

Aus dem Charité Centrum 6 für Diagnostische
und Interventionelle Radiologie und Nuklearmedizin
Direktor: Professor Dr. med. Bernd Hamm

Habilitationsschrift

**Minimal-invasive Interventionen in der offenen 1.0 Tesla
Magnetresonanztomographie**

zur Erlangung der Venia legendi
für das Fach

Radiologie

vorgelegt dem Fakultätsrat der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Dr. med. Florian Streitparth

geboren am 21. Juni 1976 in Stadtoldendorf

Eingereicht:	März 2011
Dekanin:	Prof. Dr. med. Annette Grüters-Kieslich
1. Gutachter	Prof. Dr. med. Gerald Antoch / Düsseldorf
2. Gutachter	Prof. Dr. med. Matthias Gutberlet / Leipzig

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis.....	3
1 Einleitung und Zielstellung	4
1.1 MRT-Bildgebung zur Interventionssteuerung.....	5
1.1.a Vorteile und Problematik der MR-Steuerung.....	5
1.1.b MRT-Gerätekonzeppte	7
1.1.c Schnelle MR-Bildgebung	10
1.1.d Navigation, Tracking, Artefakte	10
1.1.e MR Thermometrie	12
1.2 Bild-gesteuerte Interventionen	14
1.2.a Spinale Schmerztherapie	14
1.2.b Diskographie.....	15
1.2.c Lasertherapie bei Osteoid Osteom.....	16
1.2.d Laser-induzierte Thermotherapie der Leber	17
1.3 Zielstellungen.....	19
2 Eigene Arbeiten	20
2.1 Navigation mit MR-kompatibler PC-Maus.....	20
2.2 MRT-gesteuerte spinale Schmerztherapie	25
2.3 MRT-gesteuerte Aspiration spinaler Zysten	35
2.4 MRT-gesteuerte Diskographie.....	43
2.5 MR Thermometrie im offenen Hochfeld-MRT.....	51
2.6 MRT-gesteuerte Lasertherapie bei Osteoid Osteom	62
2.7 MRT-gesteuerte LITT der Leber	69
3 Diskussion und Ausblick.....	78
4 Zusammenfassung.....	88
5 Liste der in dieser Schrift zusammengefassten Publikationen.....	91
6 Literaturverzeichnis.....	92
Danksagung.....	104
Erklärung.....	106

Abkürzungsverzeichnis

3D	Drei-dimensional
B0	Statisches Hauptmagnetfeld
bSSFP	Balanced Steady State Free Precession
CNR	Kontrast-zu-Rausch-Verhältniss
CT	Computertomographie
FA	Flipwinkel
FLASH2D	2-dimensionale Fast Low-Angle Shot
FFE	Fast Field Echo
TrueFISP	True Fast Imaging with Steady State Precession
FOV	Field of view
G	Gauge
GRE	Gradienten Echo
iMRT	interventionelle MRT
KM	Kontrastmittel
LITT	Laser induzierte Thermotheapie
MRT	Magnetresonanztomographie
oMRT	Offene Magnetresonanztomographie
PD	Protonendichte
SE	Spin Echo
SNR	Signal-zu-Rausch-Verhältnis
SPIR	Spectral Presaturation with Inversion Recovery
STIR	Short Tau Inversion Recovery
T	Tesla
T1	Longitudinale Relaxationszeit
T2	Transversale Relaxationszeit
TA	Akquisitionszeit
TE	Echozeit
TR	Repetitionszeit
TSE	Turbo spin echo
US	Ultraschall

1 Einleitung und Zielstellung

Am Anfang der interventionellen Radiologie stand die Visualisierung von Blutgefäßen mittels Angiographie; es folgten fluoroskopisch gesteuerte Biopsien und die Ballonangioplastie. Computertomographie (CT) und Ultraschall (US) gesteuerte Interventionen wurden in den 1970er und schließlich Magnetresonanztomographie (MRT) gesteuerte Interventionen in den 1980er Jahren jeweils unmittelbar nach dem Zeitpunkt der klinischen Verfügbarkeit der Geräte eingeführt. Der raschen Entwicklung von interventionellen Techniken wurde durch die Integration der Bildgebung mit leistungsstarken Computern, neuen Instrumenten und OP-ähnlichen Interventionsbedingungen Vorschub geleistet. Diese Techniken und Instrumente ermöglichen schnellere, präzisere und komplexere Interventionen und haben so das Repertoire des Interventionsradiologen stetig erweitert. Die MRT hat das große Potential, die bisherigen Möglichkeiten der Interventionsradiologie und der minimal-invasiven Therapie weiter voranzubringen.

Die Verwendung der MRT als Navigationsmodalität war anfangs keinesfalls selbstverständlich. Die Hardware war zu sperrig für interventionelle Zwecke und der Zugang zum Patienten stark eingeschränkt. Weiterhin war die Bildrate für die meisten interventionellen Prozeduren insuffizient. Starke Bildartefakte behinderten zudem die effiziente Nutzung interventioneller Instrumente im MRT. Die in den frühen 1990er Jahren eingeführten offenen MRT-Systeme im Niedrigfeldbereich (0.2-0.5 Tesla) ermöglichten einen guten Patientenzugang und somit deren interventionelle Verwendung. Es bestanden jedoch weiterhin technische Schwierigkeiten bei der Überführung in die klinische Routine. Diese beinhalten Limitationen in der Echtzeitbildgebung, der hochauflösenden Darstellung des Instrumentariums oder der Temperaturbestimmung, die der niedrigen Feldstärke anhaften.

In den letzten Jahren hat eine enorme Weiterentwicklung der offenen MRT stattgefunden: Erhöhte Feldstärke, verbesserte Hardware und Rechnerleistung, schnellere Software, spezielle Benutzeroberflächen und innovative schnelle Sequenzen haben die Bildgebung deutlich beschleunigt und die Bildqualität auf ein neues Niveau gebracht. So ist die Einführung des offen konfigurierten Hochfeld-MRT-Systems bei 1.0 Tesla eine wichtige Innovation der letzten Jahre. Dieses MRT-System unterstützt alle Optionen der modernen MRT-Bildgebung, erlaubt einen direkten Zugang zum Patienten und ermöglicht somit die Verwendung des MRT als Bildgebungsmodalität zur Interventionssteuerung.

1.1 MRT-Bildgebung zur Interventionssteuerung

1.1.a Vorteile und Problematik der MR-Steuerung

Es bestehen viele Eigenschaften, die die MRT für die Navigation und Kontrolle interventioneller Eingriffe prädestinieren: Da es nicht zur Exposition von ionisierenden Strahlen kommt, ist ihr Einsatz nach dem ALARA-Prinzip („as low as reasonably achievable“) des Strahlenschutzes für den Patienten und insbesondere für den Interventionalisten von Bedeutung. Allein diese Tatsache könnte in Zukunft zu einem vermehrten Einsatz der Methode führen. Darüber hinaus gibt es weitere Vorteile: die MRT ermöglicht eine Bildgebung mit relativ guter räumlicher und zeitlicher Auflösung (1). Die Modalität hat von allen bildgebenden Verfahren den besten Weichteilkontrast mit oder ohne Einsatz von Kontrastmittel, der es ermöglicht, kleinste pathologische Gewebsveränderungen zu detektieren sowie umgebende Risikostrukturen zu visualisieren (2). Die MRT erlaubt multiplanare, zwei- und dreidimensionale Bildgebung (3). Und schließlich ist es möglich, Flüsse, Perfusion und Diffusion zu messen und zu quantifizieren (4-6). Ein weiterer Aspekt ist die Temperaturempfindlichkeit der MRT, um Änderungen der Gewebetemperatur zu beurteilen (7, 8). Eine solche Bandbreite kann heute kein anderes bildgebendes Verfahren aufweisen.

Der Weichteilkontrast der CT ist gut verglichen mit konventionellem Röntgen, aber nicht vergleichbar mit der MRT. Ein weiterer Nachteil der CT im Vergleich zur MRT ist die eingeschränkte Bildebenenwahl: In der Gantry des CT können Interventionsinstrumente nur in axialen, bzw. schräg axialen Schichten vollständig abgebildet werden; dies schränkt die interventionellen Optionen deutlich ein. Allerdings ist es möglich, die CT-Daten in sagittalen und coronaren Schichten zu rekonstruieren. Die Mehrschichtdetektortechnologie wurde in den letzten Jahren weiterentwickelt und hat die Rekonstruktionsgeschwindigkeit und die Bildauflösung der rekonstruierten Bilder verbessert. Wenn diese Rekonstruktionen schnell genug vonstatten gehen, wird auch die CT zukünftig interessante neue Elemente in der Therapiekontrolle hervorbringen.

Zu den Nachteilen der MRT-geführten Intervention gehören die Sicherheitsaspekte in der MRT-Umgebung (9, 10). Das magnetische Feld muss bei der Entwicklung und Konstruktion der Räumlichkeiten, beim Equipment des Patientenmonitorings und der Interventionsinstrumente berücksichtigt werden. Konventionelles chirurgisches Zubehör und Instrumentarium können in der Regel nicht verwendet werden. Sämtliches Instrumentarium muss MR-sicher sein, das heißt nicht-magnetisch und ohne bis minimale magnetische Anziehungskräfte. Des Weiteren sollten das Instrumentarium und Zubehör MR-kompatibel sein, das bedeutet, dass deren Funktionalität nicht eingeschränkt und störende Bildartefakte minimiert sein sollten.

Beim Gebrauch kommerziell erhältlicher MR-kompatibler Instrumente kann es zu Erwärmung an der Spitze der jeweiligen Objekte in Wechselwirkung mit Radiofrequenzimpulsen kommen. Dies muss berücksichtigt werden, um Gewebeschäden zu vermeiden. Induktion von Wärme kann auch bei MR-kompatiblen Instrumenten auftreten und korreliert mit der Stärke des Magnetfelds und der verwendeten Bildsequenz. Dies ist vor allem bei hohen Feldstärken und MR-Sequenzen mit hoher spezifischer Absorptionsrate (SAR), z.B. bei Turbo-Spin-Echo Sequenzen mit vielen 90°-Impulsen, problematisch. Bis heute wurde über keine Gefährdung durch MR-kompatible Nadeln berichtet, jedoch sind Temperaturen bis zu 76 °C an der Spitze eines Nitinol Führungsdrahtes im 1.5 Tesla MRT bei maximalen SAR-Werten aufgetreten (11). Die Erwärmungen sind dann besonders ausgeprägt, wenn die Länge der elektrisch leitenden Struktur eine B_0 -abhängige Resonanzlänge erreicht (10).

Ein weiterer Nachteil der MRT ist die relativ langsame Bildrate. Weiterhin ist die Visualisierung von Lungengewebe und kleinen Knochenstrukturen limitiert. Konventionelle MRT-Tunnelsysteme erlauben keinen idealen Zugang für die Durchführung interventioneller Prozeduren (12, 13). Das starke Magnetfeld und der Einsatz von Radiofrequenzimpulsen stehen der Untersuchung von Patienten mit Herzschrittmachern, Cochleaimplantaten oder mit bestimmten Aneurysma-Clips entgegen. Die Lärmbelastung spielt in der Hochfeld-MRT eine wichtige Rolle und ist auf elektromechanische Kräfte und Schwingungen zurückzuführen, die an den Verankerungen der Gradientenspulen wirken. In eigenen Untersuchungen wurden Spitzenschalldruckpegel von über 110 dB bei 1.0 Tesla gemessen. Diese Werte entsprechen Schallpegeln, wie sie z.B. bei einem Rockkonzert (~110 dB) oder von einem startenden Düsenjet (~120 dB, Entfernung 60 m) erreicht werden können. Die Geräusentwicklung hängt hierbei sowohl von der Feldstärke als auch vom verwendeten Gradientensystem und von der Sequenzcharakteristik ab. Eine Vergleichbarkeit der publizierten Daten sowie eine Interpolation auf verschiedene Feldstärken ist somit schwierig (9). Die einfachste und kostengünstigste Lösung für den Patienten sind Ohrstöpsel, die den Lärm bis 30 dB reduzieren und in der Regel einen ausreichenden Schutz bieten (9). Für das Personal ist die Anschaffung eines MR-kompatiblen Kommunikationssystems empfehlenswert, das den Lärm reduziert und eine Kommunikation innerhalb des Magnetraums sowie nach draußen ermöglicht.

Vor- und Nachteile der MRT im Vergleich zu den etablierten Bildgebungsmodalitäten sind in **Tabelle 1** dargestellt.

Tabelle 1 Qualitäten der verschiedenen Bildgebungsmodalitäten für den interventionellen Gebrauch

Methode	Vorteile	Nachteile
US	Gute Verfügbarkeit Keine Strahlenexposition Kostengünstig Echtzeit Multiplanarität Guter Patientenzugang	Variable räuml. und Kontrastauflösung Limitiert bei Knochen und Luft
Fluoroskopie	Echtzeit Knochendarstellung	Strahlenexposition Uniplanarität Schlechter Weichteilkontrast
CT	Hohe räuml. und zeitl. Auflösung Stereotaktische Optionen	Limitierte Multiplanarität Keine Temperatursensitivität Limitierter Patientenzugang Strahlenexposition
MRT (Tunnelsystem)	Hoher Weichteilkontrast Sensitivität für Diffusion und Temperatur Multiplanarität Keine Strahlenexposition	Hohe Kosten Kein Patientenzugang während Bildgebung MR-Sicherheit, -Kompatibilität Lautstärke
MRT (offenes System)	Guter Patientenzugang Multiplanarität Hoher Weichteilkontrast Temperatursensitivität Keine Strahlenexposition	Hohe Kosten MR-Sicherheit, -Kompatibilität Verfügbarkeit Lautstärke (Limitierte Feldstärke)

1.1.b MRT-Gerätekonzepte

MRT-gesteuerte Interventionen werden sowohl in Hochfeld- als auch in Niedrigfeld-MRT-Systemen durchgeführt. Die Einteilung der Magnetfeldstärken in Niedrigfeld (bis 0.5 Tesla), Mittelfeld (0.5 – 1.0 Tesla) sowie Hochfeld (ab 1.0 Tesla) basiert nicht auf physikalisch-technischen Kriterien. Sie dient vielmehr einer Orientierung.

Hochfeld-MRT-Systeme sind klassischerweise supraleitende Elektromagneten in Tunnelkonfiguration (**Abb. 1a**), da stärkere Magnetfelder eine robustere Abschirmung und Gradienten benötigen, um eine Feldhomogenität zu ermöglichen. Im klinischen Einsatz werden Feldstärken bis zu 3 Tesla, neuerdings bis 7 Tesla erreicht. Der Vorteil stärkerer Magnetfelder ist eine bessere räumliche und zeitliche Auflösung. Der Ort der höchsten Homogenität und Stärke des Magnetfeldes („Isozentrum“) befindet sich in der Mitte des Tunnels. Um eine optimale Bildqualität mit maximaler Signalauslese zu erreichen, muss die zu untersuchende oder zu behandelnde Region des Patienten im Isozentrum platziert werden. Daher gilt, je länger der Tunnel ist, desto weniger zugänglich ist die im MRT-Bild dargestellte Körperregion für eine Inter-

vention. Durch Verkürzung der Magneten („short-bore“) und eine Bohrung mit größerem Tunneldurchmesser („wide-bore“) wird versucht, die Zugänglichkeit zum Patienten zu verbessern (Magnetom Espree, Siemens Medical Solutions, Germany) (**Abb. 1b**) (14, 15).

Niedrigfeld- und Mittelfeld-MRT-Systeme sind weniger sensibel was die strukturelle Konfiguration angeht. Dies ermöglichte die Konstruktion offen konfigurierter MRT-Systeme, die u.a. zur Steuerung interventioneller Verfahren entwickelt worden sind (16, 17). Die früheren Geräteklassen sind baulich dem Röntgen-„C-Bogen“ (**Abb. 1c**) nachempfunden und basieren auf Permanent- oder auch auf Widerstandselektromagneten mit zwei sich gegenüberliegenden Polschuhen mit Feldstärken im Niedrigfeldbereich (Magnetom OpenTM, Siemens Medical Systems, Erlangen, Deutschland und Panorama 0.23T, Philips Medical Systems MR-Technologies Finnland, Vantaa, Finnland) (18, 19). Der Patientenzugang ist von der kontralateralen Seite der Säule weiträumig möglich. Das sogenannte „Upright“TM-System (Fa. Fonar, Melville, NY, USA) basiert auf zwei sich vertikal gegenüberliegenden Widerstandselektromagneten mit 0.6 Tesla (**Abb. 1c**, kleine Abb.); hiermit wird der Patient aufrecht positioniert. Ein supraleitendes 0.6 Tesla Modell mit zwei horizontal angeordneten supraleitenden Elektromagneten wurde ebenfalls eingeführt (Panorama, Philips Medical Systems MR-Technologies Finnland, Vantaa, Finnland) (**Abb. 1d**). Ein anderes Konzept ist die sogenannte „Double-Doughnut“-Bauweise mit 0.5 Tesla (**Abb. 1e**) (Signa SPTM, General Electric Medical Systems, Milwaukee, WI, USA). Bei diesem System wurde das mittlere Segment eines konventionellen Tunnelsystems herausgenommen, sodass der Patientenzugang von der Seite und von oben möglich ist. Im Vergleich zum Tunnelsystem ist der Zugang zum Patienten im Isozentrum hier wesentlich besser. Ein Großteil der veröffentlichten interventionellen MR-Studien wurde mit diesem System durchgeführt (20-22).

Offene Geräte mit sich gegenüberliegenden Magnetpolschuhen haben im Vergleich zu Tunnelsystemen den Vorteil, dass der Patient senkrecht und damit relativ kurzstreckig von den Magnetfeldlinien durchdrungen wird. Demgegenüber wird das Magnetfeld bei Tunnelsystemen auf einer langen Strecke entlang der Patientenlängsachse gestört. Die Systeme mit vertikalem Magnetfeld benötigen jedoch ein anderes Spulen-Design als konventionelle Tunnelsysteme mit horizontaler Feldorientierung. Die offenen Systeme sind geeigneter für interventionelle Prozeduren als geschlossene Systeme. Allerdings müssen bei offenen Niedrigfeld- im Vergleich zu Hochfeld-Systemen stärkere Feldinhomogenitäten und eine Bildqualität mit geringerer Auflösung in Kauf genommen werden. Für einzelne interventionelle Prozeduren ist die Bildqualität der Niedrigfeld-MRTs jedoch ausreichend (13, 23, 24).

Es sind weiterhin adaptierte MRT-Konzepte für spezielle Interventionen entwickelt worden. Ein Hybrid-OP-Konzept, bei dem sich das MRT-System direkt neben dem OP befindet, wird in der Neurochirurgie eingesetzt (25). Endovaskuläre Interventionen werden in sogenannten XMR-Systemen, einer Kombination aus klinischem MR-Tomographen und Angiographieanlage, durchgeführt (26).

Seit neuestem steht eine Generation von offenen MRT-Systemen mit vertikaler Feldorientierung zur Verfügung, die im Hochfeldbereich bei 1.0 Tesla arbeiten und bei guter Patientenzugänglichkeit alle Untersuchungsmethoden der modernen MRT-Bildgebung unterstützen (Panorama HFO, Philips Healthcare, NL) (**Abb. 1d und 2**).

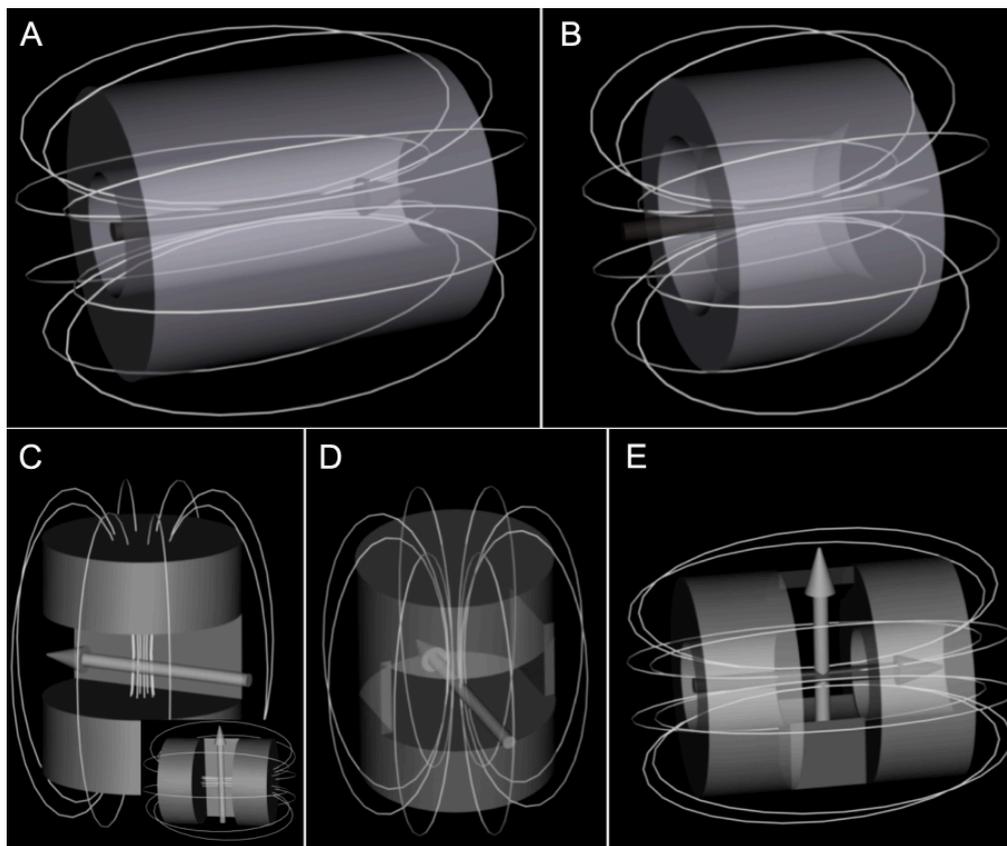


Abb. 1 Graphische Darstellung verschiedener MRT-Gerätekonzepte mit schematischer Darstellung der Magnetfeldlinien. (A) Tunnelsystem mit langer „Bohrung“ und schlechter Patientenzugänglichkeit, (B) mit kurzer „Bohrung“ und größerem Tunnelradius für verbesserte Zugänglichkeit bei Interventionen. Die Magnetfeldlinien verlaufen innerhalb der Röhre weitgehend parallel zur Patientenzugänglichkeit (Pfeile). (C-E) Konzepte offener MRT-Systeme. (C) C-Arm-Konzept (große Abb.), das in der Regel mit Permanentmagneten im Niedrig- bis Mittelfeld (bis 0.5 Tesla) arbeitet. „Upright“TM-Konzept (kleine Abb.). Es entspricht im weiten Sinne einem um 90° gekippten C-Arm-Konzept. (D) MRT-System mit zwei horizontal ausgerichteten supraleitenden Elektromagneten mit Feldstärken bis zu 1,0 Tesla (z.B. Panorama[®] HFO, Philips Healthcare, NL). (E) Tunnelsystem („Double-Doughnut“, GE), das in der Mitte des Tunnels einen Zugangsweg zum Patienten bietet. Bei den in (C) und (D) dargestellten Konzepten werden die Hauptmagnetfeldlinien im Isozentrum senkrecht zur Patientenzugänglichkeit erzeugt (Pfeile). Graphik erstellt durch Dr. J. Pinkernelle, AG offene MRT Charité.

1.1.c Schnelle MR-Bildgebung

Die Bildsequenzen in der interventionellen MRT (iMRT) unterscheiden sich von klassischerweise verwendeten diagnostischen MRT-Sequenzen. Interventionelle Sequenzen müssen eine Bildgebung mit guter räumlicher und zeitlicher Auflösung ermöglichen (MR Fluoroskopie). Diese Bedingungen zu erfüllen ist komplex; eine schnelle Bildgebung geht in der Regel mit Einbußen in der Auflösung und dem Signal-zu-Rausch-Verhältnis (SNR) einher (27). Daher sind die meisten verwendeten MR-Fluoroskopie-Sequenzen speziell adaptierte Sequenzen, die auf schnellen diagnostischen MR-Sequenzen basieren. Zumeist werden schnelle Gradienten Echo (GRE) und schnelle Spin Echo (SE) Sequenzen verwendet (23). Zudem gibt es verschiedene Strategien der k-Raum-Auslese, die entwickelt wurden, um die Geschwindigkeit der Bildgebung zu optimieren. Hierzu gehören „LoLo“-, „keyhole“- und segmentierte k-Raum-Auslese- sowie „wavelet“-kodierte Datenakquisitionstechniken (28-31). Parallele Bildgebungstechniken wie „Sensitivity Encoding“ (SENSE) und „Simultaneous Acquisition of Spatial Harmonics“ (SMASH) helfen, die Akquisitionen zeitlich zu verbessern und haben in den letzten Jahren neue Standards in der MR-Bildgebung gesetzt (32).

1.1.d Navigation, Tracking, Artefakte

Die Navigation von Interventionen und die Visualisierung von Instrumenten im MRT basieren auf dem kreativen Einsatz der Scanner-Hardware, Software, Sequenzen und Trackingoptionen (33). MR-gesteuerte Interventionen können prinzipiell in einem diagnostischen Scanner mit Standardsoftware durchgeführt werden. Es ist jedoch wesentlich effizienter und sicherer mit einer speziellen interventionellen Benutzeroberfläche (Interface) und einer optimalen Echtzeitkontrolle zu arbeiten (34). Die meisten Hersteller bieten ein integriertes Interface für den interventionellen Gebrauch ihrer Systeme an. Das Interface ermöglicht die Darstellung multiplanarer Bildebenen, die für die interaktive Lokalisation, Planung und das Monitoring der Intervention essentiell ist. Ebenfalls sind dreidimensionale Volumetriemodelle und Softwares für die Datenaufarbeitung vorgestellt worden (35, 36). Diese Hilfsmittel erweitern das Anwendungsspektrum der generierten Bilddaten für den Nutzer. Das interventionelle Interface kann innerhalb des MR-Raumes über MR-kompatible „in-room“ Monitore oder Projektoren dargestellt werden. Die Navigation des Interface kann über die MR-Konsole im Vorraum durch einen Assistenten gesteuert werden. Um einen direkten Nutzen aus der Multiplanarität zu ziehen, ist es jedoch sinnvoll, dass der Interventionalist unmittelbar die Einstellung der Untersuchungsebene und weiterer Bildparameter selbst navigieren kann. Hierfür bie-

ten sich ein Fußpedal oder eine MR-taugliche PC-Maus an, die unwesentlich mit dem Magnetfeld interagieren und deren Funktionen im HF-Feld nicht beeinträchtigt werden (37, 38).

Wichtige Voraussetzung für jeden bildgesteuerten Eingriff ist eine schnelle und zuverlässige Darstellung und Verfolgung der Instrumente. Hierbei unterscheidet man aktive und passive Trackingverfahren. Aktive Trackingmethoden sind bei Interventionen, v.a. im Niedrigfeld-MRT mit langsamerer Bildrate von Vorteil. Am häufigsten wurde ein optisches Tracking-System mit Infrarotkameras eingesetzt, welches eine Positionskontrolle des jeweiligen Instruments in Echtzeit durch das sofortige Feedback des Systems ermöglicht, während die MRT die Bildakquisition entlang des Punktionsweges liefert. Die Bildschicht liegt dabei in einer Ebene entlang der berechneten Nadellage im Raum (13, 17, 22, 33, 34, 39-41). Nachteile sind die erforderliche Sicht der Kameras auf das Instrument und die potentielle Biegung der Nadel. Weiterhin ist es möglich, mit Hilfe integrierter Hochfrequenz-Empfangsspulen oder induktiv gekoppelter Markerspulen die exakte Instrumentenposition zu bestimmen. Es ist ebenfalls möglich, durch lokal induzierte Feldinhomogenitäten die Instrumentenposition zu bestimmen. Bei dieser Methode wird ein Draht in die Wand des Instruments eingebracht; dieser erzeugt über Anlegen von Gleichstrom einen lokalen Signalabfall. Weitere Ansätze stellen Messungen der Gradientenfelder über Hall-Sonden oder optische Faraday-Sensoren dar (10). Diese aktiven Trackingverfahren weisen überwiegend einen hohen technischen Aufwand auf und sind kommerziell noch nicht verfügbar.

Die passive Visualisierungstechnik stellt eine einfache Methode dar und basiert auf dem inhärenten Suszeptibilitätsartefakt eines Instruments, welches zu einer geometrischen Abbildverzerrung in den MR-Bilddaten nach der Fourier-Rekonstruktion führt (42). Hierbei sind keine weitere Hardware oder Bildnachbearbeitung notwendig. Um präzise Interventionen zu gewährleisten, sollten die Breite und Spitze des Artefakts die reale Position so präzise wie möglich wiedergeben (43). Das entstehende Artefakt muss groß genug sein, um auf dem Bild identifizierbar zu sein und dünn genug, um Überlagerungen mit benachbarten anatomischen Strukturen und Fehleinschätzungen der Instrumentenposition zu vermeiden (44). Die Hauptfaktoren, die das Artefakt beeinflussen, können bezüglich ihrer intrainerventionellen Modifizierbarkeit in konstante Faktoren (Instrumentenlegierung, und -geometrie, Magnetfeldstärke) und variable Faktoren (MR-Sequenz-Typ, MR-Sequenz-Parameter, Instrumentenorientierung) eingeteilt werden (42, 44, 45). Im klinischen Alltag ist das passive Tracking die am häufigsten angewandte und bewährteste Methode der Instrumentenverfolgung (15, 23, 24, 39, 46-51). Weiterhin werden Suszeptibilitätsmarker (z.B. Magnetit) zur Abschwächung oder positive

Marker (Kontrastmittel Beschichtung oder Füllung eines Katheters) zur Steigerung des MR-Signals z.B. bei endovaskulären Eingriffen verwendet (10).

1.1.e MR Thermometrie

Die MRT bietet die Möglichkeit einer nicht-invasiven Temperaturmessung im Körpergewebe. Diese als MR Thermometrie bezeichnete Funktionalität ist ein bereits angewendetes Monitoringverfahren bei thermoablativen Therapiekonzepten (8). Mit einer online Thermometrie soll die Abgrenzung des Thermoeffektes bzw. der Gewebenekrose ermittelt und die vollständige Ablation des Tumorgewebes unter Schonung der Umgebungsstrukturen erreicht werden.

Das Temperaturmonitoring kann mit verschiedenen temperaturabhängigen MR-Parametern erfolgen: wie der molekularen Diffusionskonstanten, der spektroskopischen Bildgebung, der Protonendichte und der Magnetisierungstransfer sowie mit temperatursensitiven Kontrastmitteln. Die Messung der genannten Parameter ist jedoch wenig praktikabel.

Eine in der Vergangenheit häufig verwendete Methode beruht auf der Spin-Gitter Relaxationszeit (T1). Die T1-Relaxationszeit zeigt bei vielen Geweben eine annähernd lineare Abhängigkeit von der Temperatur. Es wurden Temperaturabhängigkeiten der T1-Zeit von 0,8 bis 2 %°C⁻¹ bestimmt (52). Aus T1-gewichteten Sequenzen kann die T1-Zeit und somit die Temperaturdifferenz zu einer Referenzaufnahme ermittelt werden (53).

Der vielversprechendste Ansatz basiert auf der Protonenresonanzfrequenz (PRF). Diese ist mit einem Koeffizienten α von etwa - 0,01 ppm pro Grad Celsius über einen weiten Bereich linear von der Temperatur abhängig (7, 8, 53, 54). Für die PRF-Thermometrie wird aus dem MR-Signal die dynamische Änderung der PRF mittels Subtraktion der Phasenlagen $\Delta\Phi$ extrahiert und durch die Kalibrationskonstante α , das gyromagnetische Verhältnis für Wasserprotonen γ , die Feldstärke des MRT-Systems B_0 und die Echozeit T_E der Messsequenz dividiert:

$$\Delta T = \frac{\Delta\phi}{\gamma \cdot B_0 \cdot \alpha \cdot T_E} \quad (55).$$

Dabei ist die Verschiebung der Resonanzfrequenz beinahe unabhängig von der Gewebeszusammensetzung. Farbkodierte Temperaturkarten ermöglichen eine gute Kontrolle der Hitzeverteilung in Gewebestrukturen.

Ausgehend von der guten Datenlage bei der Magnetfeldstärke von 1.5 Tesla, kann davon ausgegangen werden, dass die MR Thermometrie bei 1.0 Tesla ebenso möglich ist. Die Berechnung von Temperaturen stellt jedoch stets eine individuelle Lösung für ein MRT-System und

der klinischen Protokolle dar, denn die Temperaturgenauigkeit ist abhängig von der Feldstärke, den Pulssequenzen, dem Gewebe, der Wärmequelle und den intrinsischen MR-Parametern, auf denen die Berechnung basiert (56).

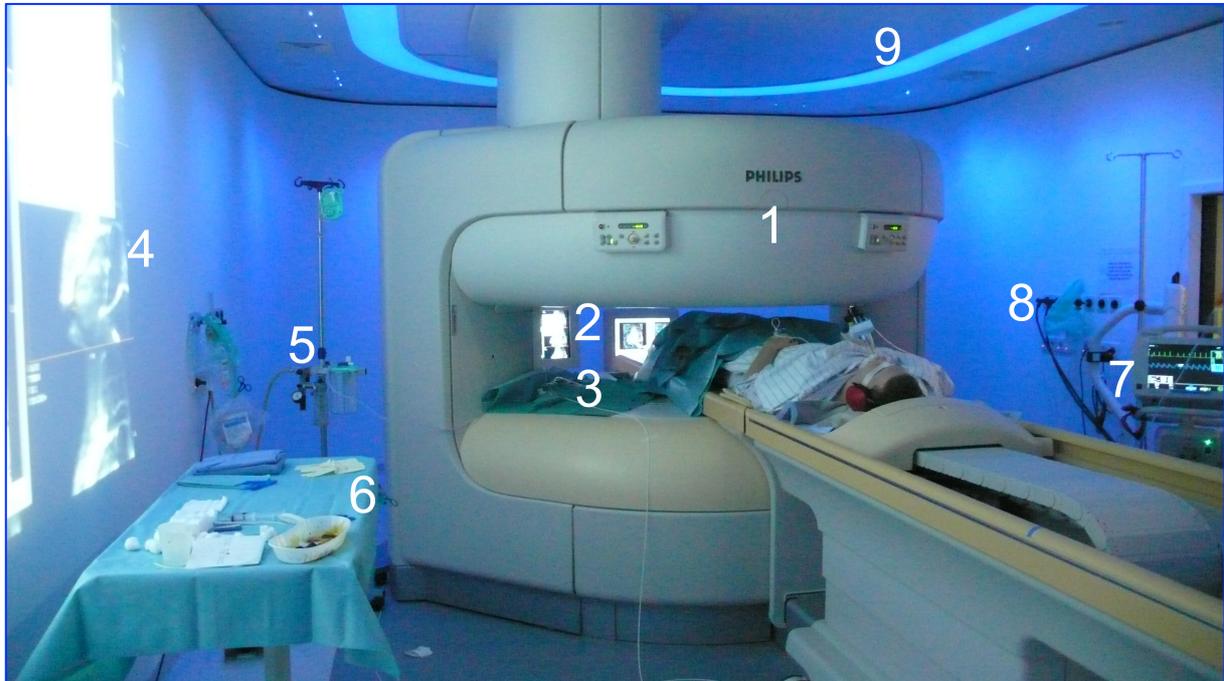


Abb. 2 Interventionelles Set-up im offenen 1.0 Tesla MRT mit vertikal orientierten Magnetfeld B_0 (Panorama HFO, Philips Healthcare, NL) in der Charité - Campus Mitte. (1) MR-System, (2) zwei „in-room“ Monitore für MR-Fluoroskopie und MR-Thermometrie, (3) MR-kompatible PC-Maus, (4) Beamer, (5) MR-Infusionsständer, (6) MR-Trolley, (7) MR-Anästhesie-Tower/Monitoring, (8) Gas/O₂ Anschlüsse, (9) Ambient experience. 18 jähriger männlicher Patient mit Osteoid Osteom am rechten Calcaneus in Intubationsnarkose zur MRT-gesteuerten LASER-Ablation.

1.2 Bild-gesteuerte Interventionen

Bild-gesteuerte Interventionen werden zu diagnostischen oder, ähnlich wie eine Operation, zu therapeutischen Zwecken eingesetzt. Ein essentieller Aspekt moderner Bild-gesteuerter Interventionen ist deren Minimalinvasivität, die zu einer verbesserten Compliance der Patienten und oft auch zu verbesserten Therapieergebnissen verhelfen kann.

Die Entwicklung von Ultraschall und CT förderte den vermehrten Einsatz neuer interventioneller Prozeduren, die damit sicherer geplant und durchgeführt werden konnten. So sind heute Probeentnahmen (Aspirationen und Biopsien), Drainagenanlagen, Infiltrationen und palliative Tumorthérapien unter Bildkontrolle möglich (57-60).

Die ersten Interventionen unter MRT-Kontrolle wurden in den 1980er Jahren durchgeführt und waren Aspirationsbiopsien (61, 62). 1988 beschrieben Sonnenberg et al. (63) ein System für die MR-gesteuerte Biopsie und Drainage. Experimentelle MR-gesteuerte Therapien wurden 1992 von Cline et al. (64) und Matsumoto et al. (65) durchgeführt. Seither haben die Indikationen und die Anwendungsgebiete MR-gesteuerter Interventionen stetig zugenommen.

1.2.a Spinale Schmerztherapie

Die Anzahl der Patienten mit Rückenschmerzen und der damit assoziierten Morbidität und Arbeitsunfähigkeit sowie die Kosten der Behandlung haben in den letzten Jahren deutlich zugenommen (66). Es ist heute anerkannt, dass sich dieses Dilemma nicht mit chirurgischen Operationen lösen lässt. Minimal invasive Interventionen bieten hier die Möglichkeit, die Schmerzsymptomatik zu lindern und das Risiko der assoziierten Morbidität zu reduzieren.

Bei den selektiven Infiltrationen der Nervenwurzel, der Facetten- und Sakroiliakalgelenke werden üblicherweise eine Kombination aus Kortikosteroid und Analgetikum periradikulär oder epidural, bzw. intraartikulär injiziert. Die Infiltrationen werden zur präoperativen Diagnostik von lumbosakralen Schmerzsymptomen und radikulären Schmerzen bei uneindeutiger Symptomatik und Bildgebung angewandt (67, 68). Ebenfalls hat die spinale Infiltrationstherapie einen signifikanten therapeutischen Effekt bei diskogenen und radikulären Schmerzen sowie bei Schmerzen, welche auf degenerative oder entzündliche Veränderungen der Facetten- oder Sakroiliakalgelenke zurückzuführen sind (24, 69).

Üblicherweise werden spinale Punktionen und Infiltrationen unter Fluoroskopie oder CT-Bildkontrolle durchgeführt. Die Fluoroskopie ist preisgünstig und praktikabel, es gibt jedoch einige Nachteile: Erstens muss die Intervention anhand der knöchernen Leitstrukturen geplant und durchgeführt werden. Sämtliche anatomische Variationen oder Pathologien der Weichteil-

le können mit dieser Methode nicht erfasst werden. Die Verwendung von Kontrastmitteln kann dieses Defizit nur geringfügig bessern, da nach Injektion nur die Konturen der zur Nadel angrenzenden Strukturen abgebildet werden (70). Zweitens werden bei der CT- und fluoroskopischen Steuerung sowohl Patient als auch Interventionalist einer gewissen Strahlenexposition insbesondere bei seriellen Therapieschemata ausgesetzt (71).

Es liegen bislang einzelne Studien über MRT-gesteuerte spinale Infiltrationen vor, durchgeführt im offenen Niedrigfeld-MRT (23, 24, 39, 49) oder kürzlich im „wide-bore“ MRT (14, 15). Neben der Möglichkeit der direkten Visualisierung der Injektionsnadel kann bei einer MR-gesteuerten Infiltration Kochsalz als Kontrastmittel injiziert werden und das Injektat periradikulär, epidural bzw. intraartikulär in stark T2-gewichteten fett-gesättigten Sequenzen dargestellt werden. Diese Methode hat sich zur Bestätigung der korrekten Nadelposition und zur technischen Erfolgskontrolle bei periradikulären Infiltrationen als effektiv erwiesen (24, 49). In T1-gewichteten Sequenzen wurden zu diesem Zweck ebenfalls Gadolinium-basierte Kontrastmittel verwendet (15). Gadolinium wurde allerdings bis dato nicht zur intrathekalen Injektion zugelassen, während sich bei Verwendung von Kochsalz mögliche Nebenwirkungen der intrathekalen oder epiduralen Injektion von Gadolinium vermeiden lassen.

Liegen spinale Zysten dem Rückenschmerz und/oder der Radikulopathie zugrunde, werden diese üblicherweise chirurgisch reseziert. Als minimal-invasiven Ansatz wurden Zysten unter CT- und fluoroskopischer Kontrolle punktiert (72). Eine MRT-gesteuerte Aspiration symptomatischer lumbosakraler Zysten wurde in der Literatur bisher nicht beschrieben.

1.2.b Diskographie

Die erste Diskographie wurde 1948 von Lindblom durchgeführt (73). Bei dieser minimal-invasiven Prozedur wird ein Kontrastmittel in eine intervertebrale Bandscheibe injiziert, um die Diskusdegeneration morphologisch zu beurteilen und um den Ursprung der Schmerzen zu ermitteln. Die Aussagekraft der Diskographie wird kontrovers diskutiert (74). Die MRT ist als wichtigste Bildgebungsmodalität in der Erfassung degenerativer Bandscheibenveränderungen und damit verbundener Pathologien anerkannt. Die morphologischen Veränderungen in der MRT korrelieren jedoch nicht notwendigerweise mit den klinischen Symptomen bei Patienten mit tiefem Rückenschmerz (75). Daher spielt die Diskographie weiterhin eine Rolle in speziellen diagnostischen Fragestellungen, wie der Identifikation affektierter Bandscheiben durch die Provokation des sogenannten „Memory-pain“ (übereinstimmender provoziertes und vorbestehender Schmerz) vor intradiskaler thermischer Intervention, totalem Bandscheibenersatz

oder spinaler Fusion (76, 77). Eine innovative Modifikation der Diskographie ist der Diskoblock, bei dem ein langwirksames Lokalanästhetikum intradiskal injiziert wird. Der Diskoblock zeigte erste vielversprechende Daten zur Diagnose des diskogenen tiefen Rückenschmerzes (78).

Ein Nachteil der Diskographie/Diskoblock unter konventioneller Fluoroskopie oder CT-Steuerung ist die Strahlenexposition des unteren Abdomens bei längeren Interventionszeiten (79). Die intradiskale Applikation eines Gadolinium-basierten Kontrastmittels hat zur technischen Machbarkeit von MR-Diskogrammen beigetragen (80-82). Erste Studien zur MR-gesteuerten Diskographie im offenen Niedrigfeld-MRT konnten bereits die Möglichkeiten einer kombinierten MR-gesteuerten Nadelpositionierung und diagnostischen MR-Diskogrammen zeigen (48, 83).

1.2.c Lasertherapie bei Osteoid Osteom

Das Osteoid Osteom (OO) ist ein benigner Knochentumor und besteht aus einem stark gefäßversorgten „Kern“ (Nidus), der von einer Zone reaktiv wachsendem sklerotischen Knochengewebe umgeben ist. Besonders häufig kommt das OO in den Diaphysen der unteren Extremitäten (Oberschenkel, Schien- und Wadenbein) und oftmals auch in der Wirbelsäule vor. Auch andere Knochen (z.B. Finger- und Fussknochen) können betroffen sein. Der Tumor tritt meist zwischen dem 10. und 30. Lebensjahr und zwei bis drei Mal häufiger beim männlichen Geschlecht auf (84). OO zeigen Symptome in Form von stärksten lokalen Schmerzen, die typischerweise nachts auftreten und gut auf Salizylate (z.B. Aspirin) und andere nicht-steroidale Schmerzmittel (NSAID) ansprechen. Bei Auftreten in der Wirbelsäule können OO eine Wirbelsäulenverkrümmung (Skoliose) verursachen, in der Nähe von Gelenken oder Wachstumsfugen können bei längerer Anamnese auch schwer zu behandelnde Spätkomplikationen wie Wachstumsstörungen und Arthrosen auftreten.

Als konservative Therapie des OO wurde die medikamentöse Langzeittherapie mit Salizylaten oder NSAID angewandt, was aufgrund der bekannten Nebenwirkungen und Komplikationen dieser Medikamente insbesondere vor dem Hintergrund der jungen Patientenklientel nicht mehr gerechtfertigt erscheint (85). Die chirurgische en bloc Resektion und Curettage bildeten früher den therapeutischen Goldstandard. Dabei kann sich die intraoperative Tumorlokalisation schwierig gestalten und eine oft unverhältnismäßig große Resektion des betroffenen Knochens erfordern (86). In den letzten Jahren wurden zunehmend minimal-invasive Therapieoptionen bei OO angewandt: neben der CT-gesteuerten Thermoablation, sind dies die

Nidusbohrung und die Alkoholinjektion des Nidus. Die CT-gesteuerte Anbohrung des Nidus hat durch inkomplette Nidusentfernung zu häufigen Rezidiven geführt (87). Eine zusätzliche Alkoholinjektion konnte diese reduzieren; die Verteilung des Alkohols während der Injektion ist aber nur schwer zu steuern und kann zur Schädigung benachbarter, teils sensibler Strukturen führen. Heute stellt die CT-gesteuerte Thermotherapie des OO die Methode der Wahl dar, hierzu sind insbesondere die RFA (Radiofrequenzablation) (88, 89) und die Laser-Ablation (85, 90) gebräuchlich. Eine Publikation zeigte auch die Machbarkeit der MRT zur Steuerung der Laser-Ablation von OO in einem Niedrigfeld-MRT bei 0.23 T, wobei eine MR-thermometrische Kontrolle technisch nicht möglich war (47).

1.2.d Laser-induzierte Thermotherapie der Leber

Primäre und sekundäre Lebermalignome sind primär Ziel chirurgischer Resektion mit kurativem Ansatz. Allerdings sind nur 20-25% aller Lebertumore primär chirurgisch resezierbar. Als palliativ adjuvante Verfahren stehen verschiedene Bild-gesteuerte lokoregionäre Therapiekonzepte zur Verfügung (91). Die Tumorablation kann mit Strahlung, chemischer oder thermaler Koagulation erreicht werden. Neben der perkutanen stereotaktischen Radiatio (92) findet die Bild-gesteuerte interstitielle Brachytherapie zunehmend Anwendung (59). Die Injektion von Alkohol oder anderen zytotoxischen Substanzen wird häufig zur chemischen Ablation von Tumoren angewendet (93, 94). Thermale Gewebekoagulation kann durch Erhitzen des Gewebes mit Laser (95), Radiofrequenz (96), Mikrowellen (97), fokussiertem Ultraschall (FUS) (98) und Kryotherapie (99) erreicht werden. Gemeinsam haben diese Verfahren eine niedrige assoziierte Morbidität und Mortalität. In Abhängigkeit von der Indikation und der verwendeten Modalität sind die Ergebnisse der Ablationstherapie im Vergleich zur operativen Therapie gut bis exzellent (91, 100-102).

Für die Laser-induzierte Thermotherapie (LITT) wird meist ein Nd:YAG-Laser mit einer Wellenlänge von 1064 nm eingesetzt. Eine Laserfaser leitet die eingesetzten Energien von 5 bis 30 Watt in die Zielregion. Ein aktiver Bereich von 2 bis 5 cm Länge am Ende der Faser streut das Laserlicht und bedingt eine annähernd halbelliptische Strahlungs- und Wärmeausbreitung. Um klinisch relevante Koagulationen zu erreichen, muss eine Karbonisation an der Laserfaser und im Gewebe vermieden werden. Dies kann durch gekühlte Kathetersysteme gewährleistet werden, typischerweise mit einem 9-French Teflon-Applikator (9F Power-Laser-Set, Somatex GmbH, Berlin, Deutschland) (102-104). Die Miniaturisierung der Applikatoren spielt bei der Weiterentwicklung ablativer Techniken eine wichtige Rolle (105). Ein

miniaturisierter 5.5-French Katheter mit offenem Kühlsystem wurde bereits für die LITT von Leber- und Lungenmetastasen eingesetzt (106, 107).

Die online Thermometrieontrolle der LITT in konventionellen MR-Tunnelsystemen ist reliabel (8, 53, 95, 107). Häufig wird zuvor die Positionierung der Laserapplikatoren unter CT-Bildgebung durchgeführt (95, 108). Offene MRT-Systeme ermöglichen aufgrund des direkten Patientenzugangs die kontinuierliche MR-gesteuerte Interventionsdurchführung. Es wurden einzelne Studien über die MR-gesteuerte LITT in offenen Niedrigfeld-Systemen veröffentlicht (102, 104, 109). Die Qualität und Genauigkeit der MR Thermometrie sind in diesen MR-Systemen jedoch eingeschränkt.

1.3 Zielstellungen

Aus den oben dargestellten Zusammenhängen ergaben sich in den letzten Jahren folgende wissenschaftliche Zielstellungen:

1. Entwicklung einer MR-kompatiblen Maus zur Steuerung der Bedieneroberfläche während der Intervention im offenen Hochfeld-MRT
2. Evaluierung MR-fluoroskopischer Sequenzen mit hoher räumlicher und zeitlicher Auflösung
3. Untersuchungen zum Artefaktverhalten innovativer MR-kompatibler Interventionsinstrumente (Punktionsnadeln, miniaturisierter LITT-Applikator)
4. Analyse verschiedener Methoden zur MR Thermometrie bei 1.0 Tesla
5. „Proof-of-concept“ LITT der porcinen Leber im offenen Hochfeld-MRT
6. Klinische Evaluation minimal-invasiver Interventionen im offenen Hochfeld-MRT an folgenden Beispielen:
 - a. Spinale Infiltrationstherapie
 - b. Aspiration spinaler Zysten
 - c. Diskographie/Diskoblock
 - d. Lasertherapie Osteoidosteom

Die vorliegende Habilitationsschrift und die hier zusammengefassten Originalarbeiten untersuchen die oben genannten Zielstellungen anhand von in-vitro und in-vivo Studien.

2 Eigene Arbeiten

2.1 Navigation mit MR-kompatibler PC-Maus

Pinkernelle JG, Streitparth F, Rump J, Teichgräber U.

Adaptation of a Wireless PC Mouse for Modification of GUI during Intervention in an Open Highfield MRI at 1.0T.

Fortschr Röntgenstr 2010 Apr;182(4):348-52. Epub 2009 Dec 14. DOI s-0028-1109895

Ein wesentlicher Vorteil der MRT zur Steuerung interventioneller Prozeduren ist die beliebige Wahl der Bildebene. In dieser technischen Studie wurde eine MR-taugliche PC-Maus entwickelt, mit dem Ziel, die Option der freien Bildwahl und weitere Einstellungen wie z.B. Fensterung, Sequenzstart und -wechsel unmittelbar interaktiv zu steuern.

Es wurde eine handelsübliche Funkmaus verwendet, die mit einer Funkfrequenz von 2,47 Gigahertz (GHz) und mit optischer Untergrundabtastung arbeitet. Die Maus wird über USB (Universal Serial Bus) mit der PC-Plattform des MRT-Systems verbunden. Durch die im GHz-Bereich angesiedelte, weit über der Hochfrequenz (HF) des MRT-Systems liegende Funkfrequenz konnten Interferenzen a priori ausgeschlossen werden.

Anhand mehrerer Modifikationsschritte konnte gezeigt werden, dass mit relativ wenig Aufwand die PC-Maus für den interaktiven Einsatz in der interventionellen MRT entmagnetisiert werden kann. Es bestand keine Beeinträchtigung der MR-Bilder, weder durch die Radiofrequenz (RF) noch durch die magnetische Suszeptibilität. Diese PC-Maus hat sich in der Charité im klinischen Einsatz MR-gesteuerter Interventionen etabliert. Mit der modifizierten Maus kann der Interventionalist ohne nennenswerte magnetische Wechselwirkungen komfortabel arbeiten. Es resultiert eine essentielle Unabhängigkeit von einer technischen Assistenz (MTRA). Damit werden kommunikationsbedingte Unterbrechungen vermieden und der interventionelle Ablauf optimiert.

2.2 MRT-gesteuerte spinale Schmerztherapie

Streitparth F, Walter T, Wonneberger U, Chopra S, Wichlas F, Wagner M, Hermann KG, Hamm B, Teichgräber U.

Image-guided spinal injection procedures in open high-field MRI with vertical field orientation: feasibility and technical features.

Eur Radiol 2010 Feb;20(2):395-403. Epub 2009 Sep 2. DOI 10.1007/s00330-009-1567-3

In der vorliegenden Studie wurden zunächst in präklinischen Testreihen die Echtzeitbildgebung (MR Fluoroskopie) und das Artefaktverhalten innovativer MR-kompatibler Punktionsnadeln im Kupfersulfatphantom und humanen Kadavermodell analysiert. Unter sechs fluoroskopischen Sequenzen (PDw TSE, T1w TSE, T2w TSE; balanced steady state free precession (bSSFP), T1w GR und, T2w GRE) zeigte die PDw TSE Sequenz mit einer Akquisitionszeit von 2 Sekunden die besten Kontrast-zu-Rausch-Verhältnisse (CNR) für verschiedene Gewebe (CNR = 45, 18, 15, 9 für Nadel vs. Fett, Muskel, Nervenwurzel, Knochen). Weiterhin zeigte die PDw TSE Sequenz unter variierenden Bedingungen der Nadelposition relativ zum Hauptmagnetfeld B₀, der Frequenzkodierrichtung und Schichtorientierung optimale Artefaktgrößen (Breite und Nadelspitze zwischen 1,5 und 5 mm).

In der sich angeschlossenen klinischen Anwendung wurden 183 MRT-gesteuerte Infiltrationen der lumbosakralen Nervenwurzeln (n=107), Facettengelenke (n=53) und Sakroiliakalgenlenke (n=23) in 53 Patienten durchgeführt. Es konnten sehr gute technische Erfolgsraten von 100% (107/107), 87% (46/53) und 87% (20/23) für die jeweiligen Infiltrationstherapien erzielt werden. Es traten keine schweren periinterventionellen Komplikationen auf. Die mittlere Interventionszeit lag bei 29 Minuten (19–67 min). Unter Verwendung einer schnellen PDw TSE Sequenz kann die MRT-gesteuerte spinale Infiltrationstherapie effektiv und sicher durchgeführt werden. Diese neue Technik hat sich bereits in der klinischen Routine der Charité etabliert.

2.3 MRT-gesteuerte Aspiration spinaler Zysten

De Bucourt M*, **Streitparth F***, Colletini F, Guettler F, Rathke H, Lorenz B, Rump J, Hamm B, Teichgräber UK. Minimally Invasive Magnetic Resonance Imaging-Guided Free-Hand Aspiration of Symptomatic Nerve Root Compressing Lumbosacral Cysts Using a 1.0-Tesla Open Magnetic Resonance Imaging System.

Cardiovasc Intervent Radiol. 2011 Mar 9. [Epub ahead of print] (*equal contribution as first author) DOI 10.1007/s00270-011-0120-3

Es existieren verschiedene Zysten in der lumbosakralen Wirbelsäule. Neben selteneren Arten unterscheidet man vor allem Juxtafacettenzysten, spinal epidurale Zysten, spinal arachnoidale Zysten, extradural arachnoidale Zysten und sakrale Meningozelen. Bei raumfordernden Zysten kann es in Abhängigkeit von der Lokalisation zur Lumbalgie, Lumboischialgie oder auch Claudicatio spinalis kommen.

Bei therapieresistenten Schmerzen sowie einem signifikanten neurologischen Defizit ist neben der chirurgischen Resektion der Zysten auch die minimal-invasive Bild-gesteuerte Punktion und Aspiration indiziert.

Die Studie zeigt einen primären, technischen Erfolg von 63,6 % (7/11) der MRT-gesteuerten Zystenaspiration. Die durchschnittliche Zystengröße betrug $10,1 \text{ mm} \pm 1,9 \text{ mm}$. Jeder Patient berichtete nach erfolgreicher Aspiration über eine schnell einsetzende Linderung der initialen Schmerzsymptomatik. Von den vier Patienten, bei denen es nicht zu einer primär technisch erfolgreichen Aspiration kam, zeigten zwei einen eingeschränkten Zugangsweg und jeweils ein Patient eine widerstandsfähige Zystenwand sowie eine zu kleine Zystengröße.

Insgesamt ist die MRT-gesteuerte Aspiration symptomatischer spinaler Zysten eine gute, sichere und minimal-invasive Alternative zur sonst offen chirurgischen Resektion mit grundsätzlich geringerem therapiebedingtem Trauma und weniger Nebenwirkungen.

2.4 MRT-gesteuerte Diskographie

Streitparth F, Hartwig T, Schnackenburg B, Strube P, Putzier M, Chopra S, Hamm B, Teichgräber U.

MR-Guided Discography using an Open 1.0 Tesla MRI system.

Eur Radiol 2010 Nov 30. [Epub ahead of print] DOI 10.1007/s00330-010-2011-4

In der vorliegenden in-vitro und in-vivo Studie wurden die Technik und das Sequenzprotokoll für die MR-gesteuerte Diskographie und Diskoblock entwickelt. Präklinisch wurde Kochsalz mit einem auf Gadolinium basierenden Kontrastmittel (Gadovist) gemischt. Um das ideale Mischungsverhältnis der beiden Substanzen zu finden, wurden verschiedene Zusammensetzungen mit ansteigenden Konzentrationen von Kontrastmittel im MRT auf das jeweilige Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis (CNR) in Luft untersucht. Wir konnten ein ideales Verhältnis von Kontrastmittel zu Kochsalz von 1:600 ermitteln ($CNR_{Luft} : 337.3 \pm 6.9$ in einer T1w Spin Echo Sequenz). Daraufhin wurden insgesamt 48 Bandscheibenfächer von 41 Patienten diskografiert, die vor einer Therapie mit perkutaner Laser-Diskus-Dekompression (PLDD), totalem Bandscheibenersatz oder Spondylodese standen.

Die Positionierung der Nadel in der betroffenen Bandscheibe unter multiplanarer Echtzeit MRT-Kontrolle (PDw Fast Spin Echo) war in allen Fällen zielgenau und sicher. Alle Injektionen waren technisch erfolgreich. Die Bildqualität der MR-Diskogramme war exzellent. Der typische "Memory pain" konnte in 37% der Fälle bei Dallas Grad II-III Läsionen ausgelöst werden. Die mittlere Interventionsdauer lag bei 17 min (13-34 min).

Es konnte festgestellt werden, dass die MR-gesteuerte Diskographie/Diskoblock zielgenau und sicher ist. Die multiplanare Navigation der Nadelpositionierung verbessert die Praktikabilität der Intervention und die MR Diskogramme bieten eine diagnostisch hohe Bildqualität der Weichteilstrukturen ohne ionisierende Strahlung. Diese neue Technik hat sich in der klinischen Routine der Charité etabliert.

2.5 MR Thermometrie im offenen Hochfeld-MRT

Wonneberger U, Schnackenburg B, Wlodarczyk W, Rump J, Walter T, **Streitparth F**, Teichgräber UK.

Evaluation of thermometric monitoring for intradiscal laser ablation in an open 1.0 T MR scanner.

Int J Hyperthermia 2010;26(4):295-304. DOI: 10.3109/02656730903463784

An unserem Institut werden am offenen 1.0 Tesla MRT minimal-invasive Lasertherapien an der Leber und an muskuloskeletalen Geweben wie der Bandscheibe und dem Knochen durchgeführt. Sie lassen sich unter MR-gesteuerter Bildkontrolle überwachen, und der Therapieverlauf im erhitzten Gewebe kann direkt am Signalabfall beobachtet werden.

Für eine Temperaturberechnung als nichtinvasive Verlaufskontrolle hat sich die Protonenresonanzfrequenz (PRF)-Thermometrie aufgrund ihrer linearen Temperaturabhängigkeit bewährt. Um die Temperatur aus den Differenzen der Phasenbilder berechnen zu können, werden Gradientenechosequenzen modifiziert. Die optimale Echozeit (TE) für die Thermometrie basierend auf der Protonenresonanzfrequenzverschiebung entspricht der T2*-Zerfallszeit. Lange Echozeiten führen jedoch zu massiven Dephasierungsartefakten in muskuloskeletalen Strukturen. In dieser Studie wurde die optimale TE für thermometrische Überwachung evaluiert, die eine Differenzierung des anatomischen Gebietes, des Nadelartefaktes und der wärmeinduzierten Bildveränderung zulässt. Für die Anwendung an der Bandscheibe wurde die beste Bildqualität (SNR, Nadelartefakte) und höchste Temperaturgenauigkeit ($\pm 1.09^\circ\text{C}$ für T1- und $\pm 1.11^\circ\text{C}$ für PRF-basierte Methode) mit der Verwendung einer nicht-gespoilten thermosensitiven Gradienten Echo (GRE) Sequenz mit einem TE von 10 ms erzielt.

2.6 MRT-gesteuerte Lasertherapie bei Osteoid Osteom

Streitparth F, Gebauer B, Melcher I, Schaser K, Philipp C, Rump J, Hamm B, Teichgräber U.

MR-Guided Laser Ablation of Osteoid Osteoma in an Open High-Field System (1.0 T).

Cardiovasc Intervent Radiol. 2009 Mar;32(2):320-5. Epub 2008 Oct 4. DOI 10.1007/s00270-008-9447-9

Mit dieser Technical Note wurde die Machbarkeit und technische Besonderheiten der MRT-gesteuerten interstitiellen Laser Ablation (ILA) bei einem Osteoidosteom im offenen 1.0 Tesla MRT beschrieben. Eine interaktive T1-w Turbo Spin Echo (TSE) Sequenz (TE/TR 5.7/200 ms; res. 1.5x1.5x5) wurde für die Tumorlokalisation, Instrumentenführung, Bohrung und Positionierung der Laserfaser in den Tumor genutzt. Die Thermoablation erfolgte mittels 1064nm Nd:YAG Laser durch den Biopsiekanal. Eine Gradientenecho (GRE) Sequenz (TR/TE 4.3/2ms; fa 27°; res. 2.8x2.8x4) mit einer Bildakquisitionszeit von 4.5 s wurde für die Thermometrie der Laser-Gewebeeffekte bei 2-3 Watt Energieeintrag auf Basis der T1 Relaxationszeit und der PRF-Methode (Protonenresonanzfrequenz) verwendet.

Es konnte gezeigt werden, dass die Läsion unter MR-gestützter Navigation erfolgreich lokalisiert und behandelt werden konnte. Die Temperatureffekte des Lasers konnten in Echtzeit MR-thermometrisch dargestellt werden. Neben den konventionellen Magnitudenbildern (T1) war die farbkodierte Technik (PRF) hilfreich. Es traten keine Komplikationen auf.

Das vorgestellte Therapieverfahren unter MR Navigation und Thermometrie im offenen Hochfeld MRT ist präzise und sicher durchführbar. Die Anwendung schneller TSE und GRE Sequenzdesigns stellt einen Schritt in Richtung optimierter Sicherheit der Methode bei einem jungen Patientenkollektiv dar. Die Charité bietet dieses neue Therapieverfahren nunmehr als Methode der Wahl an.

2.7 MRT-gesteuerte LITT der Leber

Streitparth F, Knobloch G, Balmert D, Chopra S, Rump J, Wonneberger U, Philipp C, Hamm B, Teichgräber U.

Laser-induced Thermotherapy (LITT) – Evaluation of a Miniaturised Applicator and Implementation in 1.0 T High-Field Open MRI Applying a Porcine Liver Model.

Eur Radiol 2010 Nov;20(11):2671-8. Epub 2010 Jun 8. DOI 10.1007/s00330-010-1831-6

Im Rahmen dieses Projekts wurde ein miniaturisiertes 6 French (F) Teflon “double-tubed” LITT-Applikatorsystem mit geschlossenem Kühlkreislauf für Laserablationen an der Leber im offenen Hochfeld MRT entwickelt.

Das Miniatur-Applikatorsystem wurde in nicht-perfundierter und perfundierter Schweineleber hinsichtlich des maximal möglichen Energieeintrags (18-30 Watt), der Zeit (10-20 Min.) und des erforderlichen Kühlmittelflusses im Vergleich zu einem kommerziellen 9F-System evaluiert. Die LITT der Leber wurde mit einem 1064nm Nd:YAG Laser im offenen 1.0 Tesla MRT durchgeführt.

In-vitro wurde ein max. Koagulationsvolumen von 33 ± 4.4 ml unter Verwendung des 6F-Systems bei 24 Watt und einer Energiezufuhr von 20 min eruiert, ohne signifikanten Unterschied zum 9F-System mit 35.5 ± 4.9 ml. Es konnte ein minimaler Kühlmittelfluss von 15 ml/min festgelegt werden.

Die in-vivo Applikationen im offenen MRT wurden technisch erfolgreich und ohne Komplikationen durchgeführt. Die Applikator-Navigation und MR Thermometrie im offenen Hochfeld MRT waren präzise durchführbar, was die LITT zukünftig im Sinne eines “One-Stop-Shop” Verfahrens im Vergleich zu konkurrierenden Ablationsverfahren favorisieren könnte.

3 Diskussion und Ausblick

Wie die vorliegenden Arbeiten zeigen konnten, wird das Gebiet der interventionellen Radiologie durch die Verfügbarkeit der offenen Hochfeld-MRT nicht nur sinnvoll ergänzt, sondern um neue technologische Optionen erweitert.

Grundsätzlich können MR-Interventionen an jedem klinischen MRT, also auch an den ubiquitär verfügbaren geschlossenen Hochfeld-MRT-Systemen, durchgeführt werden. In konventionellen MRT-Tunnelsystemen müssen Interventionen jedoch mit intermittierender Bildakquisition und mehrfachen Tischbewegungen durchgeführt werden, und das Platzangebot zwischen Patient und Tunnel ist gering, so dass offen konfigurierte MRT-Systeme hier vorteilhaft sind. Diese stehen heute mit Feldstärken von 0.2 – 1.5 Tesla zur Verfügung (19). Die Grundintention der interventionellen MRT (iMRT) ist die simultane Durchführung von Echtzeit-MR-Bildgebung und Intervention bei guter Zugänglichkeit zum Patienten. Die erste Generation interventioneller MRT-Systeme führender Hersteller (Philips, Siemens, GE) verwendete optische Navigationsapparaturen zur Instrumentenlokalisierung. Zusätzlich sind manche offen konfigurierte MRT-Systeme mit komplexen Programmen und speziellen Benutzeroberflächen zur optimalen Echtzeitkontrolle von Interventionen ausgerüstet (20).

Wichtige Voraussetzungen zur Durchführung technisch erfolgreicher und sicherer Interventionen in der iMRT sind 1) MR-kompatible Instrumente und Interventionszubehör für eine sichere MR-Umgebung, 2) eine praktikable Methode zur Navigation und Visualisierung der eingesetzten Instrumente, 3) eine schnelle MR-Bildgebung (MR Fluoroskopie) mit einem adäquaten Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis (CNR) zur Durchführung zeiteffizienter Interventionen, vergleichbar zur konventionellen oder CT-Fluoroskopie, 4) reliable Monitoringoptionen wie die MR Thermometrie bei MR-gesteuerten Thermobalationen.

Eine schnelle und effiziente Bildakquisition und innovative Benutzeroberflächen (Interface) sind für MR-Interventionen entscheidend. Das interventionelle Interface erlaubt die Planung, Darstellung und Kontrolle interventioneller Prozeduren mit speziellen Voreinstellungen für Bildgebung und Fensterung. Um diese Optionen unmittelbar auszuschöpfen, wurde eine MR-taugliche PC-Maus entwickelt (38) (Publikation 1). Mit der modifizierten Maus kann der Interventionalist ohne Beeinträchtigung der Bildqualität komfortabel und sicher sowie unabhängig von einer technischen Assistenz arbeiten. Die freie interaktive Ebenenwahl durch den Interventionalisten via Mausklick ist ein wesentlicher Vorteil der interventionellen MRT gegenüber der streng axialen CT. Als alternatives Konzept wurde ein interaktives Fußpedal zur Steuerung der Gerätefunktionen vorgestellt (37), mit dem Vorteil, dass dem Interventionalis-

ten beide Hände für das Interventionsinstrumentarium zur Verfügung stehen. Im Vergleich zur PC-Maus als nachteilig einzuschätzen, sind der zusätzliche gerätetechnische Aufwand sowie höhere Kosten bei Anschaffung, Installation und Wartung. Als weitere Methode ist die bildbasierte automatische Instrumentenverfolgung als Echtzeit-Tracking von Interventionsinstrumenten zu nennen („automated slice positioning“) (110). Übertreffender Vorteil dieser Methode ist, dass immer die Ebene eingestellt ist, in der sich das Instrument befindet.

Im Vergleich zur konventionellen Fluoroskopie oder CT, bei denen Instrumentenartefakte auf Dichteunterschiede beruhen, ist die verlässliche Visualisierung mittels MRT eine größere Herausforderung. Das Artefakt des Instruments wird neben der Größe und Geometrie vor allem von der verwendeten Legierung beeinflusst (45, 111). MR-kompatible Punktionsnadeln bestehen überwiegend aus Legierungen mit einer niedrigen magnetischen Suszeptibilität und enthalten einen hohen Anteil Titan, Carbon oder Nickel-Chrom (Inconel). Diese Legierungen erzeugen lokal begrenzte Feldinhomogenitäten (passive Visualisierung) und ermöglichen scharf abgrenzbare und verlässliche Nadelartefakte ohne Bildverzerrungen (44, 112-114) (Publikation 2). Weiterhin beeinflusst die Magnetfeldstärke das entstehende Nadelartefakt (43, 45, 115). Generell gilt, dass starke Magnetfelder für Feldinhomogenitäten anfälliger sind. Die Zusammensetzungen der Legierungen können bezüglich ihrer resultierenden magnetischen Suszeptibilität auf die Feldstärke abgestimmt werden, in der sie eingesetzt werden sollen.

Der Sequenz-Typ, die verwendeten Sequenz-Parameter sowie der relative Winkel des Instruments zum statischen Hauptmagnetfeld B_0 sind variable Faktoren zur intraprozeduralen Optimierung des Nadelartefakts (43, 116). Gradienten Echo (GRE) Sequenzen sind durch eine höhere Anfälligkeit für Feldinhomogenitäten insbesondere im Niedrigfeld geeignet (13, 23, 24, 39, 40, 44, 46-49), um eine kontrollierbare Verstärkung des Nadelartefakts zu erreichen. Zudem zeichnen sich GRE Sequenzen durch ein hohes CNR von Nadel und umgebendem Gewebe aus. Im Gegensatz dazu sind Spin Echo (SE) und Turbo Spin Echo (TSE) Sequenzen für Feldinhomogenitäten weniger anfällig und produzieren weniger starke Nadelartefakte, was deren Einsatz im Hochfeld-MRT begünstigt (87, 113, 117-119) (Publikationen 2, 3, 4, 6).

Weiterhin wird ein stärkeres Artefakt mit größer werdenden relativen Winkeln zu B_0 erzielt. Parallel zu den Magnetfeldlinien orientierte Nadeln verursachen nur schwache Feldinhomogenitäten und sind folglich kaum bis nicht erkennbar. Instrumente mit einer Orientierung von 90° zu B_0 erzeugen dagegen maximal ausgeprägte Nadelartefakte. Diese Regel ist insbesondere bei MR-Interventionen an offenen MRT-Systemen mit vertikaler Feldorientierung wichtig, wenn ein Instrument in Feldrichtung eingebracht wird und somit weniger gut sichtbar ist.

Hingegen ist das statische Magnetfeld von Tunnelsystemen horizontal orientiert, was oft mit einer rechtwinkligen Nadelorientierung zur Feldrichtung verbunden ist und große Artefakte zur Folge haben kann. Unter Verwendung von GRE oder TSE Sequenzen steigt die Größe des Instrumentenartefakts zudem mit steigender Echozeit (TE) an (44, 113, 114) (Publikation 2). Im Falle eines geringen relativen Winkels zum B₀ Feld (0 - 10°) kann mit einem längeren TE ein stärkeres und bei großem Winkel (> 70°) mit Verkürzung der TE ein geringeres Artefakt erzielt werden (43, 114).

Die in dieser Arbeit vorgestellten MR-Interventionen konnten in adäquatem und zu CT-Interventionen vergleichbarem Zeitaufwand durchgeführt werden (113, 117-119) (Publikationen 2, 3, 4, 6). Hierfür sind schnelle MR-Sequenzen notwendig. Die Faktoren räumliche und zeitliche Auflösung und das Signal-zu-Rausch-Verhältnis (SNR) bzw. das Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis (CNR) spielen dabei eine wichtige Rolle. Generell und im Speziellen im Niedrigfeld-MRT ist die MR Fluoroskopie ein Kompromiss zwischen zeitlicher und örtlicher Auflösung. Schnelle GRE-Sequenzen wie bspw. FLASH2D (FFE) oder FISP (bSSFP) Sequenzen sind aufgrund der schnellen Bildakquisition und schnellen Rekonstruktionsalgorithmen besonders geeignet für die MR Fluoroskopie (120). SE und TSE Sequenzen sind im Niedrigfeld-MRT ungeeignet, da die Akquisitionszeit aufgrund des 180° Refokussierungspulses für einen MR-fluoroskopischen Modus zu lang ist.

Insgesamt bietet die Hochfeld-MRT gegenüber der Niedrigfeld-MRT bedingt durch die stärkere Stabilität und Homogenität des Magnetfelds und schnellerer Gradienten bezüglich der MR Fluoroskopie deutliche Vorteile. Es können im offenen 1.0 Tesla MRT den interventionellen Bedingungen angepasste und optimierte Sequenzen angewendet werden; so bei Eingriffen an statischen/wenig bewegenden Organen/Geweben wie der Wirbelsäule und dem muskuloskeletalen System bevorzugt TSE-Sequenzen in PD oder T1 Wichtung (113, 117-119) (Publikationen 2, 3, 4, 6) sowie an der Niere in T2 Wichtung (121). In einer Phantom-Studie konnte gezeigt werden, dass eine Bildakquisition in einem Zeitraum von ≤ 4 Sekunden für effiziente Interventionen an statischen Organen ausreichend ist (122). An bewegten Organen wie der Leber sind schnelle GRE-Sequenzen (FFE) (123, 124) und an sehr schnell bewegenden Organsystemen paracardial/mediastinal/pulmonal sehr schnelle GRE Sequenzen (bSSFP) vorteilhaft.

Die im Vergleich zu anderen offenen Systemen höhere Magnetfeldstärke ermöglicht grundsätzlich ein höheres SNR. Die Bildgebung bei 1.0 Tesla erlaubt somit eine bessere Bildqualität und zudem, ähnlich wie bei Tunnelsystemen bei 1.5 Tesla, eine funktionelle Bildgebung. So können bei Thermoablationen von Tumoren die Temperaturveränderungen im Gewebe im

MRT überwacht werden (MR Thermometrie). Bei der Laser-induzierten Thermoerapie (LITT) wird das Tumorgewebe in wenigen Minuten auf über 80 °C erhitzt. Die Thermometrie sollte möglichst echtzeitnah erfolgen, um diese schnellen und starken Temperaturänderungen aufzuzeigen. Es werden daher Sequenzen verwendet, die mit Akquisitionszeiten im Sekundenbereich ein online Temperaturmonitoring ermöglichen. Die Protonenresonanzfrequenz (PRF) ist das vielversprechendste Thermometrieverfahren. Die Verschiebung der Resonanzfrequenz ist beinahe unabhängig von der Gewebezusammensetzung und zeigt hohe Temperaturgenauigkeiten in parenchymatösen Geweben wie der Leber (53), aber auch in muskuloskeletalen Geweben wie Muskel oder Bandscheibe (54, 55) (Publikation 5). Lediglich bei Fettgewebe ist die Methode limitiert (z.B. bei Ablation von Knochentumoren), da die im Fett enthaltenen Protonen eine andere Resonanzfrequenz aufweisen. Bei fetthaltigen Geweben sollten bei dieser Methode die Fettsignale unterdrückt werden (125, 126). Aus den Akquisitionen der GRE-Sequenzen der PRF-Methode können neben den Phasenbildern auch Amplitudenbilder für anatomische Beurteilungen gewonnen werden. In Niedrigfeld-Scannern ist die quantitative Messung der Temperatur mittels PRF aufgrund des niedrigen B₀ eingeschränkt. Allerdings kann die Abnahme des T₁-Signals aufgrund eines Temperaturanstiegs dargestellt werden (52, 127).

Nach den Prinzipien der translationalen Forschung wurden aus den präklinisch gewonnenen Erkenntnissen klinische Studien zu verschiedenen minimal-invasiven Interventionen im offenen 1.0 Tesla MRT durchgeführt: a) Spinale Schmerztherapie, b) Aspiration spinaler Zysten, c) Diskographie/Diskoblock, d) Lasertherapie Osteoidosteom, sowie e) LITT der porcinen Leber in-vivo als „proof-of-concept“.

Die Studienlage zur Effektivität der bildgesteuerten spinalen Infiltrationstherapie bei Patienten mit lumbalem Rückenschmerz mit oder ohne Radikulopathie ist vielversprechend. Es konnte gezeigt werden, dass Patienten mit Schmerzsyndrom nach gescheiterter Operation in hohem Maße von einer periradikulären Infiltration profitierten - 80% der Patienten waren initial schmerzfrei (49). Üblicherweise wird die Fluoroskopie oder CT zur Bildkontrolle lumbosakraler Infiltrationen eingesetzt. Die iMRT ermöglicht bei spinalen Infiltrationen eine präzise präinterventionelle anatomische Evaluation und Planung eines patientenindividuellen Punktionswegs. Zusätzlich können präinterventionelle SPIR oder STIR-Sequenzen exklusive Informationen zur Lokalisation des Knochenmarködems als pathologisches Korrelat der Sacroiliitis für eine gezielte Injektion liefern (14, 44, 128). Die Effektivität und Sicherheit der MRT-gesteuerten Infiltrationstherapie der Nervenwurzel (15, 24, 49, 113), Facettengelenke

(15, 23, 113) sowie Sakroiliakalgelenke (14, 39, 113, 129) konnte belegt werden (Publikation 2). Auf Basis der existierenden Literatur ist die MR-gesteuerte Nadelnavigation mittels fluoroskopischer TSE oder GRE Sequenzen präzise durchführbar, mit einer technischen Erfolgsrate von 87-100 %. Die Injektatverteilung kann insbesondere bei periradikulärer Applikation zuverlässig mit T2-gewichteten TSE SPIR/STIR Sequenzen kontrolliert werden. Bei artikulären Injektionen kann die Applikation von Kontrastmittel hilfreich sein (14, 23, 113) (Publikation 2). Die iMRT kann anstelle konventioneller Techniken für die Bildkontrolle spinaler Infiltrationen eingesetzt werden. Dies ist vor allem dann sinnvoll, wenn ausgeprägte anatomisch strukturelle Veränderungen oder Pathologien vorhanden sind, sowie allgemein bei jungen oder schwangeren Patienten und bei seriellen Therapieschemata zur Vermeidung einer kumulativen Strahlenexposition für Patient und Arzt.

In einer Machbarkeitsstudie konnte weiterhin erstmalig die Effektivität und Sicherheit der minimal-invasiven Aspiration Nerven-komprimierender lumbosakraler Zysten unter MR-Kontrolle gezeigt werden. Dabei stellte sich der Nutzen flüssigkeitssensitiver interaktiver Bildsequenzen zur Zystenaspiration heraus (119) (Publikation 3). Die MR-gesteuerte spinale Infiltrationstherapie und die MR-gesteuerte Aspiration symptomatischer spinaler Zysten sind effektive Verfahren zur Behandlung pseudoradikulärer und radikulärer Schmerzen und können invasivere Prozeduren in einem selektierten Patientenkollektiv ersetzen oder zumindest verzögern.

Die Diskographie wird üblicherweise unter Fluoroskopie und/oder CT-Steuerung durchgeführt. Vergleichsstudien zeigten eine Überlegenheit der CT und MRT gegenüber der Fluoroskopie-Diskographie. CT und MRT wiesen eine gleich gute Genauigkeit in der Detektion von Bandscheibenläsionen auf. Die MRT bietet jedoch eine bessere räumliche Auflösung und einen besseren Weichteilkontrast, was eine zuverlässige Differenzierung der diskalen sowie der benachbarten nervalen Strukturen und des Spinalkanals erlaubt (81, 82). Mit der MR-Diskographie lassen sich zudem mögliche allergische Reaktionen auf Iod-basierte Kontrastmittel vermeiden (81, 130). Die Diskographie in konventionellen MR-Tunnelsystemen ist jedoch zeitaufwändig und unter klinischen Gesichtspunkten unpraktikabel. Demgegenüber wurde über die erfolgreiche Durchführung der MR-gesteuerten Diskographie im offenen 0.23T-MRT bei verbessertem Patientenzugang berichtet (48, 83). Allerdings sind hier die technischen Möglichkeiten aufgrund der niedrigen Feldstärke eingeschränkt; so wurden in diesen Studien keine Fettsättigungstechniken zur Akquisition der MR-Diskogramme angewendet. Die Wichtigkeit der Fettsättigung hinsichtlich eines zuverlässigen Nachweises einer vollständigen Bandscheibendisruption mit epiduralen KM-Abfluss in den T1-gewichteten

Diskogrammen konnte in der Studie zur MR-Diskographie bei 1.0 Tesla gezeigt werden (118) (Publikation 4). Ein wesentlicher Vorteil der MRT-Steuerung ist die Möglichkeit der multiplanaren Navigation, was insbesondere bei Eingriffen unter stark angulierten Zugangswegen die Intervention vereinfachen kann, wie bspw. bei der Diskographie im Bandscheibensegment L5/S1. Nach Durchschreiten einer Lernkurve, kann die MR-Diskographie im offenen Hochfeld-MRT schnell und sicher durchgeführt werden. Darüber hinaus bietet das 1.0 Tesla MRT-System alle technischen Optionen der hochqualitativen spinalen MR-Bildgebung, was in Kombination die Anwendung der MR-Diskographie im Sinne einer „all-in-one“ Prozedur erweitern könnte.

Das Therapiekonzept bei Osteoid Osteomen (OO) hat sich in den letzten Jahren von der chirurgischen Resektion zu Bild-gesteuerten minimal-invasiven Therapieverfahren weiterentwickelt, wie der perkutanen Bohrung, der chemischen Destruktion oder thermalen Ablation. Als therapeutischer Goldstandard gilt heute die CT-gesteuerte Thermoablation. Representative Studien mit hohen Patientenzahlen zeigen für die RFA und Laser-Ablation bei OO exzellente Ergebnisse mit primären Erfolgsraten von über 90% (85, 89). Das ist durch die Möglichkeit eines überlappenden Ablationsareals begründet, welches den Gesamttumor umschließt (89). In einer vergleichenden Untersuchung beider Verfahren konnte kein Unterschied bezüglich der primären Erfolgs-, Rezidiv- oder Komplikationsraten festgestellt werden (90). Im Gegensatz zur RFA ist der Laser jedoch voll MR-kompatibel und ermöglicht die Durchführung einer online MR Thermometrie. Eine Studie berichtete über eine erfolgreiche Anwendung der MRT-gestützten Laser-Ablation von OO in einem Niedrigfeld-MRT bei 0.23 T, wobei eine MR-thermometrische Kontrolle aufgrund der niedrigen Feldstärke jedoch nicht möglich war (47). Als technische Weiterentwicklung wurde die MRT-gesteuerte Laser-Ablation von OO im offenen 1.0 Tesla MRT durchgeführt (87, 117) (Publikation 6). Das Monitoring mittels der qualitativen T1-Thermometrie war reliabel (52) und die PRF-Thermometrie aufgrund der fetthaltigen und sklerotischen Knochenstrukturen mit Einschränkung möglich (8).

Die Vorteile der interaktiven MRT-gesteuerten Thermoablation gegenüber der CT-gesteuerten Methode sind vielfältig: So die hochqualitative MR-Bildgebung zur Tumorlokalisierung und Darstellung benachbarter Risikostrukturen wie Gefäße und Nerven, multiplanare Navigation für eine volle anatomische und instrumentale Orientierung, MR-Thermometrie für eine exakte und sichere Tumorabtragung, sowie eine direkte postinterventionelle MR-Erfolgskontrolle mittels Subtraktionsaufnahmen. Weiterhin spielt der Verzicht auf ionisierende Strahlung bei dem jungen Patientenkollektiv (95% unter 30. Lj.) eine bedeutende Rolle. Diese technischen Vorzüge können eventuell die Erfolgsrate steigern bei gleichzeitig erhöhter

Patientensicherheit. Dadurch könnten sich die Behandlungskosten bei kurzen Liegezeiten und schneller Rekonvaleszenz der Patienten verringern. Eine positive Kostenanalyse der iMRT im Vergleich zur operativen Therapie in der Behandlung des OO konnte bereits gezeigt werden (131). Ein offen-chirurgisches Vorgehen erscheint nur in Ausnahmefällen, so bei ungünstiger Tumorlokalisation oder unklarer Diagnose indiziert (86).

Wir gingen bei der Entwicklung des LITT-Applikatorsystems von der Idee einer Miniaturisierung aus. Ein solches 6F-Miniatursystem ermöglicht einen komplikationsarmen Zugang bei vergleichbarer Effektivität zum kommerziellen 9F-System (103, 132) (Publikation 7). Studien konnten demonstrieren, dass die kombinierte MR-Navigation und online Thermometrie der LITT in Hochfeld-Systemen möglich ist (101, 107). Die Katheterpositionierung ist in einem konventionellen Tunnelsystem, auch mit geeigneten Sequenzen (133), jedoch zeitaufwändiger im Vergleich zur Echtzeit-Steuerung im offenen MRT. Fiedler et al. berichteten über die MR-gesteuerte LITT von Lebermetastasen in einem interventionellen 0.5-T System mit adäquaten Interventionszeiten (102). Studien über MR-gesteuerte Leberbiopsie und Brachytherapie von Lebermalignomen konnten zeigen, dass schnelle GRE Sequenzen nach Administration von Gadolinium (Gd)-EOB-DTPA mit multiplanarer fluoroskopischer Bildsteuerung im offenen 1.0 Tesla MRT hohe technische Erfolgsraten und kurze Interventionszeiten ermöglichen (123, 124). MR Thermometrie der LITT bei Lebermalignomen kann mit dem Temperatur-abhängigen Abfall des T1 Signals oder der Temperatur-abhängigen Verschiebung der Protonenresonanzfrequenz (PRF) zuverlässig mit hoher Genauigkeit durchgeführt werden (8, 53, 132, 134). Der Vorteil der offenen Hochfeld-MRT liegt in der Möglichkeit einer kombinierten Echtzeit-MR-Navigation der Applikator-Positionierung und online PRF-Temperaturkontrolle (132) (Publikation 7).

Die interventionelle Magnetresonanztomographie hat sich in der spinalen Schmerztherapie, Diskographie und in der Steuerung thermoablativer Therapieverfahren zu einem kompetitiven Verfahren entwickelt. Der Literaturvergleich mit Fluoroskopie oder CT-gesteuerten Interventionen zeigt die iMRT als Verfahren mit hoher Effektivität und Sicherheit. MR-Interventionen sind an allen gängigen MRT-Systemen durchführbar; offen konfigurierte MRT-Systeme sind jedoch vorteilhaft. Die Verwendung MR-fluoroskopischer Sequenzdesigns ermöglicht eine echtzeitnahe Instrumentennavigation mit Interventionszeiten vergleichbar der CT. Schnelle TSE Sequenzen erzielen bei 1.0 Tesla eine hohe CNR und bieten unter Nutzung der Prinzipien der passiven Nadelvisualisierung die Option einer intraprozeduralen Abstimmung des Nadelartefakts für eine hohe Genauigkeit und Sicherheit. Ein wesentlicher Vorteil der MRT-

Steuerung ist die Möglichkeit der Multiplanarität, was insbesondere bei komplexeren Eingriffen unter angulierten Zugangswegen die Intervention vereinfachen kann. Weitere Vorteile sind das Monitoring des Injektats bei Infiltrationen mittels wassersensitiver MR-Sequenzen ohne Verwendung von Kontrastmitteln und das Monitoring von Temperaturänderungen im Gewebe bei Thermoablationen mittels thermosensitiver MR-Sequenzen (MR Thermometrie). Aufgrund des Verzichts auf ionisierende Strahlung ist die iMRT besonders geeignet für pädiatrische Interventionen und bei Schwangeren, sowie vorteilhaft für junge Erwachsene und für serielle Therapieschemata bei gleichzeitig vermiedener Strahlenexposition des Klinikpersonals. Verglichen mit der konventionellen Fluoroskopie und der CT, scheinen MR-gesteuerte spinale Punktionen und Infiltrationen wie auch die MR-Diskographie und MR-gesteuerte Thermoablation bei Osteoidosteom klinisch effektiv und sicher durchführbar zu sein.

Die vorliegenden Studien weisen einige Limitationen auf: Die LITT der Leber wurde an der Schweineleber durchgeführt. Es bedarf der Anwendung an Patienten mit Lebermalignomen, um die Effektivität des miniaturisierten Applikatorsystems zu validieren, da sich die Gewebeeigenschaften von soliden Lebertumoren und gesunden Lebergewebe unterscheiden. Zudem wurden relativ wenige LITT Prozeduren MR-thermometrisch kontrolliert. Die MR Thermometrie muss in der klinischen Anwendung unter Berücksichtigung von Einflüssen, wie z.B. der Atmungsbewegung von Patienten, weiter untersucht und ggf. angepasst werden.

Als Limitation der Studie zur MRT-gesteuerten Diskographie/Diskoblock muss erwähnt werden, dass die Verwendung von Gadovist zur MR-Diskographie als „off-label use“ stattgefunden hat. Es bestehen keine Langzeiterfahrungen über Reaktionen des auf Gadolinium-basierenden Kontrastmittels sowie langwirksamen Lokalanästhetikums mit dem Bandscheibengewebe. Zudem müssen auch die selteneren Allergien auf Gadolinium-Formulierungen, z.B. vor dem Hintergrund der nephrogenen systemischen Fibrose (NSF), genannt werden. Weiterhin wurde keine Korrelation zwischen MR Diskographie/Diskoblock und Veränderungen im diagnostischen MRT, wie Bandscheibendegeneration, Endplattenveränderungen und „high intensity zone“ untersucht. Diese offenen Fragen sind aktuell Bestandteil eigener wissenschaftlicher Untersuchungen.

In der Machbarkeitsstudie der MRT-gesteuerten spinalen Zystenaspiration wissen wir bislang nicht, welche Zystenätiologie besonders und welche weniger für dieses Therapieverfahren geeignet sind. Limitation aller klinischen Anwendungsstudien - spinale Infiltrationstherapie, spinale Zystenaspiration sowie Laserablation Osteoidosteom - ist die fehlende Analyse des

klinischen Langzeiterfolgs aufgrund des technischen Charakters dieser Studien. Es müssen zukünftig klinische Studien an größeren Patientenkollektiven erfolgen, um den Nutzen der MRT zur Steuerung und Kontrolle dieser minimal-invasiven Interventionen zu erweisen. Weiterhin sind Kosten-Ertrags-Analysen der einzelnen MR-Interventionen notwendig, um die Durchführbarkeit in der klinischen Routine unter ökonomischen Gesichtspunkten zu belegen.

Ausblickend kann auf vielversprechende technische Weiterentwicklungen hingewiesen werden, welche die Qualität MR-gesteuerter Interventionen weiter steigern und das Indikationsspektrum für die iMRT erweitern können. So wie innovative Trackingmethoden, welche es dem Interventionalisten ermöglichen, Bilder in der Instrumentenebene während der Intervention zu erhalten (automatische Bildnachführung). Mit einer online Fusion von Temperaturkarten mit dem anatomischen Bild könnte auch eine Kontrollmöglichkeit für die Thermoablation geschaffen werden. Weiterhin ist ein MR-taugliches kabelloses Headset-Kommunikationssystem wünschenswert, was die Kommunikation innerhalb des MRT-Raums erlauben soll ohne die Bildgebung zu beeinflussen. Aktuell werden eine spezielle Oberflächenspule für Interventionen an der Lendenwirbelsäule und innovative MR-kompatible OP-Instrumentarien entwickelt zur zukünftigen Durchführung komplexer Operationen an der Wirbelsäule: wie die perkutane intradiskale Thermoablation (PIT), transforaminale endoskopische Mikrodiskektomie (TEM) und mechanisch perkutane lumbale Nukleotomie (MPLN). Weiterhin wird zukünftig die Radiofrequenzablation (RFA) solider Tumoren unter MR-Navigation und thermometrischer Kontrolle unter Verwendung von speziellen Tiefpass-Filtern eine Rolle spielen. Auch gibt es bereits erste Ansätze zur Leberchirurgie im offenen MRT: Unter Verwendung neuer MR-kompatibler Endoskopie-Kamera-Systeme konnte bereits experimentell eine endoskopisch gestützte Leberteileresektion der Leber mittels Laser durchgeführt werden (135). Desweiteren sind noch exemplarisch MR-gestützte endovaskuläre Interventionen (10, 136) oder die gezielte Injektion von Stammzellen unter MR-Navigation zu nennen (137).

Doch obwohl diverse instrumentale Prototypen und innovative Interventionskonzepte entwickelt wurden, bedarf es weiterer intensiver Anstrengungen, bis diese vielversprechenden Techniken klinisch effektiv und sicher angewendet werden können.

Das große Potential der MRT für die interventionelle Radiologie ist offensichtlich geworden, jedoch ist es aktuell unklar, welches MRT-Konzept sich zukünftig durchsetzen wird. Neben dem offenen Hochfeld-MRT mit vertikaler Magnetfeldausrichtung existiert ein weiteres „wide-bore“ Tunnelsystem mit klassisch horizontaler Feldausrichtung zur interventionellen Bild-

gebung. Weitere Studien müssen zeigen, welches MRT-Konzept für minimal-invasive Interventionen erfolgreicher ist hinsichtlich: Patientenkomfort, Patientenzugang und Bewegungsspielräumen, kompatiblen Navigationskonzepten, Interaktion von MR-kompatiblen Instrumenten und MR-fluoroskopischen Sequenzen, interventionellen Arbeitsablauf und Praktikabilität, Interventionszeiten, technischen und klinischen Erfolgsraten sowie Wirtschaftlichkeit.

4 Zusammenfassung

Die Magnetresonanztomographie (MRT) stellt eines der wesentlichen diagnostischen Verfahren in der Medizin dar und hat sich zur Bildgebung für alle Organsysteme etabliert. Seit über 10 Jahren wird die MRT zunehmend auch zur Steuerung und Kontrolle therapeutischer Interventionen eingesetzt. Die MRT kombiniert Eigenschaften wie hoher Weichteilkontrast, freie Wahl der Schichtebene, Verzicht auf ionisierende Strahlung, mit der Fähigkeit zur funktionalen Bildgebung, wie der Darstellung von Temperaturveränderungen in Körpergeweben und physiologischen Vorgängen wie Perfusion und Diffusion. Dies prädestiniert die MRT, um Therapieverfahren von perkutanen Tumorablationen über endovaskuläre und endoskopische Interventionen bis hin zur offenen Chirurgie zu unterstützen und zu überwachen. Ein klinisch routinierter Einsatz der MRT zur Steuerung minimal-invasiver Interventionen ist daher wünschenswert. So ist die Einführung des offen konfigurierten Hochfeld-MRT bei 1.0 Tesla eine wichtige Innovation der letzten Jahre. Dieses MRT-System unterstützt alle Optionen der modernen MRT-Bildgebung, erlaubt einen direkten Zugang zum Patienten und ermöglicht somit die Verwendung des MRT als hochwertige interventionelle Bildgebungsmodalität.

In den vorliegenden Arbeiten wurden Untersuchungen zur MR Navigation, Echtzeitbildgebung (MR Fluoroskopie) und zum Artefaktverhalten innovativer MR-kompatibler Interventionsinstrumente im offenen Hochfeld-MRT durchgeführt. Weitere Arbeiten überprüften die Spin-Gitter-Relaxationszeit T1 und Protonenresonanzfrequenz PRF zur Temperaturbestimmung im Gewebe (MR Thermometrie) bei hyperthermen Laser-Therapieverfahren. Abschließend wurde nach den Prinzipien der translationalen Medizin die klinische Anwendung minimal-invasiver Interventionen - spinale Schmerztherapie, Aspiration spinaler Zysten, Diskographie/Diskoblock, Lasertherapie Osteiodosteom und LITT der Leber - im offenen Hochfeld-MRT evaluiert.

In der von uns durchgeführten technischen Studie wurde die Modifikation einer kabellosen PC-Maus für die Steuerung der Bedieneroberfläche während der Intervention im offenen Hochfeld-MRT bei 1.0 Tesla entwickelt (Publikation 1). Die magnetische Anziehungskraft konnte auf unter 2% ($F_m = 9\text{N}$ vs. $F_m = 0,15\text{ N}$) des Ausgangswerts reduziert werden. Die Bildqualität in der Gradientenecho- (FFE) und Spinechobildgebung (TSE) wurde durch den Einsatz der Maus nicht signifikant beeinflusst (Signal-zu-Rausch-Verhältniss, SNR: TSE $228 \pm 22,3$ vs. 211 ± 15 ; FFE $55 \pm 5,6$ vs. $56 \pm 4,3$). Mit der modifizierten Maus kann der Interventionalist komfortabel und sicher sowie unabhängig von einer technischen Assistenz arbeiten und die Möglichkeiten der Multiplanarität der MRT unmittelbar ausschöpfen.

Die Analyse der MR Fluoroskopie und des Artefaktverhaltens MR-kompatibler Interventionsinstrumente im Kupfersulfatphantom und humanen Kadavermodell ergaben exzellente Ergebnisse für die Anwendung schneller Turbo Spin Echo (TSE) Sequenzen (Publikation 2). Die PD-gewichtete TSE Sequenz erzielte die besten Kontrast-zu-Rausch-Verhältnisse (CNR) für verschiedene Gewebe (CNR = 45, 18, 15, 9 für Nadel vs. Fett, Muskel, Nervenwurzel, Knochen) und optimale Artefaktgrößen (Breite und Nadelspitze unter 5 mm).

In der präklinischen Analyse der MR Thermometrie zeigte sich die Machbarkeit eines reliablen Monitorings intradiskaler Laserablationen unter Verwendung einer nicht-gespoilten thermosensitiven Gradientencho (GRE) Sequenz mit einer Echozeit (TE) von 10 ms, welche eine gute Bildqualität (SNR, Nadelartefakte) und eine hohe Temperaturgenauigkeit bietet ($\pm 1.09^{\circ}\text{C}$ für T1- und $\pm 1.11^{\circ}\text{C}$ für PRF-basierte Methode) (Publikation 5).

Die in-vitro Studie der Laser induzierten Thermochemotherapie (LITT) am Schweinelebermodell zeigte, dass ein innovativer miniaturisierter 6 French LITT-Applikator adäquate Koagulationsvolumina (33 ± 4.4 ml) erzielte. Als „proof-of-concept“ konnte in-vivo gezeigt werden, dass die Applikator-Navigation und Thermometrie im offenen Hochfeld MRT präzise und sicher durchführbar sind (Publikation 7).

Unsere Studien zur klinischen Anwendung minimal-invasiver Interventionen im offenen Hochfeld-MRT zeigten bei 183 spinalen Infiltrationstherapien in 53 Patienten einen primären technischen Erfolg von 100% (107/107), 87% (46/53) und 87% (20/23) für Nervenwurzel-, Facetten- und Sakroiliakgelenk-Infiltrationen. Die mittlere Interventionszeit betrug 29 min (19–67 min). Der Gebrauch schneller TSE Sequenzdesigns vermag die Genauigkeit und Geschwindigkeit der Bild-gesteuerten Schmerztherapie zu erhöhen (Publikation 2).

Die klinische Machbarkeitsstudie der MRT-gesteuerten Aspiration von symptomatischen spinalen Zysten zeigte einen primären, technischen Erfolg von 63,6 % (7/11 Patienten). Nach erfolgreicher Aspiration berichtete jeder Patient über eine schnell einsetzende Linderung der initialen Schmerzsymptomatik. Bei gut zugänglichen spinalen Zysten ist das Verfahren der MRT-gesteuerten Aspiration eine effektive, sichere und minimal-invasive Alternative zur sonst offen chirurgischen Resektion mit grundsätzlich geringerem therapiebedingtem Trauma und geringeren Nebenwirkungen (Publikation 3).

Weiterhin wurden Technik und Sequenzprotokoll für die MR-gesteuerte Diskographie und Diskoblock entwickelt (Publikation 4). Unter Verwendung eines optimalen Verhältnisses von Kontrastmittel zu Kochsalz von 1:600 ($\text{CNR}_{\text{air}}: 337.3 \pm 6.9$) wurden 48 Bandscheibenfächer von 41 Patienten genau und sicher diskographiert sowie der "Memory pain" eruiert. Die inter-

aktive multiplanare Navigation der Nadelpositionierung verbesserte die Praktikabilität der Intervention, und die MR Diskogramme boten eine diagnostisch exzellente Bildqualität der Weichteilstrukturen ohne ionisierende Strahlung.

Die Machbarkeit der Laser-induzierten Thermoablation des Osteoid Osteoms im offenen Hochfeld MRT wurde analysiert (Publikation 6). Die initiale Lokalisierung des Tumors und anschließende MR Steuerung der Bohrinstrumente in Echtzeit waren adäquat und sicher durchführbar. Die Temperatureffekte der Laserablation konnten in vivo neben den konventionellen Magnitudenbildern (T1) mittels farbkodierter Technik (PRF Thermometrie) MR-thermometrisch dargestellt werden.

Diese Ergebnisse zeigen die relevanten technischen Möglichkeiten und das große Potential des offenen Hochfeld-MRT als Bildsteuerungsmodalität. Diese Techniken können supplementär zu den anderen bildgebenden Verfahren (US, Fluoroskopie, CT) angewendet werden, insbesondere bei Interventionen, die unter diesen Modalitäten aufgrund schlechter Visualisierung, limitierten Zugangs oder fehlender Monitoringeneigenschaften problematisch sind. Die vorgestellten Techniken können darüber hinaus die Qualität minimal-invasiver Therapien steigern und das Indikationsspektrum erweitern. Um die interventionelle MRT weiter voranzubringen, bedarf es einer kontinuierlichen Forschung und Entwicklung durch interventionelle Radiologen, interventionell und operativ tätige Kollegen anderer Fachdisziplinen sowie durch Physiker und Ingenieure. Nur durch eine multidisziplinäre Interaktion kann es zukünftig gelingen, diese komplexe Technologie und die dadurch ermöglichten Interventionen in die klinische Routine einzuführen.

5 Liste der in dieser Schrift zusammengefassten Publikationen

1. Pinkernelle JG, **Streitparth F**, Rump J, Teichgräber U. Adaptation of a Wireless PC Mouse for Modification of GUI during Intervention in an Open Highfield MRI at 1.0T. *Fortschr Röntgenstr* 2010 Apr;182(4):348-52.
2. **Streitparth F**, Walter T, Wonneberger U, Chopra S, Wichlas F, Wagner M, Hermann KG, Hamm B, Teichgräber U. Image-guided spinal injection procedures in open high-field MRI with vertical field orientation: feasibility and technical features. *Eur Radiol* 2010 Feb;20(2):395-403.
3. De Bucourt M*, **Streitparth F***, Colletini F, Guettler F, Rathke H, Lorenz B, Rump J, Hamm B, Teichgräber UK. Minimally Invasive Magnetic Resonance Imaging-Guided Free-Hand Aspiration of Symptomatic Nerve Root Compressing Lumbosacral Cysts Using a 1.0-Tesla Open Magnetic Resonance Imaging System. *Cardiovasc Intervent Radiol* 2011 Mar 9. [Epub ahead of print] (*equal contribution as first author)
4. **Streitparth F**, Hartwig T, Schnackenburg B, Strube P, Putzier M, Chopra S, Hamm B, Teichgräber U. MR-Guided Discography using an Open 1.0 Tesla MRI system. *Eur Radiol* 2010 Nov 30. [Epub ahead of print]
5. Wonneberger U, Schnackenburg B, Wlodarczyk W, Rump J, Walter T, **Streitparth F**, Teichgräber UK. Evaluation of thermometric monitoring for intradiscal laser ablation in an open 1.0 T MR scanner. *Int J Hyperthermia* 2010;26(4):295-304.
6. **Streitparth F**, Gebauer B, Melcher I, Schaser K, Philipp C, Rump J, Hamm B, Teichgräber U. MR-Guided Laser Ablation of Osteoid Osteoma in an Open High-Field System (1.0 T). *Cardiovasc Intervent Radiol* 2009 Mar;32(2):320-5.
7. **Streitparth F**, Knobloch G, Balmert D, Chopra S, Rump J, Wonneberger U, Philipp C, Hamm B, Teichgräber U. Laser-induced Thermotherapy (LITT) – Evaluation of a Miniaturised Applicator and Implementation in 1.0 T High-Field Open MRI Applying a Porcine Liver Model. *Eur Radiol* 2010 Nov;20(11):2671-8.

6 Literaturverzeichnis

1. Jager L, Reiser M. CT and MR imaging of the normal and pathologic conditions of the facial nerve. *Eur J Radiol* 2001; 40:133-146.
2. Tung GA, Davis LM. The role of magnetic resonance imaging in the evaluation of the soft tissue mass. *Crit Rev Diagn Imaging* 1993; 34:239-308.
3. Murphy WA, Totty WG. Musculoskeletal magnetic resonance imaging. *Magn Reson Annu* 1986:1-35.
4. Morvan D, Leroy-Willig A, Malgouyres A, Cuenod CA, Jehenson P, Syrota A. Simultaneous temperature and regional blood volume measurements in human muscle using an MRI fast diffusion technique. *Magn Reson Med* 1993; 29:371-377.
5. Pedersen EM, Stenbog EV, Frund T, et al. Flow during exercise in the total cavopulmonary connection measured by magnetic resonance velocity mapping. *Heart* 2002; 87:554-558.
6. Rordorf G, Koroshetz WJ, Copen WA, et al. Regional ischemia and ischemic injury in patients with acute middle cerebral artery stroke as defined by early diffusion-weighted and perfusion-weighted MRI. *Stroke* 1998; 29:939-943.
7. Quesson B, de Zwart JA, Moonen CT. Magnetic resonance temperature imaging for guidance of thermotherapy. *J Magn Reson Imaging* 2000; 12:525-533.
8. Rieke V, Butts Pauly K. MR thermometry. *J Magn Reson Imaging* 2008; 27:376-390.
9. Shellock FG, Crues JV. MR procedures: biologic effects, safety, and patient care. *Radiology* 2004; 232:635-652.
10. Wacker FK, Bock M. [Magnetic resonance imaging-guided endovascular interventions]. *Rofo* 2007; 179:355-364.
11. Yeung CJ, Susil RC, Atalar E. RF heating due to conductive wires during MRI depends on the phase distribution of the transmit field. *Magn Reson Med* 2002; 48:1096-1098.
12. Jolesz FA, Blumenfeld SM. Interventional use of magnetic resonance imaging. *Magn Reson Q* 1994; 10:85-96.
13. Lewin JS, Petersilge CA, Hatem SF, et al. Interactive MR imaging-guided biopsy and aspiration with a modified clinical C-arm system. *AJR Am J Roentgenol* 1998; 170:1593-1601.

14. Fritz J, Henes JC, Thomas C, et al. Diagnostic and interventional MRI of the sacroiliac joints using a 1.5-T open-bore magnet: a one-stop-shopping approach. *AJR Am J Roentgenol* 2008; 191:1717-1724.
15. Fritz J, Thomas C, Clasen S, Claussen CD, Lewin JS, Pereira PL. Freehand real-time MRI-guided lumbar spinal injection procedures at 1.5 T: feasibility, accuracy, and safety. *AJR Am J Roentgenol* 2009; 192:W161-167.
16. Gronemeyer DH, Seibel RM, Kaufman L. Low-field design eases MRI-guided biopsies. *Diagn Imaging (San Franc)* 1991; 13:139-143.
17. Schenck JF, Jolesz FA, Roemer PB, et al. Superconducting open-configuration MR imaging system for image-guided therapy. *Radiology* 1995; 195:805-814.
18. Blanco RT, Ojala R, Kariniemi J, Perala J, Niinimaki J, Tervonen O. Interventional and intraoperative MRI at low field scanner--a review. *Eur J Radiol* 2005; 56:130-142.
19. Hushek SG, Martin AJ, Steckner M, Bosak E, Debbins J, Kucharzyk W. MR systems for MRI-guided interventions. *J Magn Reson Imaging* 2008; 27:253-266.
20. Genant JW, Vandevenne JE, Bergman AG, et al. Interventional musculoskeletal procedures performed by using MR imaging guidance with a vertically open MR unit: assessment of techniques and applicability. *Radiology* 2002; 223:127-136.
21. Kettenbach J, Kacher DF, Koskinen SK, et al. Interventional and intraoperative magnetic resonance imaging. *Annu Rev Biomed Eng* 2000; 2:661-690.
22. Silverman SG, Collick BD, Figueira MR, et al. Interactive MR-guided biopsy in an open-configuration MR imaging system. *Radiology* 1995; 197:175-181.
23. Fritz J, Clasen S, Boss A, et al. Real-time MR fluoroscopy-navigated lumbar facet joint injections: feasibility and technical properties. *Eur Radiol* 2008; 18:1513-1518.
24. Ojala R, Vahala E, Karppinen J, et al. Nerve root infiltration of the first sacral root with MRI guidance. *J Magn Reson Imaging* 2000; 12:556-561.
25. Tronnier VM, Wirtz CR, Knauth M, et al. Intraoperative diagnostic and interventional magnetic resonance imaging in neurosurgery. *Neurosurgery* 1997; 40:891-900; discussion 900-892.
26. Vogl TJ, Balzer JO, Mack MG, Bett G, Oppelt A. Hybrid MR interventional imaging system: combined MR and angiography suites with single interactive table. Feasibility study in vascular liver tumor procedures. *Eur Radiol* 2002; 12:1394-1400.

27. Busch M, Bornstedt A, Wendt M, Duerk JL, Lewin JS, Gronemeyer D. Fast "real time" imaging with different k-space update strategies for interventional procedures. *J Magn Reson Imaging* 1998; 8:944-954.
28. Buecker A, Adam G, Neuerburg JM, Glowinski A, van Vaals JJ, Guenther RW. MR-guided biopsy using a T2-weighted single-shot zoom imaging sequence (Local Look technique). *J Magn Reson Imaging* 1998; 8:955-959.
29. Duerk JL, Lewin JS, Wu DH. Application of keyhole imaging to interventional MRI: a simulation study to predict sequence requirements. *J Magn Reson Imaging* 1996; 6:918-924.
30. Heid O, Deimling M, Huk WJ. Ultra-rapid gradient echo imaging. *Magn Reson Med* 1995; 33:143-149.
31. Wendt M, Busch M, Lenz G, et al. Dynamic tracking in interventional MRI using wavelet-encoded gradient-echo sequences. *IEEE Trans Med Imaging* 1998; 17:803-809.
32. Guttman MA, Kellman P, Dick AJ, Lederman RJ, McVeigh ER. Real-time accelerated interactive MRI with adaptive TSENSE and UNFOLD. *Magn Reson Med* 2003; 50:315-321.
33. Vahala E, Ylihautala M, Tuominen J, et al. Registration in interventional procedures with optical navigator. *J Magn Reson Imaging* 2001; 13:93-98.
34. Joensuu RP, Sepponen RE, Lamminen AE, Standertskjold-Nordenstam CG. A shielded Overhauser marker for MR tracking of interventional devices. *Magn Reson Med* 2000; 43:139-145.
35. Morikawa S, Inubushi T, Kurumi Y, et al. Advanced computer assistance for magnetic resonance-guided microwave thermocoagulation of liver tumors. *Acad Radiol* 2003; 10:1442-1449.
36. Nabavi A, Gering DT, Kacher DF, et al. Surgical navigation in the open MRI. *Acta Neurochir Suppl* 2003; 85:121-125.
37. Jhooti P, Blanco S, Patil S. MRI scanner control using foot controllers during MR-guided interventions: When one Pair of Hands Just Isn't Enough. Poster Session 4, Section III. Baltimore: IMRI 2008.
38. Pinkernelle JG, Streitparth F, Rump J, Teichgra Ber U. [Adaptation of a wireless PC mouse for modification of GUI during intervention in an open highfield MRI at 1.0T]. *Rofo* 2010; 182:348-352.

39. Ojala R, Klemola R, Karppinen J, Sequeiros RB, Tervonen O. Sacro-iliac joint arthrography in low back pain: feasibility of MRI guidance. *Eur J Radiol* 2001; 40:236-239.
40. Blanco Sequeiros R, Klemola R, Ojala R, et al. MRI-guided trephine biopsy and fine-needle aspiration in the diagnosis of bone lesions in low-field (0.23 T) MRI system using optical instrument tracking. *Eur Radiol* 2002; 12:830-835.
41. Kariniemi J, Sequeiros RB, Ojala R, Tervonen O. MRI-guided percutaneous nephrostomy: a feasibility study. *Eur Radiol* 2009; 19:1296-1301.
42. Lufkin R, Teresi L, Chiu L, Hanafee W. A technique for MR-guided needle placement. *AJR Am J Roentgenol* 1988; 151:193-196.
43. Lewin JS, Duerk JL, Jain VR, Petersilge CA, Chao CP, Haaga JR. Needle localization in MR-guided biopsy and aspiration: effects of field strength, sequence design, and magnetic field orientation. *AJR Am J Roentgenol* 1996; 166:1337-1345.
44. Fritz J, Pereira PL. [MR-Guided pain therapy: principles and clinical applications]. *Rofo* 2007; 179:914-924.
45. Frahm C, Gehl HB, Melchert UH, Weiss HD. Visualization of magnetic resonance-compatible needles at 1.5 and 0.2 Tesla. *Cardiovasc Intervent Radiol* 1996; 19:335-340.
46. Ishiwata Y, Takada H, Gondo G, Osano S, Hashimoto T, Yamamoto I. Magnetic resonance-guided percutaneous laser disk decompression for lumbar disk herniation--relationship between clinical results and location of needle tip. *Surg Neurol* 2007; 68:159-163.
47. Sequeiros RB, Hyvonen P, Sequeiros AB, et al. MR imaging-guided laser ablation of osteoid osteomas with use of optical instrument guidance at 0.23 T. *Eur Radiol* 2003; 13:2309-2314.
48. Sequeiros RB, Klemola R, Ojala R, Jyrkinen L, Vaara T, Tervonen O. Percutaneous MR-guided discography in a low-field system using optical instrument tracking: a feasibility study. *J Magn Reson Imaging* 2003; 17:214-219.
49. Sequeiros RB, Ojala RO, Klemola R, Vaara TJ, Jyrkinen L, Tervonen OA. MRI-guided periradicular nerve root infiltration therapy in low-field (0.23-T) MRI system using optical instrument tracking. *Eur Radiol* 2002; 12:1331-1337.

50. Adam G, Bucker A, Nolte-Ernsting C, Tacke J, Gunther RW. Interventional MR imaging: percutaneous abdominal and skeletal biopsies and drainages of the abdomen. *Eur Radiol* 1999; 9:1471-1478.
51. Salomonowitz EK, Cejna M, Dewey C. Simple and effective technique of guided biopsy in a closed MRI system. *Abdom Imaging* 2000; 25:638-642.
52. Germain D, Vahala E, Ehnholm GJ, et al. MR temperature measurement in liver tissue at 0.23 T with a steady-state free precession sequence. *Magn Reson Med* 2002; 47:940-947.
53. Meister D, Hubner F, Mack M, Vogl TJ. [MR thermometry for laser-induced thermotherapy at 1.5 Tesla]. *Rofo* 2007; 179:497-505.
54. Wonneberger U, Schnackenburg B, Wlodarczyk W, et al. Evaluation of thermometric monitoring for intradiscal laser ablation in an open 1.0 T MR scanner. *Int J Hyperthermia* 2010; 26:295-304.
55. De Poorter J, De Wagter C, De Deene Y, Thomsen C, Stahlberg F, Achten E. Noninvasive MRI thermometry with the proton resonance frequency (PRF) method: in vivo results in human muscle. *Magn Reson Med* 1995; 33:74-81.
56. de Senneville BD, Mougnot C, Quesson B, Dragonu I, Grenier N, Moonen CT. MR thermometry for monitoring tumor ablation. *Eur Radiol* 2007; 17:2401-2410.
57. Martino CR, Haaga JR, Bryan PJ, LiPuma JP, El Yousef SJ, Alfidi RJ. CT-guided liver biopsies: eight years' experience. Work in progress. *Radiology* 1984; 152:755-757.
58. Meleka S, Patra A, Minkoff E, Murphy K. Value of CT fluoroscopy for lumbar facet blocks. *AJNR Am J Neuroradiol* 2005; 26:1001-1003.
59. Ricke J, Wust P, Stohlmann A, et al. CT-guided interstitial brachytherapy of liver malignancies alone or in combination with thermal ablation: phase I-II results of a novel technique. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2004; 58:1496-1505.
60. Sones PJ. Percutaneous drainage of abdominal abscesses. *AJR Am J Roentgenol* 1984; 142:35-39.
61. Duckwiler G, Lufkin RB, Hanafee WN. MR-directed needle biopsies. *Radiol Clin North Am* 1989; 27:255-263.
62. Mueller PR, Stark DD, Simeone JF, et al. MR-guided aspiration biopsy: needle design and clinical trials. *Radiology* 1986; 161:605-609.

63. vanSonnenberg E, Hajek P, Gylys-Morin V, et al. A wire-sheath system for MR-guided biopsy and drainage: laboratory studies and experience in 10 patients. *AJR Am J Roentgenol* 1988; 151:815-817.
64. Cline HE, Schenck JF, Hynynen K, Watkins RD, Souza SP, Jolesz FA. MR-guided focused ultrasound surgery. *J Comput Assist Tomogr* 1992; 16:956-965.
65. Matsumoto R, Selig AM, Colucci VM, Jolesz FA. Interstitial Nd:YAG laser ablation in normal rabbit liver: trial to maximize the size of laser-induced lesions. *Lasers Surg Med* 1992; 12:650-658.
66. Frymoyer JW, Cats-Baril WL. An overview of the incidences and costs of low back pain. *Orthop Clin North Am* 1991; 22:263-271.
67. Jensen MC, Brant-Zawadzki MN, Obuchowski N, Modic MT, Malkasian D, Ross JS. Magnetic resonance imaging of the lumbar spine in people without back pain. *N Engl J Med* 1994; 331:69-73.
68. Krempe JF, Smith BS, DeFreest LJ. Selective nerve root infiltration for the evaluation of sciatica. *Orthop Clin North Am* 1975; 6:311-315.
69. Weiner BK, Fraser RD. Foraminal injection for lateral lumbar disc herniation. *J Bone Joint Surg Br* 1997; 79:804-807.
70. Pfirrmann CW, Oberholzer PA, Zanetti M, et al. Selective nerve root blocks for the treatment of sciatica: evaluation of injection site and effectiveness--a study with patients and cadavers. *Radiology* 2001; 221:704-711.
71. Brenner DJ, Hall EJ. Computed tomography--an increasing source of radiation exposure. *N Engl J Med* 2007; 357:2277-2284.
72. Rauchwerger JJ, Candido KD, Zoarski GH. Technical and Imaging Report: Fluoroscopic Guidance for Diagnosis and Treatment of Lumbar Synovial Cyst. *Pain Pract* 2010.
73. Lindblom K. Diagnostic puncture of intervertebral disks in sciatica. *Acta Orthop Scand* 1948; 17:231-239.
74. Bogduk N, Modic MT. Lumbar discography. *Spine (Phila Pa 1976)* 1996; 21:402-404.
75. Weishaupt D, Zanetti M, Hodler J, et al. Painful Lumbar Disk Derangement: Relevance of Endplate Abnormalities at MR Imaging. *Radiology* 2001; 218:420-427.

76. Derby R, Howard MW, Grant JM, Lettice JJ, Van Peteghem PK, Ryan DP. The ability of pressure-controlled discography to predict surgical and nonsurgical outcomes. *Spine (Phila Pa 1976)* 1999; 24:364-371; discussion 371-362.
77. Guyer RD, Ohnmeiss DD. Lumbar discography. *Spine J* 2003; 3:11S-27S.
78. Ohtori S, Kinoshita T, Yamashita M, et al. Results of surgery for discogenic low back pain: a randomized study using discography versus discoblock for diagnosis. *Spine (Phila Pa 1976)* 2009; 34:1345-1348.
79. Nawfel RD, Judy PF, Silverman SG, Hooton S, Tuncali K, Adams DF. Patient and personnel exposure during CT fluoroscopy-guided interventional procedures. *Radiology* 2000; 216:180-184.
80. Falco FJ, Moran JG. Lumbar discography using gadolinium in patients with iodine contrast allergy followed by postdiscography computed tomography scan. *Spine (Phila Pa 1976)* 2003; 28:E1-4.
81. Huang TS, Zucherman JF, Hsu KY, Shapiro M, Lentz D, Gartland J. Gadopentetate dimeglumine as an intradiscal contrast agent. *Spine (Phila Pa 1976)* 2002; 27:839-843.
82. Kluner C, Kivelitz D, Rogalla P, Putzier M, Hamm B, Enzweiler C. Percutaneous discography: comparison of low-dose CT, fluoroscopy and MRI in the diagnosis of lumbar disc disruption. *Eur Spine J* 2006; 15:620-626.
83. Sequeiros RB, Niinimaki J, Ojala R, et al. Magnetic resonance imaging-guided diskography and diagnostic lumbar 0.23T MRI: an assessment study. *Acta Radiol* 2006; 47:272-280.
84. Kransdorf MJ, Stull MA, Gilkey FW, Moser RP, Jr. Osteoid osteoma. *Radiographics* 1991; 11:671-696.
85. Gangi A, Alizadeh H, Wong L, Buy X, Dietemann JL, Roy C. Osteoid osteoma: percutaneous laser ablation and follow-up in 114 patients. *Radiology* 2007; 242:293.
86. Sluga M, Windhager R, Pfeiffer M, Dominkus M, Kotz R. Peripheral osteoid osteoma. Is there still a place for traditional surgery? *J Bone Joint Surg Br* 2002; 84:249-251.
87. Streitparth F, Teichgraber U, Walter T, Schaser KD, Gebauer B. Recurrent osteoid osteoma: interstitial laser ablation under magnetic resonance imaging guidance. *Skeletal Radiol* 2010; 39:1131-1137.
88. Rosenthal DI, Alexander A, Rosenberg AE, Springfield D. Ablation of osteoid osteomas with a percutaneously placed electrode: a new procedure. *Radiology* 1992; 183:29-33.

89. Rosenthal DI, Hornicek FJ, Torriani M, Gebhardt MC, Mankin HJ. Osteoid osteoma: percutaneous treatment with radiofrequency energy. *Radiology* 2003; 229:171-175.
90. Gebauer B, Tunn PU, Gaffke G, Melcher I, Felix R, Stroszczyński C. Osteoid osteoma: experience with laser- and radiofrequency-induced ablation. *Cardiovasc.Intervent.Radiol.* 2006; 29:210.
91. Vogl TJ, Müller PK, Mack MG, Straub R, Engelmann K, Neuhaus P. Liver metastases: interventional therapeutic techniques and results, state of the art. *Eur Radiol* 1999; 9:675-684.
92. Herfarth KK, Debus J, Lohr F, et al. Stereotactic single-dose radiation therapy of liver tumors: results of a phase I/II trial. *J Clin Oncol* 2001; 19:164-170.
93. Livraghi T. Percutaneous ethanol injection in the treatment of hepatocellular carcinoma in cirrhosis. *Hepatogastroenterology* 2001; 48:20-24.
94. Buijs M, Vossen JA, Frangakis C, et al. Nonresectable hepatocellular carcinoma: long-term toxicity in patients treated with transarterial chemoembolization--single-center experience. *Radiology* 2008; 249:346-354.
95. Vogl TJ, Straub R, Eichler K, Woitaschek D, Mack MG. Malignant liver tumors treated with MR imaging-guided laser-induced thermotherapy: experience with complications in 899 patients (2,520 lesions). *Radiology* 2002; 225:367-377.
96. Pereira PL, Trubenbach J, Schenk M, et al. Radiofrequency ablation: in vivo comparison of four commercially available devices in pig livers. *Radiology* 2004; 232:482-490.
97. Deardorff DL, Diederich CJ, Nau WH. Control of interstitial thermal coagulation: comparative evaluation of microwave and ultrasound applicators. *Med Phys* 2001; 28:104-117.
98. Zhang L, Zhu H, Jin C, et al. High-intensity focused ultrasound (HIFU): effective and safe therapy for hepatocellular carcinoma adjacent to major hepatic veins. *Eur Radiol* 2009; 19:437-445.
99. Neeleman N, Wobbes T, Jager GJ, Ruers TJ. Cryosurgery as treatment modality for colorectal liver metastases. *Hepatogastroenterology* 2001; 48:325-329.
100. Vogl TJ, Straub R, Eichler K, Sollner O, Mack MG. Colorectal carcinoma metastases in liver: laser-induced interstitial thermotherapy--local tumor control rate and survival data. *Radiology* 2004; 230:450-458.

101. Vogl TJ, Straub R, Zangos S, Mack MG, Eichler K. MR-guided laser-induced thermotherapy (LITT) of liver tumours: experimental and clinical data. *Int J Hyperthermia* 2004; 20:713-724.
102. Fiedler VU, Schwarzmaier HJ, Eickmeyer F, Muller FP, Schoepp C, Verreet PR. Laser-induced interstitial thermotherapy of liver metastases in an interventional 0.5 Tesla MRI system: technique and first clinical experiences. *J Magn Reson Imaging* 2001; 13:729-737.
103. Vogl TJ, Mack MG, Roggan A, et al. Internally cooled power laser for MR-guided interstitial laser-induced thermotherapy of liver lesions: initial clinical results. *Radiology* 1998; 209:381-385.
104. Wacker FK, Reither K, Ritz JP, Roggan A, Germer CT, Wolf KJ. MR-guided interstitial laser-induced thermotherapy of hepatic metastasis combined with arterial blood flow reduction: technique and first clinical results in an open MR system. *J Magn Reson Imaging* 2001; 13:31-36.
105. Schmitz-Rode T. [Miniaturization and related trends in technology: not applicable for radiology?]. *Rofo* 2003; 175:152-155.
106. Hosten N, Stier A, Weigel C, et al. [Laser-induced thermotherapy (LITT) of lung metastases: description of a miniaturized applicator, optimization, and initial treatment of patients]. *Rofo* 2003; 175:393-400.
107. Puls R, Stroszczyński C, Gaffke G, Hosten N, Felix R, Speck U. Laser-induced thermotherapy (LITT) of liver metastases: MR-guided percutaneous insertion of an MRI-compatible irrigated microcatheter system using a closed high-field unit. *J Magn Reson Imaging* 2003; 17:663-670.
108. Vogl TJ, Lehnert T, Eichler K, Proschek D, Floter J, Mack MG. Adrenal metastases: CT-guided and MR-thermometry-controlled laser-induced interstitial thermotherapy. *Eur Radiol* 2007; 17:2020-2027.
109. Kettenbach J, Silverman SG, Hata N, et al. Monitoring and visualization techniques for MR-guided laser ablations in an open MR system. *J Magn Reson Imaging* 1998; 8:933-943.
110. Patil S, Bieri O, Jhooti P, Scheffler K. Automatic slice positioning (ASP) for passive real-time tracking of interventional devices using projection-reconstruction imaging with echo-dephasing (PRIDE). *Magn Reson Med* 2009; 62:935-942.

111. Muller-Bierl B, Graf H, Lauer U, Steidle G, Schick F. Numerical modeling of needle tip artifacts in MR gradient echo imaging. *Med Phys* 2004; 31:579-587.
112. Schenck JF. The role of magnetic susceptibility in magnetic resonance imaging: MRI magnetic compatibility of the first and second kinds. *Med Phys* 1996; 23:815-850.
113. Streitparth F, Walter T, Wonneberger U, et al. Image-guided spinal injection procedures in open high-field MRI with vertical field orientation: feasibility and technical features. *Eur Radiol* 2009.
114. Wonneberger U, Schnackenburg B, Streitparth F, Walter T, Rump J, Teichgraber UK. Evaluation of magnetic resonance imaging-compatible needles and interactive sequences for musculoskeletal interventions using an open high-field magnetic resonance imaging scanner. *Cardiovasc Intervent Radiol* 2010; 33:346-351.
115. Farahani K, Sinha U, Sinha S, Chiu LC, Lufkin RB. Effect of field strength on susceptibility artifacts in magnetic resonance imaging. *Comput Med Imaging Graph* 1990; 14:409-413.
116. Langen HJ, Stutzer H, Kugel H, et al. [Precision of MRI-guided needle placement--experimental results]. *Rofo* 2000; 172:922-926.
117. Streitparth F, Gebauer B, Melcher I, et al. MR-guided laser ablation of osteoid osteoma in an open high-field system (1.0 T). *Cardiovasc Intervent Radiol* 2009; 32:320-325.
118. Streitparth F, Hartwig T, Schnackenburg B, et al. MR-guided discography using an open 1 Tesla MRI system. *Eur Radiol* 2010.
119. De Bucourt M, Streitparth F, Hamm B, Teichgräber U. Minimally invasive MR-image-guided freehand aspiration of symptomatic nerve root compressing lumbosacral cysts in an open MRI at 1.0 Tesla. *Cardiovasc Intervent Radiol* 2011.
120. Duerk JL, Lewin JS, Wendt M, Petersilge C. Remember true FISP? A high SNR, near 1-second imaging method for T2-like contrast in interventional MRI at .2 T. *J Magn Reson Imaging* 1998; 8:203-208.
121. Fischbach F, Porsch M, Krenzien F, et al. MR Imaging Guided Percutaneous Nephrostomy using a 1.0 Tesla Open MR Scanner. *Cardiovasc Intervent Radiol* 2010.
122. Rump JC, Jonczyk M, Seebauer CJ, et al. The impact of imaging speed of MR-guided punctures and interventions in static organs-A phantom study. *Eur J Radiol*.

123. Fischbach F, Bunke J, Thormann M, et al. MR-Guided Freehand Biopsy of Liver Lesions With Fast Continuous Imaging Using a 1.0-T Open MRI Scanner: Experience in 50 Patients. *Cardiovasc Intervent Radiol* 2010.
124. Ricke J, Thormann M, Ludewig M, et al. MR-guided liver tumor ablation employing open high-field 1.0T MRI for image-guided brachytherapy. *Eur Radiol* 2010; 20:1985-1993.
125. de Zwart JA, Vimeux FC, Delalande C, Canioni P, Moonen CT. Fast lipid-suppressed MR temperature mapping with echo-shifted gradient-echo imaging and spectral-spatial excitation. *Magn Reson Med* 1999; 42:53-59.
126. Rieke V, Butts Pauly K. Echo combination to reduce proton resonance frequency (PRF) thermometry errors from fat. *J Magn Reson Imaging* 2008; 27:673-677.
127. Germain D, Chevallier P, Laurent A, Savart M, Wassef M, Saint-Jalmes H. MR monitoring of laser-induced lesions of the liver in vivo in a low-field open magnet: temperature mapping and lesion size prediction. *J Magn Reson Imaging* 2001; 13:42-49.
128. Fritz J, Tzaribachev N, Thomas C, et al. Evaluation of MR imaging guided steroid injection of the sacroiliac joints for the treatment of children with refractory enthesitis-related arthritis. *Eur Radiol* 2010.
129. Gunaydin I, Pereira PL, Fritz J, Konig C, Kotter I. Magnetic resonance imaging guided corticosteroid injection of sacroiliac joints in patients with spondylarthropathy. Are multiple injections more beneficial? *Rheumatol Int* 2006; 26:396-400.
130. Slipman CW, Rogers DP, Isaac Z, et al. MR lumbar discography with intradiscal gadolinium in patients with severe anaphylactoid reaction to iodinated contrast material. *Pain Med* 2002; 3:23-29.
131. Ronkainen J, Blanco SR, Tervonen O. Cost comparison of low-field (0.23 T) MRI-guided laser ablation and surgery in the treatment of osteoid osteoma. *Eur.Radiol.* 2006; 16:2858.
132. Streitparth F, Knobloch G, Balmert D, et al. Laser-induced thermotherapy (LITT)-evaluation of a miniaturised applicator and implementation in a 1.0-T high-field open MRI applying a porcine liver model. *Eur Radiol* 2010.
133. Puls R, Stroszczyński C, Rosenberg C, et al. Three-dimensional gradient-echo imaging for percutaneous MR-guided laser therapy of liver metastasis. *J Magn Reson Imaging* 2007; 25:1174-1178.

134. Kahn T, Harth T, Kiwit JC, Schwarzmaier HJ, Wald C, Modder U. In vivo MRI thermometry using a phase-sensitive sequence: preliminary experience during MRI-guided laser-induced interstitial thermotherapy of brain tumors. *J Magn Reson Imaging* 1998; 8:160-164.
135. Chopra SS, Rump J, Schmidt SC, et al. Imaging sequences for intraoperative MR-guided laparoscopic liver resection in 1.0-T high field open MRI. *Eur Radiol* 2009; 19:2191-2196.
136. Krombach GA, Wehner M, Perez-Bouza A, et al. Magnetic resonance-guided angioplasty with delivery of contrast-media doped solutions to the vessel wall: an experimental study in swine. *Invest Radiol* 2008; 43:530-537.
137. Karmarkar PV, Kraitchman DL, Izbudak I, et al. MR-trackable intramyocardial injection catheter. *Magn Reson Med* 2004; 51:1163-1172.

Danksagung

Mein besonderer Dank gilt meinem Chef, Herrn Professor Dr. med. Bernd Hamm, der mir an der Charité den Zugang zu modernster radiologischer Technologie ermöglichte und der die Entwicklung und die Verfassung dieser Arbeit in vielfältiger Weise gefördert und stets unterstützt hat.

Mein weiterer Dank gilt Herrn Priv.-Doz. Dr. med. Ulf Teichgräber, Gesamtprojektleiter der Arbeitsgruppe offene MRT, für die mir seinerseits gewährten Freiräume, ohne die die notwendigen Untersuchungen sowie Verfassungen nicht möglich gewesen wären. Zusätzlich danke ich ihm für das Vertrauen und die Möglichkeit, die gewonnenen Erkenntnisse in den klinischen Alltag umsetzen zu können.

Danken möchte ich ebenso meinen Kollegen Herrn Dr. med. Jens Pinkernelle und Dr. rer. nat. Jens Rump für die dauerhafte Zusammenarbeit bei den experimentellen und klinischen Untersuchungen zur offenen MRT, ihre ständige Bereitschaft und Hilfe bei technischen Fragen sowie ihre konstruktiven Vorschläge.

Besonders für seine Unterstützung danken möchte ich hier Dr. rer. nat. Bernhard Schnackenburg, Senior Clinical Scientist von Philips Healthcare, für seine wertvolle Unterstützung in der technischen Phase meiner Forschungsvorhaben.

Zudem danke ich Herrn Dr. med. Carsten Philipp, lt. Oberarzt der Abt. für Lasermedizin des Elisabeth Krankenhauses Berlin, für die uneingeschränkte Unterstützung hinsichtlich aller Fragen zur Lasertechnik und der klinischen Anwendungen von Laserinterventionen.

Mein besonderer Dank gilt meinen ehemaligen sowie noch tätigen Doktoranden Thula Walter, Gesine Knobloch, Dr. rer. medic. Uta Wonneberger und Tilman Leidenberger für die Unmengen an Zeit, die sie in die Durchführung experimenteller Versuche gesteckt haben. Sie haben maßgeblich zu einem außerordentlichen Arbeitsklima beigetragen.

Ebenso möchte ich den Mitarbeitern der Arbeitsgruppe offene MRT für die hervorragende Zusammenarbeit danken: Felix Güttler, Dr. med. Sascha Chopra, Dr. med. Max de Bucourt, Dr. med. Florian Wichlas, Rene Schilling, Dr. med. Ioannis Papanikolaou, Heidi Kotalla, Virginia Ding-Reinelt, Andreas Thomas, Lothar Westhoff, Simone Battermann.

Die Arbeit im Team mit allen genannten Kollegen stellte sich als entscheidende Grundlage für diese Habilitation heraus.

Ohne die finanzielle Unterstützung durch die TSB Technologiestiftung Berlin sowie von der Europäischen Union - Europäischer Fonds für Regionale Entwicklung, wäre die Entwicklung innovativer MR-kompatibler Instrumente und Therapiekonzepte nicht möglich gewesen. Hier-

für möchte ich mich herzlich bedanken.

Mein ganz besonderer Dank gilt Herrn Priv.-Doz. Dr. med. Bernhard Gebauer, der mir in jeglicher Fragestellung immer und jederzeit zur Seite stand, der mich klinisch unterrichtet und gefördert hat. Ihm verdanke ich das Interesse an der Interventionellen Radiologie. Darüber hinaus möchte ich allen Mitarbeitern der Klinik für Strahlenheilkunde und des Instituts für Radiologie für Ihre Zusammenarbeit danken.

Danken möchte ich auch Herrn Professor Dr. med. Jens Ricke, meinem ehemaligen Lt. Oberarzt, der mich seit Beginn meiner Ausbildung ermutigt und gefördert hat, wissenschaftlich zu arbeiten. Ebenso danke ich auch Herrn Priv.-Doz. Dr. med. Frank Fischbach für die jederzeit gewährte Möglichkeit zu konstruktiven Diskussionen und die häufige Freude an der Sache.

Mein herzlicher Dank gilt meinen Eltern und meinen liebenswerten Freunden, die mich auf meinem bisherigen Lebensweg unterstützt haben.

Zuletzt möchte ich meiner Freundin Dr. med. Tina Bretschneider meinen ganz persönlichen und tiefsten Dank aussprechen für ihr unermüdliches Verständnis und ihre unerschöpfliche Geduld, genauso dafür, wie sie jede Freude aufrichtig mit mir geteilt hat.

Erklärung

§ 4 Abs. 3 (k) der HabOMed der Charité

Hiermit erkläre ich, dass

- weder früher noch gleichzeitig ein Habilitationsverfahren durchgeführt oder angemeldet wird bzw. wurde,
- welchen Ausgang ein durchgeführtes Habilitationsverfahren hatte,
- die vorgelegte Habilitationsschrift ohne fremde Hilfe verfasst, die beschriebenen Ergebnisse selbst gewonnen sowie die verwendeten Hilfsmittel, die Zusammenarbeit mit anderen Wissenschaftlern/Wissenschaftlerinnen und mit technischen Hilfskräften sowie die verwendete Literatur vollständig in der Habilitationsschrift angegeben wurden.
- mir die geltende Habilitationsordnung bekannt ist.

.....
Datum

.....