange: Batterieentladung, Dunkles Rot: Netzbezug (6,92 kWh). 93 % Energieautarkie. 46 % Eigenverbrauch.

Metallische Implantate wie Gelenkendoprothesen und Osteosynthesematerial führen zu erheblichen lokalen Suszeptibilitätsartefakten. Bei Niederfeld-MRT treten diese Artefakte in deutlich geringerem Maße auf (► **Abb. 8**). Von Bedeutung ist die Optimierung der Sequenzparameter mit Wahl der Frequenzkodierrichtung in Längsachse des Implantats, maximaler Bandbreite und Selektion eines minimalen TE.

Interventionelle MRT

Das offene Design von Niederfeld-MRT-Systemen mit Permanentmagneten erleichtert den Einsatz zur MRT-gesteuerten Intervention. Sowohl Schmerztherapie als auch biotische Eingriffe profitieren von der guten Zugänglichkeit. Petersilge schlug den Einsatz der offenen MRT als Führungsmittel für die MR-Arthrografie vor [48]. Tunnelsysteme mit geringer Feldstärke bieten Vorteile beim Einsatz in operativen Bereichen, wie zum Beispiel Hybrid-OPs (► **Abb. 9**) [40].

Derzeit wird die Kombination von Niederfeld-MRT mit Linearbeschleunigern untersucht [49].

Energieoptimierte MRT

MRT-Systeme mit geringer Feldstärke, insbesondere Permanentmagneten, weisen einen geringen Energieverbrauch auf. Im Stand-by-Betrieb liegt die Leistungsaufnahme unter 2 kW, im Scanbetrieb bei ca. 9 kW. Durch Kombination mit einer Photovoltaikanlage mit einer Leistung von 29,8 kW_p konnten wir eine MR-Installation mit positiver Energiebilanz realisieren (► **Abb. 10**). In einer Hochrechnung auf das gesamte Jahr ist ein Energieüberschuss von ca. 50 % zu erwarten. Bei Nutzung von chemischen Speicherkonzepten (Power to Gas) ist somit ein komplett energieautarker Betrieb möglich [50].

Schlussfolgerung

MRT-Systeme mit einer Feldstärke von etwa 0,5 T und darunter bieten eine Reihe von wichtigen Vorteilen für die klinische Bildgebung:

Die Bildqualität profitiert von kürzerer T1-Zeit und besserem T1-Kontrast. Geringere Suszeptibilitätsunterschiede und Fett-Wasser-Verschiebung reduzieren Artefakte und ermöglichen Bildgebung auch bei Metallimplantaten. Geringere dielektrische Effekte verbessern HF-Penetration, Rauschen und Feldhomogenität.

Die Sicherheit des Patienten wird verbessert durch eine quadratische Senkung der Hochfrequenzexposition (SAR), geringere Anziehung von metallischen Objekten („missile effects“), geringere Störung von bioelektrischen und biomechanischen Implantaten und besseren Zugang zum Patienten.

Ein offenes Design verbessert den Patientenkomfort.

Permanentmagnete haben eine lange Lebensdauer, brauchen kein Helium und sehr wenig Energie.

Ein differenzierter Einsatz von unterschiedlichen Feldstärken liegt nahe:

- Klinischer Standard sind Systeme mit 1,0 bis 1,5 T Feldstärke.
- Für hochauflösende Untersuchungen, insbesondere oberflächennaher Strukturen, funktionelle Bildgebung (fMRI, BOLD) und Spektroskopie sind Hochfeldsysteme ($\geq 3,0$ T) sinnvoll.

- Für die Untersuchung von Thorax, Abdomen und Becken sowie bei Metallimplantaten und in Funktionsbereichen (Hybrid-OP, Strahlentherapie) bieten Geräte mit geringerer Feldstärke Vorteile.

Interessenkonflikt

Die Autorinnen/Autoren geben an, dass kein Interessenkonflikt besteht.

Literatur

- [1] Rinck P. Magnetic resonance in medicine. Oxford: Blackwell scientific publications; 1993. ISBN: 0-632-03789-4
- [2] Kaufman L, Arakawa M, Hale J et al. Accessible magnetic resonance imaging. *Magn Reson Q* 1989; 5: 283–297
- [3] Parizel PM, Dijkstra HA, Geenen GP et al. Low field vs. High field MR imaging of the knee: A comparison of signal behavior and diagnostic performance. *Eur J Radiol* 1995; 19: 132–138
- [4] <https://www.fda.gov/regulatory-information/search-fda-guidance-documents/criteria-significant-risk-investigations-magnetic-resonance-diagnostic-devices-guidance-industry-and>
- [5] Aghaeifar A, Zhou J, Heule R et al. A 32-channel multi-coil setup optimized for human brain shimming at 9.4T. *Magn Res Med* 2018; 80: 1714–1725
- [6] Ertürk MA, Wu X, Eryaman Y et al. Towards body imaging at 10.5 T. *Magn Reson Med* 2017; 77: 434–443
- [7] Edelstein WA, Hayes CE, Souza SP et al. The NMR phased array. *Magn Res Med* 1990; 16: 192–225
- [8] Günther RW. Mündliche Mitteilung.
- [9] Blümich B. Virtual special issue: Magnetic resonance at low fields. *J Magn Reson* 2016; 274: 145–147
- [10] Ladd ME, Bachert P, Meyerspeer M et al. Pros and cons of ultra-high-field MRI/MRS for human application. *Prog Nucl Magn Reson Spectrosc* 2018; 109: 1–50
- [11] Guerin B, Villena JF, Polimeridis AG et al. The ultimate signal-to-noise ratio in realistic body models. *Magn Reson Med* 2017; 78: 19569–1980
- [12] https://www.gkv-spitzenverband.de/media/dokumente/krankenversicherung_1/aerztliche_versorgung/qualitaetssicherung/qualitaetssicherung_1/qs_sonstige_vereinbarungen/OS_Kernspintomografie_1-2015.pdf
- [13] Schenck JF. Safety of strong, static magnetic fields. *J Magn Reson Imaging* 2000; 12: 2–19
- [14] Wehrli F. Principles of Magnetic Resonance. In: Stark B *Magnetic Resonance Imaging*. 14 Mosby; 1992
- [15] Kuhl CK et al. Whole Body High-Field Strength (3.0-T) MR imaging in Clinical practice. *Radiology* 2008; 246: 675–696
- [16] Maubon AJ, Feru JM, Berger V et al. Effect of Field Strength on MR Images: Comparison of the Same Subject at 0.5, 1.0, and 1.5 T. *Radiographics* 1999; 19: 4
- [17] Fischer HW, Rinck PA, van Haverbecke Y et al. Nuclear relaxation of human brain gray and white matter: analysis of field dependence and implications for MRI. *Magn Res Med* 1990; 16: 317–334
- [18] Kuhl CK, Kooijman H, Gieseke J et al. Effect of B1 inhomogeneity on breast MR imaging at 3.0 T. *Radiology* 2007; 244: 929–930
- [19] Collins CM, Liu W, Schreiber W et al. Central brightening due to constructive interference with, without, and despite dielectric resonance. *J Magn Reson Imaging* 2005; 21: 192–196
- [20] Rinck PA, Muller RN. Field strength and dose dependence of contrast enhancement by gadolinium-based MR contrast agents. *Eur Radiol* 1999; 9: 998–1004

- [21] Klein HM, Buchal R, Achenbach U et al. Contrast-Enhanced MRA of Carotid and Vertebral Arteries: Open 0.35 vs. 1.5 T MRI. *Clin Neuroradiol* 2008; 18: 107–113
- [22] von Grebmeier J et al. In-vitro-und Patientenuntersuchung mittels MRT: Bedeutung metallischer Implantate. *Fortschr Röntgenstr* 1991; 154: 484–487
- [23] Shellock FG. Radiofrequency energy induced heating during the MR procedures: a review. *J Magn Reson Imaging* 2000; 12: 30–36
- [24] Duan W, Liu C, Zhang L et al. Comparison of the genotoxic effects induced by 50 Hz extremely low-frequency electromagnetic fields and 1800 MHz radiofrequency electromagnetic fields in GC-2 cells. *Radiat Res* 2015; 183: 305–314
- [25] Nadobny J, Klopffleisch R, Brinker G et al. Experimental investigation and histopathological identification of acute thermal damage in skeletal porcine muscle in relation to whole-Body SAR, maximum temperature, and CEM43_C due to RF irradiation in an MR Body coil of birdcage type at 123 MHz. *Int J Hyperthermia* 2015; 31: 409–420
- [26] Hauger O, Dumont E, Chateil J et al. Water excitation as an alternative to fat saturation in MR imaging: Preliminary results in musculoskeletal imaging. *Radiology* 2002; 224: 657–663
- [27] Hammernik K, Klatzer T, Kobler E et al. Learning a Variational Network for Reconstruction of Accelerated MRI Data. *Magn Reson Med* 2018; 79: 3055–3071
- [28] Lee RK, Griffith JF, Lau YY et al. Diagnostic Capability of low- versus high-field MRI for Lumbar Degenerative Disease. *Spine* 2015; 40(6): 382–391
- [29] Tavernier T, Cotten A. High- versus low-field MR imaging. *Radiol Clin Am* 2005; 43: 673–681
- [30] Kreitner KF, Hansen M, Schadmand-Fischer S et al. Low-field MRI of the knee joint: results of a prospective, arthroscopically controlled study. *RöFo* 1999; 170: 35–40
- [31] Kreitner KF, Loew R, Runkel M et al. Low field MR arthrography of the shoulder joint: technique, indications, and clinical results. *Eur Radiol* 2003; 13: 320
- [32] Raby N. Magnetic resonance imaging of suspected scaphoid fractures using a low field dedicated extremity MR system. *Clin Radiol* 2001; 56: 316–320
- [33] Ahn JM, Kwak SM, Kang HS et al. Evaluation of patellar cartilage in cadavers with a low field strength extremity-only magnet: Comparison of MR imaging sequences, with macroscopic findings as the standard. *Radiology* 1998; 208: 57–62
- [34] Riel KA, Reinisch M, Kersting-Sommerhoff B et al. 0.2-Tesla magnetic resonance of internal lesions of knee joint: a prospective arthroscopically controlled clinical study. *Knee Surgs Sports Traumatol Arthroscop* 1997; 7: 37–41
- [35] Cotten A, Delfaut E, Demondion X et al. MR imaging of the knee at 0.2 and 1.5 T: Correlation with surgery. *Am J Roentgenol* 2000; 174: 1093–1097
- [36] Krampfl W, Roesel M, Svoboda K et al. MRI of the knee: how do field strength and radiologist's experience influence diagnostic accuracy and interobserver correlation in assessing chondral and meniscal lesions and the integrity of the anterior cruciate ligament? *Eur Radiol* 2009; 19: 1519–1528
- [37] Magee T, Shapiro M, Williams D. Comparison of high-field-strength versus low-field-strength MRI of the shoulder. *Am J Roentgenol* 2003; 181: 1211–1215
- [38] Loew R, Kreitner KF, Runkel M et al. MR arthrography of the shoulder: comparison of low field (0.2T) vs. High field (1.5T) imaging. *Eur Radiol* 2000; 10: 989–996
- [39] Tung GA, Entzian D, Green A et al. High-field and low-field MR imaging of superior glenoid labral tears and associated tendon injuries. *Am J Roentgenol* 2000; 174: 1107–1114
- [40] Campbell-Washburn AE et al. Opportunities in interventional and diagnostic imaging by using high performance low field strength MRI. *Radiology* 2019; 293: 384–393
- [41] Pääkkö E, Reinikainen H, Lindholm EL et al. Low-field versus high-field MRI in diagnosing breast disorders. *Eur Radiol* 2005; 15: 1361–1368
- [42] Sittek H, Perlet C, Herrmann K et al. MR mammography. Preoperative marking of non-palpable breast lesions with the Magnetom open at 0.2 T. *Radiologe* 1997; 37: 685–689
- [43] Domalski S, Klein M. MR-Diffusion imaging in liver and other Body areas using HASTE and RARE technique. German patent application. 2006. DE 2006E21415
- [44] Harvey SB, Smith FW, Hukins DW. Measurement of lumbar spine flexion-extension using a low-field open-magnet magnetic resonance scanner. *Invest Radiol* 1998; 33: 439–443
- [45] Herfkens RJ, Higgins CB, Hricak H et al. Nuclear magnetic resonance imaging of the cardiovascular system: normal and pathologic findings. *Radiology* 1983; 147: 749–759
- [46] Rothschild PA, Domesek JM, Eastham ME et al. MR imaging of excessively obese patients: the use of an open permanent magnet. *Magn Reson Imaging* 1992; 9: 151–154
- [47] Klein HM, Meyners W, Neeb R et al. Initial Clinical results with Cardiac MRI using an open low-field system. *J Comp Ass Tomogr* 2007; 31: 430–434
- [48] Petersilge CA, Lewin JS, Duerk JL et al. MR Arthrography of the shoulder: Rethinking traditional imaging procedures to meet the technical requirements of MR image guidance. *Am J Roentgenol* 1997; 169: 1453–1457
- [49] Klüter S. Technical design and concept of a 0.35 T MR-Linac. *Clinical and Translational Radiation Oncology* 2019; 18: 98–101
- [50] Klein HM. *Clinical Low field strength Magnetic resonance imaging*; Springer; 2016. ISBN: 9783319165165 (online)