

Aus dem
Charité Centrum für Diagnostische und Interventionelle Radiologie und Nuklearmedizin
(CC6)
Klinik für Radiologie
Direktor: Professor Dr. med. Bernd Hamm

Habilitationsschrift

Bildgebung und Intervention in der 1 Tesla Magnetresonanztomographie bei offenem Scannerkonzept

Zur Erlangung der Venia legendi
für das Fach

Radiologie

vorgelegt dem Fakultätsrat der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Dr. med. Maximilian de Bucourt
geboren am 31.12.1979 in Köln

Eingereicht: 3. Februar 2014

Dekanin: Professor Dr. Annette Grüters-Kieslich

1. Gutachter: Professor Dr. Thomas Kahn / Leipzig

2. Gutachter: Professor Dr. Thorsten Bley / Würzburg

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungs- und Fremdwörterverzeichnis.....	2
Einleitung und Zielstellung.....	5
MRT Bildgebung.....	5
MRT Scannerkonzepte.....	8
MRT Intervention	9
Interaktive Sequenzen und Artefakt-Kontrolle	10
Interventions-Infrastruktur, Navigation und Tracking.....	11
Vergleich zu anderen für die Intervention genutzten Bildgebungsmodalitäten	12
Zielstellung.....	14
Eigene Arbeiten.....	16
Optionen in der diagnostischen Bildgebung bei offenem Scannerkonzept	16
Bildgebung bei ausgeprägter Fettleibigkeit	16
Native Angiographie der unteren Extremität	31
Bildgebung der Austreibungs- und Plazentar-Periode.....	42
Experimentelle Interventionen bei offenem Scannerkonzept	51
Mikrowellen-Ablation nach Flüssigkeitsinjektion in <i>ex vivo</i> boviner Leber und MR Volumetrie.....	51
Porcine renale sympathische Denervation durch periarterielle Ethanolinjektion	60
Humane Interventionen an der Wirbelsäule bei offenem Scannerkonzept	68
Minimal invasive Aspiration symptomatischer lumbosakraler Zysten.....	68
Periradikuläre lumbosakrale Schmerztherapie – Genauigkeit, Sicherheit und Wirksamkeit.....	78
Wirbelsäuleninterventionen mit einer Schmetterlings-Spule (butterfly coil).....	86
Schmerztherapie durch offen MRT-gestützte Facettengelenksinfiltrationen – Genauigkeit, Sicherheit und Wirksamkeit.....	95
Diskussion	105
Publikationsspezifische Aspekte und Limitationen.....	106
Optionen in der diagnostischen Bildgebung bei offenem Scannerkonzept.....	106
Experimentelle Interventionen im offenen MRT	108
Humane Interventionen an der Wirbelsäule im offenen MRT	110
Kurze Einbettung in den interventionsradiologischen Kontext	113
Perspektiven und Schlussbemerkung.....	114
Zusammenfassung	116
Liste der in diese Habilitationsschrift einbezogenen Publikationen	119
Literaturverzeichnis	121
Danksagung.....	132
Erklärung.....	134

Abkürzungs- und Fremdwörterverzeichnis

°	Grad
%	Prozent
2D	zweidimensional
3D	dreidimensional
a priori	lateinisch; deutsch: von vornherein
AG	Arbeitsgruppe
ALARA	englisch: as low as reasonably achievable; deutsch: so niedrig wie vernünftigerweise erreichbar; Prinzip des Strahlenschutzes für den Umgang mit ionisierender Strahlung
B_0	statisches Hauptmagnetfeld
B_1	lokales Magnetfeld, das senkrecht zum Hauptmagnetfeld B_0 orientiert ist; z. B. bei Oberflächenspulen
bFFE	englisch: balanced fast field echo
BH	englisch: breath hold
BMI	englisch: body mass index
bSSFP	englisch: balanced steady-state free precession
bzgl.	bezüglich
bzw.	beziehungsweise
butterfly coil	englisch; deutsch: Schmetterlings-Spule, schmetterlingsförmige Oberflächenspule
ca.	circa, zirka
CLEAR	englisch: constant level appearance; deutsch, sinngemäß: Homogenitätskorrektur durch in einem Referenz-Scan akquirierte Spulenempfindlichkeitskarten
cm	Zentimeter
CNR	englisch: contrast-to-noise ratio; deutsch: Kontrast-Rausch-Verhältnis
CT	Computertomographie
CTG	englisch: Cardiotocography; deutsch: Kardiotokographie
d. h.	das heißt
dt.	deutsch
DWI	englisch: diffusion-weighted imaging; deutsch: diffusionsgewichtete Bildgebung
EKG	Elektrokardiogramm
engl.	englisch
EPI	englisch: echoplanar imaging; deutsch: echoplanare Bildgebung
et al.	lateinisch: et alii oder et aliae; deutsch: und andere
evtl.	eventuell
<i>ex vivo</i>	lateinisch; deutsch: außerhalb des Lebendigen
<i>ex post</i>	lateinisch; deutsch: aus nachträglicher Sicht, im Nachhinein
F	englisch: French (= Charrière [CH]); deutsch: Größenmaß für den Außendurchmesser medizinischer Kanülen und Katheter; 1 F = 1/3 mm
FFE	englisch: fast field echo
FA	englisch: flip angle; deutsch: Anregungswinkel, oder Flipwinkel
FLAIR	englisch: fluid attenuation inversion recovery
FLASH	englisch: fast low-angle shot
FOV	englisch: field of view; deutsch: Bildfeld

FSE	englisch: fast spin echo
FWHM	englisch: full width at half maximum; deutsch: Halbwertsbreite
G	Gauge; Größenmaß, u.a. für medizinische Nadeln
ggf.	gegebenenfalls
GRE	englisch: gradient echo; deutsch: Gradientenecho
HCl	Chlorwasserstoffsäure, Salzsäure
heat sink effect	englisch; deutsch: Wärmesenk-Effekt
I	Einheit für elektrischen Strom in Ampere
i. e.	lateinisch: id est; deutsch: das ist, das heißt
<i>in vivo</i>	lateinisch; deutsch: im Lebendigen
inkl.	inklusive
IR	englisch: inversion recovery
k-Raum	englisch: k-space; deutsch: Fourier Transformation des gemessenen MR Bildes in 2D oder 3D
kg	Kilogramm
KM	Kontrastmittel
Laser	englisch: light amplification by stimulated emission of radiation; deutsch: Lichtverstärkung durch stimulierte Emission von Strahlung
loop coil	englisch; deutsch: Loop-Spule, ringförmige Oberflächenspule
mm	Millimeter
mmHg	Millimeter Quecksilbersäule, auch Torr; Einheit für Druck
MRCP	Magnetresonanzcholangiopancreatographie
MRT	Magnetresonanztomographie
oMRT	offene Magnetresonanztomographie
ms	Millisekunden
MWA	englisch: microwave ablation; deutsch: Mikrowellenablation
NaCl	Natriumchlorid, Kochsalz
NE	Norepinephrin, Noradrenalin
NIH	englisch: National Institutes of Health; deutsch: Nationale Gesundheitsinstitute der Vereinigten Staaten von Amerika
NMR	englisch: nuclear magnetic resonance; deutsch: Kernspinresonanzspektroskopie
NSF	Nephrogene Systemische Fibrose
p	Signifikanzwert
pAVK	periphere arterielle Verschlusskrankheit
PDW	englisch: proton density weighted; deutsch: Protonengewichtung
Q	Einheit für elektrische Ladung in Coloumb
RARE	englisch: rapid acquisition with relaxation enhancement
RFA	Radiofrequenzablation
SAR	Spezifische Absorbtiionsrate [W/kg]; Maß elektromagnetischer Absorption in biologischem Gewebe
SD	englisch: standard deviation; deutsch: Standardabweichung
SE	spin echo
SENSE	englisch: sensitivity encoding
SIR	englisch: Society of Interventional Radiology
SMASH	englisch: simultaneous acquisition of spatial harmonics
SNR	englisch: signal-to-noise ratio; deutsch: Signal-Rausch-Verhältnis
sog.	sogenannt

SPiR	englisch: spectral presaturation with inversion recovery
STiR	englisch: short tau inversion recovery
t	Einheit für Zeit in Sekunden
T	Tesla; Einheit für magnetische Flussdichte
T1	Longitudinale Relaxationszeit
T1W	T1-Wichtung; Sequenzwichtung mit Betonung auf den Effekt der Längsrelaxation
T2	Transversale Relaxationszeit
T2*	englisch: T2 star; deutsch: T2 stern; Wichtung, Summe aller zufälligen und festen Zerfallswirkungen
T2W	T2-Wichtung; Sequenzwichtung mit Betonung auf den Effekt der Querrelaxation
T _A	Akquisitionszeit
TE	englisch: time to echo; deutsch: Echozeit
THRIVE	englisch: T1 high resolution isotropic volume excitation; deutsch, sinngemäß: hochauflösende isotrope 3D Bildgebungstechnik in T1-Wichtung mit Sensitivitätskodierung, großer Volumenabdeckung und einheitlicher Fettunterdrückung
TOF	englisch: time of flight
TR	englisch: time to repeat; deutsch: Wiederholungszeit
TRANCE	englisch: triggered angiography non contrast enhanced
TSE	turbo spin echo
TSE/IR	inversionspräparierte turbo spin echo
u. a.	unter anderem
u. U.	unter Umständen
UNFOLD	englisch: unaliasing by Fourier-encoding the overlaps using the temporal dimension
US	Ultraschall
v. a.	vor allem
VAS	Visuelle Analogskala
vgl.	vergleiche
vs.	lateinisch: versus; deutsch: gegen(über), im Gegensatz zu
vice versa	lateinisch; deutsch: im umgekehrten Wechsel, umgekehrt
W	Watt
WATS	englisch: water only selection; Anregungstechnik
z. B.	zum Beispiel

Anmerkung: Auf unübliche deutsche Übersetzungen englischer MRT spezifischer Sequenzen und Sequenzparameter wurde ggf. aus Gründen der Übersichtlichkeit bewusst verzichtet.

Einleitung und Zielstellung

Die Techniken für Bildgebung und bildgestützte Intervention in der Radiologie haben sich in den letzten Jahrzehnten rasant weiterentwickelt. Dies gilt insbesondere für die Bildgebung und die Intervention in der Magnetresonanztomographie (MRT).

Bevor die Bildgebung und insbesondere die Intervention in der supraleitenden 1 Tesla (T) Magnetresonanztomographie bei offenem Scannerkonzept realisiert werden konnte, bedurfte es einer Reihe grundlegender Vorarbeiten zur MRT Bildgebung (1.), der Entwicklung interventionsfähiger MRT Scannerkonzepte (2.) und spezieller Entwicklungen zur Ermöglichung oder Vereinfachung der MRT Intervention (3.). An dieser Stelle scheint es zweckdienlich, wesentliche Entwicklungsprozesse auszugsweise zu würdigen und entsprechend dieser Dreiteilung zu betrachten.

MRT Bildgebung

Vor etwa 40 Jahren wurde die MRT insbesondere von Paul C. Lauterbur (1) als bildgebende Kernspinresonanzspektroskopie (engl.: „nuclear magnetic resonance“; NMR) mit wesentlichen Beiträgen von Sir Peter Mansfield (2-6) entwickelt. Durch Lauterburs Idee der Einführung magnetischer Gradientenfelder zur Ortskodierung und durch die wiederholte Rotation des ortskodierenden Magnetfeldgradienten konnte unter Anwendung der gefilterten Rückprojektion (engl.: „filtered backprojection“) die Visualisierung eines Untersuchungsobjektes erfolgen. Zuvor gelang es 1952 Herman Yaggi Carr, ein eindimensionales MR „Bild“ in seiner Doktorarbeit (engl.: „PhD thesis“) an der Harvard Universität zu produzieren (7, 8). Als Kuriosum sei erwähnt, dass der junge Leutnant und Rotarmist Vladislav Ivanov 1960 im heutigen St Petersburg (damals Leningrad) eine Methode zur Beurteilung der inneren Struktur materieller Körper (engl.: "Method of examination of the internal structure of material bodies") für Magnetresonanzbildgebung beim Staatskomitee für Erfindung und Entdeckung der UdSSR anmeldete, die jedoch bis in die siebziger Jahre seitens der Behörden nicht genehmigt und erst später gewürdigt wurde (9).

Durch Mansfield folgten weitere Entwicklungen, um Signale schneller in Bildinformationen zu wandeln. Er erarbeitete eine Möglichkeit zur schichtselektiven

Anregung (ab 1974) sowie zur schnellen Umschaltung von Gradienten, was 1977 in die echoplanare Bildgebung (engl.: „echoplanar imaging“; EPI) mündete (10). Hierdurch wurde die Bildgewinnung unter einer Sekunde (sog. Schnappschuss-Technik; engl.: „snapshot technique“) möglich (10).

In den 1980er Jahren kam es zur Entwicklung von Oberflächenspulen (11-13) und zur maßgeblichen Weiterentwicklung in der Sequenztechnik. So wurde eine Variante der Spin Echo MRT von Jürgen Hennig und Mitarbeitern entwickelt (14-16), die bis heute unter den Abkürzungen RARE (engl.: „Rapid Acquisition with Relaxation Enhancement“), FSE (Fast Spin Echo) oder TSE (Turbo Spin Echo) breite klinische Nutzung erfährt. Durch ein Mitte der achtziger Jahre von Axel Haase, Jens Frahm, Dieter Matthaei, Wolfgang Hänicke und Klaus-Diemtar Meroldt erarbeitetes Schnellbild-Verfahren (FLASH; engl.: „Fast Low-Angle Shot“) gelang ein grundlegender Durchbruch für klinische Anwendungen, bei dem Messzeiten um den Faktor 100 reduziert werden konnten, ohne dass wesentliche Verluste der Bildqualität akzeptiert werden mussten (17-20).

Der skizzierte Entwicklungsprozess vollzieht sich auch in der Anwendung der eigentlichen Art der verwendeten Magneten sowie der Kontrollierbarkeit und klinischen Nutzbarkeit ihrer Feldstärke.

Im Verlauf wurden verschiedene Magnettypen wie permanente Magneten, resistive bzw. Elektromagneten und supraleitende Magneten eingesetzt. Permanente Magneten funktionieren ohne Energiezufuhr, können jedoch thermisch instabil sein. Sie verfügen über eine sehr limitierte Feldstärke (bis etwa 0,4 T, was meist ein entsprechendes Gewicht des Gerätes im zweistelligen Tonnen-Bereich erfordert). In resistiven Magneten bzw. Elektromagneten wird ein magnetisches Feld erzeugt, indem ein elektrischer Strom durch eine Spule geleitet wird. Die Magnetisierung hält nur so lange an wie Strom fließt und verbraucht entsprechend elektrische Energie. Gleichzeitig erzeugt der durch die Spule geleitete Strom naturgemäß Widerstand. Während der Nutzung führt dies zu Erwärmung und zur Notwendigkeit der Kühlung. Verglichen mit permanenten Magneten können zwar höhere Feldstärken von bis zu etwa 0,6 T erreicht werden, dies ist jedoch kaum noch von klinischem Interesse: Da nicht nur eine ausgeprägte Wärmewirkung produziert, sondern auch fortgeleitet werden muss, ist eine praktische Nutzung kostspielig und erschwert. Heutzutage finden vorwiegend supraleitende Magneten in der klinischen MRT Bildgebung Anwendung. Auch sie nutzen Elektrizität,

jedoch unter Verwendung eines Strom befördernden Leiters. Durch Kühlung auf supraleitende Temperaturen von 4 K (-269 °C) verliert dieser Leiter seinen materialspezifischen Widerstand für Elektrizität. Hierdurch kann ein einmalig eingebrachter Strom theoretisch permanent fließen und ein konstantes Magnetfeld erzeugt werden. Sogenannte Kryogene (Helium, Stickstoff) werden zur Kühlung genutzt. Supraleitende Magneten können ein hohes und gleichzeitig homogenes Magnetfeld erzeugen, was eine vergleichsweise schnelle Untersuchung bei hoher räumlicher und ggf. zeitlicher Auflösung ermöglicht. Dem stehen hohe Anschaffungs- und Instandhaltungskosten gegenüber.

Neben den verschiedenen Arten von Magneten, bei denen die supraleitende heute klinisch die vorherrschende ist, wird häufig eine Einteilung von Magnetfeldstärken in Niedrigfeld- (bis 0,5 T), Mittelfeld- (0,5 – 1,0 T) und Hochfeld-MRT (früher ab 1,0 T, heute eher ab 1,5 T) vorgenommen. Diese Einteilung basiert auf keinen physikalischen oder technischen Kriterien und dient vielmehr der Orientierung. Neuerdings erfolgt zuweilen eine Ergänzung um die Ultrahochfeld-MRT (ab 7 T und darüber hinaus), welche klinisch nicht nur *ex vivo*, sondern inzwischen auch *in vivo* Anwendung findet (21, 22).

MRT Scannerkonzepte

Der skizzierte Entwicklungsprozess vollzieht sich auch in der Konstruktion unterschiedlicher MRT Scannerkonzepte, die im Verlauf der letzten Jahrzehnte entwickelt wurden (eine Übersicht gängiger Grundkonzepte findet sich in Abbildung 1).

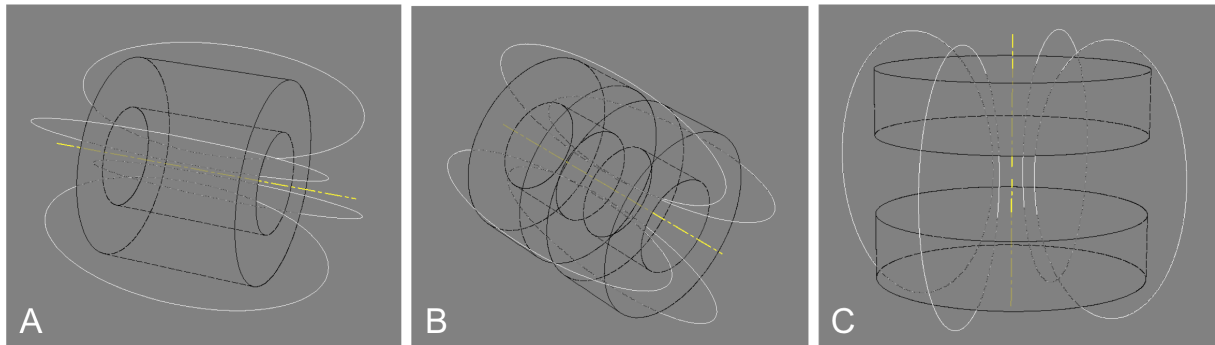


Abbildung 1 – Schematische Darstellung gängiger MRT Scannerkonzepte mit angedeutetem Verlauf der Magnetfeldlinien (weiße Ellipsen) und des Hauptmagnetfeldes B_0 (gelbe Linie). Graphik freundlicherweise zur Verfügung gestellt durch Felix Güttler, AG offene MRT. A: Klassisches diagnostisches Tunnelkonzept. Im Verlauf erfolgte eine Weiterentwicklung der vergleichsweise langen und schmalen Bohrung hin zu kürzerer und weiterer Bohrung (engl.: „short and wide bore“). B: „Double Doughnut“. Durch Aussparung des mittleren Segments eines Tunnelkonzepts wird ein vertikaler Zugang zum Patienten unmittelbar im Isozentrum von oben sowie zusätzlich von der Seite ermöglicht. Es war das erste MRT Scannerkonzept, das spezifisch für chirurgische Prozeduren entwickelt wurde. C: Offenes MRT, dargestellt mit zwei horizontal ausgerichteten Polschuhen zur Erzeugung eines vertikalen Magnetfeldes.

Neben der Hauptbedingung, für die Bildgebung im Isozentrum optimale Bildqualität zu erreichen, galt es zudem möglichst weitere Nebenbedingungen wie maximalen Patientenkomfort, maximale Signalausbeute bei möglichst kurzen Untersuchungszeiten sowie ggf. Zugang zum Patienten für interventionelle Eingriffe zu berücksichtigen. So erfuhr das diagnostisch klassische und gängigste Tunnelkonzept (vgl. Abbildung 1A) mit langer und schmaler Bohrung, Modifikationen mit kürzerer und weiterer (engl.: „short and wide bore“) Bohrung nachdem technische Herausforderungen bzgl. Abschirmung und Homogenität von Hauptmagnetfeld und Gradienten zufriedenstellend gelöst werden konnten. Durch Aussparung des mittleren Segments eines Tunnelkonzepts (vgl. Abbildung 1B) wurde das erste spezifisch für chirurgische Prozeduren entwickelte offene MRT Scannerkonzept verwirklicht (23). Es ist unter dem englischen Begriff „Double Doughnut“ weitläufig bekannt (24) und ermöglicht einen vertikalen Zugang zum Patienten unmittelbar im Isozentrum von oben sowie zusätzlich von der Seite. Durch die Konstruktionen sogenannter offener MRT Scanner konnte der Ansatz verfolgt

werden, sowohl noch mehr Patientenkomfort (u.a. zur möglichen Untersuchung von Patienten mit Raumangst), als auch gleichzeitig Zugang zum Patienten für mögliche Interventionen bereitzustellen. Im Niedrigfeld-Bereich wurden bereits Anfang der 1990er Jahre die ersten offenen Scannerkonzepte eingeführt (25), die baulich dem C-förmigen Röntgengerät (C-Bogen) nachempfunden waren. Dieses Scannerkonzept findet auch in supraleitenden Magnetfeldstärken heutzutage Anwendung. Grundsätzlich sind hierfür zwei Polschuhe entweder horizontal (vgl. Abbildung 1C) oder vertikal gegenüberliegend ausgerichtet. Hierdurch kann der Patient entweder in liegender oder aufrechter Position dazwischen positioniert werden. Insbesondere für horizontal ausgerichtete Polschuhe höherer supraleitender Magnetfeldstärken bestand eine technische Herausforderung darin, eine stabile und zugleich schwingungsarme Konstruktion zu kreieren.

MRT Intervention

Der Entwicklungsprozess der MRT Intervention ist zeitlich eng an die klinische Verfügbarkeit der MRT Scanner geknüpft. Bereits Ende der 1980er Jahre erfolgten zunehmend Vorarbeiten und MRT-gestützte Interventionen inklusive MRT-gestützte Aspirationsbiopsien (26-30).

Die Entwicklung leistungsfähiger MRT Scanner, praktikabler Zugangswege zum Patienten im jeweiligen Gerät und schneller Sequenzen mit ausreichender Bildqualität für nahezu-Echtzeit-Bildgebung kann als Grundvoraussetzung für MRT Interventionen angesehen werden. Zudem war die Entwicklung MRT kompatibler, nicht-ferromagnetischer Materialien notwendig. Bei zu platzierenden Nadeln bzw. Instrumenten bedurfte es ihrer Evaluation insbesondere bezüglich Geometrie, Legierung und Relation der Massenanteile für verschiedene MRT Sequenzen und Parameter, um eine möglichst schmale und akkurat lange Artefakt-Visualisierung im Körper zu erreichen und Voraussetzungen für eine möglichst sichere Intervention zu schaffen. Erst das erweiterte Zusammenspiel dieser Entwicklungsprozesse in Kombination mit den Arbeitsablauf und die Infrastruktur vereinfachenden Anwendungen und nicht zuletzt mit der klinischen Expertise der Interventionalisten begünstigte einen umfassenderen Einsatz für MRT Interventionen.

An dieser Stelle soll auf interaktive Sequenzen und Artefakt-Kontrolle sowie auf die Interventions-Infrastruktur, die Navigation und Möglichkeiten der Instrumentenverfolgung (Tracking) gesondert eingegangen werden, bevor ein Vergleich zu anderen für die Intervention genutzten Bildgebungsmodalitäten vorgenommen wird.

Interaktive Sequenzen und Artefakt-Kontrolle

Für die interventionelle MRT Bildgebung wird eine schnelle Akquisitionsstrategie, ein schneller Akquisitionsalgorithmus mit hoher zeitlicher Auflösung (nahezu-Echtzeit-Bildgebung), eine ausreichende Schichtdicke bzw. die Akquisition von mindestens drei Schichten und hoher Weichteilkontrast benötigt, um eine sichere Positionierung interventioneller Instrumente im Körper zu gewährleisten (31). Meist kommen angepasste schnelle Spin Echo (32) oder Gradienten Echo Sequenzen zur Anwendung (33, 34). Im Vergleich zu vielen diagnostisch verwendeten Sequenzen ist für interventionelle Sequenzen das Verhältnis einer sowohl hohen räumlichen und zeitlichen Auflösung von besonderer Bedeutung: Es gilt die bekannte Wechselwirkung zwischen Bildakquisitionsrate und Bildqualität, den Kompromiss schnellerer Bildakquisitionsraten für Interventionen in nahezu-Echtzeit-Bildgebung mit konsekutiv geringerer Auflösung und geringerem Signal-Rausch-Verhältnis (31) und vice versa, dahingehend zu optimieren, dass eine valide Visualisierung des Nadelartefakts und der für die Intervention notwendigen zu differenzierenden anatomischen Strukturen im Gewebe bei akzeptabler Bildwiederholungsrate gewährleistet ist.

Es können verschiedene Techniken zur Beschleunigung und/oder qualitativer Verbesserung der Bildgebung beitragen. Zur Verbesserung der zeitlichen Auflösung beinhaltet dies echoplanare Bildgebungsmethoden, Wavelet-Kodierung, Einzelwertzerlegungs-Kodierung und als Schlüsselloch- (engl.: „keyhole“) -Bildgebung bekannte k-Raum-Teilungs- (engl.: „k space sharing“) und Aktualierungs-Verfahren (31, 35). In den letzten Jahren wurden bedeutende Entwicklungen in Techniken wie SMASH (engl.: „Simultaneous Acquisition of Spatial Harmonics“) (36), UNFOLD (engl.: „Unaliasing by Fourier-encoding the Overlaps using the temporal Dimension“) (37) und SENSE (engl.: „Sensitivity Encoding“) (38) erzielt, welche Bildrekonstruktion mit unterabgetasteten k-Raum Daten (engl.: „undersampling“) ermöglichen (39). Neben Magnetfeldstärke und Oberflächenspulen begünstigt beispielsweise die „local look“ bzw. sog. „zoom“ Technik hohe räumliche Auflösung (32).

Die Artefakt-Breite und -Spitze eines in den Körper eingebrachten Instruments sollte das reale Instrument in den MRT Raumkoordinaten so präzise wie möglich erfassen (40). Das Artefakt sollte groß genug sein, um identifizierbar zu sein und gleichzeitig schmal genug bleiben, um Überlagerungen mit angrenzenden Strukturen und Fehleinschätzungen der Instrumentenposition zu vermeiden (41). Die Hauptfaktoren, die das Artefakt beeinflussen, können nach ihrer periinterventionellen Modifizierbarkeit in konstante Faktoren (Instrumentengeometrie, -legierung und Magnetfeldstärke) und variable Faktoren (MRT-Sequenz, MRT-Sequenz-Parameter, Instrumentenorientierung im Magnetfeld) eingeteilt werden (28, 41, 42).

Interventions-Infrastruktur, Navigation und Tracking

Durch die Entwicklung und Anwendung MRT kompatibler Accessoires konnte die Durchführbarkeit von MRT Interventionen mit teilweise einfachen Modifikationen erheblich effizienter gestaltet werden. So ist beispielsweise durch die kombinierte Anwendung einer MRT kompatiblen PC Maus (43), mit im Scannerraum in Sichtweite platzierten MRT kompatiblen Monitoren (alternativ: auf eine sichtbare Wand in dem Scannerraum projizierender Beamer) und der Anwendung entsprechender interaktiver Software, der Interventionalist selbst in der Lage, die multiplanare Visualisierung und Anpassung der Navigation im Scannerraum vorzunehmen, ohne seinen Platz am Patienten verlassen zu müssen. Dies ermöglicht eine deutliche Vereinfachung des Arbeitsablaufs. Je nach Software lässt sich beispielweise eine interaktive 2x2 Bildmatrix anzeigen, welche manuell mit MRT Einzelbildern beliebiger (para-)transversaler, (para-)sagittaler, und (para-)koronarer Schnittebenen gefüllt werden kann. Wie bei multiplanaren Reformatierungen gängiger Rekonstruktionssoftwares bekannt, lassen sich mögliche Überschneidungen der gewählten Ebenen durch Linien in den jeweils übrigen Bildebenen darstellen. Einer der vier Quadranten kann sodann per Mausklick aktiviert werden, womit die repetitive Bildakquisition der ausgewählten Bildebene bis auf Weiteres initiiert wird. Bei optimaler Einstellung liegt das Nadelartefakt im Verlauf der akquirierten Ebene und lässt sich in ihr unter Sichtkontrolle in nahezu-Echtzeit-Bildgebung weiter vorführen und verfolgen (potenziell ist die Darstellung eines linearen Artefakts um die eigene Achse in jeder der 360 Grad-Ebenen möglich; Prinzip der Kontrolle in weiterer Schnittebene). Gegebenenfalls lässt sich die Ebene in Bezug auf die Position des Nadelartefakts auch im Verlauf anpassen: Durch Mausklick auf einen

anderen Quadranten kann der Interventionalist während der Intervention leicht eine andere Bildebene zur wiederholten Bildakquisition aktivieren, oder dort stattdessen durch Änderung der Angulierungs- bzw. Überschneidungslinien die Winkelung modifizieren, um in dem initial aktivierten Quadranten den Verlauf des Nadelartefakts anzupassen. Die beschriebene Form der Navigation entspricht einem passiven Tracking, und lässt sich vom aktiven Tracking unterscheiden, bei dem der Punktionsweg bis zum definierten Ziel durch ein zeitnahes Feedback eines kalibrierten Systems (etwa eines auf Reflexion basierenden optischen Trackingsystems) begleitet wird. Während aktive Trackingverfahren (44-49) in ihrer Anwendung zügig und akkurat nutzbar sind, können sich Faktoren wie eine benötigte freie Sichtlinie zwischen den Trackingeinheiten, Hitzeentstehung, Einstellungsempfindlichkeit und komplizierte Kalibrierung sowie Kosten des Systems nachteilig auswirken (50). Passive Trackingverfahren (50-52), bei denen Instrumentartefakte direkt in den akquirierten Bildern detektiert und verfolgt werden können, bieten eine Alternative, bei der keine teuren zusätzlichen Geräte mit potenziell zusätzlichen Fehlerquellen benötigt werden. Das Artefakt des entsprechenden Interventionsinstruments kann zusammen mit der Anatomie des Patienten im Bild erfasst werden, ein für aktives Tracking notwendiger Kalibrierungsschritt entfällt (50).

Eine andere Form der Kontrolle durch und während der MRT-Bildgebung bietet die nicht-invasive thermometrische Validierung, die an dieser Stelle kurz der Vollständigkeit halber erwähnt sei. Grundsätzlich stehen verschiedene temperaturabhängige MRT-Parameter zur Approximation zur Verfügung. Sie kann zur Kontrolle und Beurteilung thermoablativer Therapien wie beispielsweise Laser-Anwendungen, RFA und MWA herangezogen werden.

Vergleich zu anderen für die Intervention genutzten Bildgebungsmodalitäten

Im Vergleich zu anderen, für die Intervention genutzten Bildgebungsmodalitäten, lassen sich Vor- und Nachteile feststellen. So ist der Ultraschall vergleichsweise weitläufig verfügbar, kostengünstig, klein und mobil. Ferner kann der Ultraschall in Echtzeit und multiplanar ohne Strahlenexposition eingesetzt werden, ist jedoch bei Knochen und Luft und zudem durch variable räumliche und Kontrastauflösung insbesondere in der Tiefe des Schallfensters limitiert. Die Fluoroskopie erfolgt in Echtzeit und kann multiplanar erfolgen. Knöcherne Strukturen sind bei deutlich reduziertem Weichteilkontrast vergleichsweise gut abgrenzbar. Die Computertomographie bietet eine sowohl räumlich

als auch zeitlich hohe Auflösung und ermöglicht bei limitierter periinterventioneller Multiplanarität (herstellerspezifische Gantry-Kippung) ansonsten nur ex post eine multiplanare Visualisierung für das jeweils akquirierte Volumen. Sie erfordert ebenfalls die Anwendung von Röntgenstrahlen. Die MRT benötigt keine Strahlenexposition, ermöglicht einen hohen Weichteilkontrast und periinterventionell multiplanare nahezu-Echtzeit-Bildgebung, die mit entsprechender Ausstattung vom Interventionalisten selbst im Scannerraum gewählt und modifiziert werden kann, bei beliebiger Nadel-Angulierung. Dem stehen vergleichsweise hohe Kosten, Lautstärke und geringere Verfügbarkeit entgegen sowie potentiell Einschränkungen bezüglich des Patientenkollektivs aufgrund nicht MRT kompatibler eingebrachter Materialien.

Zielstellung

Aus den in der Einleitung dargestellten Zusammenhängen kann der Entwicklungsprozess der letzten Jahrzehnte in der Radiologie insgesamt auch als Erweiterung eines medizinisch diagnostisch geprägten Fachgebiets hin zu bildgestützter minimalinvasiver Intervention, die teilweise therapeutische bzw. heilende Wirkung erzielen kann, aufgefasst werden. Hier bietet das Fachgebiet der interventionellen Radiologie mittels minimalinvasiver Prozeduren heute Alternativen, Ergänzungen und neue Optionen.

Ziel der im Rahmen dieser Habilitationsschrift vorgestellten und zusammengefassten Veröffentlichungen war die Anwendung eines offenen Scannerkonzeptes bei 1 T unter Berücksichtigung der Optionen in

1. diagnostischer Bildgebung,
2. experimenteller Intervention und
3. humaner Intervention

mit Beantwortung folgender Fragestellungen:

ad 1.:

- Welche diagnostische Aussagekraft lässt sich für ausgeprägt fettleibige Patienten gewinnen, die in anderen Bildgebungsmodalitäten wie CT, Ultraschall und konventionellen Tunnelsystemen nicht oder nicht zielführend untersucht werden können? (Publikation 1)
- Wie gut und mit welchem Zeitaufwand lässt sich eine nicht invasive Gefäßdarstellung ohne intravenöses Kontrastmittel durchführen? (Publikation 2)
- Kann das vermehrte Raumangebot eines offenen MRT zur Darstellung der Austreibungs- und Plazentar-Periode genutzt werden? (Publikation 3)

ad 2.:

- Wie kann ein offenes Scannerkonzept im Sinne translationaler Medizin für experimentelle Interventionen *ex vivo* und *in vivo* verwendet werden?
 - Entspricht in Hinblick auf MR-gestützte und verlaufskontrollierte thermoablative Verfahren, beispielsweise bei der Mikrowellenablation *ex vivo*, die MR-volumetrische Erfassung eines Ablationsvolumens der zu erwartenden Größe, und führt die Präinjektion von Flüssigkeiten – wie bei der Radiofrequenzablation bekannt – ebenfalls zu einer Vergrößerung? (Publikation 4)
 - Kann *in vivo* der Platz des offenen Scannerkonzeptes genutzt werden, um eine porcine renale sympathische Denervation unter nahezu-Echtzeit-Bildgebung durch perkutane periarterielle Ethanolinjektion wirksam durchzuführen? (Publikation 5)

ad 3.:

- Ist die minimal invasive Aspiration symptomatischer lumbosakraler Zysten MRT-gestützt unter nahezu-Echtzeit-Bildgebung möglich? (Publikation 6)
- Wie genau, sicher und wirksam kann periradikuläre Schmerztherapie durchgeführt werden? (Publikation 7)
- Kann eine Schmetterlings-Spule (butterfly coil) für Wirbelsäuleninterventionen in Bauchlage genutzt werden, und wie ist die Bildqualität, verglichen mit in Seitenlage verwendeten Ringspulen? (Publikation 8)
- Wie genau, sicher und wirksam können schmerztherapeutische Facettengelenksinfiltrationen durchgeführt werden? (Publikation 9)

Sämtliche in dieser Habilitationsschrift zusammengefassten Arbeiten erfolgten an einem 1 T Panorama High Field Open (HFO) MRT Scanner (Philips Medical Systems, Best, Niederlande).

Eigene Arbeiten

Optionen in der diagnostischen Bildgebung bei offenem Scannerkonzept

Im Folgenden werden die durch ein offenes Scannerkonzept erweiterten Optionen in der diagnostischen Bildgebung anhand dreier Publikationen evaluiert. Die erste Arbeit behandelt die Bildgebung eines Patientenkollektivs ausgeprägt fettleibiger Patienten, bei denen eine andere Form der Bildgebung nicht möglich oder nicht zielführend war. Mit der zweiten Arbeit wird die Möglichkeit der nativen Gefäßdarstellung der unteren Extremität anhand eines MR-TOF Angiographie Protokolls mit der DSA als Goldstandard verglichen. In der dritten Arbeit wird der erweiterte Platz in einem offenen Scannerkonzept unter der Geburt für die weltweit erste nahezu-Echtzeit-Visualisierung der Austreibungs- und Plazentar-Periode in der Magnetresonanztomographie genutzt.

Bildgebung bei ausgeprägter Fettleibigkeit

de Bucourt M, Streitparth F, Wonneberger U, Rump J, Teichgräber U.

Obese patients in an open MRI at 1 Tesla: image quality, diagnostic impact and feasibility.

Eur Radiol. 2011 May;21(5):1004-15. doi: 10.1007/s00330-010-2005-2. Epub 2010 Dec 3. PubMed PMID: 21127882.

Zielsetzung dieser ersten hier vorgestellten Originalarbeit war die Evaluation der Bildgebung bei ausgeprägt fettleibigen Patienten in einem offenen MRT bei 1 T. Hierzu

wurden Faktoren wie Bildqualität, diagnostische Bedeutung und praktische Durchführbarkeit berücksichtigt.

Hergeleitet wurde die Fragestellung aus den Herausforderungen, die sich bei ausgeprägt fettleibigen Patienten ergeben: Da die klinische Untersuchung in diesem Patientenkollektiv a priori häufig beeinträchtigt (53) und eine vollständige körperliche Untersuchung manchmal gar nicht möglich ist (54), kommt der Bildgebung umso mehr eine besondere Bedeutung für die akkurate Diagnosefindung bzw. Beurteilung eines Erkrankungszustandes im Verlauf zu. Allerdings stößt sowohl die konventionelle röntgenologische wie auch die sonographische Bildgebung insbesondere aufgrund der abgeschwächten Gewebepenetration hier häufig an Grenzen, was die Aussagefähigkeit deutlich einschränken kann (55). Computertomographische Bildgebung kann hilfreich sein, jedoch führt die vermehrte Streustrahlung und die entsprechende Aufhärtung ebenfalls zu einer Herabsetzung der Bildqualität mit entsprechender Beeinträchtigung der vorhandenen diagnostischen Information (56), zudem ist die notwendige Strahlendosis bei ausgeprägt fettleibigen Patienten viel größer als bei Patienten mit durchschnittlichem Körpergewicht (57).

Physikalisch betrachtet bietet sich die MRT zur Bildgebung ausgeprägt fettleibiger Patienten an (58), weil – im Gegensatz zu ionisierender Strahlung und sonographischer Wellen – Radiofrequenzimpulse der MRT große Mengen Fettgewebe penetrieren können (59). Standard-Tunnel-MRT-Systeme sind jedoch häufig vergleichsweise schmal. Durch das offene Scannerkonzept ist der Zugang für das Patientenkollektiv erleichtert bzw. zuweilen überhaupt erst möglich.

In der vorliegenden Originalarbeit wurden 26 ausgeprägt fettleibige Patienten untersucht, bei denen Bildgebungen per CT, Standard-Tunnel-MRT oder Ultraschall nicht möglich oder nicht zielführend waren. Drei Patienten erfüllten das Kriterium für WHO (60) Adipositas Grad II (engl.: „obese class II“ = 35-39.99) und 23 Patienten für WHO Adipositas Grad III (engl.: „obese class III“ = BMI \geq 40). Bildqualität wurde anhand von Signal-Rausch-Verhältnissen (engl.: „signal-to-noise-ratio“; SNR) und Kontrast-Rausch-Verhältnissen (engl.: „contrast-to-noise ratio“; CNR) mit der integrierten Körperspule gemessen und mit einer normgewichtigen Kontrollgruppe (Durchschnitts-BMI: 23) unter Verwendung idealer Oberflächenspulen verglichen. Die diagnostische Bedeutung und die praktische Durchführbarkeit wurden evaluiert.

Im Vergleich zur Kontrollgruppe fielen SNR und CNR in der Gruppe ausgeprägt fettleibiger Patienten fast ausnahmslos geringer aus, beispielsweise für zerebrale Bildgebung T2W TSE (< 5 % für weiße Hirnsubstanz, ca. 30 % für graue Hirnsubstanz) und T1W SE (ca. 15 % für weiße Hirnsubstanz, < 5 % für graue Hirnsubstanz), für spinale Bildgebung T2W TSE (ca. 35 %, für Bandscheibe und Wirbelkörper) und T1W SE (ca. 2 % für Bandscheibe, ca. 10 % für Wirbelkörper). Relevante neue Diagnosen, die sich auf die Therapie des jeweiligen Patienten auswirkten, konnten in 30 % (8/26) identifiziert werden. Die zur Überweisung führende besondere medizinische Fragestellung des behandelnden Arztes konnte als Ursache für den jeweiligen medizinischen Zustand des Patienten in 53 % (14/26) ausgeschlossen werden.

Es wurde geschlossen, dass bei ausgeprägt fettleibigen Patienten, bei denen Untersuchungen per CT, Standard-Tunnel-MRT oder Sonographie nicht möglich oder nicht zielführend sind, ein offenes Scannerkonzept Potenzial zur diagnostischen Beurteilung hat und Therapieentscheidungen beeinflussen kann. Im Vergleich zu einem normgewichtigen Patientenkollektiv ist eine geringere, aber oftmals suffiziente Bildqualität zu erwarten.

Native Angiographie der unteren Extremität

Suttmeyer B, Teichgräber U, Thomas A, Rathke H, Albrecht L, Jonczyk M, Verba M, Güttler F, Schnackenburg B, Hamm B, **de Bucourt M.**

Non-invasive ECG-triggered 2D TOF MR angiography of the pelvic and leg arteries in an open 1.0-tesla high-field MRI system in comparison to conventional DSA.

Biomed Tech (Berl). 2013 Dec 13:1-9. doi: 10.1515/bmt-2013-0113. [Epub ahead of print] PubMed PMID: 24334421.

In dieser Arbeit wurde ein nicht invasives 2D MR-TOF Angiographie Protokoll an einem offenen MRT bei 1 T, das ohne Kontrastmittel die Gefäßdurchmesser der Becken- und Beinarterien darstellt, mit der planaren Gefäßdarstellung der digitalen Subtraktionsangiographie (DSA) als Goldstandard verglichen.

Kreislaufkrankungen, inklusive Herz-/Kreislaufkrankungen, stellen weltweit die häufigsten Todesursachen dar. Die pAVK ist eine der großen Volkskrankheiten und mit einer hohen Morbidität verbunden, wenn sie nicht in einem frühen Stadium diagnostiziert wird (61). Verglichen mit dem Myokardinfarkt ist die pAVK durch ein geringeres Todesrisiko bei gleichzeitig höherem Risiko für erhebliche Behinderungen wie Amputation und Infektion betroffener Gliedmaßen charakterisiert. In den Vereinigten Staaten von Amerika leiden beispielsweise ca. 8 Millionen Menschen an dieser Erkrankung (62). Um die Gefäße des Beckens und der unteren Extremität darzustellen, wird als Goldstandard die DSA angewandt (63). Dies bedeutet einen invasiven, strahlenbelastenden und – sofern keine CO₂ Angiographie durchgeführt wird – auch potenziell nierenbelastenden Eingriff für den Patienten (64). Alternativ kann eine MR-Angiographie mit Kontrastmittel durchgeführt werden. Dieses Verfahren wird von manchen Autoren sogar als äquivalent zur DSA angesehen (65). Insbesondere bei Patienten mit Niereninsuffizienz kann MRT Kontrastmittel jedoch eine sogenannte nephrogene systemische Fibrose (NSF) induzieren (61-64, 66, 67). Diese Komplikation kann umgangen werden, indem eine MRT-Technik zur Gefäßdarstellung genutzt wird, die ohne MRT Kontrastmittel auskommt. Ein solches Verfahren ist die Time-of-Flight

(TOF) Magnet-Resonanz-Angiographie. Verkürzt dargestellt und detailliert anderswo beschrieben (68, 69) beruht diese Technik auf der Absättigung der Spins des stationären – das Gefäß umgebenden – Gewebes, während durch den Blutfluss ungesättigte Spins außerhalb des Bildfeldes (engl.: „field of view“; FOV) in die Bildebene gelangen (engl.: „in-flow effect“).

In dieser Arbeit wurden 1134 Gefäßdurchmesser an 81 für MR-TOF Angiographie und DSA korrespondierenden Messpunkten in einem prospektiven Design an sieben Patienten (Durchschnittsalter 68 Jahre) gemessen. Aus den insgesamt 162 möglichen Gefäßabschnitten pro Patient wurden 81 Spearman-Rho Korrelationskoeffizienten errechnet und aus Symmetrieüberlegung (rechts/links) zu 41 konsolidiert.

In den 41 konsolidierten Segmenten wurden 25 gute, hohe bzw. sehr hohe ($10 > 0,5$, $n = 4 > 0,7$ bzw. $n = 11 > 0,8$), sieben mäßige bzw. kleine ($n = 4 > 0,3$ bzw. $n = 3 < 0 \leq 0,3$) sowie zwei ohne, drei inverse und vier statistisch nicht messbare/verwertbare Korrelationen erhoben. Die Gefäße der Becken- und Oberschenkel-Hauptstrombahn erhielten hierbei die besten Korrelationen und ließen sich am solidesten darstellen.

Es wurde geschlussfolgert, dass das beschriebene MR-TOF Angiographie Protokoll in einem offenen MRT mit 1 T bei einem Zeitaufwand von 60-90 Minuten durchführbar ist. Während eine solide Korrelation der arteriellen Hauptstrombahn im Becken und Oberschenkel aufgezeigt werden konnte, findet sich im Unterschenkel-Gefäßverlauf ein Mischbild an guten wie auch nicht soliden bzw. nicht verwertbaren Korrelationen. Darstellungsbeeinträchtigungen ergeben sich insbesondere dann, wenn das darzustellende Gefäß vom orthogonalen Verlauf der gesetzten Flussebene abweicht (1.) und wenn die Signalausbeute aufgrund geringen Gefäßkalibers klein ist (2.).

Bildgebung der Austreibungs- und Plazentar-Periode

Güttler FV, Heinrich A, Rump J, **de Bucourt M**, Schnackenburg B, Bamberg C, Hamm B, Teichgräber UK.

Magnetic resonance imaging of the active second stage of labour: proof of principle.

Eur Radiol. 2012 Sep;22(9):2020-6. doi: 10.1007/s00330-012-2455-9. Epub 2012 May 2. PubMed PMID: 22549105.

Dieses Manuskript behandelt die weltweit erste nahezu-Echtzeit-Visualisierung der Austreibungs- und Plazentar-Periode in der Magnetresonanztomographie. Ein offenes Scannerkonzept bei 1 T kann somit nicht nur in der MRT Bildgebung schwangerer Frauen Anwendung finden, sondern auch während des Geburtsvorganges selbst zur Bildakquisition eingesetzt werden.

Der Studie lag der Gedanke zugrunde, dass akkurate anatomische Modelle sinnvoll sind, um den physiologischen Geburtsvorgang zu verstehen (70-72), und dass zukünftig möglicherweise nahezu-Echtzeit-MRT-Bildgebung und –Schnitt-Bildgebung (mit potenzieller Möglichkeit zur retrospektiven 3D Rekonstruktion) vermehrt dahingehend genutzt werden kann, bestehende Geburts-Modelle zu erweitern, womöglich auch Ursachen für Komplikationen ableiten oder, besser noch, zukünftig genauer und früher auf sie schließen zu können. Im Gegensatz zum CT entsteht die Bildgebung im MRT ohne ionisierende Strahlung, so dass es zu keiner schädigenden Exposition von Röntgenstrahlen für Mutter und Fötus kommt. Die Lautstärke eines MRT scheint keinen Effekt auf die Hörentwicklung (73, 74), hohe Magnetfeldstärken keinen Einfluss auf die fetale Herzfrequenz oder die Kontraktilität zu haben (75). Studien über embryonale, fetale und humane Zellen (76-78) konnten keine Zell- oder Wachstums-Änderungen durch MRT zeigen.

Für die Studie wurden zunächst 5 Freiwillige um die 30. Schwangerschaftswoche in einem offenen MRT bei 1 T untersucht. Basierend auf den Erkenntnissen erfolgte hierauf die Akquisition einer natürlichen Geburt in nahezu-Echtzeit-MRT-Bildgebung. Zur

Registrierung und Aufzeichnung der Herzschlagfrequenz des ungeborenen Kindes und der Wehen während der Bildgebung wurde ein MRT kompatibles drahtloses Kardiotokographie-System (engl.: „cardiotocography“; CTG“) entwickelt. Einzelschuss-Sequenzparameter wurden optimiert, um Bewegungsartefakte während der Wehen auszugleichen.

Sicherheitsanforderungen zur Überwachung des Geburtsprozesses unter nahezu-Echtzeit-MRT-Bildgebung wurden eingehalten. Hochauflösende MRT Bilder wurden unmittelbar vor und nach der Geburt akquiriert. Bei einer Schwangeren wurden kinematische TSE Einzelschuss Sequenzen der Austreibungs- und Plazentar-Periode selbst akquiriert. Alle Sequenzen wurden adaptiert, sowohl um Bewegung von Mutter und Kind als auch um verbleibendes Rauschen des entwickelten CTG zu tolerieren. Die MRT Bildgebung während der Wehentätigkeit zeigte nur geringfügige Bildartefakte.

Die vorliegende Arbeit konnte erstmalig zeigen, dass CTG-überwachte nahezu-Echtzeit-MRT-Bildgebung während der Austreibungs- und Plazentar-Periode in einem offenen MRT bei 1 T möglich ist. Die erreichte Bildqualität scheint geeignet, um in zukünftigen Studien einen Erkenntnisbeitrag für Modelle der Geburtssimulation zu leisten bzw. ggf. diese zu erweitern. Zudem kann die beschriebene (oder auf ihr zukünftig aufbauende) Bildgebung möglicherweise zur Detektion und Evaluierung spät eintretender geburtshilflicher Probleme genutzt werden.

Experimentelle Interventionen bei offenem Scannerkonzept

Im Folgenden schließen sich zwei Publikationen zur experimentellen Intervention im offenen MRT an: Eine Arbeit wurde *ex vivo*, die andere *in vivo* durchgeführt. *Ex vivo* wurde an bovinen Lebern evaluiert, ob die Vorab-Injektion verschiedener Flüssigkeiten bei Mikrowellen-Ablationen (MWA) – wie bei der Radiofrequenzablation (RFA) – zu unterschiedlicher, MRT volumetrisch quantifizierbarer Visualisierung von MWA-Volumina führt. *In vivo* wurde die porcine renale sympathische Denervation durch periarterielle Ethanolinjektion in einem offenen MRT bei 1 T als mögliche therapeutische Alternative zu transluminaler RFA für die Behandlung von arteriellem Bluthochdruck getestet.

Mikrowellen-Ablation nach Flüssigkeitsinjektion in *ex vivo* boviner Leber und MR Volumetrie

Colletini F, Rathke H, Schnackenburg B, Thomas A, Albrecht L, Suttmeier B, Jonczyk M, Guettler F, Teichgräber U, Kröncke T, Hamm B, **de Bucourt M.**

Fluid preinjection for microwave ablation in an *ex vivo* bovine liver model assessed with volumetry in an open MRI system.

Diagn Interv Radiol. 2013 Sep-Oct;19(5):427-32. doi: 10.5152/dir.2013.12189. PubMed PMID: 23846553.

Ziel dieser vorliegenden Originalarbeit war es, zu evaluieren, ob die Vorab-Injektion verschiedener Flüssigkeiten in *ex vivo* boviner Leber unterschiedliche, MR volumetrisch quantifizierbare Visualisierung von Mikrowellenablations-(MWA)-Volumina herbeiführt.

Hergeleitet wurde diese Fragestellung aus der durch mehrere Studien gewonnenen Erkenntnis, dass die Prä-Injektion (engl.: „preinjection“) verschiedener Flüssigkeiten wie Natriumchlorid (NaCl; von verschiedenen Autoren getestet für verschiedene Konzentrationen (79-84)) oder Chlorwasserstoffsäure (HCl; (85)) bei Radiofrequenzablationen (RFA) zu größeren Ablationsvolumina führt, als dies bei RFA ohne Prä-Injektion der Fall ist. MRT Bildgebung kann genutzt werden, um die Effektivität von RFA in Gewebe mit Prä-Injektion zu messen, die Befunde korrelieren mit pathologischen Ergebnissen (79). In einer initialen Studie (86) zu MWA Prä-Injektion (jeweils 5ml Ethanol, H₂O, 0,9 % oder 10 % NaCl; jeweils n = 6) wurde geschlussfolgert, dass Prä-Injektionen zu keiner makroskopisch messbaren Vergrößerung des Ablationsvolumens zu führen scheinen. Es stellten sich somit zudem die Fragen, ob diese initialen Ergebnisse auch durch zusätzliche MRT Bildgebung bekräftigt werden können bzw. ob durch Prä-Injektion womöglich größere visualisierte Ablationsvolumina entstehen.

Für die Studie wurden MWA Volumina in 50 würfelförmig zugeschnittenen *ex vivo* bovinen Lebern in folgenden 5 Serien (jeweils n = 10) kreiert: Kontrollserie (ohne Flüssigkeitsinjektion), 10 ml H₂O, 10 ml 0,9 % NaCl, 10 ml 6 % NaCl, 10 ml 12 % NaCl. Die Arbeitsfrequenz, die Ablationszeit und die Energiezufuhr wurden stets konstant gehalten und betragen entsprechend 915 Megahertz, sieben Minuten bzw. 45 Watt. Nach jeder MWA wurden jeweils zwei MRT Sequenzen akquiriert und das Ablationsvolumen MR volumetrisch für beide Sequenzen gemessen.

Im Ergebnis kam es bei beiden evaluierten MRT Sequenzen in keiner Prä-Injektions-Gruppe zu einer signifikanten visualisierbaren Volumenänderung im Vergleich zur jeweiligen Kontrollgruppe. In Sequenz 1 (T1W TSE/IR) bewegten sich die visualisierten Durchschnitts-Ablationsvolumina zwischen $7,0 \pm 1,2$ mm [H₂O] und $7,8 \pm 1,3$ mm [12 % NaCl] vs. $7,3 \pm 2,1$ mm in der Kontrollgruppe. In Sequenz 2 (PDW TSE) reichten die visualisierten Durchschnitts-Ablationsvolumina von $4,9 \pm 1,4$ mm [12 % NaCl] bis $5,5 \pm 1,9$ mm [0,9 % NaCl] vs. $4,7 \pm 1,6$ mm in der Kontrollgruppe. Die visualisierten Ablationsvolumina der beiden Sequenzen zeigten sowohl allgemein einen signifikanten Unterschied ($p < 0,001$), wie auch zwischen den jeweiligen Gruppen (Kontrollgruppen, $p \leq 0,001$; H₂O, $p < 0,001$; 0,9 % NaCl, $p < 0,001$; 6 % NaCl, $p \leq 0,001$; 12 % NaCl, $p < 0,001$). Die mit Sequenz 1 erfassten Volumina approximierten das zu erwartende Ablationsvolumen von 8 ml besser.

Es wurde geschlussfolgert, dass für die evaluierten Flüssigkeitsarten, -mengen und -konzentrationen kein Zusammenhang zu Prä-Injektion und größeren visualisierten Ablationsvolumen nach MWA hergestellt werden konnte. Weil die Ablationsvolumina sich mit unterschiedlichen Sequenzen in der MRT Bildgebung unterschiedlich darstellen können, ist es als Interventionalist wichtig, Erfahrung in der Interpretation postinterventioneller Bildgebung zu sammeln und insbesondere mit dem jeweiligen MRT, den verwendeten spezifischen Sequenzen und Parametern gut vertraut zu sein, um postinterventionelle Ergebnisse auch akkurat einschätzen zu können.

Porcine renale sympathische Denervation durch periarterielle Ethanolinjektion

Streitparth F, Walter A, Stolzenburg N, Heckmann L, Breinl J, Rinnenthal JL, Beck A, **de Bucourt M**, Schnorr J, Bernhardt U, Gebauer B, Hamm B, Günther RW.

MR-guided periarterial ethanol injection for renal sympathetic denervation: a feasibility study in pigs.

Cardiovasc Intervent Radiol. 2013 Jun;36(3):791-6. doi: 10.1007/s00270-013-0570-x. Epub 2013 Jan 30. PubMed PMID: 23361119

Ziel dieser Arbeit war es, die Durchführbarkeit und Wirksamkeit periarterieller Ethanolinjektion zur renalen sympathischen Denervation als mögliche Alternative zu transluminaler RFA zu evaluieren. Die Studie wurde an Schweinen *in vivo* unter nahezu-Echtzeit-Bildgebung in einem offenen MRT bei 1 T durchgeführt.

Arterieller Bluthochdruck betrifft 30-40 % aller Erwachsenen in Industrienationen, mit weiterhin steigender Tendenz (87). Eine Blutdrucksteigerung um 20/10 mmHg verdoppelt das Risiko kardiovaskulärer Mortalität (88) und bei der Hälfte der Bluthochdruckpatienten versagen selbst modernste Medikationen und Kombinationen von bis zu 5 Pharmaka (87, 89). Verschiedene prospektive Studien konnten zeigen, dass die selektive Denervation sympathischer Nervenfasern durch endovaskulär kathetergestützte RFA einen blutdrucksenkenden Effekt hat, der bei über 80 % der Patienten bis zu 24 Monate anhält (90-92). Es stellte sich die Frage, ob diesbezüglich durch renale Bildgebungs-gestützte periarterielle Ethanolinjektion ein ähnlicher Effekt erreicht werden kann, zumal die Ethanol gestützte Neurolyse bei anderen Anwendungsbereichen wie zum Beispiel chronischen Schmerzzuständen, abdominellen Tumoren oder Pankreatitis (93), bei therapierefraktärer peripherer Arterieller Verschlusskrankheit (pAVK) oder sympathischer Reflexdystrophie (94, 95) ein bekanntes und bewährtes Verfahren darstellt.

Bei sechs Schweinen erfolgte eine unilaterale periarterielle Ethanolinjektion. Die kontralaterale Niere diente als Kontrolle. Alle Interventionen wurden unter

Allgemeinanästhesie in einem offenen MRT bei 1 T und nahezu-Echtzeit-Bildgebung durchgeführt. Das Injektionsvolumen betrug nach initialer Aspirationskontrolle und Gabe von 1 ml Bupivacain-Gadolinium-basierter Kontrastmittellösung 5 ml (95 % Ethanol-Bupivacain, jeweils gemischt mit Gadolinium im Verhältnis 600:1) in zwei Schweinen und 10 ml in vier Schweinen. Vier Wochen nach der Behandlung erfolgte eine MRT-Bildgebungskontrolle. Die Konzentration von Noradrenalin (Norepinephrin, NE) im Nierenparenchym diente als Indikator für die Wirksamkeit sympathischer Denervation. Zusätzlich wurden die Nierenarterie und die sympathischen Nervenfasern für die Beurteilung vaskulärer und neuraler Schädigung histologisch evaluiert.

In Schweinen, die mit 10 ml Ethanol behandelt wurden, konnte neurale Degeneration aufgezeigt werden. Zudem konnte eine signifikante Reduktion der NE-Konzentration im behandelten Nierenparenchym von 53 % im Vergleich zur Gegenseite verzeichnet werden ($p < 0,02$). In Schweinen, die mit 5 ml Ethanol behandelt wurden, konnten keine signifikanten Veränderungen bzgl. Histologie oder NE-Konzentration beobachtet werden. Makroskopisch wie histologisch fand sich kein Hinweis für arterielle Stenosierung.

Abschließend scheint die MRT-gestützte periarterielle Ethanolinjektion durchführbar und wirksam im Schweinmodell. Die Technik könnte eine potenzielle Alternative zum Katheter-basierten Vorgehen in der Behandlung therapierefraktären arteriellen Bluthochdrucks sein.

Humane Interventionen an der Wirbelsäule bei offenem Scannerkonzept

Im Folgenden thematisieren vier Publikationen minimalinvasive humane Interventionen im offenen MRT: So wurden minimal invasive Aspirationen symptomatischer lumbosakraler Zysten bei elf Patienten, 249 MRT-gestützte periradikuläre Nervenwurzelinfiltrationen bei 141 Patienten, Wirbelsäuleninterventionen mit einer Schmetterlings-Spule (engl.: „butterfly coil“) bei 15 Patienten und 166 Facettengelenksinfiltrationen bei 45 Patienten im offenen MRT durchgeführt und evaluiert.

Minimal invasive Aspiration symptomatischer lumbosakraler 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. 2012 Feb;35(1):154-60. doi: 10.1007/s00270-011-0120-3. Epub 2011 Mar 9. PubMed PMID: 21387122.

* Dr. de Bucourt and Dr. Streitparth provided equal contribution as first author.

In dieser Originalarbeit wurden bei Patienten symptomatische, auf Nervenwurzeln wirkende, lumbosakrale Zysten minimal invasiv punktiert und aspiriert. Alle Interventionen erfolgten unter Anwendung einer interaktiven nahezu-Echtzeit-Bildgebungssequenz in einem offenen MRT bei 1 T.

Hergeleitet wurde der Grundgedanke aus der Tatsache, dass zum Einen Schmerzen im unteren Rücken eine der häufigsten Gründe für Arztbesuche sind und beträchtliche sozioökonomische Kosten verursachen (96) und dass lumbosakrale Zysten eine von vielen möglichen anderen Ursachen für derartige Beschwerden sein können. Zum Anderen bietet die Magnetresonanztomographie eine hervorragende Visualisierung von flüssigkeitsisointensen Zysten, und das offene Scannerkonzept zusätzlich die Möglichkeit, diese in multiplanarer interaktiver nahezu-Echtzeit-Bildgebung minimal invasiv anzusteuern.

Anatomisch lassen sich prinzipiell intramedulläre, intradural extramedulläre, extradural intraspinal, vertebrale und paravertebrale Zysten-Lokalisationen sowie Kombinationen unterscheiden. Eine derartige Einteilung findet auch für Fälle wie der selbst in Endemiegebieten sehr seltenen Hydatidenzysten-Manifestation bei Echinokokkose in der Klassifikation nach Braithwaite und Lees (97, 98) Anwendung. Manche Autoren differenzieren auch extraforaminale lumbale synoviale Zysten (99, 100). Sakrale Zysten können als Ansammlung cerebrospinaler Flüssigkeit zwischen Endoneurium und Perineurium sakraler Nervenwurzelscheiden beschrieben werden (101).

In Abhängigkeit von Ausmaß und Lokalisation der neuronalen Bedrängung können sich Symptome wie zunehmender Rückenschmerz (102), Radikulopathie und Taubheitsgefühl insbesondere in die untere Extremität ausstrahlend (103) einstellen. Ebenso sind progressive oder plötzliche muskuläre Schwäche wie insbesondere Fußheberschwäche (99) bis hin zu Lähmung, eine Kompression des Durasackes bzw. ein Kauda-Equina Syndrom (97, 104) bis hin zu ausgeprägten, vorwiegend posterior betonten, Kompressionen des Myelons (105) möglich. Die chirurgischen Therapieoptionen beinhalten anteriore und posteriore Resektionsverfahren (106), Laminektomie (103) sowie ggf. Versorgung duraler Defekte (105).

Ziel dieser Studie war es, anhand von elf Patienten die Durchführbarkeit minimal invasiver, lumbosakraler Zystenaspiration in einem offenen MRT bei 1 T zu evaluieren. Unter Verwendung einer interaktiven nahezu-Echtzeit-Bildgebungs-Sequenz mit beliebiger Schichtführung konnten sieben von elf lumbosakralen Zysten (durchschnittliche Größe $10,1 \pm 1,9$ mm) erfolgreich aspiriert werden. Diese Patienten konstatierten zeitnah eine deutliche Linderung der initialen Symptome. Die durchschnittliche Zystengröße insgesamt betrug $9,6 \pm 2,6$ mm, vier Zysten ($8,8 \pm 3,8$ mm) konnten nicht aspiriert werden. Hier sei ein in der Originalarbeit dargestelltes

Beispiel hervorgehoben (vgl. Fig. 2 im angehängten Manuskript), in dem die Zyste derart ungünstig lokalisiert war, dass eine erfolgreiche Aspiration nicht erwartet werden konnte: In diesem Fall lag die austretende Nervenwurzel unmittelbar zwischen Zyste und Wirbelkörper ohne wesentliche Ausweichmöglichkeit an. Zugangsweg-Optionen waren a priori limitiert, da der Winkel zwischen Darmbeinschaukel und dem aufgetriebenen rechten Facettengelenk von vornherein nur einen schmalen Korridor zum Vorschub der Chiba Nadel (20 G) zuließ. Ein Punktieren der Zyste hätte unmittelbar einen Vorschub gegen die Nervenwurzel provoziert, die ihrerseits aufgrund des unmittelbar anliegenden Wirbelkörpers kaum hätte ausweichen können. In diesem Fall wurde von dem Versuch einer Zystenaspiration abgesehen.

Es wurde geschlussfolgert, dass MRT Systeme mit offenem Scannerkonzept und abgestimmten interaktiven Sequenzen großes Potenzial für lumbosakrale Zystenaspiration besitzen, zumal wesentliche Vorteile insbesondere in der minimalen Invasivität mit konsekutiv geringerem Trauma, geringerem Stress und geringeren unerwünschten Wirkungen im Vergleich zu chirurgischen Optionen zu erwarten sind.

Periradikuläre lumbosakrale Schmerztherapie – Genauigkeit, Sicherheit und Wirksamkeit

Streitparth F*, **de Bucourt M***, Hartwig T, Leidenberger T, Rump J, Walter T, Maurer M, Renz D, Stelzer L, Wiener E, Hamm B, Teichgräber U.

Real-time MR-guided lumbosacral periradicular injection therapy using an open 1.0-T MRI system: an outcome study.

Invest Radiol. 2013 Jun;48(6):471-6. doi: 10.1097/RLI.0b013e31828362be. PubMed PMID: 23442776.

* Florian Streitparth, MD and Maximilian de Bucourt, MD contributed equally.

In dieser Originalarbeit wurde die periradikuläre lumbosakrale Schmerztherapie unter nahezu-Echtzeit-Bildgebung in einem offenen MRT bei 1 T hinsichtlich Genauigkeit, Sicherheit und Wirksamkeit der vorgenommenen Injektionen evaluiert.

Lumbale Radikulopathien und Schmerzen im unteren Rücken sind zwei der am häufigsten berichteten Leiden von Patienten aus Industrienationen und gehen mit ausgeprägten sozioökonomischen Kosten einher (107, 108). Studien konnten zeigen, dass selektive periradikuläre Nervenwurzelinfiltrationen mit Kortikosteroiden und Anästhetika zielführend für Diagnose und Therapie radikulärer Schmerzsyndrome in Patienten eingesetzt werden können, bei denen konservative Behandlungsmethoden nicht ausreichen (109-111). Während bildgestützte perkutane spinale Injektionsverfahren am häufigsten unter Fluoroskopie und CT-gestützt erfolgen (112-117), kann sich hier auch nach Anwendung von Kontrastmittel ein nicht zufriedenstellender Weichteilkontrast einstellen (118, 119). Die fortwährenden Entwicklungen und Verbesserungen in der Magnetresonanztomographie im Allgemeinen und dem offenen Scannerkonzept im Speziellen, insbesondere in Bezug auf Feldstärke, Hard- und Software und interaktive Sequenzen, machen ein offenes MRT zu

einer interessanten Bildgebungsmodalität für verschiedene minimalinvasive interventionelle Eingriffe (43, 120-126).

Zwischen 2008 und 2011 wurden in der vorliegenden Studie 249 MRT-gestützte periradikuläre Nervenwurzelinfiltrationen bei 141 Patienten mit lumbosakralem, radikulären Schmerzsyndrom durchgeführt. Alle Interventionen erfolgten an einem 1 T offenen MRT mit einer interaktiven PDW TSE Sequenz in nahezu-Echtzeit-Bildgebung. Mit einer numerischen visuellen Analogskala (VAS) wurde der klinische Verlauf vor Injektionstherapie bis sechs Monate danach evaluiert.

Alle Prozeduren waren technisch erfolgreich. Nach sechs Monaten berichteten von insgesamt 103 in die Auswertung eingeschlossenen Patienten (197 Injektionen) 14,6 % eine komplette Remission des radikulären Schmerzes, 53,4 % eine signifikante Schmerzlinderung, 22,3 % eine milde Schmerzlinderung und 9,7 % keine Schmerzlinderung. Es zeigte sich eine signifikante Abnahme der visuellen Analogskala-Bewertung im Beobachtungszeitraum ($p < 0,001$). Es konnte kein signifikanter Unterschied zwischen Patienten mit degenerativer foraminaler Stenose und Patienten mit Bandscheibenvorfällen festgestellt werden.

Es wurde abgeleitet, dass periradikuläre lumbosakrale Schmerztherapie in einem offenen MRT bei 1 T in nahezu-Echtzeit-Bildgebung genau, sicher und wirksam in der Behandlung konservativ refraktärer radikulärer Schmerzsyndrome angewandt werden kann. Die Technik kann insbesondere aufgrund der fehlenden Strahlenexposition eine interessante Alternative zu fluoroskopisch- oder CT-gestützter lumbosakraler Schmerztherapie darstellen, insbesondere bei jungen Patienten und Patienten, bei denen die Prozedur mehrmals wiederholt werden muss.

Wirbelsäuleninterventionen mit einer Schmetterlings-Spule (butterfly coil)

Jonczyk M, Hamm B, Heinrich A, Thomas A, Rathke H, Schnackenburg B, Güttler F, Teichgräber UK, **de Bucourt M**.

Initial clinical experience with a quadrupole butterfly coil for spinal injection interventions in an open MRI system at 1 Tesla.

Biomed Tech (Berl). 2013 Oct 24;1-7. doi: 10.1515/bmt-2013-0066. [Epub ahead of print] PubMed PMID: 24152888.

Zielsetzung dieser vorliegenden Originalarbeit war die Evaluation eines Spulenkonzepes (Schmetterlings-Spule; engl.: „butterfly coil“) für Wirbelsäuleninterventionen in einem offenen MRT bei 1 T, bei dem die Spule orthogonal zum B_0 -Feld platziert werden kann. Dies ermöglicht Wirbelsäuleninterventionen in Bauchlage.

CT- und MRT-gestützte Bildgebung und Intervention kann insbesondere zur Biopsieentnahme, Tumorablation, Schmerztherapie und Beurteilung im Verlauf Anwendung finden (127-130), wobei sich der vergleichsweise hohe Weichteilkontrast, der durch die MRT Bildgebung erzielt wird, vorteilhaft auswirken kann, wenn Punktionen in der Nähe sensitiver und anatomisch nicht trivial zu erreichender Strukturen durchgeführt werden sollen (131-136). Hergeleitet wurde die Fragestellung im Speziellen aus dem Kontext, dass viele Interventionen in einen offenen MRT vertikaler Hauptmagnetfeldausrichtung, wie beispielsweise Interventionen, nahe oder an der Wirbelsäule (z. B. periradikuläre Therapien, Facettengelenksinfiltrationen, epidurale Umflutungen), gewöhnlich in Links- oder Rechts-Seitenlage des Patienten stattfinden. Dies liegt darin begründet, dass üblicherweise ringförmige Oberflächenspulen (Ring-, oder Loop-Spulen; engl.: „loop coils“) verwendet werden. Die für qualitativ hochwertige Bildgebung notwendige Bedingung, dass das B_1 -Feld der Spule möglichst senkrecht zum statischen Feld (B_0) orientiert sein sollte, führt somit meist zu Seitenlagerung.

Durch ein Butterfly-Design, deren theoretischer Hintergrund in der Literatur umfassend beschrieben ist (137-141) kann die Spule orthogonal zum B_0 -Feld unmittelbar flach auf den Körper angelegt werden, da bei diesem Design das B_1 -Feld senkrecht zu B_0 orientiert bleibt. Dies ermöglicht bei zu erwartender höherer Signalausbeute durch die Oberflächenspule (137) Wirbelsäuleninterventionen in Bauchlage.

In der vorliegenden Originalarbeit wurden 15 Patienten in einem offenen MRT bei 1 T mit der Schmetterlings-Spule in Bauchlage behandelt und mit 15 Patienten (harmonisiert nach Geschlecht, Alter und Interventionsart) verglichen, die in Seitenlage mit der für Interventionen an diesem Institut üblicherweise verwendeten Loop-Spule behandelt wurden. Alle Interventionen wurden in nahezu-Echtzeit-Bildgebung mit einer interaktiven PDW Sequenz (TR 600 ms; TE 10 ms; Flip angle 90° ; Akquisitionszeit 3s/Bild) durchgeführt. Es erfolgte eine qualitative und quantitative Bildanalyse inklusive Erhebung von Kontrast, SNR, CNR und Halbwertsbreite (engl.: „full width at half maximum“; FWHM).

Der Kontrast unterschied sich signifikant zwischen Nadelartefakt und Muskulatur (Schmetterlings-Spule 0,27 vs. Konventionelle Loop-Spule 0,17) und zwischen Nadelartefakt und periradikulärem Fettgewebe (0,13 vs. 0,24) während der Intervention (jeweils $p = 0,029$). CNR zwischen Muskulatur und Nadelartefakt wies einen signifikant Unterschied auf (10,6/5,2; $p = 0,010$), jedoch nicht die Halbwertsbreiten (2,4/2,2; $p = 0,754$). Während interventioneller Bildgebung zeigte die Signalintensität des Nadelartefakts einen signifikanten Unterschied (1152,9/793,2; $p = 0,006$). Während postinterventioneller Bildgebung ergaben sich signifikant unterschiedliche SNR-Werte für subkutanes Fettgewebe (15,3/28,6; $p = 0,007$), Muskulatur (6,6/11,8; $p = 0,011$) sowie ein signifikant unterschiedlicher CNR-Wert zwischen diesen beiden Geweben (8,7/17,5; $p = 0,004$).

Es wurde geschlussfolgert, dass die Schmetterlings-Spule eine valide Alternative für Interventionen in einem offenen MRT bei 1 T darstellt, insbesondere wenn Patienten nicht in Seitenlage liegen können (bzw. dies nicht präferieren), oder wenn Bauchlagerung des Patienten einen günstigeren Zugang zur Zielzone erwarten lässt.

Schmerztherapie durch offen MRT-gestützte Facettengelenksinfiltrationen – Genauigkeit, Sicherheit und Wirksamkeit

Freyhardt P, Hartwig T, **de Bucourt M**, Maurer M, Renz D, Gebauer B, Hamm B, Teichgräber UK, Streitparth F.

MR-guided facet joint injection therapy using an open 1.0-T MRI system: an outcome study.

Eur Radiol. 2013 Dec;23(12):3296-303. doi: 10.1007/s00330-013-2940-9. Epub 2013 Jun 28. PubMed PMID: 23812244.

In dieser Arbeit wurden Genauigkeit, Sicherheit und Wirksamkeit MRT-gestützter Facettengelenksinfiltrationen bei offenem 1 T Scannerkonzept evaluiert.

Die Lebenszeit-Prävalenz Erwachsener für Schmerzen im unteren Rücken wird epidemiologisch mit 50-80 % bei Prävalenzraten um 15-30 % angegeben (142, 143). Facettengelenke werden mit Prävalenzraten von 15-32 % als ursächlich für persistierende Rückenschmerzen angenommen (144, 145). Die bildgestützte Infiltration mit Kortikosteroiden und Anästhetika, u.a. die Facettengelenksinfiltration, ist eine etablierte Methode zur Diagnosefindung und Therapie von Schmerzen im unteren Rücken (146-150). Bislang gelten die fluoroskopische und CT-gestützte Bildgebung als hierfür gebräuchlichste technische Interventionsverfahren, jeweils mit soliden technischen Erfolgsraten (151, 152). Beide Verfahren erfordern jedoch die Anwendung ionisierender Strahlung mit entsprechender Strahlenexposition für Patient und potenziell auch Interventionalist, was insbesondere bei seriellen Therapieschemata zu kumulierter Strahlenexposition führt (153). Zusätzlich kann die Strahlenexposition des Interventionalisten über die gesamte Lebensarbeitszeit kumulieren.

In der Studie wurden 166 Facettengelenksinfiltrationen bei 45 Patienten mit Schmerzen im unteren Rücken unter nahezu-Echtzeit-Bildgebung einer PDW TSE Sequenz in einem offenen MRT bei 1 T durchgeführt. Mit einer numerischen visuellen Analogskala (VAS)

wurde der klinische Verlauf vor Injektionstherapie nach einer Woche sowie nach drei, sechs und zwölf Monaten evaluiert.

Alle Facettengelenksinfiltrationen konnten technisch erfolgreich durchgeführt und die injizierte Medikation in und/oder um das Facettengelenk nachgewiesen werden. Nach zwölf Monaten berichteten von insgesamt 38 in die Auswertung eingeschlossenen Patienten 63 % eine unmittelbare Wirkung, 34 % (13 Patienten) einen positiven mittel- bis langfristigen Effekt nach sechs Monaten und 24 % (neun Patienten) nach zwölf Monaten. Es zeigte sich eine signifikante Abnahme der visuellen Analogskala-Bewertung im Beobachtungszeitraum ($p < 0,01$) von $7,1 \pm 1,7$ zu $3,5 \pm 2,2$, $4,1 \pm 3,0$, $3,8 \pm 2,9$ und $4,6 \pm 2,9$ im zwölften Monat.

Es wurde hergeleitet, dass offen MRT-gestützte Facettengelenksinfiltrationen genau, sicher und wirksam zur symptomatischen Therapie von Schmerzen im unteren Rücken beitragen können. Die Methode ist eine strahlenfreie Alternative zu fluoroskopisch- und CT-gestützter Bildgebung bei vergleichbaren klinischen Ergebnissen.

Diskussion

Wie eingangs erwähnt, haben sich die Techniken für Bildgebung und bildgestützte Intervention in der Radiologie in den letzten Jahrzehnten rasant weiterentwickelt, was insbesondere für die Bildgebung und Intervention der Magnetresonanztomographie gilt. Die in dieser Schrift zusammengefassten und in den Originalarbeiten publizierten Erkenntnisse sind nicht zuletzt auch Teil eines umfassenderen Entwicklungsprozesses und wären ohne zahlreiche maßgebliche Vorarbeiten und Beiträge anderer Wissenschaftler und Arbeitsgruppen nicht möglich gewesen. Es wurde der Versuch unternommen, dies einleitend zu würdigen, indem bedeutende Entwicklungsprozesse der MRT Bildgebung, der MRT Scannerkonzepte und der MRT Intervention skizziert wurden. Dies beinhaltet, neben einem kurzen Auszug maßgeblicher Entwicklungen der MRT Bildgebung, die Charakterisierung von Magnettypen und Feldstärken. Des Weiteren wurden grundlegende geschlossene und offene Scannerkonzepte inklusive ihrer Modifikationen bzw. Erweiterungen umrissen und es wurde auf die Möglichkeit vertikaler und horizontaler Hauptmagnetfeldausrichtung eingegangen. Sodann wurden interaktive Sequenzen und Artefakt-Kontrolle, benötigte bzw. gewünschte Interventions-Infrastruktur sowie Möglichkeiten zu Navigation und Tracking thematisiert, bevor abschließend ein Vergleich zu anderen, für Interventionen nutzbare Bildgebungsmodalitäten gezogen wurde. Erst das kreative Zusammenspiel der Entwicklungsprozesse auf den Gebieten der MRT Bildgebung, der MRT Scannerkonzepte und der MRT Intervention ermöglichte die Grundlage der eigenen entwickelten Fragestellungen, deren Bearbeitung in dieser Habilitationsschrift zusammengefasst ist. Insofern leistet diese Schrift einen eigenen bescheidenen Beitrag zu einem bereits vorgefundenen umfangreichen Wissensschatz, der sich im engeren Sinne in Bezug auf die MRT Intervention über Jahrzehnte und in einem weiteren Sinne in Bezug auf die Medizin über Jahrtausende erstreckt.

Die vorliegende Arbeit setzte sich zum Ziel, Anwendungen in der Bildgebung und Intervention der 1 T Magnetresonanztomographie bei offenem Scannerkonzept zu evaluieren und, wenn möglich, zu erweitern. Dies erfolgte anhand von Arbeiten in der

diagnostischen Bildgebung, der experimentellen Intervention *ex vivo* und *in vivo* im Sinne translationaler Medizin sowie in humanen Interventionen an der Wirbelsäule.

Publikationsspezifische Aspekte und Limitationen

Im Folgenden soll auf ausgewählte Aspekte und Limitationen der in diese Habilitationsschrift einbezogenen Arbeiten (Publikationen 1-9) entsprechend der methodisch vorgenommen Dreiteilung eingegangen werden.

Optionen in der diagnostischen Bildgebung bei offenem Scannerkonzept

Diagnostisch bietet sich das verwendete offene Scannerkonzept insbesondere an, wenn ausgeprägt fettleibige Patienten, Patienten mit Raumangst und/oder Schwangere einer Bildgebung zugeführt werden sollen, bzw. wenn Vorteile durch die Ausrichtung der Magnetfeldlinien bzw. der Polschuhe zu erwarten sind (Publikationen 1-3).

Fettleibigkeit ist im 21. Jahrhundert eine der schwerwiegendsten und vielschichtigsten Sorgen des öffentlichen Gesundheitswesens (60, 154-164) und verzeichnet in den letzten drei Dekaden einen dramatischen Zuwachs (165). Gerade weil die klinische Untersuchung in diesem Patientenkollektiv a priori häufig beeinträchtigt (53) und eine vollständige körperliche Untersuchung manchmal gar nicht möglich ist (54), kommt der Bildgebung eine besondere Bedeutung für die akkurate Diagnosefindung bzw. Beurteilung eines Erkrankungszustandes im Verlauf zu. Vor diesem Hintergrund scheint es folgerichtig, Fettleibigkeit in Bezug auf die Herausforderung für radiologische Abteilungen mit dem Ziel bestmöglicher, optimierter Bildgebung zu thematisieren. Nach unserer Erfahrung können die extremen Umstände, die mit der MRT Untersuchung dieses Patientenkollektivs bereits gewichtsbedingt einhergehen, zu deutlichen Beeinträchtigungen in der Organisation von Arbeitsabläufen (davor, dazwischen und danach) führen. Dies gilt insbesondere dann, wenn die Patienten nicht bewegungsfähig oder vollnarkotisiert sind oder künstlich beatmet werden. Häufig ist schon zu Zwecken der Umlagerung kurzzeitig eine großzügige Personalausstattung notwendig. Durchführbarkeit und Bildgebung an diesen konzeptionellen Grenzen in der offenen 1 T MRT war Ziel in dem von uns evaluierten Patientenkollektiv (Publikation 1). Bedingt durch das Studiendesign bestand das Patientenkollektiv aus einer sehr heterogenen

Gruppe mit einem weiten Spektrum klinischer Fragestellungen und Rahmenbedingungen inklusive Notfallpatienten, nicht zur Kooperation fähiger und beatmeter sowie nicht dringlich zu untersuchender Patienten. Klinische Indikationen reichten von Kopfschmerzen und onkologischer Verlaufskontrolle bis hin zu vermuteten entzündlichen Prozessen und Infektionskrankheiten. Tumore, Entzündungsprozesse und degenerative Veränderungen konnten identifiziert werden und dies hatte auch eine Auswirkung auf die weiterführende Behandlung, jedoch ist das Patientenvolumen ($n = 26$) zu klein für valide Verallgemeinerungen: Eine größere Stichprobe und ein größer angelegter Vergleich zu einer Kontrollgruppe mit normalem BMI (einschließlich Stratifizierung möglicher Kofaktoren durch beispielsweise Gruppierung verschiedener klinischer Fragestellung und anatomischer Untersuchungsregion) wäre wünschenswert. Nach unserer Erfahrung scheint jedoch die Rekrutierung einer hierfür signifikanten Menge fettleibiger Patienten mit WHO Adipositas Grad II und III (60) möglicherweise Jahrzehnte zu dauern oder einen Multi-Center-Ansatz zu erfordern. Ein Ziel sollte eine differenzierte Aussage der durch die Diagnostik erzielte Auswirkung auf die weiterführende Behandlung sein.

Die native Gefäßdarstellung der unteren Extremität (Publikation 2) war nicht nur mit dem verwendeten Protokoll in einem Zeitaufwand von 60-90 Minuten durchführbar und wies im Vergleich zur DSA in dem initialen Patientenkollektiv teilweise solide Korrelation auf, auch konnten Ursachen möglicher Darstellungsbeeinträchtigungen herausgearbeitet werden. Jedoch muss im Vergleich zu anderen, invasiven oder Kontrastmittel benötigenden, Bildgebungsmodalitäten, eine deutlich längere Untersuchungszeit bei der nicht-invasiven nativen MR-TOF Angiographie hingenommen werden (61, 63, 166, 167). In einem 1 T Scanner kann im Vergleich zu Scannern höherer Magnetfeldstärken bei gleichem Flipwinkel die T1 Zeit kürzer sein, was sich prinzipiell günstig auf die Untersuchungsdauer auswirken sollte. Der mögliche Umfang dieses Effekts im Vergleich zu anderen Scannern wurde jedoch nicht ermittelt. In Bezug auf das offene Scannerkonzept scheint insbesondere erwähnenswert, dass die verwendeten Oberflächenspulen zur Gefäßdarstellung der unteren Extremität im Verlauf komfortabel vorgeschoben werden konnten, ohne dass die Position des Patienten durch Hinein- und Hinausfahren (mit der Möglichkeit der Positionsänderungen des Patienten bzw. einer verzerrten Kalibrierung) aufgegeben werden musste. Es muss berücksichtigt werden, dass es nicht Ziel der Studie war, Gefäßstenosen zu erkennen oder zwischen den Bildgebungsmodalitäten zu vergleichen. Vielmehr galt es, die Validität der

Durchmessermessungen an verschiedenen Messpunkten des evaluierten Gefäßgebiets zu überprüfen. Die untersuchten Patienten hatten Stenosen, aber die Zahl der Fälle (insbesondere bezogen auf einen beliebigen Messpunkt) war zu klein und erwartungsgemäß nicht darauf ausgelegt, eine Beurteilung der Richtigkeit der Stenose-Erkennung und ihres Ausmaßes zu erlauben. Somit kann auch keine Aussage getroffen werden, ob das verwendete MR-TOF Angiographie Protokoll im Vergleich zur DSA zu einer Über- oder Unterschätzung von Stenosen neigt. Die Beurteilung von Über- und Unterschätzungen von Gefäßen und Stenosen bezogen auf Bildgebungsmodalitäten bleibt Gegenstand der Forschung (168, 169).

Wie gezeigt wurde, konnte auch ein Geburtsprozess im 1T offenen MRT in nahezu-Echtzeit-Bildgebung verfolgt werden (Publikation 3). Hierzu wurde eigens ein MRT kompatibles drahtloses CTG-System entwickelt, um Herzschlagfrequenz des ungeborenen Kindes und Wehen während der Bildgebung registrieren und aufzeichnen zu können. In unserer Arbeitsgruppe gelang damit die weltweit erste nahezu-Echtzeit-Bildgebung der Austreibungs- und Plazentar-Periode in einem MRT überhaupt. Noch kann nicht abschließend beurteilt werden, welcher Nutzen hieraus insgesamt zukünftig gezogen werden kann. Weitere erste Auswertungen der nahezu-Echtzeit-Bildgebung (170) und vergleichende Auswertungen zum Beispiel zwischen transperinealem Ultraschall und MRT (171, 172) verfolgen diesen Ansatz.

Experimentelle Interventionen im offenen MRT

Experimentell wurden für das verwendete offene Scannerkonzept bei 1 T nach den Prinzipien translationaler Medizin Studien *ex vivo* und *in vivo* durchgeführt. *Ex vivo* erfolgten Mikrowellen-Ablationen nach Flüssigkeitsinjektion und MR Volumetrie in bovinen Lebern (Publikation 4). *In vivo* wurde die porcine renale sympathische Denervation durch periarterielle Ethanolinjektion getestet (Publikation 5).

Die Mikrowellenablationen im *ex vivo* Experiment erfolgten an einer eher kleinen Fallzahl (n = 50). Obwohl einige physiologische Bedingungen simuliert wurden (z. B. Kühlung sowie kurz vor MWA Erwärmung der frischen Rinderlebern auf 37 °C), konnten andere Effekte wie der Wärmesenk-Effekt (engl.: sog. „heat sink effect“) durch vaskuläre Perfusion (173) in dem Aufbau nicht modelliert werden. Auch gilt zu berücksichtigen, dass sich die MR Visualisierung des Ablationsvolumens neben der verwendeten Sequenz

wahrscheinlich auch zwischen verschiedenen MRT Scannern, Herstellern und Feldstärken unterscheiden kann.

Ein diskussionswürdiger Aspekt des *ex vivo* Experiments ist die Frage, warum die vor MWA eingebrachten Flüssigkeiten bei uns nicht zu einem signifikant vergrößerten visualisierten Ablationsvolumen führten (vgl. (86)), wie dies bei RFA zu erwarten gewesen wäre und auch umfassend publiziert wurde (79-85). Dies kann in der unterschiedlichen physikalischen Wirkungsweise von RFA und MWA begründet liegen. Bei RFA wird die Hitzemenge, die im Zielgewebe abgegeben wird, durch die Strommenge bestimmt, die durch die Elektrode in das Zielgewebe gelangt. Strom, definiert als elektrische Ladung pro Zeiteinheit ($I = Q/t$, wobei I den Strom in Ampere, Q die elektrische Ladung in Coulomb, und t die Zeit in Sekunden repräsentiert), erhitzt das Zielgewebe über Impedanz (Wechselstromwiderstand). Flüssigkeiten wie Kochsalzlösung können die Gewebeimpedanz herabsetzen. Je niedriger die Impedanz ist, desto effizienter kann ein Generator den gewünschten Strom in das Gewebe liefern, was zu mehr applizierter Wärme pro Zeiteinheit führt. Zusätzlich kann Kochsalzlösung die Wirkungsweise der Elektrode effektiv erhöhen, indem die Stromdichte an der Elektroden-Gewebe-Grenzfläche und die Wahrscheinlichkeit von Aufbau hoher Impedanz um die Elektrode verringert wird. Anhaltende und höhere Leistungsabgabe in das Zielgewebe sollte größere Ablationsvolumina hervorrufen.

Die MWA hingegen basiert in ihrer Wirkungsweise nicht auf elektrischer Impedanz, um Hitze zu erzeugen. Somit kann die Injektion von Kochsalzlösung oder anderen Flüssigkeiten eine Energieabgabe in das Zielgewebe über diesen physikalischen Mechanismus auch nicht beeinflussen. Vielmehr sollte die Injektion von Flüssigkeiten wie Kochsalz etwa zu gleichviel applizierter Wärme pro Zeiteinheit führen wie MWA ohne Flüssigkeitsinjektion, vielleicht sogar zu etwas weniger (mit der Möglichkeit der Schaffung eines kleineren Ablationsvolumens): Ein Teil der durch MWA applizierte Hitze könnte durch Flüssigkeiten absorbiert werden und somit die in das eigentliche Gewebe abgegebene Energiemenge reduzieren. Zudem könnten Flüssigkeiten wie Kochsalz die durch die MWA Antenne abgegebene Energie aus Gründen der Leitfähigkeit reduzieren: Mikrowellenenergie könnte an einer leitfähigen Grenze reflektieren und Kochsalzlösung an der Zielstelle könnte zu einem gewissen Ausmaß die Energie am Verlassen der Sonde hindern. Andererseits lieferte eine kürzlich erschienene

Publikation erste Hinweise, dass die Vergrößerung des Ablationsvolumens bei MWA unter Anwendung einer speziell perfundierten MWA Antenne doch möglich ist (174).

Bezüglich des porcinen *in vivo* Experiments konnte die NE-Konzentration im Nierenparenchym lediglich außerhalb des lebenden Organismus bestimmt werden. Sympathische Nervenaktivität ist schwer zu messen. Es erfolgte keine immunhistochemische Evaluation der Nerven. Der Zusammenhang zwischen der Menge histologisch nachweisbar betroffener Nerven und der NE-Konzentration war nicht Gegenstand der Untersuchung. Es bleibt abzuwarten, inwieweit die renale sympathische Denervation durch perkutane, periarterielle Ethanolinjektion tatsächlich eine beständige Alternative zum Katheter-basierten Vorgehen in der Behandlung humanen therapierefraktären arteriellen Bluthochdrucks darstellen könnte. Es scheint insbesondere erwähnenswert, dass in zwei Schweinen auf der jeweils mit 10 ml Ethanol behandelten Seite Zeichen der Hydronephrose und leichte Adhäsionen gefunden wurden. Wenn auch eine Kausalität fallzahlbedingt nicht valide hergestellt werden kann, so scheint dennoch eine beispielsweise durch Ureter-Sklerose hervorgerufene Hydronephrose als mögliche Konsequenz diffuser retroperitonealer Injektionsverteilung prinzipiell denkbar. Dies sollte Anlass zu eingehenderen Untersuchungen in zukünftigen Studien sein.

Humane Interventionen an der Wirbelsäule im offenen MRT

Die durchgeführten humanen Interventionen (Publikationen 6-9) beinhalten allesamt therapeutische Ansätze zur Behandlung von Schmerzen im unteren Rücken (engl.: „low back pain“). Nach Angabe der Nationalen Gesundheitsinstitute (engl.: „National Institutes of Health“; NIH) ereilt etwa 80 % der Menschen in den Vereinigten Staaten von Amerika dieses häufige muskuloskelettale und multifaktorielle Leiden irgendwann im Leben und ruft mehr Krankmeldungen und körperliche Einschränkung hervor als jede andere Erkrankung (175). Bedingt durch die Durchführung im MRT konnten alle Interventionen erwartungsgemäß ohne Strahlenexposition für Patient und Interventionalist durchgeführt werden. Der vergleichsweise hohe Weichteilkontrast der MRT konnte genutzt werden. Bezüglich der Visualisierung des Nadelartefaktes ist zu bedenken, dass jede Angulierung möglich erscheint, solange die Nadelposition nur ausreichend vom Hauptmagnetfeld B_0 abweicht. Grund ist, dass entlang der Hauptmagnetfeldlinie orientierte Nadeln kaum Feldinhomogenitäten verursachen und

gegebenenfalls nicht oder nur gering abgrenzbar sind. Es ist demzufolge von großer Wichtigkeit, die Ausrichtung entlang des Hauptmagnetfeldes B_0 nicht vorzunehmen, um ungenaue bzw. falsche Platzierungen von Nadeln oder Medikamenten und dadurch hervorgerufene unerwünschte Wirkungen und Komplikationen zu vermeiden. Es scheint somit nur eine nahezu beliebige Angulierung der Nadelposition im Raum möglich, was jedoch keine real einschränkende Wirkung haben sollte: Klinisch und auch aus Überlegungen der Geometrie im dreidimensionalen Raum scheint es schwer vorstellbar, warum ein Zugang in den Patienten unbedingt entlang des Hauptmagnetfeldes B_0 vorgenommen werden müsste, i.e. ggf. könnte die Patientenlagerung leicht in einer beliebigen Raumachse um einige Grad modifiziert werden, was am beabsichtigten Nadelverlauf am und im Patienten keine Änderungen hervorrufen müsste. Ein stärkeres Artefakt wird mit größer werdenden relativen Winkeln zu B_0 hervorgerufen, wobei die maximal ausgeprägte Nadelartefaktgröße bei einer Orientierung von 90° zu B_0 zu erwarten ist. Durch die vertikale Orientierung des Hauptmagnetfeldes in dem von uns verwendeten offenen Scannerkonzept und die Art der Patientenpositionierung im Scanner resultierte in unserem Interventions-Setting meist eine wünschenswerte Nadelangulierung von $ca. 45^\circ \pm 15^\circ$ in Bezug zu B_0 .

Bezüglich der minimalinvasiven Aspiration lumbosakraler Zysten (Publikation 6) konnten sieben von elf Zysten erfolgreich punktiert werden und im Verlauf von einem Jahr kein wiederkehrendes Auftreten der erfolgreich aspirierten Zysten detektiert werden. Es ist jedoch anzumerken, dass nicht jede lumbosakrale Zyste MRT-gestützt erfolgreich angesteuert und aspiriert werden kann. Insbesondere ein Fall im publizierten Patientenkollektiv scheint aufgrund seiner komplexen anatomischen Lagebeziehungen beachtenswert: In diesem Fall schränkten auf der ipsilateralen Zugangsseite zum Einen das Darmbein und zum Anderen ein degenerativ verändertes Facettengelenk den Zugangswinkel bzw. den Zugangskorridor für die Interventionsnadel bereits deutlich ein (vgl. Fig. 2 in Publikation 6). Die Lokalisation der Zyste erwies sich zudem als ungünstig, da sie nach zentral unmittelbar der Nervenwurzel anlag, welche ihrerseits wiederum ohne wesentliche Ausweichmöglichkeit unmittelbar dem Wirbelkörper anlag. Die Situation wurde derart eingeschätzt, dass ein Vorführen der Nadel auf die Zyste zu in dem vorgegebenen Korridor die Zyste zwangsläufig gegen die unmittelbar anliegende Nervenwurzel und diese gegen den Wirbelkörper manövriert hätte. Dies hätte die Nervenwurzel potenziell einengen und schädigen und beim Patienten zudem heftige Schmerzen hervorrufen

können. In diesem Fall wurde von dem Versuch der Zystenaspiration abgesehen. Insgesamt scheint der vorgestellte Ansatz bei ausgewählten Indikationen zur Verzögerung und vielleicht sogar zu nachhaltigem Ersatz offen chirurgischer Optionen anwendbar. Vorteile ergeben sich in dem minimalinvasiven Charakter im Vergleich zu direkten und offenen chirurgischen Dekompressionen, einhergehend mit weniger Trauma, weniger Stress und womöglich weniger unerwünschten Wirkungen für den Patienten. Auch das deutlich erkennbare T2 Signal von Zysten begünstigt die minimalinvasive Intervention im MRT. Jedoch muss limitierend angemerkt werden, dass noch nicht bekannt ist, welche zugrundeliegende Ätiologie lumbosakraler Zysten sich für die MRT-gestützte Aspiration besonders eignet. Langzeitergebnisse sind noch nicht berichtet worden.

Die periradikuläre Schmerztherapie (Publikation 7) erfolgte an 249 lumbosakralen Nervenwurzeln bei insgesamt 141 Patienten, wobei in der Analyse mögliche Kofaktoren für Ursachen von Schmerzen, wie Umwelt- und psychologische Risikofaktoren, nicht berücksichtigt wurden und auch Daten über die Dauer der Rückenschmerzen nicht vorlagen. Ferner wurde keine Unterscheidung in akuten und chronischen Schmerzen vorgenommen. Der Vergleich zu fluoroskopischer und CT gestützter Intervention basierte auf ex ante veröffentlichten Daten und ist somit limitiert.

Die Schmetterlings-Spule wurde an 15 Patienten per qualitativer und quantitativer Bildanalyse (inklusive Erhebung von Werten für Kontrast, SNR, CNR und FWHM) evaluiert (Publikation 8). MRT-gestützte Interventionen erfordern komfortablen und geeigneten Zugang zum Patienten und zum anzusteuern Ziel. Spulen für die Intervention sollten flexibel in unterschiedlichen anatomischen Regionen verwendet werden können und eine hohe Signalintensität generieren. Insbesondere sollte ihre Ausrichtung zum Hauptmagnetfeld B_0 das Einsatzgebiet für die interventionelle MRT nicht beschränken. Vor diesem Hintergrund erfolgte die Evaluation der Schmetterlings-Spule. Im Gegensatz zu der bei uns üblicherweise verwendeten ringförmigen Oberflächenspule, bei der Patienten für lumbosakrale Interventionen wie periradikuläre Infiltrationen, Facettengelenksinfiltration und epidurale Umflutungen in Seitenlage positioniert werden, ermöglicht die Schmetterlings-Spule die Durchführung der Interventionen in Bauchlage. Die Schmetterlings-Spule kann als valide Alternative für Interventionen in einem offenen MRT bei 1 T angewendet werden, insbesondere wenn Patienten nicht in Seitenlage liegen können (bzw. dies nicht präferieren), oder wenn

Bauchlagerung des Patienten einen günstigeren Zugang zur Zielzone erwarten lässt. In diesem Kontext scheint einschränkend zudem bemerkenswert, dass in Bauchlage Atemexkursion des Patienten zu deutlichen Auf- und Abwärtsbewegungen selbst im Lendenbereich führen können, was vom Interventionalisten entsprechend zu berücksichtigen ist.

Die lumbosakrale Facettengelenksintervention erfolgte MRT-gestützt an 166 Facettengelenken bei insgesamt 45 Patienten (Publikation 9) und kann genau, sicher und wirksam zur symptomatischen Therapie von Schmerzen im unteren Rücken beitragen. Ergänzend zu den aufgeführten und vergleichbaren Einschränkungen der Arbeit zur periradikulären Infiltration gilt anzumerken, dass die Diagnose von Facettengelenkschmerzen selten ex ante durch Bildgebung ergänzt, sondern vorwiegend klinisch durch die überweisenden Kollegen (meist) der Orthopädie gestellt wurde. Auch hier wurden multifaktorielle Ursachen von Schmerzen wie Umwelt- und psychologische Risikofaktoren nicht berücksichtigt. Vergleiche zu fluoroskopischer und CT gestützter Intervention basierten auf ex ante veröffentlichten Daten, was kontrollierte Studien zum Vergleich in Bezug auf Genauigkeit, Sicherheit und Wirksamkeit der Methode erstrebenswert macht.

Kurze Einbettung in den interventionsradiologischen Kontext

In einem größeren Kontext betrachtet hat sich die Interventionelle Radiologie seit ihren Anfängen mit der monoplanaren Visualisierung von Blutgefäßen durch Abeatici und Campi (176-178) und den ersten grundlegenden, noch heute angewandten Methoden zur modernen Kathetertechnik durch Seldinger (179) rasant weiterentwickelt. Die zuvor weitgehend diagnostische Disziplin erfuhr durch die von Dotter ab 1963 maßgeblich entwickelte und vorangetriebene Technik der perkutanen Rekanalisation (Publikation 1965, Kongresspräsentation 1963) (180) mit wesentlichen Beiträgen von Porstmann ab 1967 (181) und Zeitler ab 1969 (182) eine umfassende Erweiterung ihres Spektrums: Die Technik konnte sich als minimal-invasive Therapieoption bei Herz-Kreislauf-Erkrankungen weltweit etablieren, insbesondere nachdem 1974 ein von Grüntzig eingeführter Ballonkatheter aus Polyvinylchlorid zur perkutanen Rekanalisation chronischer arterieller Verschlüsse (183) die Anwendung der perkutanen transluminalen Angioplastie (PTA) revolutionierte (184). Nach der Ballonangioplastie, ersten Embolisations-Anwendungen und fluoroskopisch gesteuerten

Biopsieentnahmen folgten zeitnah an die klinische Verfügbarkeit der jeweiligen Geräte CT- und US-gestützte Interventionen in den 1970er Jahren und schließlich Vorarbeiten und MRT-gestützte Interventionen ab den 1980er Jahren (26-30). Es vollzieht sich somit auch für die Intervention eine Entwicklung von mono-, bi- und multiplanaren Darstellungsoptionen zu Schnittbildgebung (CT) und durch die MRT sogar hin zu Schnittbildgebung nahezu beliebiger Angulierung in nahezu-Echtzeit, ohne Anwendung schädlicher Exposition von Röntgenstrahlung. Im Vergleich zum Ultraschall ist die Darstellungstiefe insbesondere auch durch dichte Strukturen wie Knochen oder Schallauslöschungen nicht limitiert und die Interventionsnadel bzw. ein anderes entsprechendes MRT kompatibles Interventionsinstrumentarium als Artefakt kontinuierlich in beliebiger Angulierung im Körper abgrenzbar. Damit kann das ALARA Prinzip als grundlegende Leitlinie des Strahlenschutzes (engl.: „as low as reasonably achievable“) nicht nur für den Patienten, sondern auch für den Interventionalisten bei MRT-gestützten Interventionen definitionsgemäß nicht mehr weiter optimiert werden.

Perspektiven und Schlussbemerkung

Weiterhin kann angestrebt werden, Anwendungen in der Bildgebung und Intervention in der Magnetresonanztomographie auch jenseits von 1 T und offenem Scannerkonzept zu erweitern, komplexere Interventionen zu evaluieren und in die klinische Anwendung zu überführen, und nicht zuletzt neue Anwendungen zu finden. Heutzutage werden verschiedene MRT Sequenzen für unterschiedliche MRT Interventionen wie lumbale Schmerztherapie (185) bis hin zur Kryoablation von Organen wie Prostata (186) und Niere (187) und zur Kathetertestung für MRT Intervention (188) genutzt und verfeinert. Auch kann es Ziel sein, die Fähigkeit der MRT bezüglich funktioneller Bildgebung zur Darstellung von Temperaturveränderungen in Körpergeweben sowie physiologischen Vorgängen wie Perfusion und Diffusion für die Interventionen zukünftig weitergehend zu nutzen. Die effektive Reduktion der Lautstärke für Patient und Interventionalist ist ebenfalls ein nicht zu unterschätzendes Ziel, insbesondere Interventionalisten können im Verlauf ihrer Karriere sehr viel Zeit im Scannerraum bei entsprechenden Lautstärken verbringen. Mit steigenden Magnetfeldstärken darf die Evaluation kritischer Längen für MRT kompatible Nadeln und andere Interventionsinstrumente in Bezug auf die Möglichkeit zum Empfang von Hochfrequenzstrahlung während der Intervention mit potenzieller Gefährdung des Patienten nicht vernachlässigt werden. Zwar sind relative

dielektrische Leitfähigkeiten für chemische Elemente wie Titan oder Moleküle wie Wasser bekannt, jedoch weniger über die dielektrischen Leitfähigkeiten von Legierungen und ihrer Mischverhältnisse. Physikalisch ist mit steigender Magnetfeldstärke zu erwarten, dass die kritische Länge von Interventionsinstrumenten abnehmen müsste, jedoch ist nach Kenntnis des Autors nicht bekannt, wie lang diese kritische Längen von MRT Interventionsnadeln und Instrumentarien für die jeweiligen Magnetfeldstärken exakt sind bzw. ob es hierzu genaue Berechnungen gibt.

Auch in Zusammenschau mit dem aktuellen Entwicklungsstand und der Literatur bleiben noch viele Gestaltungsmöglichkeiten, Fragestellungen in Bezug auf MRT Bildgebung und Intervention zu identifizieren und ihrer Beantwortung nachzugehen.

Zusammenfassung

Ziel der im Rahmen dieser Habilitationsschrift vorgestellten und zusammengefassten Veröffentlichungen war es, Anwendungen der 1 T Magnetresonanztomographie bei offenem Scannerkonzept unter Berücksichtigung der Optionen in diagnostischer Bildgebung (1.), experimenteller Intervention (2.) und humaner Interventionen an der Wirbelsäule (3.) zu evaluieren und wenn möglich zu erweitern.

Die diagnostische Bildgebung wurde bei ausgeprägt fettleibigen Patienten und in der nativen Gefäßdarstellung in einem offenen MRT bei 1 T evaluiert, zudem gelang weltweit erstmals die nahezu-Echtzeit-Bildgebung der Austreibungs- und Plazentar-Periode in der Magnetresonanztomographie (Publikationen 1-3). Bei einem Kollektiv von drei Adipositas Grad II (35-39,99) und 23 Grad III (BMI \geq 40) Patienten (WHO Klassifikation), bei denen Untersuchungen per CT, Standard-Tunnel-MRT oder Sonographie nicht möglich oder nicht zielführend waren, konnten relevante neue Diagnosen in 30 % (8/26) identifiziert werden. Die zur Überweisung führende medizinische Verdachtsdiagnose konnte als Ursache für den jeweiligen medizinischen Zustand in 53 % (14/26) ausgeschlossen werden. Im Vergleich zu einem normgewichtigen Patientenkollektiv konnte eine geringere, aber oftmals suffiziente Bildqualität, die anhand von SNR und CNR quantifiziert wurde, aufgezeigt werden (Publikation 1). Die native MR-TOF Gefäßdarstellung der unteren Extremität wurde mit der DSA in einem prospektiven Design an sieben Patienten (Durchschnittsalter 68 Jahre) verglichen. Hierzu wurden 1134 Gefäßdurchmesser an 81 für MR-TOF Angiographie und DSA korrespondierenden Messpunkten gemessen. Das beschriebene MR-TOF Angiographie Protokoll war bei einem Zeitaufwand von 60-90 Minuten durchführbar. Während eine solide Korrelation der arteriellen Hauptstrombahn im Becken und Oberschenkel aufgezeigt werden konnte, verzeichnete der Unterschenkel-Gefäßverlauf ein Mischbild an guten wie auch nicht soliden bzw. nicht verwertbaren Korrelationen. Darstellungsbeeinträchtigungen ergeben sich insbesondere, wenn das darzustellende Gefäß vom orthogonalen Verlauf der gesetzten Flussebene abweicht (1.) und wenn die Signalausbeute aufgrund geringen Gefäßkalibers klein ist (2.) (Publikation 2). Erstmals konnte gezeigt werden, dass CTG-überwachte nahezu-Echtzeit-Bildgebung während der Austreibungs- und Plazentar-Periode in einem offenen MRT bei 1 T möglich ist. Die erreichte Bildqualität scheint geeignet, um in zukünftigen Studien einen

Erkenntnisbeitrag für Modelle der Geburtssimulation zu leisten bzw. ggf. diese zu erweitern.

Experimentelle Interventionen wurden *ex vivo* und *in vivo* durchgeführt (Publikationen 4 und 5): *Ex vivo* wurde das Ausmaß von Mikrowellen-Ablationen (MWA) in boviner Leber nach verschiedenen Flüssigkeitsinjektionen durch MR Volumetrie erfasst, *in vivo* wurden porcine renale sympathische Denervationen mittels periarterieller Ethanolinjektion vorgenommen. Die MWA (n = 50) führten für die evaluierten Flüssigkeitsarten, -mengen bzw. -konzentrationen (10 ml H₂O, 10 ml 0,9 % NaCl, 10 ml 6 % NaCl, 10 ml 12 % NaCl) im Vergleich zur Kontrollgruppe jeweils zu keiner signifikanten Vergrößerung des visualisierten Ablationsvolumens. Die in zwei verschiedenen Sequenzen visualisierten Ablationsvolumina zeigten jedoch sowohl allgemein einen signifikanten Unterschied zueinander (p < 0,001), wie auch zwischen den jeweiligen Gruppen (Kontrollgruppen, p ≤ 0,001; H₂O, p < 0,001; 0,9 % NaCl, p < 0,001; 6 % NaCl, p ≤ 0,001; 12 % NaCl, p < 0,001). Es scheint wichtig, als Interventionalist Erfahrung in der Interpretation postinterventioneller Bildgebung zu sammeln und insbesondere mit dem jeweiligen MRT, den verwendeten spezifischen Sequenzen und Parametern gut vertraut zu sein, um postinterventionelle Ergebnisse auch akkurat einschätzen zu können (Publikation 4). Die renale sympathische Denervation durch periarterielle Ethanolinjektion erwies sich im Schweinemodell als durchführbar und bei Behandlung mit 10 ml Ethanol sowohl bzgl. neuraler Degeneration als auch bzgl. Reduktion der Noradrenalin-Konzentration (53 % im Vergleich zur Gegenseite; p < 0,02) als wirksam. Die Technik könnte eine potenzielle Alternative zur Katheter-basierten Behandlung therapierefraktären arteriellen Bluthochdrucks darstellen (Publikation 5).

Optionen für humane Interventionen an der Wirbelsäule in einem offenen Scannerkonzept wurden für minimal invasive Aspiration symptomatischer lumbosakraler Zysten, periradikuläre lumbosakrale Schmerztherapie, Wirbelsäuleninterventionen unter Nutzung einer Schmetterlings-Spule (engl.: „butterfly coil“) und für Facettengelenksinfiltrationen aufgezeigt (Publikationen 6-9). Mit einem technischen Erfolg bei sieben von initial elf lumbosakralen Zystenaspirationen (63 %) besitzt die lumbosakrale Zystenaspiration im offenen Scannerkonzept in Kombination mit abgestimmten interaktiven Sequenzen großes Potenzial, zumal wesentliche Vorteile insbesondere in der minimalen Invasivität mit konsekutiv geringerem Trauma,

geringerem Stress und geringeren unerwünschten Wirkungen im Vergleich zu chirurgischen Optionen zu erwarten sind (Publikation 6). 249 periradikuläre lumbosakrale Nervenwurzelinfiltrationen konnten bei 141 Patienten in nahezu-Echtzeit-Bildgebung genau, sicher und wirksam in der Behandlung konservativ refraktärer radikulärer Schmerzsyndrome angewandt werden: Von insgesamt 103 in die Auswertung eingeschlossenen Patienten (197 Injektionen) berichteten 14,6 % eine komplette Remission des radikulären Schmerzes, 53,4 % eine signifikante, 22,3 % eine milde und 9,7 % keine Schmerzlinderung. Es zeigte sich eine signifikante Abnahme der visuellen Analogskala-Bewertung im sechsmonatigen Beobachtungszeitraum ($p < 0,001$). Die Technik kann insbesondere aufgrund der fehlenden Strahlenexposition eine interessante Alternative zu fluoroskopisch- oder CT-gestützter lumbosakraler Schmerztherapie darstellen, vor allem bei jungen Patienten und Patienten, bei denen die Prozedur mehrmals wiederholt werden muss (Publikation 7). Die an 15 Patienten per qualitativer und quantitativer Bildanalyse (inklusive Erhebung von Werten für Kontrast, SNR, CNR und FWHM) evaluierte Schmetterlings-Spule kann als valide Alternative zur konventionell genutzten Ringspule für Interventionen angewendet werden, insbesondere wenn Patienten nicht in Seitenlage liegen können (bzw. dies nicht präferieren), oder wenn Bauchlagerung des Patienten einen günstigeren Zugang zur Zielzone erwarten lässt (Publikation 8). 166 MRT-gestützte lumbosakrale Facettengelenksinfiltrationen konnten bei 45 Patienten genau, sicher und wirksam zur symptomatischen Therapie von Schmerzen im unteren Rücken beitragen: Von insgesamt 38 in die Auswertung eingeschlossenen Patienten berichteten 63 % (24 Patienten) eine unmittelbare Wirkung, nach drei Monaten 40 % (15 Patienten), nach 6 Monaten 34 % (13 Patienten) und nach zwölf Monaten 24 % (neun Patienten) einen anhaltenden positiven Effekt. Es zeigte sich in diesem Beobachtungszeitraum eine signifikante Abnahme der visuellen Analogskala-Bewertung ($p < 0,01$) von $7,1 \pm 1,7$ zu $3,5 \pm 2,2$, $4,1 \pm 3,0$, $3,8 \pm 2,9$ und $4,6 \pm 2,9$ im zwölften Monat. Die Methode ist eine strahlenfreie Alternative zu fluoroskopisch- und CT-gestützter Bildgebung bei vergleichbaren klinischen Ergebnissen (Publikation 9).

Das offene Scannerkonzept kann die Möglichkeiten für Bildgebung und Intervention erweitern. Unabhängig von Scannerkonzept und Feldstärke wird kontinuierliche und konsequente interdisziplinäre Forschung zeigen müssen, ob und wie eine weitere Diversifizierung des Spektrums und insbesondere die Realisierung komplexerer MRT Interventionen zum Wohle der Patienten gelingt.

Liste der in diese Habilitationsschrift einbezogenen Publikationen

1. **de Bucourt M**, Streitparth F, Wonneberger U, Rump J, Teichgräber U.
Obese patients in an open MRI at 1.0 Tesla: image quality, diagnostic impact and feasibility.
Eur Radiol. 2011 May;21(5):1004-15. doi: 10.1007/s00330-010-2005-2. Epub 2010 Dec 3. PubMed PMID: 21127882.
2. Suttmeier B, Teichgräber U, Thomas A, Rathke H, Albrecht L, Jonczyk M, Verba M, Güttler F, Schnackenburg B, Hamm B, **de Bucourt M**.
Non-invasive ECG-triggered 2D TOF MR angiography of the pelvic and leg arteries in an open 1.0-tesla high-field MRI system in comparison to conventional DSA.
Biomed Tech (Berl). 2013 Dec 13:1-9. doi: 10.1515/bmt-2013-0113. [Epub ahead of print] PubMed PMID: 24334421.
3. Güttler FV, Heinrich A, Rump J, **de Bucourt M**, Schnackenburg B, Bamberg C, Hamm B, Teichgräber UK.
Magnetic resonance imaging of the active second stage of labour: proof of principle.
Eur Radiol. 2012 Sep;22(9):2020-6. doi: 10.1007/s00330-012-2455-9. Epub 2012 May 2. PubMed PMID: 22549105.
4. Collettini F, Rathke H, Schnackenburg B, Thomas A, Albrecht L, Suttmeier B, Jonczyk M, Guettler F, Teichgräber U, Kröncke T, Hamm B, **de Bucourt M**.
Fluid preinjection for microwave ablation in an *ex vivo* bovine liver model assessed with volumetry in an open MRI system.
Diagn Interv Radiol. 2013 Sep-Oct;19(5):427-32. doi: 10.5152/dir.2013.12189. PubMed PMID: 23846553.
5. Streitparth F, Walter A, Stolzenburg N, Heckmann L, Breinl J, Rinnenthal JL, Beck A, **de Bucourt M**, Schnorr J, Bernhardt U, Gebauer B, Hamm B, Günther RW.
MR-guided periarterial ethanol injection for renal sympathetic denervation: a feasibility study in pigs.
Cardiovasc Intervent Radiol. 2013 Jun;36(3):791-6. doi: 10.1007/s00270-013-0570-x. Epub 2013 Jan 30. PubMed PMID: 23361119

6. **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. 2012 Feb;35(1):154-60. doi: 10.1007/s00270-011-0120-3. Epub 2011 Mar 9. PubMed PMID: 21387122.
* Dr. de Bucourt and Dr. Streitparth provided equal contribution as first author.
7. Streitparth F*, **de Bucourt M***, Hartwig T, Leidenberger T, Rump J, Walter T, Maurer M, Renz D, Stelter L, Wiener E, Hamm B, Teichgräber U.
Real-time MR-guided lumbosacral periradicular injection therapy using an open 1.0-T MRI system: an outcome study.
Invest Radiol. 2013 Jun;48(6):471-6. doi: 10.1097/RLI.0b013e31828362be. PubMed PMID: 23442776.
* Florian Streitparth, MD and Maximilian de Bucourt, MD contributed equally.
8. Jonczyk M, Hamm B, Heinrich A, Thomas A, Rathke H, Schnackenburg B, Güttler F, Teichgräber UK, **de Bucourt M**.
Initial clinical experience with a quadrupole butterfly coil for spinal injection interventions in an open MRI system at 1.0 tesla.
Biomed Tech (Berl). 2013 Oct 24:1-7. doi: 10.1515/bmt-2013-0066. [Epub ahead of print] PubMed PMID: 24152888.
9. Freyhardt P, Hartwig T, **de Bucourt M**, Maurer M, Renz D, Gebauer B, Hamm B, Teichgräber UK, Streitparth F.
MR-guided facet joint injection therapy using an open 1.0-T MRI system: an outcome study.
Eur Radiol. 2013 Dec;23(12):3296-303. doi: 10.1007/s00330-013-2940-9. Epub 2013 Jun 28. PubMed PMID: 23812244.

Literaturverzeichnis

1. Lauterbur PC. Image formation by induced local interactions. Examples employing nuclear magnetic resonance. 1973. *Nature* 1973, Mar 16;242:190-1.
2. Mansfield P, Grannell PK, Garroway AN, Stalker DC. Multi-pulse line narrowing experiments. Proc First Specialised Colloque Ampere, Poland 1973.
3. Mansfield P, Grannell PK. NMR 'diffraction' in solids? *J Phys C: Solid State Phys* 1973;6(L):422.
4. Garroway AN, Grannell PK, Mansfield P. Image formation in NMR by a selective irradiative process. *J Phys C: Solid State Phys* 1974;7(L):457.
5. Mansfield P, Maudsley AA. Line scan proton spin imaging in biological structures by NMR. *Phys Med Biol* 1976, Sep;21(5):847.
6. Mansfield P, Maudsley AA. Medical imaging by NMR. *Br J Radiol* 1977, Mar;50(591):188-94.
7. Carr H. *Free precession techniques in nuclear magnetic resonance*. Thesis, Harvard University (unpublished) 1952.
8. Carr H, Purcell E. Effects of diffusion on free precession in nuclear magnetic resonance experiments. *Physical Review* 1954, May 1;94(3):630-8.
9. MacWilliams B. Russian claims first in magnetic imaging. *Nature* 2003, Nov 27;426(6965):375.
10. Mansfield P. Snapshot magnetic resonance imaging (nobel lecture). *Angewandte Chemie International Edition* 2004, Oct 18;43(41):5456-64.
11. Ackerman JJ, Grove TH, Wong GG, Gadian DG, Radda GK. Mapping of metabolites in whole animals by ³¹P NMR using surface coils. *Nature* 1980, Jan 10;283(5743):167-70.
12. Grove TH, Ackerman JJ, Radda GK, Bore PJ. Analysis of rat heart in vivo by phosphorus nuclear magnetic resonance. *Proc Natl Acad Sci U S A* 1980, Jan;77(1):299-302.
13. Ackerman JJ, Bore PJ, Gadian DG, Grove TH, Radda GK. N.M.R. Studies of metabolism in perfused organs. *Philos Trans R Soc Lond B Biol Sci* 1980, Jun 25;289(1037):425-36.
14. Hennig J, Nauerth A, Friedburg H, Ratzel D. [New rapid imaging procedure for nuclear spin tomography]. *Radiologe* 1984, Dec;24(12):579-80.
15. Hennig J, Nauerth A, Friedburg H. RARE imaging: A fast imaging method for clinical MR. *Magn Reson Med* 1986, Dec;3(6):823-33.
16. Hennig J, Friedburg H, Ströbel B. Rapid nontomographic approach to MR myelography without contrast agents. *J Comput Assist Tomogr* 1986;10(3):375-8.
17. Haase A, Frahm J, Matthaei D, Hänicke W, Merboldt KD. FLASH imaging. Rapid NMR imaging using low flip-angle pulses. *J Magn Reson* 1986, Dec;67:258-66.
18. Frahm J, Haase A, Matthaei D. Rapid three-dimensional MR imaging using the FLASH technique. *J Comput Assist Tomogr* 1986;10(2):363-8.
19. Frahm J, Haase A, Matthaei D. Rapid NMR imaging of dynamic processes using the FLASH technique. *Magn Reson Med* 1986, Apr;3(2):321-7.
20. Matthaei D, Frahm J, Haase A, Hänicke W. Regional physiological functions depicted by sequences of rapid magnetic resonance images. *Lancet* 1985, Oct 19;2(8460):893.
21. Bandettini PA, Bowtell R, Jezzard P, Turner R. Ultrahigh field systems and applications at 7 T and beyond: Progress, pitfalls, and potential. *Magn Reson Med* 2012, Feb;67(2):317-21.

22. Leitgeb N, Gombotz H. [Working in the magnetic field of ultrahigh field MRI]. *Radiologe* 2013, May;53(5):429-33.
23. Hushek SG, Martin AJ, Steckner M, Bosak E, Debbins J, Kucharzyk W. MR systems for mri-guided interventions. *J Magn Reson Imaging* 2008, Feb;27(2):253-66.
24. Lewin JS. Interventional MR imaging: Concepts, systems, and applications in neuroradiology. *AJNR Am J Neuroradiol* 1999, May;20(5):735-48.
25. Blanco RT, Ojala R, Kariniemi J, Perälä J, Niinimäki J, Tervonen O. Interventional and intraoperative MRI at low field scanner--a review. *Eur J Radiol* 2005, Nov;56(2):130-42.
26. Mueller PR, Stark DD, Simeone JF, Saini S, Butch RJ, Edelman RR, et al. MR-guided aspiration biopsy: Needle design and clinical trials. *Radiology* 1986, Dec;161(3):605-9.
27. Lufkin R, Teresi L, Hanafee W. New needle for mr-guided aspiration cytology of the head and neck. *AJR Am J Roentgenol* 1987, Aug;149(2):380-2.
28. Lufkin R, Teresi L, Chiu L, Hanafee W. A technique for mr-guided needle placement. *AJR Am J Roentgenol* 1988, Jul;151(1):193-6.
29. Jolesz FA, Bleier AR, Jakab P, Ruenzel PW, Huttl K, Jako GJ. MR imaging of laser-tissue interactions. *Radiology* 1988, Jul;168(1):249-53.
30. Duckwiler G, Lufkin RB, Hanafee WN. MR-directed needle biopsies. *Radiol Clin North Am* 1989, Mar;27(2):255-63.
31. Busch M, Bornstedt A, Wendt M, Duerk JL, Lewin JS, Grönemeyer D. Fast "real time" imaging with different k-space update strategies for interventional procedures. *J Magn Reson Imaging* 1998;8(4):944-54.
32. 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(4):955-9.
33. Heid O, Deimling M, Huk WJ. Ultra-rapid gradient echo imaging. *Magn Reson Med* 1995, Jan;33(1):143-9.
34. Wendt M, Busch M, Lenz G, Duerk JL, Lewin JS, Seibel R, Grönemeyer D. Dynamic tracking in interventional MRI using wavelet-encoded gradient-echo sequences. *IEEE Trans Med Imaging* 1998, Oct;17(5):803-9.
35. 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(6):918-24.
36. Sodickson DK, Manning WJ. Simultaneous acquisition of spatial harmonics (SMASH): Fast imaging with radiofrequency coil arrays. *Magn Reson Med* 1997, Oct;38(4):591-603.
37. Madore B, Glover GH, Pelc NJ. Unaliasing by fourier-encoding the overlaps using the temporal dimension (UNFOLD), applied to cardiac imaging and fmri. *Magn Reson Med* 1999, Nov;42(5):813-28.
38. Pruessmann KP, Weiger M, Scheidegger MB, Boesiger P. SENSE: Sensitivity encoding for fast MRI. *Magn Reson Med* 1999, Nov;42(5):952-62.
39. Guttman MA, Kellman P, Dick AJ, Lederman RJ, McVeigh ER. Real-time accelerated interactive MRI with adaptive TSENSE and UNFOLD. *Magn Reson Med* 2003, Aug;50(2):315-21.
40. 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, Jun;166(6):1337-45.
41. Fritz J, Pereira PL. [MR-Guided pain therapy: Principles and clinical applications]. *Rof* 2007, Sep;179(9):914-24.

42. 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(5):335-40.
43. 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]. *Rofo* 2010, Apr;182(4):348-52.
44. Derbyshire JA, Wright GA, Henkelman RM, Hinks RS. Dynamic scan-plane tracking using MR position monitoring. *J Magn Reson Imaging* 1998;8(4):924-32.
45. Dumoulin CL, Souza SP, Darrow RD. Real-time position monitoring of invasive devices using magnetic resonance. *Magn Reson Med* 1993, Mar;29(3):411-5.
46. Silverman SG, Collick BD, Figueira MR, Khorasani R, Adams DF, Newman RW, et al. Interactive mr-guided biopsy in an open-configuration MR imaging system. *Radiology* 1995, Oct;197(1):175-81.
47. Quick HH, Zenge MO, Kuehl H, Kaiser G, Aker S, Massing S, et al. Interventional magnetic resonance angiography with no strings attached: Wireless active catheter visualization. *Magn Reson Med* 2005, Feb;53(2):446-55.
48. Anderson KJ, Scott GC, Wright GA. Catheter tracking with phase information in a magnetic resonance scanner. *IEEE Trans Med Imaging* 2012, Jun;31(6):1173-80.
49. Anders J, Sangiorgio P, Deligianni X, Santini F, Scheffler K, Boero G. Integrated active tracking detector for mri-guided interventions. *Magn Reson Med* 2012, Jan;67(1):290-6.
50. DiMaio SP, Samset E, Fischer G, Iordachita I, Fichtinger G, Jolesz F, Tempny CM. Dynamic MRI scan plane control for passive tracking of instruments and devices. *Med Image Comput Comput Assist Interv* 2007;10(Pt 2):50-8.
51. DiMaio SP, Kacher DF, Ellis RE, Fichtinger G, Hata N, Zientara GP, et al. Needle artifact localization in 3T MR images. *Stud Health Technol Inform* 2006;119:120-5.
52. de Oliveira A, Rauschenberg J, Beyersdorff D, Semmler W, Bock M. Automatic passive tracking of an endorectal prostate biopsy device using phase-only cross-correlation. *Magn Reson Med* 2008, May;59(5):1043-50.
53. Fried M, Hainer V, Basdevant A, Buchwald H, Deitel M, Finer N, et al. Inter-disciplinary european guidelines on surgery of severe obesity. *Int J Obes (Lond)* 2007, Apr;31(4):569-77.
54. Physical status: The use and interpretation of anthropometry. Report of a WHO expert committee. *World Health Organ Tech Rep Ser* 1995;854:1-452.
55. Buckley O, Ward E, Ryan A, Colin W, Snow A, Torreggiani WC. European obesity and the radiology department. What can we do to help? *Eur Radiol* 2009, Feb;19(2):298-309.
56. Rothschild PA, Domesek JM, Eastham ME, Kaufman L. MR imaging of excessively obese patients: The use of an open permanent magnet. *Magn Reson Imaging* 1991;9(2):151-4.
57. Yanch JC, Behrman RH, Hendricks MJ, McCall JH. Increased radiation dose to overweight and obese patients from radiographic examinations. *Radiology* 2009, Jul;252(1):128-39.
58. Donnelly LF, O'Brien KJ, Dardzinski BJ, Poe SA, Bean JA, Holland SK, Daniels SR. Using a phantom to compare MR techniques for determining the ratio of intraabdominal to subcutaneous adipose tissue. *AJR Am J Roentgenol* 2003, Apr;180(4):993-8.
59. Gomi T, Kawawa Y, Nagamoto M, Terada H, Kohda E. Measurement of visceral fat/subcutaneous fat ratio by 0.3 tesla MRI. *Radiat Med* 2005, Dec;23(8):584-7.
60. Obesity: Preventing and managing the global epidemic. Report of a WHO consultation. *World Health Organ Tech Rep Ser* 2000;894:i-xii, 1-253.

61. Mohrs OK, Petersen SE, Heidt MC, Schulze T, Schmitt P, Bergemann S, Kauczor HU. High-resolution 3D non-contrast-enhanced, ecg-gated, multi-step MR angiography of the lower extremities: Comparison with contrast-enhanced MR angiography. *Eur Radiol* 2011, Feb;21(2):434-42.
62. Gutzeit A, Sutter R, Froehlich JM, Roos JE, Sautter T, Schoch E, et al. ECG-triggered non-contrast-enhanced MR angiography (TRANCE) versus digital subtraction angiography (DSA) in patients with peripheral arterial occlusive disease of the lower extremities. *Eur Radiol* 2011, Sep;21(9):1979-87.
63. Lim RP, Hecht EM, Xu J, Babb JS, Oesingmann N, Wong S, et al. 3D nongadolinium-enhanced ecg-gated MRA of the distal lower extremities: Preliminary clinical experience. *J Magn Reson Imaging* 2008, Jul;28(1):181-9.
64. Owen AR, Roditi GH. Peripheral arterial disease: The evolving role of non-invasive imaging. *Postgrad Med J* 2011, Mar;87(1025):189-98.
65. Leiner T. Magnetic resonance angiography of abdominal and lower extremity vasculature. *Top Magn Reson Imaging* 2005, Feb;16(1):21-66.
66. Shellock FG, Spinazzi A. MRI safety update 2008: Part 1, MRI contrast agents and nephrogenic systemic fibrosis. *AJR Am J Roentgenol* 2008, Oct;191(4):1129-39.
67. Thomsen HS. Nephrogenic systemic fibrosis: A serious late adverse reaction to gadodiamide. *Eur Radiol* 2006, Dec;16(12):2619-21.
68. Morita S, Masukawa A, Suzuki K, Hirata M, Kojima S, Ueno E. Unenhanced MR angiography: Techniques and clinical applications in patients with chronic kidney disease. *Radiographics* 2011;31(2):E13-33.
69. Radlbauer R, Salomonowitz E, van der Riet W, Stadlbauer A. Triggered non-contrast enhanced MR angiography of peripheral arteries: Optimization of systolic and diastolic time delays for electrocardiographic triggering. *Eur J Radiol* 2011, Nov;80(2):331-5.
70. Gei A, Oto A, Pacheco L, Cassidy C. P232 serial evaluation of maternal descent and fetal head dimensions using MRI during labor: Report of the first case. *International Journal of Gynecology & Obstetrics* 2009;107:S477-8.
71. Li X, Kruger JA, Nash MP, Nielsen PM. Modeling childbirth: Elucidating the mechanisms of labor. *Wiley Interdiscip Rev Syst Biol Med* 2010;2(4):460-70.
72. Lien KC, Mooney B, DeLancey JO, Ashton-Miller JA. Levator ani muscle stretch induced by simulated vaginal birth. *Obstet Gynecol* 2004, Jan;103(1):31-40.
73. Kok RD, de Vries MM, Heerschap A, van den Berg PP. Absence of harmful effects of magnetic resonance exposure at 1.5 T in utero during the third trimester of pregnancy: A follow-up study. *Magn Reson Imaging* 2004, Jul;22(6):851-4.
74. Myers C, Duncan KR, Gowland PA, Johnson IR, Baker PN. Failure to detect intrauterine growth restriction following in utero exposure to MRI. *Br J Radiol* 1998, May;71(845):549-51.
75. Poutamo J, Partanen K, Vanninen R, Vainio P, Kirkinen P. MRI does not change fetal cardiotocographic parameters. *Prenat Diagn* 1998, Nov;18(11):1149-54.
76. Schiffer IB, Schreiber WG, Graf R, Schreiber EM, Jung D, Rose DM, et al. No influence of magnetic fields on cell cycle progression using conditions relevant for patients during MRI. *Bioelectromagnetics* 2003, May;24(4):241-50.
77. Rodegerdts EA, Grönwäller EF, Kehlbach R, Roth P, Wiskirchen J, Gebert R, et al. In vitro evaluation of teratogenic effects by time-varying MR gradient fields on fetal human fibroblasts. *J Magn Reson Imaging* 2000, Jul;12(1):150-6.
78. Schwenzer NF, Bantleon R, Maurer B, Kehlbach R, Herberts T, Claussen CD, Rodegerdts E. In vitro evaluation of magnetic resonance imaging at 3.0 tesla on clonogenic ability,

- proliferation, and cell cycle in human embryonic lung fibroblasts. *Invest Radiol* 2007, Apr;42(4):212-7.
79. Nour SG, Goldberg SN, Wacker FK, Rafie S, Paul S, Heidenreich JO, et al. MR monitoring of nacl-enhanced radiofrequency ablations: Observations on low- and high-field-strength MR images with pathologic correlation. *Radiology* 2010, Feb;254(2):449-59.
80. Lee JM, Kim SH, Han JK, Sohn KL, Choi BI. Ex vivo experiment of saline-enhanced hepatic bipolar radiofrequency ablation with a perfused needle electrode: Comparison with conventional monopolar and simultaneous monopolar modes. *Cardiovasc Intervent Radiol* 2005;28(3):338-45.
81. Shimizu A, Ishizaka H, Awata S, Shiraishi A, Hirasawa S, Tatezawa T, et al. Expansion of radiofrequency ablation volume by saturated nacl saline injection in the area of vaporization. *Acta Radiol* 2009, Jan;50(1):61-4.
82. Lee JM, Kim YK, Lee YH, Kim SW, Li CA, Kim CS. Percutaneous radiofrequency thermal ablation with hypertonic saline injection: In vivo study in a rabbit liver model. *Korean J Radiol* 2003;4(1):27-34.
83. Lee JM, Youk JH, Kim YK, Han YM, Chung GH, Lee SY, Kim CS. Radio-frequency thermal ablation with hypertonic saline solution injection of the lung: Ex vivo and in vivo feasibility studies. *Eur Radiol* 2003, Nov;13(11):2540-7.
84. Iishi T, Hiraki T, Mimura H, Gobara H, Kurose T, Fujiwara H, et al. Infusion of hypertonic saline into the lung parenchyma during radiofrequency ablation of the lungs with multitined expandable electrodes: Results using a porcine model. *Acta Med Okayama* 2009, Jun;63(3):137-44.
85. Luo RG, Fao F, Huang JH, Gu YK, Jiang XY, Huang YJ. Diluted hydrochloric acid generates larger radiofrequency ablation lesions in excised porcine livers. *Diagn Interv Radiol* 2013;19(2):145-9.
86. Ji Q, Xu Z, Liu G, Lin M, Kuang M, Lu M. Preinjected fluids do not benefit microwave ablation as those in radiofrequency ablation. *Acad Radiol* 2011, Sep;18(9):1151-8.
87. Wolf-Maier K, Cooper RS, Kramer H, Banegas JR, Giampaoli S, Joffres MR, et al. Hypertension treatment and control in five european countries, canada, and the united states. *Hypertension* 2004, Jan;43(1):10-7.
88. Lewington S, Clarke R, Qizilbash N, Peto R, Collins R, Prospective Studies Collaboration. Age-specific relevance of usual blood pressure to vascular mortality: A meta-analysis of individual data for one million adults in 61 prospective studies. *Lancet* 2002, Dec 14;360(9349):1903-13.
89. Lloyd-Jones D, Adams RJ, Brown TM, Carnethon M, Dai S, De Simone G, et al. Heart disease and stroke statistics--2010 update: A report from the american heart association. *Circulation* 2010, Feb 23;121(7):e46-e215.
90. Krum H, Schlaich M, Whitbourn R, Sobotka PA, Sadowski J, Bartus K, et al. Catheter-based renal sympathetic denervation for resistant hypertension: A multicentre safety and proof-of-principle cohort study. *Lancet* 2009, Apr 11;373(9671):1275-81.
91. Esler MD, Krum H, Sobotka PA, Schlaich MP, Schmieder RE, Böhm M. Renal sympathetic denervation in patients with treatment-resistant hypertension (the symplicity HTN-2 trial): A randomised controlled trial. *Lancet* 2010, Dec 4;376(9756):1903-9.
92. Symplicity HTN-1 Investigators. Catheter-based renal sympathetic denervation for resistant hypertension: Durability of blood pressure reduction out to 24 months. *Hypertension* 2011, May;57(5):911-7.

93. Lee MJ, Mueller PR, vanSonnenberg E, Dawson SL, D'Agostino H, Saini S, Cats AM. CT-guided celiac ganglion block with alcohol. *AJR Am J Roentgenol* 1993, Sep;161(3):633-6.
94. Schmid MR, Kissling RO, Curt A, Jaschko G, Hodler J. Sympathetic skin response: Monitoring of ct-guided lumbar sympathetic blocks. *Radiology* 2006, Nov;241(2):595-602.
95. Huttner S, Huttner M, Neher M, Antes G. [CT-guided sympathiclysis in peripheral artery disease - indications, patient selection and long-term results]. *Rofo* 2002, Apr;174(4):480-4.
96. Roudsari B, Jarvik JG. Lumbar spine MRI for low back pain: Indications and yield. *AJR Am J Roentgenol* 2010, Sep;195(3):550-9.
97. Adilay U, Tuğcu B, Gunes M, Günaldi O, Gunal M, Eseoglu M. Cauda equina syndrome caused by primary lumbosacral and pelvic hydatid cyst: A case report. *Minim Invasive Neurosurg* 2007, Oct;50(5):292-5.
98. Braithwaite PA, Lees RF. Vertebral hydatid disease: Radiological assessment. *Radiology* 1981, Sep;140(3):763-6.
99. Kim JU, Lee SH, Lee DY. Extraforaminal lumbar synovial cyst causing sudden foot drop: Case report. *Neurol Med Chir (Tokyo)* 2008, Dec;48(12):578-81.
100. Spinner RJ, Hébert-Blouin MN, Maus TP, Atkinson JL, Desy NM, Amrami KK. Evidence that atypical juxtafacet cysts are joint derived. *J Neurosurg Spine* 2010, Jan;12(1):96-102.
101. Hung JK, Chang IL. Surgical treatment of symptomatic sacral cysts: Report of 5 cases. *Int Surg* 2010;95(2):130-4.
102. Um DT, Heiner JD, Kang CS. Spinal arachnoid cyst as an atypical insidious cause of acute back pain. *Am J Emerg Med* 2010, Oct;28(8):982.e1-3.
103. Mao HQ, Yang HL, Geng DC, Bao ZH, Tang TS. Spinal extradural arachnoid cyst following percutaneous vertebroplasty. *Eur Spine J* 2011, Jul;20 Suppl 2:S206-10.
104. Wu KC, Chiang YY, Lin BC, Su HT, Poon KS, Shen ML, Wu RS. Epidural cyst with cauda equina syndrome after epidural anesthesia. *Acta Anaesthesiol Taiwan* 2010, Sep;48(3):148-51.
105. Miyakoshi N, Hongo M, Kasukawa Y, Shimada Y. Huge thoracolumbar extradural arachnoid cyst excised by recapping t-saw laminoplasty. *Spine J* 2010, Nov;10(11):e14-8.
106. Salduz A, Koyuncu LO, Dikici F, Talu U. [Long-term result of treatment for paraspinal and extradural hydatid cyst: A case report]. *Acta Orthop Traumatol Turc* 2009;43(3):267-71.
107. Deyo RA, Weinstein JN. Low back pain. *N Engl J Med* 2001, Feb 1;344(5):363-70.
108. Martin BI, Deyo RA, Mirza SK, Turner JA, Comstock BA, Hollingworth W, Sullivan SD. Expenditures and health status among adults with back and neck problems. *JAMA* 2008, Feb 13;299(6):656-64.
109. Karppinen J, Malmivaara A, Kurunlahti M, Kyllönen E, Pienimäki T, Nieminen P, et al. Periradicular infiltration for sciatica: A randomized controlled trial. *Spine (Phila Pa 1976)* 2001, May 1;26(9):1059-67.
110. Blankenbaker DG, De Smet AA, Stanczak JD, Fine JP. Lumbar radiculopathy: Treatment with selective lumbar nerve blocks--comparison of effectiveness of triamcinolone and betamethasone injectable suspensions. *Radiology* 2005, Nov;237(2):738-41.

111. Olmarker K, Byröd G, Cornefjord M, Nordborg C, Rydevik B. Effects of methylprednisolone on nucleus pulposus-induced nerve root injury. *Spine (Phila Pa 1976)* 1994, Aug 15;19(16):1803-8.
112. Gangi A, Dietemann JL, Mortazavi R, Pflieger D, Kauff C, Roy C. CT-guided interventional procedures for pain management in the lumbosacral spine. *Radiographics* 1998;18(3):621-33.
113. Vahlensieck M, Bruderhofer AF, Waldecker B. [CT-guided steroid injection into disc herniation: A causative therapy for lower back pain due to disc herniation]. *Rofo* 2005, Jan;177(1):72-6.
114. Weiner BK, Fraser RD. Foraminal injection for lateral lumbar disc herniation. *J Bone Joint Surg Br* 1997, Sep;79(5):804-7.
115. Derby R, Kine G, Saal JA, Reynolds J, Goldthwaite N, White AH, et al. Response to steroid and duration of radicular pain as predictors of surgical outcome. *Spine (Phila Pa 1976)* 1992, Jun;17(6 Suppl):S176-83.
116. Lee KS, Lin CL, Hwang SL, Hwang SL, Wang CK. Transforaminal periradicular infiltration guided by CT for unilateral sciatica--an outcome study. *Clin Imaging* 2005;29(3):211-4.
117. el-Khoury GY, Ehara S, Weinstein JN, Montgomery WJ, Kathol MH. Epidural steroid injection: A procedure ideally performed with fluoroscopic control. *Radiology* 1988, Aug;168(2):554-7.
118. Pfirrmann CW, Oberholzer PA, Zanetti M, Boos N, Trudell DJ, Resnick D, Hodler J. Selective nerve root blocks for the treatment of sciatica: Evaluation of injection site and effectiveness--a study with patients and cadavers. *Radiology* 2001, Dec;221(3):704-11.
119. Viton JM, Peretti-Viton P, Rubino T, Delarque A, Salamon N. Short-term assessment of periradicular corticosteroid injections in lumbar radiculopathy associated with disc pathology. *Neuroradiology* 1998, Jan;40(1):59-62.
120. 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, Aug;68(2):159-63.
121. König CW, Schott UG, Pereira PL, Trübenbach J, Schneider W, Claussen CD, Duda SH. MR-guided lumbar sympathectomy. *Eur Radiol* 2002, Jun;12(6):1388-93.
122. Schulz T, Puccini S, Schneider JP, Kahn T. Interventional and intraoperative MR: Review and update of techniques and clinical experience. *Eur Radiol* 2004, Dec;14(12):2212-27.
123. Streitparth F, Gebauer B, Melcher I, Schaser K, Philipp C, Rump J, et al. 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.
124. Streitparth F, Hartwig T, Schnackenburg B, Strube P, Putzier M, Chopra S, et al. MR-guided discography using an open 1 tesla MRI system. *Eur Radiol* 2011, May;21(5):1043-9.
125. Seebauer CJ, Bail HJ, Wichlas F, Jung T, Papanikolaou IS, van der Voort I, et al. Osteochondral lesions of the talus: Retrograde drilling with high-field-strength MR guidance. *Radiology* 2009, Sep;252(3):857-64.
126. Wonneberger U, Schnackenburg B, Streitparth F, Walter T, Rump J, Teichgräber 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, Apr;33(2):346-51.

127. Clasen S, Boss A, Schmidt D, Fritz J, Schraml C, Claussen CD, Pereira PL. Magnetic resonance imaging for hepatic radiofrequency ablation. *Eur J Radiol* 2006, Aug;59(2):140-8.
128. Smith KA, Carrino J. MRI-guided interventions of the musculoskeletal system. *J Magn Reson Imaging* 2008, Feb;27(2):339-46.
129. Van Gompel JJ, Kallmes DF, Morris JM, Fode-Thomas NC, Atkinson JL. Dyna-CT as an imaging adjunct to routine percutaneous balloon compression for trigeminal neuralgia. *Stereotact Funct Neurosurg* 2009;87(5):330-3.
130. Vogl TJ, Mayer HP, Zangos S, Selby JB, Ackermann H, Mayer FB. Prostate cancer: MR imaging-guided galvanotherapy--technical development and first clinical results. *Radiology* 2007, Dec;245(3):895-902.
131. Edelman RR, Wielopolski P, Schmitt F. Echo-planar MR imaging. *Radiology* 1994, Sep;192(3):600-12.
132. 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, Apr;192(4):W161-7.
133. Heron DE, Smith RP, Andrade RS. Advances in image-guided radiation therapy--the role of PET-CT. *Med Dosim* 2006;31(1):3-11.
134. Lee VS, Miller FH, Omary RA, Wang Y, Ganger DR, Wang E, et al. Magnetic resonance elastography and biomarkers to assess fibrosis from recurrent hepatitis C in liver transplant recipients. *Transplantation* 2011, Sep 15;92(5):581-6.
135. Moche M, Zajonz D, Kahn T, Busse H. MRI-guided procedures in various regions of the body using a robotic assistance system in a closed-bore scanner: Preliminary clinical experience and limitations. *J Magn Reson Imaging* 2010, Apr;31(4):964-74.
136. Zangos S, Müller C, Mayer F, Naguib NN, Nour-Eldin NE, Hansmann ML, et al. [Retrospective 5-year analysis of mr-guided biopsies in a low-field MR system]. *Rofo* 2009, Jul;181(7):658-63.
137. Hoult DI, Chen CN, Sank VJ. Quadrature detection in the laboratory frame. *Magn Reson Med* 1984, Sep;1(3):339-53.
138. Hyde JS, Jesmanowicz A, Grist TM, Froncisz W, Kneeland JB. Quadrature detection surface coil. *Magn Reson Med* 1987, Feb;4(2):179-84.
139. Kumar A, Bottomley PA. Optimized quadrature surface coil designs. *MAGMA* 2008, Mar;21(1-2):41-52.
140. Ouhlous M, Moelker A, Flick HJ, Wielopolski PA, de Weert TT, Pattynama PM, van der Lugt A. Quadrature coil design for high-resolution carotid artery imaging scores better than a dual phased-array coil design with the same volume coverage. *J Magn Reson Imaging* 2007, May;25(5):1079-84.
141. Redpath TW. Quadrature rf coil pairs. *Magn Reson Med* 1986, Feb;3(1):118-9.
142. Andersson GB. Epidemiology of low back pain. *Acta Orthop Scand Suppl* 1998, Jun;281:28-31.
143. Gallucci M, Puglielli E, Splendiani A, Pistoia F, Spacca G. Degenerative disorders of the spine. *Eur Radiol* 2005, Mar;15(3):591-8.
144. Schwarzer AC, Wang SC, Bogduk N, McNaught PJ, Laurent R. Prevalence and clinical features of lumbar zygapophysial joint pain: A study in an australian population with chronic low back pain. *Ann Rheum Dis* 1995, Feb;54(2):100-6.
145. Manchukonda R, Manchikanti KN, Cash KA, Pampati V, Manchikanti L. Facet joint pain in chronic spinal pain: An evaluation of prevalence and false-positive rate of diagnostic blocks. *J Spinal Disord Tech* 2007, Oct;20(7):539-45.

146. Fritz J, Niemeyer T, Clasen S, Wiskirchen J, Tepe G, Kastler B, et al. Management of chronic low back pain: Rationales, principles, and targets of imaging-guided spinal injections. *Radiographics* 2007;27(6):1751-71.
147. Lilius G, Laasonen EM, Myllynen P, Harilainen A, Grönlund G. Lumbar facet joint syndrome. A randomised clinical trial. *J Bone Joint Surg Br* 1989, Aug;71(4):681-4.
148. Lynch MC, Taylor JF. Facet joint injection for low back pain. A clinical study. *J Bone Joint Surg Br* 1986, Jan;68(1):138-41.
149. Manchikanti L, Singh V, Falco FJ, Cash KA, Pampati V. Evaluation of lumbar facet joint nerve blocks in managing chronic low back pain: A randomized, double-blind, controlled trial with a 2-year follow-up. *Int J Med Sci* 2010;7(3):124-35.
150. Sehgal N, Dunbar EE, Shah RV, Colson J. Systematic review of diagnostic utility of facet (zygapophysial) joint injections in chronic spinal pain: An update. *Pain Physician* 2007, Jan;10(1):213-28.
151. Meleka S, Patra A, Minkoff E, Murphy K. Value of CT fluoroscopy for lumbar facet blocks. *AJNR Am J Neuroradiol* 2005, May;26(5):1001-3.
152. Murtagh FR. Computed tomography and fluoroscopy guided anesthesia and steroid injection in facet syndrome. *Spine (Phila Pa 1976)* 1988, Jun;13(6):686-9.
153. Henschke N, Maher CG, Refshauge KM, Herbert RD, Cumming RG, Bleasel J, et al. Prognosis in patients with recent onset low back pain in Australian primary care: Inception cohort study. *BMJ* 2008;337:a171.
154. Barness LA, Opitz JM, Gilbert-Barness E. Obesity: Genetic, molecular, and environmental aspects. *Am J Med Genet A* 2007, Dec 15;143A(24):3016-34.
155. Haslam DW, James WP. Obesity. *Lancet* 2005, Oct 1;366(9492):1197-209.
156. Haslam D. Obesity: A medical history. *Obes Rev* 2007, Mar;8 Suppl 1:31-6.
157. Manson JE, Willett WC, Stampfer MJ, Colditz GA, Hunter DJ, Hankinson SE, et al. Body weight and mortality among women. *N Engl J Med* 1995, Sep 14;333(11):677-85.
158. Mokdad AH, Marks JS, Stroup DF, Gerberding JL. Actual causes of death in the United States, 2000. *JAMA* 2004, Mar 10;291(10):1238-45.
159. Peeters A, Barendregt JJ, Willekens F, Mackenbach JP, Al Mamun A, Bonneux L, NEDCOM, the Netherlands Epidemiology and Demography Compression of Morbidity Research Group. Obesity in adulthood and its consequences for life expectancy: A life-table analysis. *Ann Intern Med* 2003, Jan 7;138(1):24-32.
160. Simpson D. Storing up problems: The medical case for a slimmer nation. *Clin Med* 2004;4(4):381; author reply 381.
161. Sturm R. Increases in morbid obesity in the USA: 2000-2005. *Public Health* 2007, Jul;121(7):492-6.
162. Tsai AG, Williamson DF, Glick HA. Direct medical cost of overweight and obesity in the USA: A quantitative systematic review. *Obes Rev* 2011, Jan;12(1):50-61.
163. van Baal PH, Polder JJ, de Wit GA, Hoogenveen RT, Feenstra TL, Boshuizen HC, et al. Lifetime medical costs of obesity: Prevention no cure for increasing health expenditure. *PLoS Med* 2008, Feb;5(2):e29.
164. Yach D, Stuckler D, Brownell KD. Epidemiologic and economic consequences of the global epidemics of obesity and diabetes. *Nat Med* 2006, Jan;12(1):62-6.
165. Bales CW, Buhr GT. Body mass trajectory, energy balance, and weight loss as determinants of health and mortality in older adults. *Obes Facts* 2009;2(3):171-8.
166. Hoey ET, Ganeshan A, Puni R, Henderson J, Crowe PM. Fresh blood imaging of the peripheral vasculature: An emerging unenhanced MR technique. *AJR Am J Roentgenol* 2010, Dec;195(6):1444-8.

167. Meaney JF. Magnetic resonance angiography of the peripheral arteries: Current status. *Eur Radiol* 2003, Apr;13(4):836-52.
168. U-King-Im JM, Young V, Gillard JH. Carotid-artery imaging in the diagnosis and management of patients at risk of stroke. *Lancet Neurol* 2009, Jun;8(6):569-80.
169. Kramer H, Runge VM, Morelli JN, Williams KD, Naul LG, Nikolaou K, et al. Magnetic resonance angiography of the carotid arteries: Comparison of unenhanced and contrast enhanced techniques. *Eur Radiol* 2011, Aug;21(8):1667-76.
170. Bamberg C, Rademacher G, Güttler F, Teichgräber U, Cremer M, Bühner C, et al. Human birth observed in real-time open magnetic resonance imaging. *Am J Obstet Gynecol* 2012, Jun;206(6):505.e1-6.
171. Bamberg C, Scheuermann S, Slowinski T, Dückelmann AM, Vogt M, Nguyen-Dobinsky TN, et al. Relationship between fetal head station established using an open magnetic resonance imaging scanner and the angle of progression determined by transperineal ultrasound. *Ultrasound Obstet Gynecol* 2011, Jun;37(6):712-6.
172. Bamberg C, Scheuermann S, Fotopoulou C, Slowinski T, Dückelmann AM, Teichgräber U, et al. Angle of progression measurements of fetal head at term: A systematic comparison between open magnetic resonance imaging and transperineal ultrasound. *Am J Obstet Gynecol* 2012, Feb;206(2):161.e1-5.
173. Lu DS, Raman SS, Vodopich DJ, Wang M, Sayre J, Lassman C. Effect of vessel size on creation of hepatic radiofrequency lesions in pigs: Assessment of the "heat sink" effect. *AJR Am J Roentgenol* 2002, Jan;178(1):47-51.
174. Umehara H, Seki T, Inokuchi R, Tamai T, Kawamura R, Asayama T, et al. Microwave coagulation using a perfusion microwave electrode: Preliminary experimental study using ex vivo and in vivo liver. *Exp Ther Med* 2012, Feb;3(2):214-20.
175. National Institute of Neurological Disorders and Stroke - National Institutes of Health. Low back pain fact sheet for patients and the public. *J Pain Palliat Care Pharmacother* 2004;18(4):95-110.
176. Abeatici S, Campi L. [Radiological visualization of the portal system by the splenic route]. *Minerva Med* 1951, Apr 7;42(18):593-4.
177. Abeatici S, Campi L. [Possibilities of hepatic angiography; visualization of the portal system; experimental research]. *Acta Radiol* 1951, Nov;36(5):383-92.
178. Campi L, Abeatici S. [Portography by splenic route]. *J Sci Med Lille* 1951, Dec 9;69(25):676-8.
179. Seldinger SI. Catheter replacement of the needle in percutaneous arteriography; a new technique. *Acta Radiol* 1953, May;39(5):368-76.
180. Dotter CT. Cardiac catheterization and angiographic technics of the future. Background and current status of clinical catheter angiography. *Cesk Radiol* 1965, Aug;19(4):217-36.
181. Porstmann W, Wierny L. [Intravasal recanalization of inoperable arterial obliteration]. *Zentralbl Chir* 1967;92(26a Pt 2):1586-91.
182. Zeitler E, Müller R. [First results of the catheter recanalization by dotter in arterial occlusive disease]. *Fortschr Geb Rontgenstr Nuklearmed* 1969, Sep;111(3):345-52.
183. Grüntzig A, Hopff H. [Percutaneous recanalization after chronic arterial occlusion with a new dilator-catheter (modification of the dotter technique) (author's transl)]. *Dtsch Med Wochenschr* 1974, Dec 6;99(49):2502-10, 2511.
184. Rösch J, Keller FS, Kaufman JA. The birth, early years, and future of interventional radiology. *J Vasc Interv Radiol* 2003, Jul;14(7):841-53.

185. Fritz J, Clasen S, Boss A, Thomas C, König CW, Claussen CD, Pereira PL. Real-time MR fluoroscopy-navigated lumbar facet joint injections: Feasibility and technical properties. *Eur Radiol* 2008, Jul;18(7):1513-8.
186. Bomers JG, Yakar D, Overduin CG, Sedelaar JP, Vergunst H, Barentsz JO, et al. MR imaging-guided focal cryoablation in patients with recurrent prostate cancer. *Radiology* 2013, Aug;268(2):451-60.
187. Ahrar K, Ahrar JU, Javadi S, Pan L, Milton DR, Wood CG, et al. Real-time magnetic resonance imaging-guided cryoablation of small renal tumors at 1.5 T. *Invest Radiol* 2013, Jun;48(6):437-44.
188. Wilson MW, Martin AB, Lillaney P, Losey AD, Yee EJ, Bernhardt A, et al. Magnetic catheter manipulation in the interventional MR imaging environment. *J Vasc Interv Radiol* 2013, Jun;24(6):885-91.

Danksagung

Mein Dank gilt zuerst Herrn Prof. Dr. Bernd Hamm, Direktor der Klinik für Radiologie der Charité – Universitätsmedizin Berlin, der mir neben einer vielseitigen klinischen Ausbildung ermöglichte, Aufgaben in der Lehre wahrzunehmen und gleichzeitig mein wissenschaftliches Arbeiten förderte und forderte. Es ist beeindruckend, wie es ihm gelingt, eine der größten radiologischen Abteilungen Europas zu orchestrieren und gleichzeitig auf einer persönlichen Ebene konkret ansprechbar zu bleiben.

Herrn Prof. Dr. Ulf Teichgräber danke ich als Leiter der Arbeitsgruppe offenes MRT und darüber hinaus für die langjährige enge Zusammenarbeit, den professionellen wie freundschaftlichen Gedankenaustausch und die stete und mannigfaltige Förderung. Ohne die maßgeblich durch ihn bereitgestellte Infrastruktur hätten die in dieser Schrift zusammengestellten Publikationen nicht entstehen können.

Des Weiteren gilt mein besonderer Dank meinen weiteren Lehrern in der vaskulären und nicht-vaskulären radiologischen Intervention Prof. Dr. Rolf Günther, Dr. med. Petr Podrabsky, Prof. Dr. Bernhard Gebauer, Dr. Christian Althoff, PD. Dr. Thomas Kröncke, Prof. Dr. Rogalla, PD Dr. Patrick Hein und PD Dr. Christian Enzweiler, die mir alle auf ihre eigene Weise Sorgfalt und Hingabe für unsere Patienten und unser Fach vorleben. Fachübergreifend sind auch PD Dr. Michael Laule, PD Dr. Jens Rückert, Dr. Antje Kasper, Prof. Dr. Gert Baumann, Prof. Dr. Karl Stangl und Prof. Dr. Verena Stangl, Dr. Christian Wintzer und Dr. Marion Hanel seitens der Chirurgie bzw. Kardiologie/Angiologie der Charité zu ergänzen.

Ebenso gilt mein Dank den Kollegen der Arbeitsgruppe offene MRT und assoziierten Mitarbeitern, insbesondere Felix Güttler, Dr. Bernhard Schnackenburg, PD Dr. Florian Streitparth, Dr. Jens Rump, Dr. Uta Wonneberger, PD Dr. Martin Maurer, PD Dr. Christian Bamberg, Dr. Thula Walter, Dr. Gesine Knobloch, Dr. Tony Hartwig, Dr. Tilman Leidenberger, Dr. Federico Colletini, Heidi Kotalla, Ute Quast, Andreas Thomas, Virginia Ding-Reinelt, Simone Schwedler, Gabriele Urbansky und Birgit Winkelmann für die erfolgreiche Zusammenarbeit. Hervorheben möchte ich den unermüdlichen Einsatz von Simone Battermann im Alltag.

Den Doktoranden Hendrik Rathke, Britta Suttmeier geborene Lorenz, Liane Albrecht, Martin Jonczyk, Andreas Heinrich sowie den Studenten Julius Murke, Philipp Gussarow

und Mamadou Dioulde Diallo danke ich für das auch mir entgegengebrachte Vertrauen und für ihre Unterstützung.

Für statistische Auswertungen danke ich den Mitarbeitern des Instituts für Biometrie und klinische Epidemiologie der Charité, insbesondere Ekkehart Dietz, Dieter Augustin und Maryna Verba sowie Anja Weiß vom Deutschen Rheuma-Forschungszentrum

Dank gebührt der TSB Technologiestiftung Berlin—Zukunftsfonds Berlin, welche, kofinanziert durch die Europäischen Union—Europäischer Fonds für Regionale Entwicklung (EFRE), die Durchführung vieler Studien großzügig unterstützte.

Danke den gegenwärtigen und ehemaligen Mitarbeitern unserer Klinik sowie natürlich bisher nicht genannten Freunden und der Familie, die mir Freude im Leben bereiten.

Erklärung

§ 4 Abs. 3 (k) der Habilitationsordnung der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin (HabOMed)

Hiermit erkläre ich, dass

- weder früher noch gleichzeitig ein Habilitationsverfahren durchgeführt oder angemeldet wurde,
- 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.

Berlin, den

Dr. med. Maximilian de Bucourt