

Aus der Klinik für Radiologie und Nuklearmedizin
der Medizinischen Fakultät
der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg

„Evaluation MR kompatibler Nadeln und
interaktiver Sequenzen zur interventionellen
Bildgebung an einem offenen 1.0 Tesla MR-
Tomographen (Panorama-HFO)“

Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades

Dr. med.

(doctor medicinae)

an der Medizinischen Fakultät

der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg

vorgelegt von: Steffen Bauch

aus Magdeburg

Magdeburg, den 01. August 2013

Dokumentationsblatt

Bibliographische Beschreibung:

Bauch, Steffen:

Evaluation MR kompatibler Nadeln und interaktiver Sequenzen zur interventionellen Bildgebung an einem offenen 1.0 Tesla MR-Tomographen (Panorama-HFO). -2013.
– 77 Bl., 22 Abb., 11 Tab., 6 Formeln.

Kurzreferat:

Ein neuer, offener MR-Scanner (Panorama HFO der Firma Philips) mit einer Feldstärke von 1.0 T und einem vertikal orientiertem Hauptmagnetfeld verspricht einen verbesserten und vereinfachten Einsatz der MRT für interventionelle Fragestellungen. Bisher fehlen jedoch konkrete Vorversuche zur Evaluation des Artefaktverhaltens MR-kompatibler und kommerziell verfügbarer Nadeln, insbesondere für den Einsatz dedizierter Sequenzen für konkrete interventionelle Fragestellungen.

Es wurden verschiedene Nadelgrößen und Legierungen bezüglich des Signal-zu-Rausch-Verhältnisses und der Artefaktstärke bei unterschiedlichen Interventionswinkeln und Sequenzparametern an vier Sequenzen getestet.

Die Versuche wurden an einem eigens entwickelten Nadelhalterphantom aus einer Gelatinematrix, mit äquivalenten Relaxationszeiten menschlichen Gewebes, durchgeführt.

Einen signifikanten Einfluss üben die Matrix, der Flipwinkel, die Nadelgröße, die Echozeit, die Legierung sowie der Interventionswinkel zu B_0 auf das Artefaktverhalten aus. Keinen signifikanten Einfluss auf den Artefaktdurchmesser zeigt eine Änderung der Bandweite im Rahmen der diagnostischen Breite, führt aber zu einem signifikant schlechteren SNR. Insgesamt variiert die Artefaktstärke deutlich stärker bei GRE- als bei SE-Sequenzen.

Schlüsselwörter:

Interventionelle MRT, Panorama-HFO, Fluoroskopie, Biopsie, Suszeptibilitätsartefakt

für
meine Eltern

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	1
1.1 Grundlagen der Magnetresonanztomographie	1
1.2 Pulssequenzen.....	3
1.2.1 Spin-Echo-Sequenz.....	3
1.2.2 Gradienten-Echo-Sequenz	4
1.3 Interventionelle Radiologie	5
1.3.1 MRT-Systeme.....	6
1.3.1.1 Geschlossener MRT	7
1.3.1.2 Offener MRT	7
1.3.2 Signal-zu-Rausch-Verhalten.....	9
1.3.3 Visualisierung von Instrumenten	10
1.3.3.1 Dia-, Para- und Ferromagnetismus	11
1.3.3.2 Suszeptibilitätsartefakt.....	12
1.3.3.3 Einflussfaktoren auf den Nadelartefakt	15
1.4 Aufgabenstellung.....	17
2. Material und Methodik.....	18
2.1 Magnetresonanztomograph und Oberflächenspule	18
2.2 Herstellung eines Gelatinephantoms	19
2.3 Interventionsnadeln	23
2.4 Evaluation von Sequenzparametern mit Einfluss auf die Nadelartefaktgröße	24
2.4.1 Einfluss der Echozeit	25
2.4.2 Einfluss der Matrix	26
2.4.3 Einfluss der Bandweite	26
2.4.4 Einfluss der Schichtdicke.....	27
2.4.5 Einfluss des Flipwinkels.....	27
2.4.6 Einfluss der Legierung.....	27
2.4.7 Einfluss des Nadeldurchmessers	27
2.4.8 Einfluss des Interventionswinkels zum B_0 -Feld	27
2.5 Auswertungsmethodik	28
2.5.1 Bestimmung des Nadeldurchmessers.....	28
2.5.2 Bestimmung des Signal-zu-Rausch-Verhältnisses	30
2.6 Statistische Analyse	31
3. Ergebnisse	32
3.1 Herstellung eines Gelatinephantoms	32
3.2 Evaluation von Sequenzparametern mit Einfluss auf die Nadelartefaktgröße	33
3.2.1 Einfluss der Echozeit	33
3.2.2 Einfluss der Matrix	36
3.2.3 Einfluss der Bandweite	38
3.2.4 Einfluss der Schichtdicke.....	41
3.2.5 Einfluss des Flipwinkels.....	43
3.2.6 Einfluss der Legierung.....	45
3.2.7 Einfluss des Nadeldurchmessers	47
3.2.8 Einfluss des Interventionswinkels zum B_0 -Feld	49

4. Diskussion	51
4.1 Gelatinephantom.....	51
4.2 Evaluation von Sequenzparametern mit Einfluss auf die Nadelartefaktgröße	51
5. Zusammenfassung.....	60
6. Literaturverzeichnis.....	63
Danksagung	68
Erklärung.....	69
Darstellung des Bildungsweges	70

Alphabetisches Abkürzungsverzeichnis

Abb	Abbildung
Abk	Abkürzung
bsp	Beispiel
b-TFE	balanced turbo field echo
Bw	Bandweite
B ₀	Magnetfeld B ₀
CFK	Carbon-Faserverstärkter Kunststoff
cm	Zentimeter
CNR	Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis (engl. Contrast-to-Noise-Ratio)
CrCo	Chrom-Cobalt
CrCoNi	Chrom-Cobalt-Nickel
CT	Computertomographie
d.h.	das heißt
deg	Grad (engl. degree)
engl	Englisch
FFE	Fast Field Echo
FOV	Field of view
G	Gauge
g	Gramm
GE	General Electric
GOÄ	Gebührenordnung für Ärzte
GRE	Gradienten-Echo-Sequenzen
HF	Hochfrequenz
Hz	Hertz
iMRT	interventionelle Magnetresonanztomographie
IP	Schnittpunkt (engl. intercept point)
IR	Interventionelle Radiologie
Kap	Kapitel
kg	Kilogramm
kHz	Kilohertz
lt	laut
MHz	Megahertz

min	Minuten
ml	Milliliter
mm	Millimeter
MR-Signal	Magnetresonanz-Signal
Mrt	Magnetresonanztomographie
ms	Millisekunden
mT/m	Millitesla/Meter
M_{xy}	Transversalmagnetisierung
M_z	Längsmagnetisierung
Nitinol	Nickel Titanium Naval Ordnance Laboratory
NSA	Messwiederholungen (engl. number of signal averaged)
PRT	periradikuläre Therapie
RFA	Radiofrequenzablation
ROI	bestimmten Region (engl. Region of interest)
s	siehe
SD	Standarddeviation
SI	Signalintensität
SNR	Signal-zu-Rausch-Verhältnis (engl. signal to noise ratio)
sSH-TSE	single-shot-Turbo-Spin-Echo-Sequenz
T	Tesla
Tab	Tabelle
TE	Echozeit (engl. echo time)
TI	Inversionszeit (engl. time to inversion)
TR	Repetitionszeit (engl. repetition time)
TSE	Turbo-Spin-Echo
US	Ultraschall
WFS	Water-fat-shift
ω_0	Lamorfrequenz

1. Einleitung

Mit der Entdeckung des magnetischen Moments von Protonen 1946 durch Felix Bloch (1) und Edward Mills Purcell (2) wurde der Grundstein für ein bedeutendes diagnostisches Verfahren gelegt. Anfang der 70er Jahre zeigten Paul Lauterbur (3) und Sir Peter Mansfield (4), dass mit ortsabhängigen Magnetfeldern orts aufgelöste Messungen von MR-Signalen möglich sind. Seit den 80er Jahren ist die Magnetresonanztomographie (MRT) ein anerkanntes Verfahren zur Schichtbilduntersuchung im menschlichen Körper.

1.1 Grundlagen der Magnetresonanztomographie

Das magnetische Moment der Atome entsteht durch den Eigendrehimpuls (Spin) der Protonen (5). Das magnetische Moment erzeugt ein eigenes Dipolmoment. In biologischen Geweben haben diese Magnetfelder eine zufällige Verteilung und heben sich nach außen hin gegenseitig auf. In einem statischen Magnetfeld B_0 beginnen sich die magnetischen Momente der Protonen um die Achse des äußeren Magnetfeldes zu präzidieren, d.h. die Rotationsachse der Protonen richtet sich entlang der Längsachse des statischen Magnetfeldes aus. Diese Präzessionsbewegung ist als Larmorfrequenz definiert. Sie ist abhängig vom gyromagnetischen Moment γ und des Magnetischen Feldes B_0 (Formel 1).

Formel 1

$$\text{Larmorfrequenz } (\omega_0) = \gamma * B_0$$

Das gyromagnetische Moment ist eine Konstante für jede Atomart. Sie beträgt für Wasserstoffprotonen bei einer Magnetfeldstärke von 1,0 Tesla 42,58 MHz (6).

Das Energieniveau der Protonen hängt von der Ausrichtung zum B_0 -Feld ab. Sie kann parallel und antiparallel erfolgen. Die Parallele Ausrichtung ist von geringerem Niveau, die Antiparallele von höherem Niveau. Das Magnetfeld der Protonen richtet sich aus energetischen Gründen gleich dem B_0 Magnetfeld (7). Diese Nettomagnetisierung ist erst nach Anregung eines Hochfrequenz-Impulses (HF-Impuls) messbar. Der HF-Impuls muss unter Einhaltung der Resonanzbedingungen identisch mit der Larmorfrequenz (ω_0) und das magnetische Feld des HF-Impulses (B_1) senkrecht zum B_0 -Feld orientiert sein. In Abhängigkeit von der Dauer und

Amplitude der einwirkenden Energie kann man die Magnetisierung der Protonen um einen bestimmten Winkel drehen (Flip Winkel). Ein 90° Winkel erzeugt eine Transversalmagnetisierung quer zum B_0 -Feld. Diese Transversalmagnetisierung erzeugt durch Rotation ein eigenes Magnetfeld (MR-Signal), welches von Empfangsspulen gemessen werden kann. Bei weiterer Energiezufuhr erfolgt ein weiteres Kippen um 90° auf insgesamt 180° zum B_0 -Feld (antiparallele Ausrichtung). Unmittelbar nach Beendigung des HF-Impulses kehren die Protonen, unter Abgabe der aufgenommenen Energie, in ihren Gleichgewichtszustand parallel zum B_0 -Feld zurück, d.h. die Protonen relaxieren.

Die Relaxation geht mit einer Zunahme der Längsmagnetisierung und einer Abnahme der Quermagnetisierung einher.

Nach Abschalten des HF-Impulses kehren die Protonen, unter Abgabe von Energie an das umliegende Gewebe (sog. Gitter), wieder in Ihre Ausgangslage parallel zu B_0 . Es kommt hierbei zu einer Zunahme der Längsmagnetisierung (M_z). Dieser Vorgang wird als T1-Relaxation bezeichnet und erfolgt exponentiell (Spin-Gitter-Relaxation).

Sie ist abhängig vom jeweiligen Gewebe mit deren spezifischen Zeitkonstante (= longitudinalen Zeitkonstante T1). Die T1-Zeit ist definiert als die Zeit nach dem die longitudinale Magnetisierung 63% ihres Ursprungswertes erreicht hat (8)(Abb.1).

Gewebe mit kurzer T1-Zeit führen zu mehr Signal und erreichen ihre Gleichgewichtsmagnetisierung schneller als Gewebe mit langer T1-Zeit.

Die transversale Relaxation ist gekennzeichnet als Abnahme der Transversalmagnetisierung durch Dephasierung der Protonen. Sie ergibt sich aus der Summe gleichgerichteter magnetischer Momente. Dabei wird die Energie zwischen den Spins ausgetauscht und nicht wie bei der T1-Relaxation an die Umgebung abgegeben (Spin-Spin-Relaxation). Dabei ist die zeitliche Abnahme der Transversalmagnetisierung (M_{xy}) durch die T2-Zeit gekennzeichnet und ist gewebespezifisch sowie unabhängig vom äußeren Magnetfeld. Die T2-Zeit ist definiert als die Zeit nach der die Transversalmagnetisierung auf 37% des Ausgangswertes gefallen ist (9) (Abb.1).

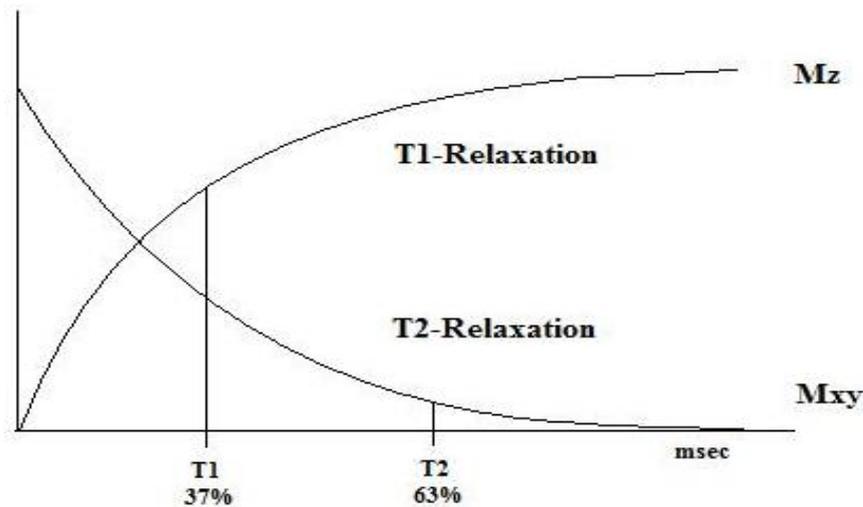


Abb. 1 Diagramm der exponentiellen Kurven der T1- und T2- Relaxationszeit (modifiziert nach 65)

1.2 Pulssequenzen

Pulssequenzen werden charakterisiert durch Ihre Repetitionszeit (TR), der Echozeit (TE) sowie bei Gradienten-Echo-Sequenzen dem Anregungswinkel alpha (engl. flip angle). Die Parameter sind variabel und die resultierenden Sequenzen unterscheiden sich in Ihrer Messzeit, Kontrast- und Artefaktverhalten und dem Signal-zu-Rausch-Verhältnis (SNR). Die aufgeführten Basis-Sequenzen sind Ausgangspunkt dieser Studie.

1.2.1 Spin-Echo-Sequenz

Die Spin-Echo-Technik beruht auf einem primären 90° -Impuls. Hierbei wird eine Transversalmagnetisierung erzeugt. Dem 90° -Impuls folgt nach $TE/2$ ein 180° -Rephasierungsimpuls, welcher nach einer weiteren Zeit $TE/2$ ein Spin-Echo erzeugt.

Die Zeit zwischen dem 90° -Impuls und dem Spin-Echo definiert sich als die TE-Zeit. Durch die TE-Zeit wird die T2-Wichtung definiert. Eine kurze TE erzeugt eine schwache T2-Wichtung, da die T2-Relaxation erst begonnen hat und sich die Signalintensitäten der unterschiedlichen Gewebe nur gering unterscheiden.

Lange TE-Zeiten erzeugen mehr T2-Signal, so dass Gewebe mit unterschiedlichen Signaleigenschaften besser unterschieden werden können (10) (Abb.2).

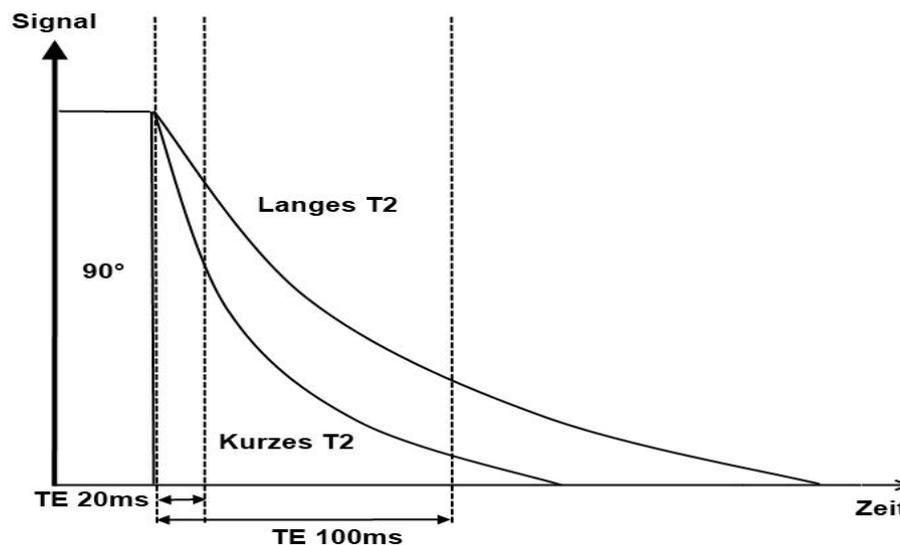


Abb. 2 T2-Kontrast in Abhängigkeit von TE: Bei kurzem TE (TE 20ms) besteht ein sehr geringer Signalunterschied zwischen beiden Geweben, bei langem TE nimmt der Unterschied in der Signalintensität zu. (modifiziert nach 66)

Um den Prozess der Dephasierung der Transversalmagnetisierung und somit die statische Inhomogenität des Magnetfeldes rückgängig zu machen folgen in definierten Zeitabständen 180° -Refokussierungsimpulse. Hierbei werden die bereits dephasierten Protonen wieder geordnet. Die Zeit zwischen 2 Impulsfolgen definiert die TR-Zeit.

Diese wird in T2-gewichteten Sequenzen lang gewählt, so dass der Einfluss der T1-Relaxationszeit und somit die Längsmagnetisierung keine Relevanz mehr zeigt.

Vorteil der Spin-Echo-Sequenzen liegt in der geringen Empfindlichkeit gegenüber Inhomogenitäten des Magnetfeldes. Nachteil ist die lange Messzeit, welche mit der Anwendung von Turbo-Spin-Echo-Sequenzen verkürzt werden kann. Dabei folgen mehrere 180° -Impulse während des Repetitionsintervalls (11). Durch den Einsatz von TSE-Sequenzen ergeben sich eine Abnahme der magnetischen Suszeptibilitätsartefakte, eine höhere Auflösung und ein verbessertes SNR.

1.2.2 Gradienten-Echo-Sequenz

Bei Gradienten-Echo-Sequenzen wird das Echosignal mittels Dephasierung und anschließender Rephasierung des Frequenzkodiergradienten erzeugt. Dadurch sind im Vergleich zu SE-Sequenzen deutliche kürzere TE- und TR-Zeiten möglich. Nachteil der GRE-Sequenzen ist der größere Einfluss der TE-Zeit auf die Magnetfeldinhomogenitäten (Suszeptibilität). Mit zunehmender TE nimmt die Inhomogenität zu.

Um trotz kurzer TR-Zeit genügend Signal zu erhalten, wird bei GRE-Sequenzen ein variabler Anregungswinkel verwendet. Hierbei werden, im Gegensatz zur SE-Sequenz, die Spins nicht mehr um 90° gekippt, sondern nur noch beispielsweise um 45° . Man erhält zwar weniger Signal in XY-Richtung des Magnetfeldes, aber durch den Verbleib der Spins in der Z-Ebene stehen sie, trotz kurzem TR, für das nächste Intervall wieder zur Verfügung. Auf die Dauer der Sequenz ist so mehr Signal messbar. Um eine ausreichende Bildakquisition zu erhalten kann bei kleinem TR ein kleinerer Anregungswinkel gewählt werden. Die Sequenzdauer wird deutlich verkürzt.

1.3 Interventionelle Radiologie

Ende der 1970er Jahre entwickelte sich die Interventionelle Radiologie aus dem Bereich der diagnostischen Angiographie (25,26). Bei der IR werden gezielte minimal-invasive Interventionen mittels moderner Bildgebung durchgeführt.

Sie können einem diagnostischen Zweck dienen, beispielsweise der Angiographie, der Punktion und Biopsie. Auch therapeutische Interventionen, wie das Einbringen von perkutanen Kathetern, Thrombolyse, Embolisation, Radiofrequenzablation und die periradikuläre Therapie werden vermehrt angewendet.

Standardverfahren der bildgesteuerten Interventionen sind der Ultraschall und die Computertomographie. Das neuste Verfahren ist die interventionelle MRT.

Dank schnellerer Gradienten, optimierter Sequenzen, neuer Materialien, Optimierung der Bildrekonstruktion und benutzerfreundlicher Software gewann die iMRT in den letzten Jahren zunehmend an Bedeutung (21,22).

Die MRT ist in der Darstellung von Gewebe unterschiedlicher Dignität den anderen Verfahren deutlich überlegen und stellt durch den hohen Weichteilkontrast einen großen Vorteil in der interventionellen Anwendung dar.

Beim Ultraschall-gestütztem Verfahren besteht im Vergleich zur iMRT das Problem des akustischen Fensters, welches abhängig von der jeweiligen Geräteleistung ist und die Erfahrung des Untersuchers erfordert. Beeinträchtigend auf die Bildqualität wirken Grenzflächen mit hoher (Knochen) und geringer Dichte (Luft), da es hier zu einer Signalauslöschung oder erhöhten Reflexion des Schalls kommt und das Gewebe nicht mehr ausreichend dargestellt ist. Gleichfalls nimmt die Qualität der bildlichen Darstellung bei adipösen Patienten zunehmend ab.

Ein entscheidender Vorteil der MRT ist die fehlende ionisierende Strahlung. Nach heutigem Stand haben elektromagnetische Wellen keine pathogene Wirkung auf

biologisches Gewebe (25,28). Hierdurch sind wiederholbare Interventionen ohne gesundheitliche Beeinträchtigungen in kurzen Zeitabständen möglich.

Nachteilig sind die eingeschränkte Verfügbarkeit sowie hohe Anschaffungs- und Unterhaltungskosten. In vielen Kliniken stehen Ultraschall und CT sofort zur Verfügung. Die Kosten für eine abdominelle MRT-Untersuchung sind im Vergleich zur einer CT-Untersuchung ca. 40% höher (lt. GOÄ Version 2012).

Weiterhin ist der zeitliche Aufwand von MRT-Untersuchungen hoch und ist abhängig von der Fragestellung sowie der angewandten Sequenz.

Konventionelle MRT-Systeme sind durch ihre röhrenförmige Konstruktion charakterisiert. Diese Bauweise stellt das größte Problem der IR am MRT dar. Der röhrenförmige Zugang zum Patienten während der Punktion ist mit ca. 60cm stark limitiert und erschwert die Intervention. Mit der Einführung neuer offener MRT-Systeme wurde das Spektrum an medizinischen Leistungen erweitert. Es können Patienten mit Klaustrophobie, Adipositas und Kinder, sogar in Begleitung einer Bezugsperson untersucht werden (27).

Eigenschaften	Sonographie	CT	MRT
Strahlenbelastung	nein	ja	nein
Gefäßdarstellung	ja	ja	ja
Multiplanare Bildgebung	nein	nein	ja
Weichteilkontrast	gut, Impedanzabhängig	schlecht	gut

Tab. 1 Darstellung von Eigenschaften der Sonographie, CT und MRT, eigene Darstellung des Autors

1.3.1 MRT-Systeme

MR-gesteuerte Interventionen werden seit Mitte der 80er Jahre durchgeführt. Die ersten Publikationen beschreiben Leberbiopsien an einem geschlossenen 0,6T MR-System (32). Weitere Arbeitsgruppen haben nachfolgend an unterschiedlichen Systemen mit unterschiedlichen Methoden Biopsien durchgeführt (41,42).

1.3.1.1 Geschlossener MRT

Konventionelle geschlossene MR-Tomographen mit Feldstärken über 1,5T haben überwiegend einen zylindrisch aufgebauten supraleitenden Magneten. Sie überzeugen durch eine gute Homogenität des Magnetfeldes, gewähren so eine bestmögliche Bildqualität und ein optimales SNR. Allerdings haben geschlossene MR-Systeme einen engen und unkomfortablen Zugang zum Interventionsfeld. Der MR-Tomograph Achieva 1,5T (Philips Medical Systems, Eindhoven, Netherland) hat eine Patientenöffnung von 60cm Durchmesser und ein B_0 -Feld das, wie bei geschlossenen Systemen üblich, in horizontaler Ausrichtung verläuft (Abb.3a). Die enge, tunnelförmige Bauweise führt zu technischen Schwierigkeiten bei der MR-gesteuerten Intervention. Eine Weiterentwicklung ist der MAGNETOM Espree 1,5T (Siemens Medical Systems, Erlangen, Germany) (Abb.3b). Bei diesem MRT wurde die innere Öffnung des Magneten auf 70cm erweitert. Dadurch vergrößert sich der interventionelle Raum. Allerdings müssen weiterhin die Patienten während der interventionellen Manipulation rezidivierend aus dem Isozentrum ein- und ausgefahren werden. Dies bedeutet einen erheblichen zeitlichen Mehraufwand.

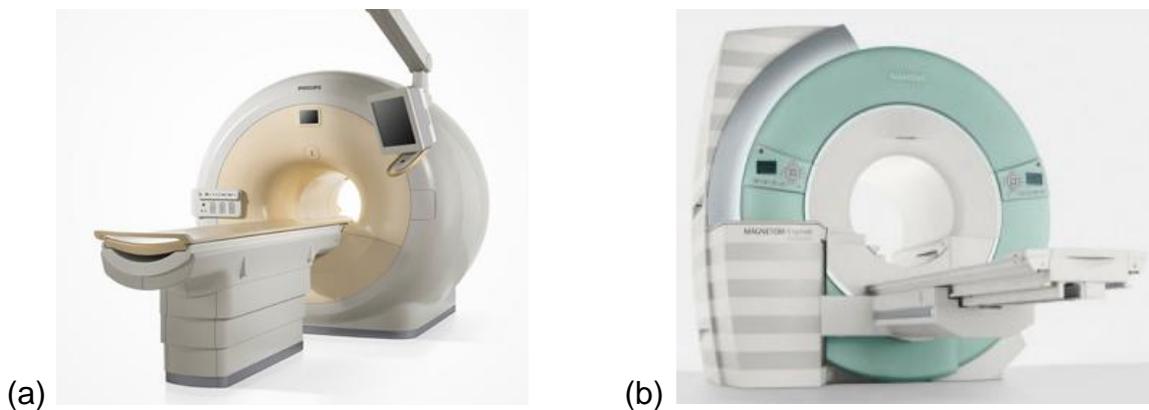


Abb. 3 (a) Achieva 1,5T (Philips Medical Systems, Eindhoven, Netherland) (67), beispielhaft dargestellt ist ein MRT mit zylindrisch aufgebauten, supraleitenden Magneten und einer inneren Patientenöffnung von 60cm; (b) MAGNETOM Espree 1,5T (Siemens Medical Systems, Erlangen, Germany) (68), die innere Patientenöffnung beträgt 70cm und ermöglicht einen komfortableren Interventionszugang

1.3.1.2 Offener MRT

Mit den ersten Interventionen erfolgte eine Weiterentwicklung neuer MR-Systeme mit offenerer Bauweise und einem großzügigeren interventionellen Zugang. Der Nachteil der offenen Bauweise besteht in der Anordnung der Magnete. Es können technisch geringere Feldstärken erzeugt werden und die Bildqualität sowie das SNR sind im Vergleich zum geschlossenen System verringert.

In den letzten Jahren wurden mit der Verbesserung der Hard- und Software die Defizite der offenen MRTs vermindert. Der erste MRT in offener Bauweise wurde 1993 eingeführt. Der mit mittlerer Feldstärke von 0,5T ausgestattete sogenannte „double-donut“ MRT (Signa SP, General Electric (GE) Medical Systems, Milwaukee, WI, USA) (28) weist zwischen beiden Pole einen 56cm in vertikaler Richtung geöffneten Zugang auf (Abb.4). Das B_0 -Feld verläuft, wie auch der Zugang, in vertikaler Richtung.



Abb. 4 0,5T Signa SP-MRT im Double donut Design (Fa. General Electric (GE) Medical Systems, Milwaukee, WI, USA), gezeigt ist die vertikale Bauweise beider Pole mit einer 56cm Interventionsöffnung in der Mitte (28).

Ein weiteres Beispiel offener Systeme ist der C-förmige Aufbau (Abb.5a). Die Gradienten erzeugen ein vertikal ausgerichtetes Magnetfeld, mit einem horizontalen B_0 -Feld. Das 0,2T offene MRT „Magnetom Concerto“ (Fa. Siemens Medical Solution, Erlangen) hat einen horizontalen 260°- und vertikalen 44cm Zugang zum Patienten.

Die neueste Entwicklung ist die Sandwich-Bauweise in der sich 2 supraleitende Gradienten horizontal gegenüber liegen. Das 1,0T Panorama® MRT bietet dabei einen Zugang von fast 360° und eine Interventionshöhe von 45cm. Das B_0 -Feld verläuft in vertikaler Richtung (Kap.2.1). Diese Konstruktion erlaubt einen lateralen Zugang zum Patienten und das Arbeiten im Isozentrum des horizontalen Magnetfeldes (Abb.5b).

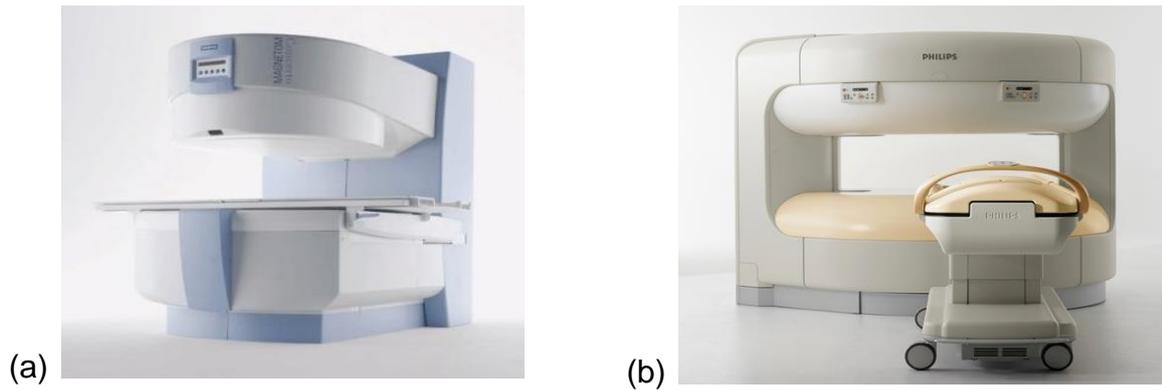


Abb. 5 (a) C-Arm Bauweise am Beispiel des 0,2T Magnetom Concerto der Fa. Siemens medical solution (69); **(b)** Sandwichbauweise am Beispiel des 1.0 Tesla Panorama®-MRT (Fa. Philips Healthcare, Eindhoven, Netherland) (70), die Gradienten liegen sich gegenüber und bilden das horizontale Magnetfeld

1.3.2 Signal-zu-Rausch-Verhalten

Bei der MR-Bildakquisition werden neben dem gewünschten Signal immer Störsignale, das sogenannte Rauschen, mit gesendet. Das Verhältnis Signal zum Rauschen wird als Signal-zu-Rausch-Verhältnis bezeichnet.

Das SNR berechnet sich aus der Signalintensität einer bestimmten Region geteilt durch die Signalintensität einer Fläche außerhalb des Meßobjektes. Das SNR bestimmt die globale Qualität der akquirierten Bilder. Bei kleinem SNR entsteht, im Vergleich zu einem hohen SNR, ein körnigeres Bild. Ein hohes SNR ist bei der diagnostischen Abgrenzung von Gewebe unterschiedlicher Dichte von Bedeutung.

Das SNR wird von unterschiedlichen Faktoren beeinflusst und kann annähernd mit folgender Formel beschrieben werden (35):

Formel 2

$$SNR \sim \omega_0 * V * \sqrt{t}$$

Anhand der Formel ist ersichtlich, welchen Einfluss die Resonanzfrequenz (ω_0), die Voxelgröße (V) und die Messzeit (t) auf das SNR ausüben. Eine Steigerung der Feldstärke, welche eine Erhöhung der Resonanzfrequenzen bedingt, führt beispielweise bei einer Verdopplung der Feldstärke von 1,5T auf 3T zu einer Steigerung des SNR von 30% bis 60% (36,37).

Das SNR ist direkt proportional abhängig zur räumlichen Auflösung. Die räumliche Auflösung beschreibt die Größe der Voxel. Ein Voxel wird bestimmt durch das FOV, der Matrix und der Schichtdicke. Die Signalintensität, gleichbedeutend mit der Anzahl

der Wasserstoffprotonen, ist proportional zur Voxelgröße. Je mehr Wasserstoffprotonen angeregt werden, umso mehr Signal entsteht und es resultiert ein höheres SNR. Damit ist das SNR direkt proportional zur Voxelgröße. Mit Erhöhung der Schichtdicke, Reduktion der Matrix und Vergrößerung des FOVs erhöht sich die Voxelgröße und damit das SNR. Nachteilig verringert sich gleichzeitig die räumliche Auflösung. Mit Verdopplung der Schichtdicke verdoppelt sich das SNR. Bei einer Vergrößerung des FOVs um den Faktor 2 vergrößert sich, in Bezug auf die 2-Dimensionalität, das SNR um den Faktor 4. Ein weiterer Einflussfaktor ist die Anzahl der Messwiederholungen (NSA). Das NSA bestimmt die Häufigkeit, mit der der k-Raum gemessen wird. Eine Erhöhung führt zur Steigerung der gemessenen Signalintensität und damit zur Erhöhung des SNRs. Das SNR ist abhängig von der Wurzel der NSA. Die Steigerung der NSA führt gleichzeitig zu einer verlängerten Akquisitionszeit und stellt eine zeitliche Belastung für den Patienten dar. Die Messzeit ist dabei direkt proportional zu den NSA. Das SNR ist ebenso von der verwendeten Bandbreite abhängig. Das SNR verbessert sich mit der Wurzel aus der Reduktion der Bandbreite (38). Bildparameter wie die TR, die TE und der Flipwinkel beeinflussen das SNR. Eine Steigerung der TR, was eine Abnahme des T1-Effektes bedeutet, führt zu einer Erhöhung des SNRs. Umgekehrt verhält es sich bei der TE. Eine Verringerung der TE, was zu einem Verlust an T2-Kontrast zur Folge hat, führt zu einer Steigerung des SNRs.

Faktoren mit Einfluss auf das SNR sind:

- Gesichtsfeld (FOV)
- Feldstärke des Systems
- Schichtdicke
- Bandbreite
- Voxelvolumen
- Anzahl der Messwiederholungen (NSA)
- Sequenzparameter (TR, TE, Flip-Winkel)

1.3.3 Visualisierung von Instrumenten

Mit der Einführung der iMRT, der Weiterentwicklung offener Systeme mit direktem komfortablen Zugang zum Patienten und der multiplanaren Bildgebung begann die kommerzielle Weiterentwicklung MR-geeigneter Technologien.

Dabei ist die Visualisierung von Instrumenten in der iMRT von entscheidender Bedeutung für die Präzision und Qualität der ärztlichen Interventionen. Sämtliche Materialien und Instrumente der iMRT müssen MR-kompatibel sein.

1.3.3.1 Dia-, Para- und Ferromagnetismus

Wird ein beliebiges Material in ein äußeres Magnetfeld gelegt, so werden dessen Elektronen beeinflusst. Dieser Effekt ist im Faraday's Gesetz zur magnetischen Induktion beschrieben. Er ist abhängig von der atomaren und molekularen Struktur der Atome und des eigenen magnetischen Moments.

Die magnetische Eigenschaft ist dabei von der Elektronenbewegung, dem Einfluss vom äußeren Magnetfeld und der Spinbewegung abhängig.

In den meisten Atomen sind die Elektronen gepaart und heben sich in der magnetischen Eigenschaft gegenseitig auf. Das atomare magnetische Moment ist gleich Null. Atome mit unbesetzten Elektronenschalen erzeugen ein stärkeres magnetisches Moment und reagieren stärker auf ein äußeres Magnetfeld (39).

Bei den bekannten chemischen Elementen zählen mehr als 75% zu den Metallen. Eine genaue Unterscheidung zwischen Metallen und Nicht-Metallen ist allerdings fast nicht möglich, da Materialien teils metallische und teils nichtmetallische Eigenschaften aufweisen. Diese werden als Halbmetalle eingestuft.

Nach ihren Eigenschaften werden Metalle als dia-, para- und ferromagnetisch eingeteilt. In diamagnetischen Materialien sind die Elektronen gepaart und entwickeln daher kein dauerhaftes magnetischen Moment. Wird ein äußeres Magnetfeld angelegt, werden atomare Ringströme induziert und erzeugen eine Magnetisierung in entgegengesetzter Richtung des angelegten äußeren Feldes. Streng genommen erzeugen alle Materialien einen diamagnetischen Effekt, nur werden diese häufig von ihren para- und ferromagnetischen Eigenschaften maskiert. Zu den diamagnetischen Materialien gehören unter anderem Kupfer, Zink, Kohlenstoff und alle Edelgase (40).

Paramagnetismus tritt bei Stoffen mit ungerader Elektronenzahl auf. Diese Materialien besitzen ein permanentes Dipolmoment. Unter dem Einfluss eines äußeren Magnetfeldes richten sich die Dipole einer paramagnetischen Materie parallel zum Magnetfeld aus und verstärken dieses. Die magnetische Suszeptibilität wird positiv und kann das MR-Bild erheblich verzerren. Zu den paramagnetischen Stoffen gehören zum Beispiel Titan, Chrom, Molybdän und Aluminium.

Ferromagnetische Materialien besitzen ein permanentes magnetisches Dipolmoment und erzeugen eine große magnetische Suszeptibilität. Durch die gegenseitige Beeinflussung der Dipole richten sie sich bevorzugt parallel zueinander aus. Wird ein äußeres Magnetfeld angelegt richten sich die, in einem sog. Kristallgitter organisierten, freien Elektronen parallel aus. Dies erzeugt eine starke

Magnetisierung, die nach Abschalten des äußeren Feldes noch bestehen bleibt. Dies führt, selbst bei großer Entfernung, zu stärksten Artefakten in der MR-Bildgebung. Zu den ferromagnetischen Materialien gehören Eisen, Kobalt und Nickel.

Das Artefaktverhalten der Legierungen ist für die passive Visualisierung am MRT von großer Bedeutung. Eine Vielzahl von Faktoren können das MR-Signal und die Bildberechnung stören. Zu den typischen Artefakten zählen Bewegungsartefakte, Fluss- und Bewegungsartefakte und insbesondere bei Anwendung metallischer Materialien der Suszeptibilitätsartefakt (19).

1.3.3.2 Suszeptibilitätsartefakt

Materie besitzt die Eigenschaft ein externes Magnetfeld zu beeinflussen. Sie kann das Magnetfeld verstärken, abschwächen und/oder selbst als Magnetfeld wirken (11,19,20). Suszeptibilität beschreibt die Magnetisierbarkeit von Materie in einem externen Magnetfeld.

In der MR-Bildgebung kann die Suszeptibilität zu lokalen Inhomogenitäten des Magnetfeldes führen, es entsteht ein Suszeptibilitätsartefakt. Dies trifft auf Grenzflächen zwischen Luft/Weichteil, Knochen/Weichteil und speziell auf metallische Fremdkörper zu.

Durch Suszeptibilitätseffekte und der Signalverdrängung von Spins, z.B. durch Instrumente die in das Gewebe eindringen, erfolgt eine Signalauslöschung und im MR-Bild eine passive Darstellung von Instrumenten.

Die MR-Bildgebung wird durch die dia-, para- und ferromagnetischen Eigenschaften der verwendeten Materialien beeinflusst.

Eine geringe negative magnetische Suszeptibilität haben Materialien mit diamagnetischer Eigenschaft.

Um mögliche Störsignale auszuschließen teilten Schenk et al. 1996 unterschiedliche Materialien in drei MR-kompatibilitätsklassen ein (Tab.2) (30). Die Kompatibilität unterteilt sich in Inkompatibilität, Kompatibilität 1. Ordnung sowie Kompatibilität 2. Ordnung.

Inkompatible Materialien dürfen nicht im MR-Tomographen verwendet werden, da diese, durch magnetische Anziehungskräfte, die Sicherheit im erheblichen Maße gefährden und die Bildqualität schon in großen Abständen beeinflussen. Materialien der Kompatibilität 1. Ordnung erfahren keine direkten magnetischen Kräfte, dürfen aber nicht direkt im Zentrum des MRTs verwendet werden, da sie große Artefakt und

Verzerrungen erzeugen können. Die geringste Beeinflussung des MR-Feldes haben Stoffe mit einer Kompatibilität 2. Ordnung. Sie erzeugen keine nachweisbaren magnetischen Kräfte und verursachen nur geringfügige Artefakte im Gewebe.

MR-Kompatibilität	Beispiele	Bemerkungen
Inkompatibel	Eisen, Kobalt, Nickel, magnetisch rostfreier Stahl	Starke magnetische Kräfte, starke Beeinflussung der Abbildung in großen Abständen
Kompatibilität 1.Ordnung	Titan, Wolfram, nicht-magnetisch rostfreier Stahl	Keine magnetischen Kräfte, große Artefaktbildung im abgebildeten Gewebe
Kompatibilität 2.Ordnung	Wasser, Kupfer, menschliches Gewebe	Keine magnetischen Kräfte, geringe Artefaktbildung im abgebildeten Gewebe

Tab. 2 MR-Kompatibilitätsklassen (modifiziert nach 30)

Übliche Instrumente für interventionelle Ultraschall- und CT-gestützten Punktionen bestehen aus chirurgischem Edelstahl mit herstellereigenen prozentualen Hauptbestandteilen aus Chrom, Nickel, Molybdän und ferromagnetischen rostfreien Stahl. Für MR-gesteuerte Interventionen sind diese Materialien ungeeignet. Edelstahl chirurgischer Instrumente erwies sich als MR-inkompatibel (Tab.2) und führt zu ausgeprägten Inhomogenitätsartefakten und durch den Ferromagnetismus besteht die Gefahr der Dislokation und der Patientengefährdung (48).

Der Ersatz von MR-inkompatiblen Materialien mit Materialien der Kompatibilität 1.Ordnung bewirkt, bei geringen magnetischen Kräften, eine Verbesserung des Artefakts. Eine deutliche Artefaktreduktion erzielen jedoch nur Materialien der MR-Kompatibilität 2. Ordnung. Allerdings reduzieren die unzureichenden mechanischen Materialeigenschaften den Einsatz als interventionelles Instrumentarium. Ziel der Entwicklung MR-kompatibler Materialien ist es, einen Kompromiss aus Formstabilität und Artefaktcharakteristik zu finden. Die Mehrzahl der MR-Instrumente bestehen aus einer speziellen Titanlegierung mit geringen Anteilen aus Nickel, Chrom, Cobalt, Eisen und nicht-ferromagnetischen Stahl (44,46,47). Die Firma Radimed nutzt zudem einen Carbon-Faserverstärkten Kunststoff und erzielt, durch den Verzicht von Metall, einen minimalen Artefakt, allerdings mit mangelhafter Kontrastierung zum

menschlichem Gewebe (44,47). Kommerziell erhältliche Punktionsnadeln der Firma Invivo bestehen aus artefaktfreiem Hartplastik, oder einer „low-artefact“-Titanbeschichtung sowie „low-magnetic“-Stahllegierungen. Somatex bedient sich einer speziellen Inconel-Beschichtung (Nickelbasislegierung) (Abschnitt 2.3).

In Tabelle 3 sind beispielhaft Materialien nach ihren magnetischen Eigenschaften und der MR-Kompatibilität aufgeführt.

	Werkstoffe	Magnetische Suszeptibilität ($\chi_m/10^{-6} \text{ cm}^3 \text{ mol}^{-1}$)	
Diamagnetisch	ZnO	-27,2	MR-Kompatibilität
	Pb	-23	
	Cu ₂ O	-20	
	H ₂ O	-13	
	MgO	-10,2	
	Zn	-9,15	
	Menschliche Gewebe	-9,1	
	Kortikalis	-8,9	
	Erythrozyten	-6,5	
	C	-6,0	
	Cu	-5,5	
Paramagnetisch	Leber	~0,0	
	Luft	0,4	
	Kohlefaser	0,5	
	TiO ₂	6,0	
	Mg	13,1	
	Al	16,5	
Ferromagnetisch	Mo	73	
	Ti	153	
	CuO	239	
	Mn	529	
	NiO	660	
	Gd ₂ O ₃	53200	
	Nichtmagnetsicher rostfreier Stahl	100000	
	Magnetischer rostfreier Stahl	10 ⁹	
	Fe	10 ¹¹	

Tab. 3 Beispielhafte Darstellung von Materialien unterschiedlicher magnetischer Eigenschaften. In blau eingegrenzt sind MR-Kompatible Materialien, gekennzeichnet durch fehlendes Einsatzrisiko für Patient und Personal, allerdings mit teilweise fraglicher Abbildungsqualität (modifiziert nach 30,49)

1.3.3.3 Einflussfaktoren auf den Nadelartefakt

Artefakte werden entscheidend von der Nadellegierung beeinflusst (51).

Materialien können das Signal in Abhängigkeit der eigenen magnetischen Suszeptibilität, in unterschiedlicher Intensität beeinflussen (12-14,18,19).

Neben der Legierung einer Nadel hat der Durchmesser eine größere Wirkung auf die Artefaktgröße, als die Nadellänge (18). Ein zunehmender Durchmesser der Nadel erzeugt größere lokale Feldinhomogenitäten und führt zu stärkeren Nadelartefakten.

Pulssequenzen beeinflussen, je nach Sequenztyp, die magnetische Suszeptibilität und die Artefaktstärke von Interventionsmaterialien. Die transversale Relaxation, also der T2-Zerfall, wird beeinflusst durch das Magnetfeld selbst und dem umliegenden Gewebe, insbesondere an Grenzflächen und metallischen Gegenständen. Die entstehende Inhomogenität verursacht bei GRE-Sequenzen eine zusätzliche Dephasierung der beteiligten Spins. Es kommt zu einem sog. T2*-Zerfall, der in der Regel schneller als die T2-Relaxation abläuft. Durch den Wegfall des 180°-Refokussierungsimpulses bei GRE-Sequenzen werden lokale Feldinhomogenitäten nicht mehr ausgeglichen und es überwiegt der T2*-Zerfall. Bei GRE-Sequenzen wird der T2*-Kontrast wesentlich von der TE-Zeit bestimmt.

Daraus resultierend sollte zur Vermeidung von zu großen Suszeptibilitätsartefakten die TE-Zeit möglichst klein gewählt werden. Es führt bei Anstieg der TE-Zeit zu einer Zunahme des T2*-Kontrastes und daraus resultierend zu einer Vergrößerung des Artefaktes. Dies kann allerdings zum Vorteil bei niedrigen Feldstärken genutzt werden. Sind entstehende Nadelartefakte zu gering, beispielsweise bei kleinen Interventionswinkeln zu B_0 , kann eine Optimierung durch eine Steigerung der TE-Zeit erfolgen. Hingegen haben SE-Sequenzen, durch ihren 180° Refokussierungsimpuls, einen geringeren Einfluss auf den resultierenden Suszeptibilitätsartefakt, da hier lokale Feldinhomogenitäten eliminiert werden.

Auch sind SE-Sequenzen bei Änderung der TE-Zeit weniger anfällig für die Änderungen des Suszeptibilitätsartefaktes.

Die Größe der Feldstärke übt einen maßgeblichen Einfluss und eine hohe magnetische Suszeptibilität, insbesondere auf ferromagnetische Materialien aus.

Dieser Einfluss ist umso deutlicher, je größer das magnetische Feld und somit die Gradientenstärke ist (50). Nachteilig an einer hohen Feldstärke ist eine Steigerung der Sensitivität gegenüber Suszeptibilitätsartefakten. Größere Feldstärke führen beispielsweise bei GRE-Sequenzen zu einem schnelleren T2*-Zerfall, welches zu

morphologischen Bildstörungen, vermehrter Inhomogenität und größeren Artefakten führt. Zur Vermeidung von großen Suszeptibilitätsartefakten müssen Sequenzparameter für jede Feldstärke optimiert werden.

Ebenfalls erheblichen Einfluss auf den Artefaktdurchmesser hat der Interventionswinkel zum B_0 -Feld. Steigt der Winkel zum B_0 -Feld an, nimmt die lokale Feldinhomogenität zu und der resultierende Artefakt vergrößert sich. Dieser Effekt erklärt, dass parallel zum B_0 -Feld verlaufende Nadeln nur schwache Feldinhomogenitäten erzeugen und der Artefakt gering bis kaum erkennbar erscheint. Bei einer Orientierung von 90° zum B_0 -Feld werden maximale Feldinhomogenitäten erzeugt und der Nadelartefakt ist maximal ausgeprägt. Resultierend daraus ergibt sich eine große Bedeutung für die Kenntnis des MR-spezifischen B_0 -Feldes bei interventionellen Eingriffen. Dieser Effekt lässt sich bei GRE-Sequenzen besonders deutlich nachweisen.

Die Bandbreite der Frequenzkodierrichtung beeinflusst die Größe des Nadelartefaktes. Diese ist definiert als das vom MR-System erfasste Spektrum der Spin-Frequenzen im gesamten Bild. Der Nadelartefakt lässt sich bei Erhöhung der Bandbreite reduzieren und bei Erniedrigung der Bandbreite folglich vergrößern. Allerdings wird mit Erhöhung der Bandbreite auch das Rauschspektrum vergrößert und es resultiert eine Abnahme der Bildqualität mit einer Reduktion des SNRs. Gleichfalls erhöht sich bei kleiner Bandbreite die TE-Zeit, was einen negativen Effekt auf den Suszeptibilitätsartefakt ausübt.

Konstante Faktoren	Variable Faktoren
Legierung der Instrumente	Sequenztyp
Durchmesser der Instrumente	Sequenzparameter
Größe des statischen Magnetfeldes	Orientierung zum B_0 -Feld

Tab. 4 Faktoren die einen Einfluss auf die Suszeptibilität und den Artefakt ausüben (12,15-20)

1.4 Aufgabenstellung

Der Einsatz MR-kompatibler Instrumente und der Einfluss der Sequenzparameter auf das Artefaktverhalten wurde bisher vor allem bei offenen Niederfeld und den geschlossenen Systemen höherer Feldstärken bewertet (14,15,18,22,28,31-34,36).

Der neue offene MR-Scanner Panorama HFO der Firma Philips mit einer Feldstärke von 1.0T und einem vertikal orientiertem Hauptmagnetfeld verspricht einen verbesserten und vereinfachten Einsatz der MRT für interventionelle Fragestellungen. Bisher fehlen jedoch konkrete Vorversuche zur Evaluation des Artefaktverhaltens MR-kompatibler und kommerziell verfügbarer Nadeln, insbesondere für den Einsatz dedizierter Sequenzen für konkrete interventionelle Fragestellungen.

Ziel der Arbeit war es nun interventionsbedingte Standardprotokolle für die speziell am offenen 1.0T Panorama durchgeführten Intervention zu definieren. Dabei sollte die interventionelle MR als Freihandtechnik mittels dynamischer Sequenzen in Einzelschichttechnik auf Höhe der Nadelebene analog einer fluoroskopischen CT-gestützten Punktion durchgeführt werden. Ziel der Studie war es einen Kompromiss zwischen der räumlichen und zeitlichen Auflösung der Sequenz und einem optimalen Nadelartefakt zu finden.

2. Material und Methodik

2.1 Magnetresonanztomograph und Oberflächenspule

Die Gesamtheit der bildgebenden Versuche wurden an einem offenen Magnetresonanztomographen (Panorama® 1.0 Tesla, Fa. Philips Healthcare, Eindhoven, Netherland) akquiriert (Abb.6). Die offene Bauweise, mit einer Breite von 160cm und einer Höhe von 45cm, ermöglicht einen komfortablen Interventionszugang zum Patienten. Im Gegensatz zur konventionellen geschlossenen Röhrenbauweise, bei der das B_0 -Feld parallel zur Körperachse verläuft, zeichnet sich die offene Bauweise durch die beiden sich gegenüberliegenden supraleitenden Magneten und dem daraus resultierenden senkrechten Vertikalfeld (Z-Achse) aus. Die Feldstärke beträgt 1,0 Tesla und die Gradientenstärke 26mT/m (Tab.5).

Für die effektive Messung verwendeten wir als Sende- und Empfangsspule eine Mehrkanal-Oberflächenspule (Synergie ST-Körper-/Wirbelsäulenspule XL, Philips Healthcare, Eindhoven, Niederlande).

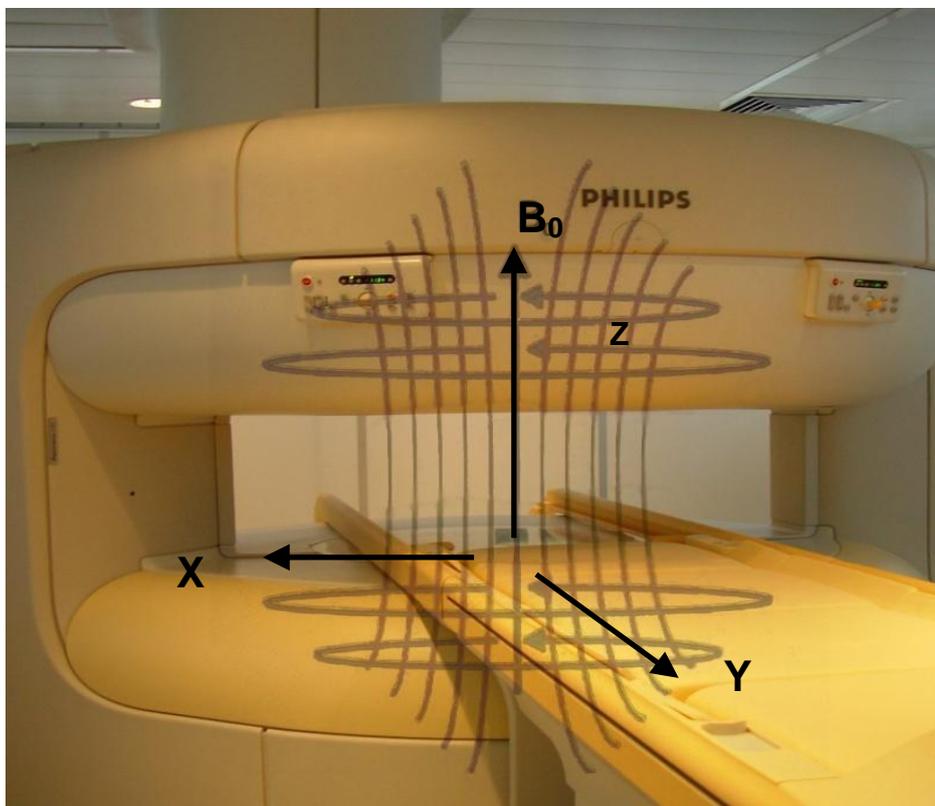


Abb. 6 offener Magnetresonanztomograph (Panorama® 1.0 Tesla, Fa. Philips Healthcare, Eindhoven, Netherland), die Feldlinien sind eingezeichnet, die Z-Achse definiert das B_0 -Feld, eigene Darstellung des Autors

Eigenschaften	Maße und Maßeinheiten
Magnetfeldstärke	1,0 Tesla (10.000 Gauss)
Bauart	offen, supraleitender Magnet (widerstandslos)
Patientenöffnung	160 cm
Patiententisch	80 cm Breite
Patientengewicht	Max. 250 kg
Hauptmagnetfeldrichtung	Vertikal
Feldhomogenität (40 cm)	1 ppm (parts per million)
Max. Amplitude	26 mT/m
Max. Slew rate	80 mT/m/ms
Ausgangsfrequenz	42,6 MHz
Empfangskanäle	8
Kanalbandbreite	3 MHz pro Kanal, 20 Nanosekunden zeitliche Auflösung
Sampling	Direkt Digital Sampling (DDS)

Tab. 5 Eigenschaften des offenen MRT mit Maße und Maßeinheiten (modifiziert nach Herstellerangaben)

2.2 Herstellung eines Gelatinephantoms

Gelatine (Platin, 240 Bloom, Carl Roth, Karlsruhe, Germany) wurde in Verdünnungsreihen in einem Mengenverhältnis von 18% bis 22% mit Leitungswasser vermischt. Dabei wurde als spezifisches Gewicht von Wasser 1kg pro 1000ml bei Raumtemperatur angenommen (Tab.6).

Probe	Gelatine	Leitungswasser	Gesamtmenge
1	18g	82g (82ml)	100g
2	19g	81g (81ml)	100g
3	20g	80g (80ml)	100g
4	21g	79g (79ml)	100g
5	22g	78g (78ml)	100g

Tab. 6 Mischungsverhältnis zur Konsistenzbestimmung. Unter der Annahme eines spezifischen Gewichtes von 1kg pro 1000ml Wasser bei Raumtemperatur, wurden in 5 Proben Wasser mit Gelatine (Platin, 240 Bloom, Carl Roth, Karlsruhe, Germany) zu einem Gesamtgewicht von 100g vermischt. Bsp.: 19g Gelatine wurde mit 81ml Wasser (entspricht 81g Wasser) vermengt, so dass ein Gesamtgewicht von 100g resultiert (Probe 2).

Das Wasser wurde in einem hitzebeständigen Glasgefäß mittels eines regelbaren Wasserbades auf 65°C erhitzt und unter fortlaufendem Verrühren mit der Gelatine vermengt.

Die so entstandene Suspension wurde acht Minuten verrührt, bis die Flüssigkeit klar gelb wurde. Anschließend wurde sie auf fünf gleich große PVC-Behältnisse verteilt und gelierte in 24 Stunden bei Raumtemperatur.

Nach der Aushärtung wurde die Konsistenz des Phantoms mit menschlicher Muskulatur subjektiv durch drei Beobachter mittels Fingerdruck verglichen.

Zur Anpassung der T1- und T2-Relaxationszeiten an menschliches Gewebe wurde das Kontrastmittel Ferucarbotran (Resovist®, Bayer HealthCare, Leverkusen, Germany) in einem Verhältnis von 1:1000 mit Wasser verdünnt. Die entstandene Lösung von 0,5 µmol/ml Ferucarbotran wurde in Konzentrationen von 3%, 5% und 7% der erwärmten Wasser-Gelatine-Suspension beigemischt und auf drei gleich große PVC-Behältnisse verteilt und konnte wiederum bei Raumtemperatur aushärten (Tab.7).

Probe	Gelatine	Leitungswasser	Ferucarbotran 1:1000 Verdünnung	Gesamtmenge
1	18g	79g (79ml)	3g (3ml)	100g
2	18g	77g (77ml)	5g (5ml)	100g
3	18g	75g (75ml)	7g (7ml)	100g

Tab. 7 Mischungsverhältnis von 3 verschiedenen Ferucarbotran-Volumen in der Konzentration von 0,5µmol/ml (Resovist®, Bayer HealthCare, Leverkusen, Germany), Gelatine (Platin, 240 Bloom, Carl Roth, Karlsruhe, Germany) und Leitungswasser auf einer Gesamtmenge von 100g, dabei wurde das spezifische Gewicht von Leitungswasser und der Ferucarbotran-Verdünnung als 1kg pro 1000ml bei Raumtemperatur angenommen

Zum Vergleich der gewebeäquivalenten Relaxationszeiten wurden bei zehn freiwilligen gesunden Probanden die T1- und T2- Relaxationszeit des rechten Musculus quadriceps femoris gemessen und statistisch gemittelt.

Konstante Parameter für die Bestimmung der Relaxationszeiten waren eine Schichtdicke von 8mm und eine Matrix von 2,4mm x 2,4mm.

Mittels einer TI-Scout-Sequenz, der Look-Locker-Sequenz (TR 3,8ms; TE 1,86ms, Flipwinkel 15°) wurde die Inversionszeit (TI) ermittelt.

Die Sequenz ermittelt Bildserien mit unterschiedlichen TI-Intervallen.

Als TI-Zeit wurde das Bild mit dem stärksten Signalabfall gewählt und für die nachfolgende Messung übernommen.

Mit einer T1-MIX-IR-Sequenz, einer Kombination aus einer Inversion-Recovery-Sequenz und einer Spin-Echo-Sequenz, wurde anschließend die T1-Relaxationszeit bestimmt.

Dazu wurde eine definierte Echozeit von 15ms bei verschiedenen Repetitionszeiten 100, 200, 300, 400, 600, 800ms; TR-IR 1400ms; TI 350ms (aus der Look-Locker-Sequenz) verwendet.

Für die Bestimmung der T2-Relaxationszeit wurde eine Multi-Shot-TSE-Sequenz mit einer konstanten Repetitionszeit von 2000ms mit acht Echos und einem Intervall von 20ms zwischen den Echos (TEs 20, 40, 60, 80, 100, 120, 140, 160ms) verwendet.

Ein kommerzielles Programmpaket (T2 fitTool, PRIDE package, Philips Healthcare, Best, Niederlande), diente zur Kalkulation der T2-Relaxationszeit mittels einer exponentiellen T2-Parameterkarte aus dem Multi-Echo-Sequenz-Datensatz (Abb.7).

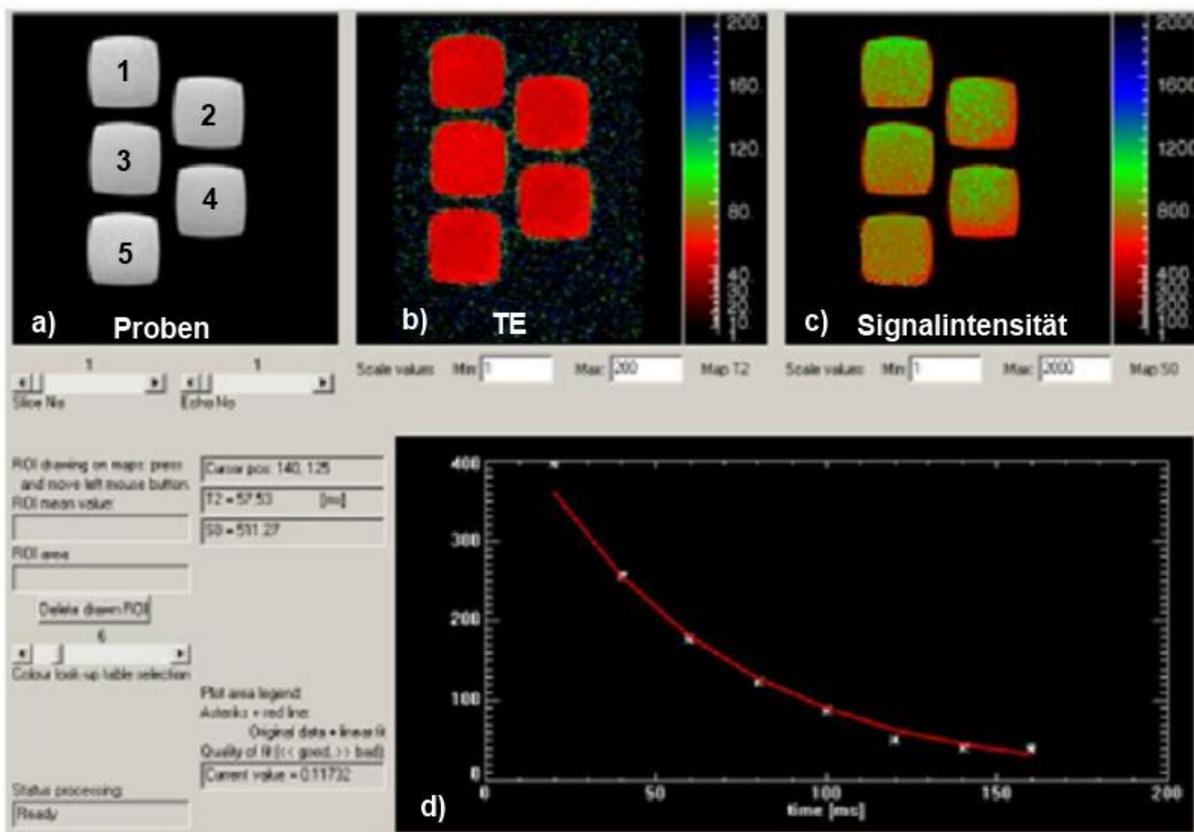


Abb.7 T2-Zeit Bestimmung mittels T2-fitTool (PRIDE package, Philips Healthcare, Best, NL); Dargestellt sind 5 Gelatine Proben (1-5) der Multi-Shot-TSE Sequenz (TR 3000ms, TE 8x20ms, Slice thickness 8mm, Matrix 2,4x2,4mm) in coronarer Schnitfführung (a), sowie die dazugehörige farbkodierte Echozeit (b) mit dem Äquivalent in der Signalintensität (c); X-Achse und Y-Achse im rechten unteren Bild (d) zeigen den graphischen Verlauf der Signalintensität bei verschiedenen TEs.

Zur Verbesserung der Haltbarkeit und dem natürlichen Konsistenzverlust gaben wir der noch flüssigen Gelatine je 0,5g Benzoesäure (Spezialchemie Apolda, Leipzig, Germany) und zehn Tropfen 2-Phenoxyethanol (Honeywell Riedel-de Haën®, Seelze, Germany) hinzu.

Für die genaue Positionierung der Interventionsnadeln im B_0 -Feld wurde eine Nadelhaltervorrichtung genutzt (Abb.8). Diese besteht aus einem, in vertikaler Richtung frei beweglichen, artefaktfreien Polyvinylchlorid-Behälter.

Das Behältnis kann mit Hilfe von seitlich angebrachten Arretierungsstiften in definierten und geeichten Winkeln von 0° , 30° , 45° , 60° und 90° am Haltegestell befestigt werden.

Der Behälter wurde mit der noch flüssigen Gelatine-Suspension gefüllt und in den passenden Nadelhalter fixierten wir unsere zu messenden Interventionsnadeln.

Das Phantom wurde unter Einstellung der Winkel 0° , 45° und 90° in der ZX-Ebene mit Hilfe des Lichtvisors des Kernspintomographen im Isozentrum zwischen den Magnetpolen korrekt positioniert (Abb.9).

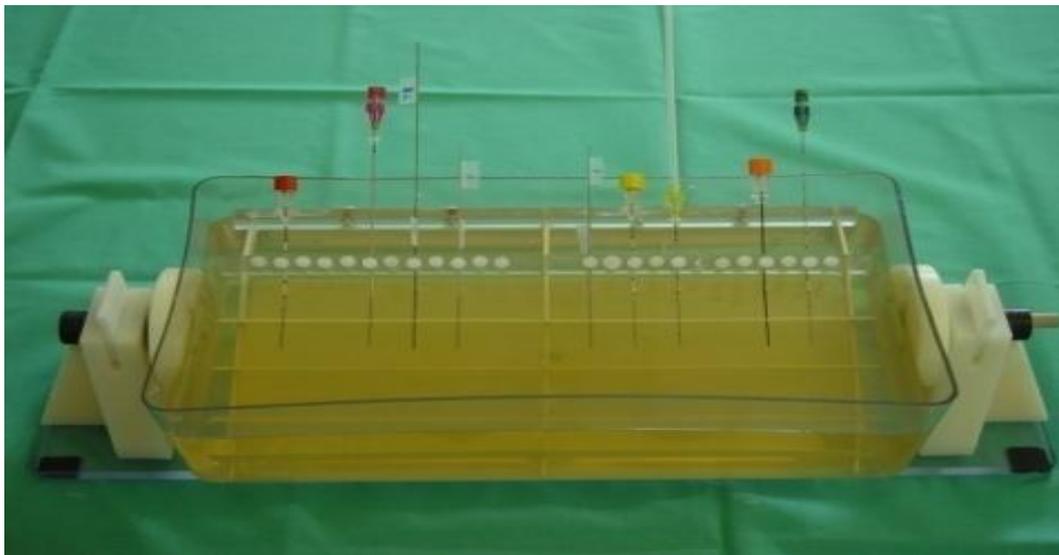


Abb.8 Nadelhalterphantom. Als Nadelhalterphantom diente eine mit Gelatine gefüllte PVC-Wanne. In der Gelatine sind die Testnadeln in einer mit der PVC-Wanne fest verbundenen Arretierungsschiene eingefasst. Die Wanne lässt sich reproduzierbar durch an der Seite befindlichen Arretierungshilfen in definierten Winkeln 0° , 30° , 45° , 60° und 90° einstellen.

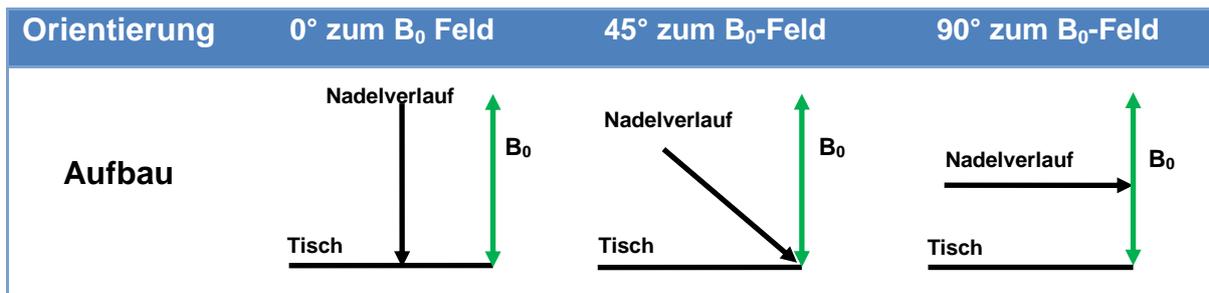


Abb. 9 Orientierung der Nadelverläufe im B₀-Feld. Das Nadelhalterphantom wurde im Zentrum einer Volumen-Körperspule (Bodycoil XL, Philips Healthcare, Best, Niederlande) positioniert. Es ist der Nadelverlauf in Relation zum B₀-Feld illustriert. Der grüne Pfeil stellt das B₀-Feld dar, der schwarze Pfeil projiziert die Richtung des Nadelverlaufs, dabei ist die Pfeilspitze gleich der Nadelspitze ist. Die horizontale Linie bildet den Patiententisch. Die Nadeln wurden reproduzierbar in 0°, 45° und 90° zum B₀-Feld ausgerichtet und im Isozentrum des Kernspintomographen positioniert.

2.3 Interventionsnadeln

Wir nutzten Titan-beschichtete Kanülen (Hohlnadel) und Mandrins der Firma Invivo in den Größen 14G entsprechend einem Außendurchmesser von 2,1mm, 16G mit einem Außendurchmesser von 1,7mm, 18G mit einem Außendurchmesser von 1,3mm und einer 20G Nadel entsprechend einem Außendurchmesser von 0,95mm.

Alle Nadeln besaßen einen standardisierten Facettenschliff. Ferromagnetische Instrumente können nicht im MR-Umfeld eingesetzt werden. Hersteller bieten verschiedene MR-kompatible Nadeln für den Einsatz im MR-Scanner an.

Als MR-kompatible Werkstoffe kommen Titan, spezielle Nickel-Titan-Legierungen und Kunststoffe zum Einsatz.

Die Interventionskanüle der Firma Invivo bestand aus einer Cobalt-Chrom-Nickel-Verbindung und einem Mandrin aus einer Nickel-Cobalt-Legierung. Die Nadel hatte eine Größe von 20G entsprechend einem Außendurchmesser von 0,95mm.

Ebenfalls wurde eine spezielle Nickelbasislegierung (Inconel®) der Firma Somatex, verwendet.

Bei der Kanüle mit der Inconel®-Legierung handelt es sich um eine Nickellegierung mit Anteilen aus Chrom und Molybdän. Der Mandrin besteht aus einer Nitinol-Beschichtung (spezielle Doppellegierung aus Nickel und Titan). Wir nutzten eine Nadel mit einer Größe von 20G entsprechend einem Außendurchmesser von 0,90mm.

Eine Weiterentwicklung der Firma Somatex ist eine spezielle Cobalt-Chrom-Legierung der Kanüle mit einem Mandrin aus Nitinol. Die hier verwendete Nadel hatte einen Außendurchmesser von 0,90mm entsprechend einer vom Hersteller angegebenen Größenangabe von 20G (Tab.8).

Größe	Außendurchmesser (Firmenangabe)	Legierung Kanüle	Legierung Mandrin	Firma
14G	2,10mm	Titan	Titan	Invivo
16G	1,70mm	Titan	Titan	Invivo
18G	1,30mm	Titan	Titan	Invivo
20G	0,95mm	Titan	Titan	Invivo
20G	0,95mm	CoCrNi	NiCo	Invivo
20G	0,90mm	Inconel®	Nitinol	Somatex
20G	0,90mm	CoCr	Nitinol	Somatex

Tab. 8 Interventionsnadeln. In der Tabelle sind die bei den Versuchen verwendeten Interventionsnadeln mit der vom Hersteller angegebenen Größe in Gauge (Abk. G), Außendurchmesser und Legierungen der Kanülen und Mandrins dargestellt (eigene Zusammenstellung nach oben genannten Herstellern)

2.4 Evaluation von Sequenzparametern mit Einfluss auf die Nadelartefaktgröße

Am Beispiel von zwei Gradientenecho- (b-TFE; T1-FFE) und zwei Spinecho-Sequenzen (T1-TSE; sSH-TSE) wurden Sequenzparameter mit einem erwarteten Einfluss auf die Artefaktgröße und das Signal-zu-Rausch-Verhältnis verändert. Die übrigen Sequenzparameter blieben unverändert (Tab.9).

Die hier verwendete T1-gewichtete 2D Fast Field Echo-Gradientenecho-Sequenz wird von Fa. Philips unter den Namen T1-FFE geführt.

Weitere Akronyme für diese Sequenztechnik sind die SPGR (Spoiled Gradient Recalled Acquisition into Steady State) der Firma GE, sowie die FLASH Sequenz (fast low ange shot) der Firma Siemens.

Die intermediär gewichtete SSFP Sequenz (steady state free precession) wird bei Philips unter dem Namen b-TFE (balanced turbo field echo) geführt. Andere Firmenakronyme sind bei GE die FIESTA-Sequenz (fast imaging employing steady state acquisition) und bei Siemens die trueFISP-Sequenz (true fast imaging with steady state precession).

Die T1-gewichtete Turbo-Spin-Echo-Sequenz wird gleichermaßen von der Fa. Philips und Siemens unter dem Synonym T1-TSE benannt. Bei GE wird sie als T1-gewichtete Fast-Field-Echo-Sequenz geführt.

Die T2-gewichtete 2D-Turbo-Spin-Echo-Sequenz wurde von der Fa. Philips eingeführt. Akronyme sind SSFSE (single shot fast spin echo) und HASTE (half fourier acquisition single shot turbo spin echo), die von den Firmen GE bzw. Siemens etabliert wurden.

Die Einflüsse der einzelnen Parameter wurden am Beispiel der 18G Titan-beschichteten Interventionsnadel und einem Mandrin aus einer Titan-Legierung der Firma Invivo evaluiert.

Bei der Echtzeitbildgebung sind die Qualität und Geschwindigkeit für Interventionen und Funktionsuntersuchungen von hoher Relevanz. So wurden die Matrix (Abmessung der Bildpunkte und Schichtdicke) als Kompromiss zwischen der Akquisitionszeit und räumlicher Auflösung gewählt. Sowohl die Echozeit als auch die Repetitionszeit haben einen Einfluss auf die Akquisitionszeit und wurden unter diesem Aspekt auf ein Minimum gestellt. Das FOV wurde entsprechend der Abdeckung des Interventionsfeldes einheitlich mit 200x400mm gewählt. Die Bildakquisition erfolgte in einem 45° Winkel zum B₀-Feld und coronarer Schnittführung.

	b-TFE	T1-FFE	T1-TSE	sSh-TSE
FOV (mm)	200*400	200*400	200*400	200*400
Voxelgröße (mm)	2x2,4	2x2,4	2x2,4	2x2,4
Schichtdicke (mm)	8	8	8	8
Recon-Voxel-size (mm)	0,6	0,6	0,6	0,6
Echozeit (ms)	1,75	6	4,9	100
Repetitionszeit (ms)	4,5	10	100	1000
Flip Winkel (deg)	50°	35°	90°	90°
Water-fat-shift (Pixel)	0,094	0,879	0,359	0,661
Bandweite (Hz/Pixel)	1595,74	170,65	417,83	226,93

Tab. 9 Standard-Sequenzdesign. Dargestellt ist das Sequenzdesign der 2 Gradientenecho-Sequenzen (b-TFE; T1-FFE) und der 2 Spinecho-Sequenzen (T1TSE; sSH-TSE), in der linken Spalte sind die Parameter der 4 verschiedenen Sequenzen aufgeführt.

2.4.1 Einfluss der Echozeit

Wir untersuchten den Einfluss der Echozeit auf den Artefaktdurchmesser und das SNR am Beispiel einer T1-gewichteten Gradienten-Echo- und einer T2-gewichteten Spin-Echo-Sequenz. Dazu nutzten wir die T1-FFE- und die sSH-TSE-Sequenz.

Die Echozeit der T1FFE-Sequenz konnte auf einen minimalen Wert von 4ms eingestellt werden und wurde je Messung um 2ms bis auf eine maximale TE von 12ms erhöht (insgesamt lagen fünf Messungen vor). Spinecho-Sequenzen erfordern lange Echozeiten. Hier wurden fünf Messungen in 20ms-Abständen von 60ms bis 160ms vorgenommen.

2.4.2 Einfluss der Matrix

In diesem Teil der Untersuchung sollte der Einfluss der Matrix auf das Signal-zu-Rausch-Verhältnis und die Artefaktbildung bestimmt werden.

Die Matrix beschreibt die Abmessung der Bildpunkte, also die Auflösung des MR-Bildes und bestimmt in Abhängigkeit des FOVs die Voxelgröße. Durch ein definiertes FOV ist die Voxelgröße direkt abhängig von der Matrix.

Die erwartete Relevanz wurde am Beispiel der T1-FFE-, b-TFE-, sowie der T1TSE-Sequenz ermittelt.

Dabei wurde die Matrix von 1,2x1,2mm auf 3x3mm in 0,6x0,6mm Schritten gesteigert, so dass insgesamt vier Messungen akquiriert wurden.

2.4.3 Einfluss der Bandweite

Bei dieser Versuchsreihe wurde die Bedeutsamkeit der Bandweite auf den resultierenden Artefakt und das Signal-zu-Rausch-Verhältnis evaluiert.

Die Bandweite ist definiert als das vom MR-System erfasste Spektrum der Spinfrequenzen im gesamten Bild.

Im Verhältnis zur Matrix ergibt der Quotient die Bandweite für jedes Pixel (Hz/Pixel). Der Quotient aus der Prozeptionsdifferenz von Wasser und Fett zur Bandweite innerhalb eines Pixels ergibt den Water-fat-shift (Formel 3).

Der Pixelshift steigt so mit kleinerer Bandweite.

Die im Zähler genannte Konstante von 147Hz ist definiert als die Frequenzdifferenz zwischen Wasser und Fett bei einer Feldstärke von 1,0 Tesla.

Formel 3

$$Wfs(\text{pix}) = \frac{147 \text{ Hz}}{Bw (\text{Hz}/\text{pix})}$$

Wir evaluierten den Effekt am Beispiel der sSH-TSE- und der T1-FFE-Sequenz.

Die Bandweite über das gesamte FOV wurde in diesem Versuch auf Werte von 500kHz, 100kHz und 50kHz gestellt, so dass insgesamt drei Messreihen akquiriert wurden.

2.4.4 Einfluss der Schichtdicke

In diesem Versuch untersuchten wir den Einfluss der Schichtdicke auf das Signal-zu-Rausch-Verhältnis und den Artefaktcharakter. Für den Vergleich an Gradienten-Echo-Sequenzen und Spin-Echo-Sequenzen verwendeten wir hier die T1-FFE- sowie die T1-TSE-Sequenzen. Die Schichtdicke wurde bei der Versuchsreihe in 2mm Schritten von 4mm auf 12mm gesteigert, so dass insgesamt zehn Messreihen aufgenommen wurden.

2.4.5 Einfluss des Flipwinkels

In diesem Versuchsaufbau wurden der Einfluss des Flipwinkels auf das Signal-zu-Rausch-Verhältnis und die Artefakteigenschaft untersucht. Zur Anwendung kam die T1-FFE-Sequenz, da hier der zu erwartende Effekt am deutlichsten ist. Der Flipwinkel wurde in 5°-Schritten von 15° auf 35° erhöht und anschließend von 35° bis 75° in 10°-Schritten. Insgesamt wurden so neun Messreihen festgehalten.

2.4.6 Einfluss der Legierung

Um den Einfluss der Legierungen auf den Nadelartefakt zu ermitteln wurden vier 20G Nadeln mit unterschiedlichen Legierungen am Beispiel der T1-FFE- Sequenz und der T1-TSE-Sequenz quantifiziert.

Wir nutzten die zur Verfügung stehenden Nadeln (s. Kap. 2.3).

2.4.7 Einfluss des Nadeldurchmessers

Zur Evaluation des Nadeldurchmessers auf den resultierenden Nadelartefakt wurden Punktionsnadeln aus Titan in den Größen 14G, 16G, 18G und 20G am Beispiel der T1-FFE- und der sSH-TSE-Sequenz getestet.

2.4.8 Einfluss des Interventionswinkels zum B_0 -Feld

Die Winkelabhängigkeit der 18G Titan-beschichteten Interventionsnadel zum B_0 -Feld eruierten wir am Beispiel der T1-TSE-Sequenz. An der Nadelhaltevorrichtung wurden Winkel von 0°, 45° und 90° mit Hilfe von Arretierstiften eingestellt und in das Isozentrum des Kernspintomographen positioniert. Anschließend wurde der Nadelartefaktdurchmesser an den coronaren Schnittbildern ermittelt.

2.5 Auswertungsmethodik

2.5.1 Bestimmung des Nadeldurchmessers

Die Artefaktgröße der Interventionsnadeln wurde durch Bestimmung der in Raumrichtung erfassten Signalintensitäten der einzelnen Pixel unter Verwendung der Open Source Software „ImageJ – Image Processing and Analysis in Java“ (National Institutes of Health, USA) und des daraus ermittelten Kontrast-zu-Rausch-Verhältnisses evaluiert.

Die Angaben in Millimeter beziehen sich auf die Gesamtheit des Nadeldurchmessers. Definiert wurde das CNR als Differenz zwischen der Signalintensität der Interventionsnadel und dem GelatineMix dividiert durch die Standardabweichung der Luft (Formel 4).

Formel 4

$$\text{CNR} = \frac{\text{Signalamplitude Objekt} - \text{Signalamplitude Umgebung}}{\text{Standardabweichung Luft}}$$

Zur Bestimmung der Standardabweichung der Luft sowie der Referenz der Signalintensität der Gelatine wurde ein definiertes ROI von 8 cm x 4 cm festgelegt, welches in diesem Bereich aus allen Messpunkten einen Mittelwert bildet (Abb.11). Zur genauen Bestimmung und der Vergleichbarkeit der Durchmesser wurde ein definiertes Plot Profile von 6cm x 2 cm unter Verwendung von ImageJ erstellt.

Das Plot Profile zeigt die Signalintensität im Verhältnis zur räumlichen Orientierung auf. Das entstandene Diagramm zeigt das von links nach rechts verlaufende horizontale Korrelat zum aufgenommenen Bild (Abb.10).

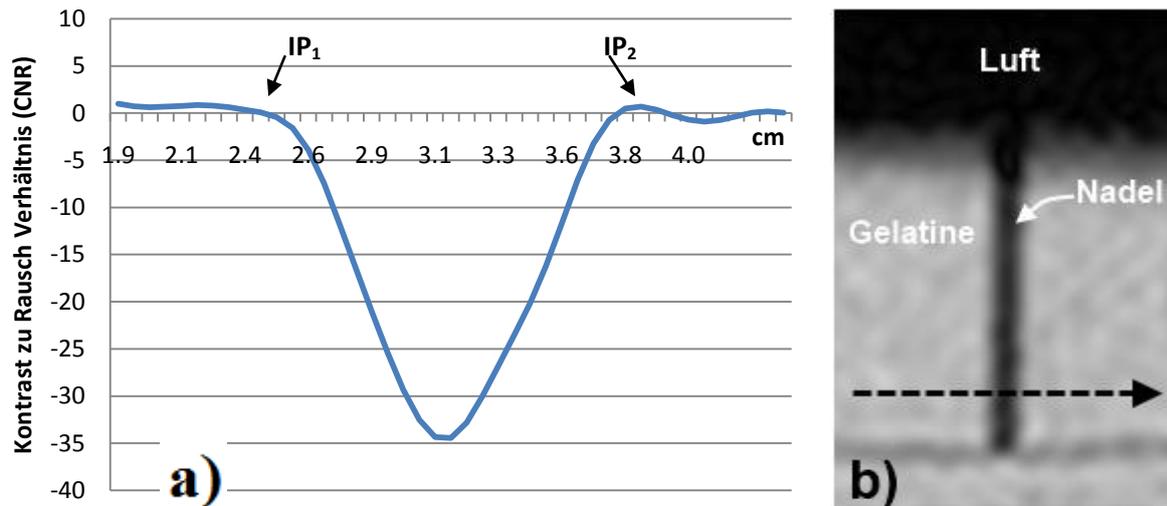


Abb. 10 Plot Profile. Dargestellt ist das Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis (CNR) in Abhängigkeit zur Raumrichtung (a) am Beispiel der 18G Titan-Nadel und der T1-FFE-Sequenz, dabei entsprechen die Kurvenverläufe der horizontalen Verlaufsrichtung (gestrichelter Pfeil) des Aufnahmebildes (b) von links nach rechts. Die beiden Pfeile deuten auf die einzelnen Schnittpunkte mit der X-Achse (intercept point, Abk. IP). Der Abstand beider IP's ist definitionsgemäß der Artefaktdurchmesser.

Der Durchmesser der Nadeln wurde unter Anwendung der einfachen linearen Interpolation bestimmt. Dabei wurden die Schnittpunkte IP_1 und IP_2 auf der x-Achse, welche die gesamte Breite und somit den Durchmesser des Artefakts zeigt, berechnet. Bei der linearen Interpolation werden zwei Datenpunkte, hier der Betrag des ersten negativen und positiven CNR-Wertes, durch eine Strecke verbunden. Dadurch ist es möglich den Schnittpunkt mit der X-Achse durch die lineare Funktion zu eruieren (Formel 5).

Formel 5

$$f(x) = mx + b$$

Formel: Lineare Funktion; m = lineare Faktor,
b = Koordinatenabschnitt, x = Variable

Anschließend wurde die Differenz zwischen den beiden Schnittpunkten (IP_1 ; IP_2) berechnet. Der ermittelte Wert ist definitionsgemäß der Gesamtdurchmesser des Nadelartefakts. In einigen Bildakquisitionen entstehende randständige Artefakte werden vernachlässigt, da diese im Gewebe nicht genau nachgewiesen werden können.

2.5.2 Bestimmung des Signal-zu-Rausch-Verhältnisses

Die Bildqualität wurde durch das Signal-zu-Rausch Verhältnis bestimmt. Das SNR beschreibt die Wechselwirkung des MR-Signals zum Hintergrundrauschen. Es wurde definiert als Quotient zwischen Signalintensität der Gelatine geteilt durch die Standarddeviation der Luft (Formel 6).

Formel 6

$$SNR = \frac{SI \text{ Gelatine}}{SD \text{ Luft}}$$

Die Signalintensität der Gelatine und die Standarddeviation der Luft wurde unter Verwendung der Open Source Software „ImageJ – Image Processing and Analysis in Java“ ermittelt (Abb.7).

Im akquirierten Bild wurde eine definierte ROI von 8 cm x 4 cm festgelegt, welches in diesem Bereich aus allen Messpunkten einen Mittelwert bildet.

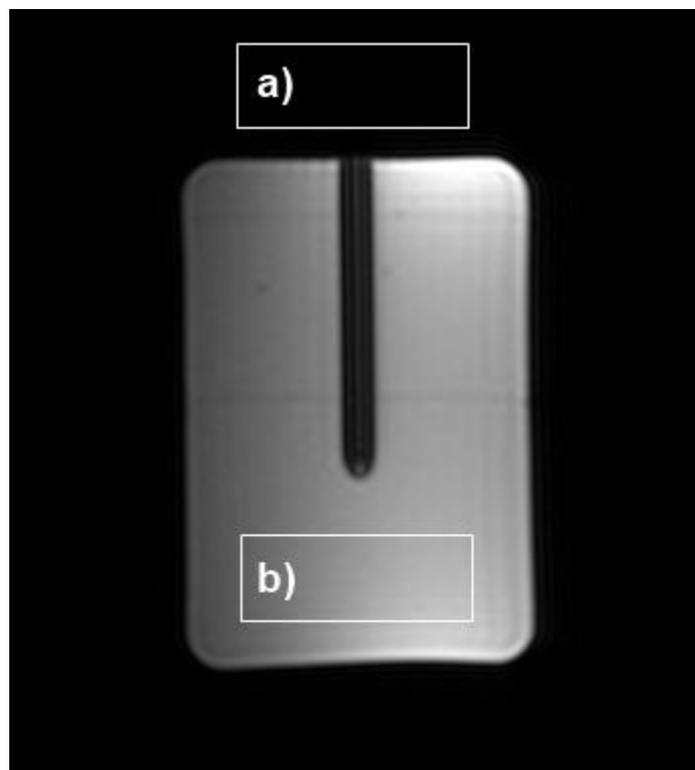


Abb. 11 Methode zur Bestimmung des Signal-zu-Rausch-Verhältnisses. Das SNR ist der Quotient zwischen der Signalintensität der Gelatine geteilt durch die Standarddeviation der Luft. Zur Bestimmung der Standardabweichung der Luft (a), sowie der Referenz der Signalintensität der Gelatine (b) wurde ein definiertes ROI von 8 cm x 4 cm festgelegt, welches in diesem Bereich aus allen Messpunkten einen Mittelwert bildet.

2.6 Statistische Analyse

Die statistische Analyse erfolgte mit der SPSS-Software, Version 15 (Statistical Package for the Social Sciences, SPSS Inc., Chicago, Illinois, USA). Die Zahlenwerte sind unter Verwendung der deskriptiven Statistik als Mittelwert plus Standardabweichung präsentiert.

Die globale Nullhypothese (H_0) lautete: „Die verschiedenen Sequenzen bzw. Sequenzparameter weisen keinen signifikanten Unterschied zu den erfassten Messdaten der Schnittbilder auf.“. Für die statistische Auswertung der Nadeldurchmesser wurden je Messreihe insgesamt 20 Aufnahmen akquiriert. Vor der Signifikanzprüfung wurde eine Homogenität der Messwerte mit der einfachen Varianzanalyse (ONEWAY ANOVA) ausgeschlossen. Bei signifikanter Divergenz wurde, zum Beweis der tatsächlichen Signifikanz der Messreihen, anschließend ein t-Test unabhängiger Stichproben um den Maximalwert durchgeführt. Die Signifikanzprüfung wurde explorativ auf einem 5 % Niveau ausgewertet, so dass das Ergebnis bei einem p-Wert $\leq 0,05$ als statistisch signifikant galt.

3. Ergebnisse

3.1 Herstellung eines Gelatinephantoms

Das Studienphantom bildet die Grundlage aller nachfolgenden Versuche, da es die T1- und T2-Relaxationszeiten von menschlichem Gewebe simuliert und die Interventionsnadeln in ihrer Position beständig hält.

Im ersten Teil wurde die Konsistenz mit menschlicher Muskulatur subjektiv verglichen. Durch 3 Beobachter stellte sich eine Konsistenz von 18% als geeignet dar (Tab.10).

Gelatine-konzentration	Konzentration von Leitungswasser	Gallertfestigkeit
18% (18g)	82% (82g)	Sehr gut Elastisch, nicht spröde
19% (19g)	81% (81g)	Gut Elastisch, etwas spröde
20% (20g)	80% (80g)	Gering Elastisch, mäßig spröde
21% (21g)	79% (79g)	Gering Elastisch, leicht spröde
22% (22g)	78% (78g)	Sehr gering Elastisch, stark spröde

Tab. 10 subjektive Festigkeit der Gelatine bei verschiedenen Konzentrationen Gelatine und Leitungswasser

Im zweiten Teil wurden die T1- und T2-Relaxationszeiten bestimmt und diese mit den gemittelten Relaxationszeiten von menschlicher Muskulatur verglichen. Der ermittelte Wert und die Standardabweichung für die T1-Relaxationszeit des rechten Musculus quadriceps femoris betrug $462\text{ms} \pm 23,4\text{ms}$ und für die T2-Relaxationszeit $48\text{ms} \pm 3,8\text{ms}$.

Im Bezug auf die Relaxationszeiten der menschlichen Muskulatur hat sich eine Konzentration der Resovist-Lösung von 7% als geeignet erwiesen (Tab.11).

Die T1-Relaxationszeit mit Standardabweichung betrug $442,4\text{ms} \pm 22\text{ms}$ und die T2-Relaxationszeit $52,4\text{ms} \pm 5,3\text{ms}$.

Resovist (0,5µmol/ml)	Gelatine-konzentration	Leitungswasser	T1-Relaxationszeit in ms	T2-Relaxationszeit in ms
3g (3ml)	18% (18g)	79g (79ml)	$505,5 \pm 18,24$	$101,3 \pm 6,75$
5g (5ml)	18% (18g)	77g (77ml)	$451,25 \pm 16,35$	$67,5 \pm 4,98$
7g (7ml)	18% (18g)	75g (75ml)	$442,4 \pm 22$	$52,4 \pm 5,3$

Tab.11 T1- und T2-Relaxationszeiten bei Mischungsverhältnissen von 18% Gelatine und 3%, 5% und 7% der Resovist-Lösung sowie Leitungswasser in den Konzentrationen von 79%, 77% und 75%

3.2 Evaluation von Sequenzparametern mit Einfluss auf die Nadelartefaktgröße

3.2.1 Einfluss der Echozeit

In diesem Abschnitt der Untersuchung wurde der Einfluss der Echozeit auf den visualisierten Artefaktdurchmesser getestet.

Dieser Versuch konnte zeigen, dass bei Gradientenecho-Sequenzen mit steigenden Echozeiten der Artefaktdurchmesser deutlich zunimmt. Der t-Test unabhängiger Stichproben war für die TE von 4ms, 6ms, 8ms, 10ms und 12ms signifikant ($p \leq 0,05$).

Es kann gezeigt werden, dass bei GRE-Sequenzen mit fallender TE die BW der Akquisition steigt, was eine deutliche Reduktion des SNR bewirkt.

In Abbildung 12 sind der Boxplot (a), das SNR (b) und die coronaren Schnittbilder der T1FFE-Sequenz (c) in Abhängigkeit zur TE dargestellt.

In der T2-gewichtete 2D-Turbo-Spin-Echo-Sequenz zeigte der Artefaktdurchmesser keinen wesentlichen Unterschied bei steigender TE.

Steigende Echozeiten von 60ms auf 80ms ($p=0,3$), von 80ms auf 100ms ($p=0,94$) und von 100ms auf 120ms ($p=0,06$) zeigten keine signifikante Zunahme des Artefaktdurchmessers. Einzig bei einem Anstieg der TE von 120ms auf 140ms war nach dem t-Test unabhängiger Stichproben die Zunahme der Artefaktstärke signifikant ($p \leq 0,05$).

Über die Steigerung der TE von 60ms auf 120ms kam es zu keiner signifikanten Änderung des SNRs ($p \geq 0,05$).

Erst bei einer hohen TE von 140ms kam es zu einem signifikanten Abfall des SNRs ($p \leq 0,05$). Bei der Verwendung der TSE-Sequenz konnte die Bw auf demselben Niveau gehalten werden.

In Abbildung 13 dargestellt sind der Boxplot (a), das SNR (b) und die coronaren Schnittbilder der sSH-TSE-Sequenz (c) in Abhängigkeit zur TE.

Zusammenfassend konnte gezeigt werden, dass der Einfluss der TE auf GRE-Sequenzen deutlich größer ausfällt als auf SE-Sequenzen. Allerdings limitiert das fallende SNR die minimale TE.

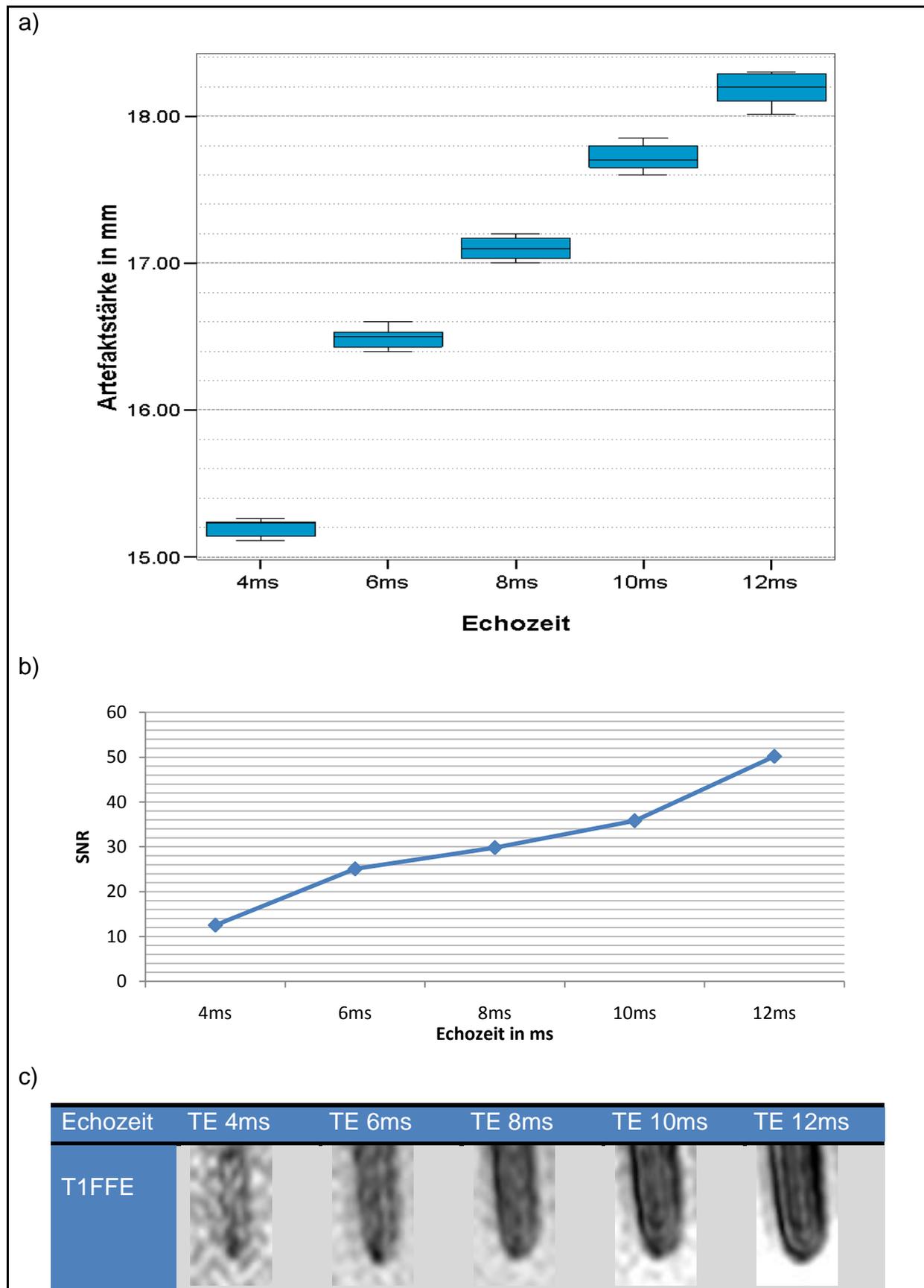


Abb. 12 Dargestellt ist die Artefaktstärke (in mm) (a) und das Signal-zu-Rausch-Verhalten (b) der 18G Titan-Nadel bei verschiedenen Echozeiten (in ms) der *T1FFE-Sequenz*, nach dem t-Test unabhängiger Stichproben war die Zunahme des Artefakt durchmessers und des SNRs mit Zunahme der TE signifikant ($p \leq 0,05$), in (c) ist das bildliche Korrelat gezeigt

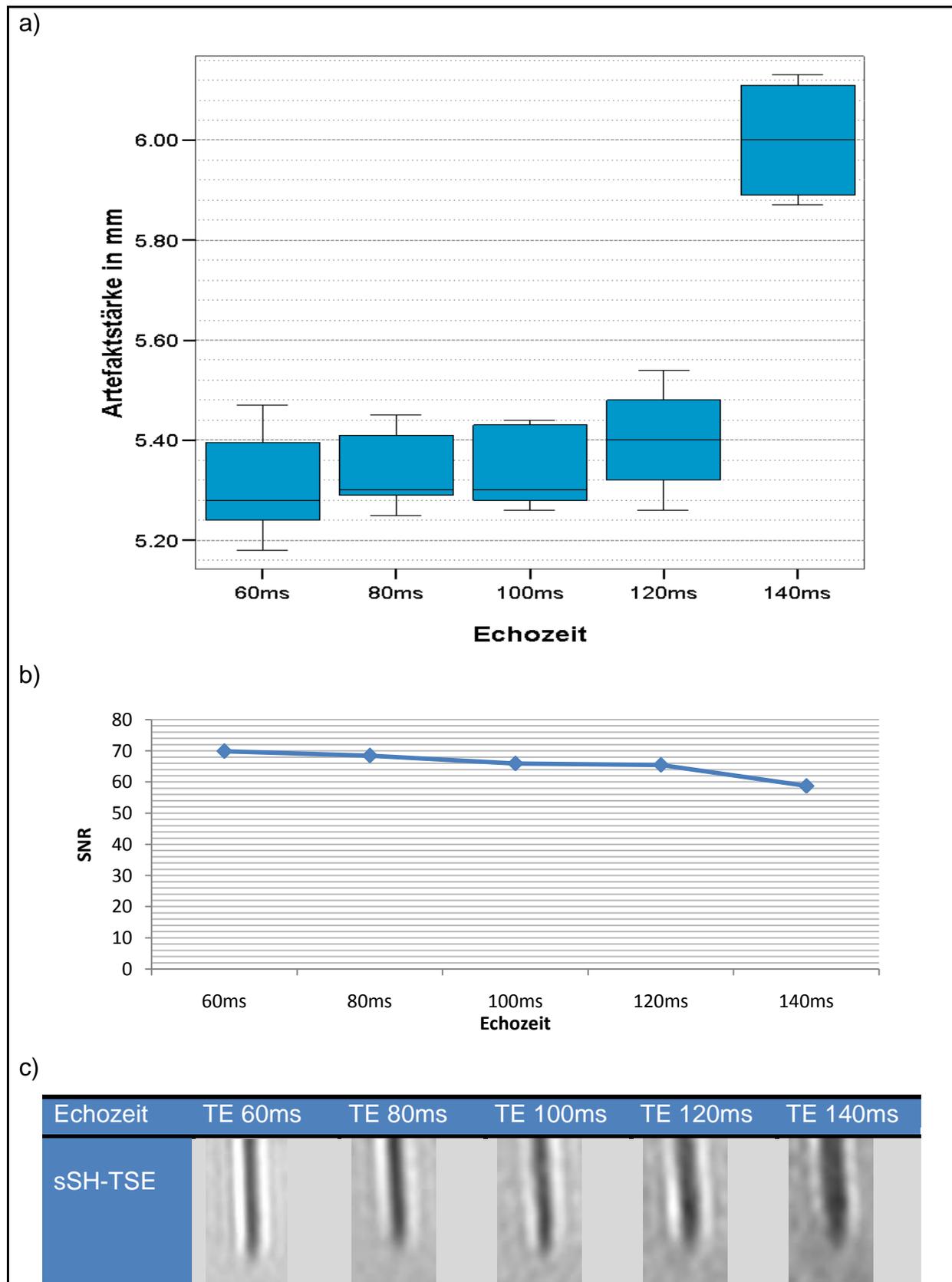


Abb. 13 Dargestellt ist die Artefaktstärke (in mm) (a) und das Signal-zu-Rausch-Verhalten (b) der 18G Titan-Nadel bei verschiedenen Echozeiten (in ms) der *sSH-TSE-Sequenz*, nach dem t-Test unabhängiger Stichproben war die Änderung des Artefaktdurchmessers und des SNRs mit Steigerung der TE von 60ms auf insgesamt 120ms nicht signifikant ($p \geq 0,05$), bei der Steigerung der TE von 120ms auf 140ms nahmen der Durchmesser signifikant zu und das SNR signifikant ab ($p \leq 0,05$); in (c) ist das bildliche Korrelat gezeigt

3.2.2 Einfluss der Matrix

Wie im Abschnitt 2.4.2 beschrieben, wurde in diesem Versuch der Einfluss der Matrixgröße auf den Artefaktdurchmesser und das Signal-zu-Rauschverhalten untersucht. Hierbei wurde schrittweise die Matrix von 1,2mm x 1,2mm auf 3mm x 3mm erhöht.

Abbildung 14 zeigt den gemessenen Artefaktdurchmesser (a) und das SNR (b) bei steigender Matrixabmessung am Beispiel der T1FFE-, bTFE- und T1TSE-Sequenz.

Bei allen drei Sequenzen stieg der Durchmesser bei zunehmender Matrixgröße im t-Test unabhängiger Stichproben signifikant an ($p \leq 0,05$).

Der Artefaktdiameter der T1FFE-Sequenz erhöhte sich hierbei von $15,1\text{mm} \pm 0,11\text{mm}$ auf $17\text{mm} \pm 0,12\text{mm}$, bei der bTFE-Sequenz von $8,1\text{mm} \pm 0,11\text{mm}$ auf $10,5\text{mm} \pm 0,21\text{mm}$ und bei der T1TSE-Sequenz von $4,6\text{mm} \pm 0,09\text{mm}$ auf $7,5\text{mm} \pm 0,14\text{mm}$.

Wie in Abbildung 14 (c) am Beispiel der T1FFE-Sequenz exemplarisch dargestellt, ist ein Anstieg des SNRs sowie die daraus resultierende Abnahme der Bildschärfe bei den gemessenen Sequenzen mit Vergrößerung der Matrix zu erkennen. Durch eine geringere Abmessung der Matrix verbesserte sich die räumliche Auflösung.

Die Abmessung der Matrix hat somit einen signifikanten Einfluss auf Artefaktdurchmesser und SNR bei SE- und GRE-Sequenzen.

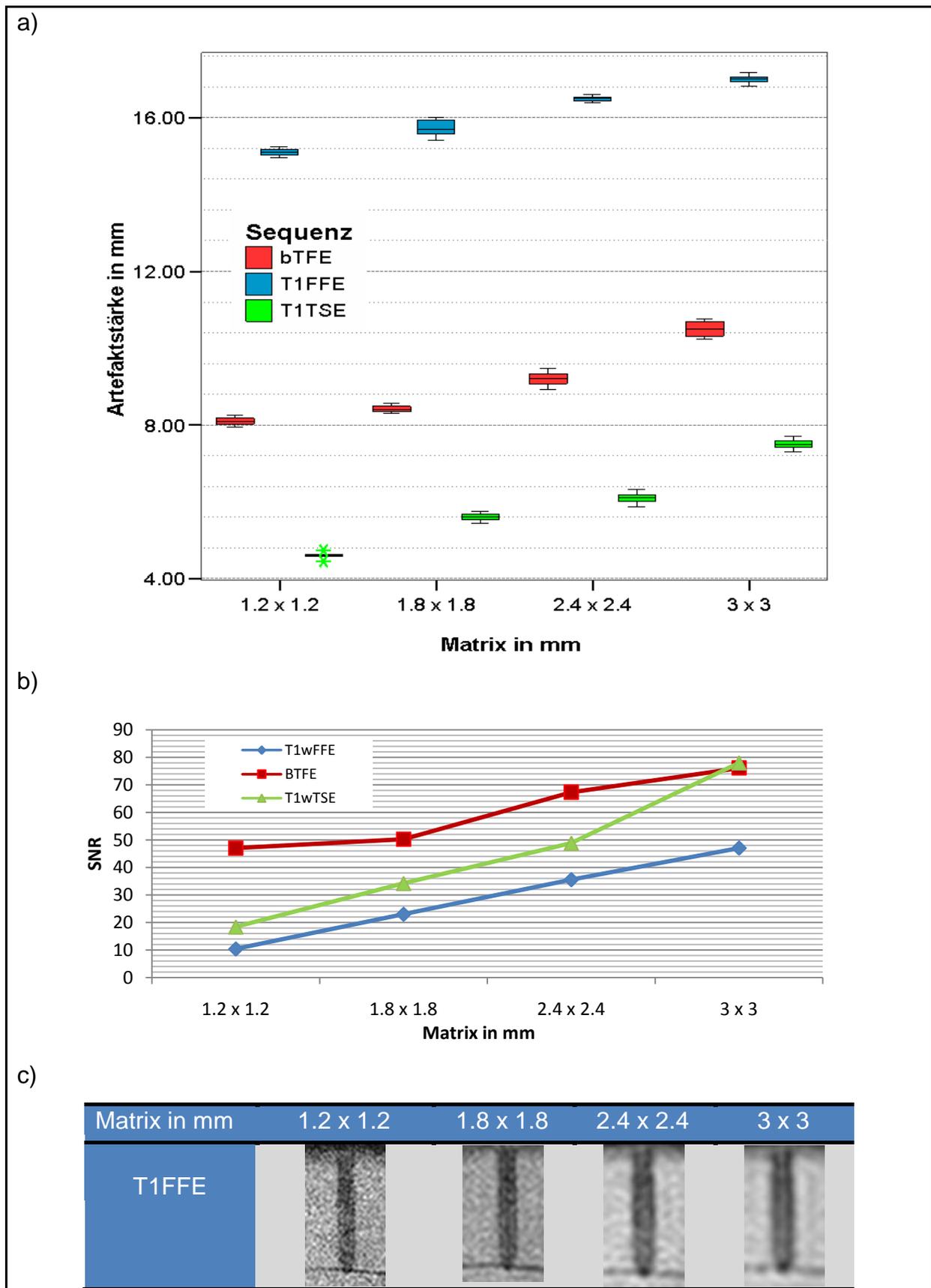


Abb. 14 Dargestellt ist die Artefaktstärke (a) und das SNR (b) der 18G Titan-Nadel in Abhängigkeit von der Matrixgröße der T1FFE-, bTFE- und T1TSE- Sequenz, nach dem t-Test unabhängiger Stichproben waren die Zunahme des Artefaktdurchmessers und des SNRs der verschiedenen Sequenzen bei steigender Matrixgröße signifikant ($p \leq 0,05$); in (c) ist das bildliche Korrelat am Beispiel der T1FFE-Sequenz gezeigt

3.2.3 Einfluss der Bandweite

Der Einfluss der Bandweite auf den Nadelartefakt wurde am Beispiel der sSH-TSE- und T1FFE-Sequenz ermittelt.

Der mittlere Artefaktdurchmesser mit Standardabweichung der 18G-Titannadel unter der SE-Sequenz bei minimalen Bandweite von 50kHz betrug $5,52\text{mm} \pm 0,23\text{mm}$, bei einer Bandweite von 100kHz betrug der gemessene Diameter $5,4\text{mm} \pm 0,19\text{mm}$ und bei einer maximalen Bandweite von 500kHz $5,31\text{mm} \pm 0,16\text{mm}$. Nach dem t-Test unabhängiger Stichproben war die Abnahme der Artefaktstärke bei Steigerung der Bandweite von 50kHz auf 100kHz mit einem p-Wert von 0,088 nicht signifikant. Eine weitere Steigerung der Bandweite von 100kHz auf 500kHz und damit die Abnahme des Artefaktdurchmessers war nicht signifikant ($p=0,087$). Eine signifikante Abnahme des Durchmessers erfolgte bei der Steigerung der Bandweite von 50kHz auf 500kHz ($p=0,01$).

Bei der Messung des Signal-zu-Rausch-Verhaltens zeigten sich mit Zunahme der Bandweite eine signifikante Abnahme des SNRs ($p \leq 0,05$) und eine Zunahme des Rauschens (Abb.15).

Bei der GRE-Sequenz ergab sich eine Artefaktstärke von $11,54\text{mm} \pm 0,07\text{mm}$ unter einer Bandweite von 50kHz. Bei einer Steigerung auf 100kHz kam es zu keiner signifikanten Abnahme des Artefaktdurchmessers auf $11,5\text{mm} \pm 0,09\text{mm}$ ($p=0,06$). Bei einer Bandweite von 500kHz kam es zu einer nicht signifikanten Minimierung des Artefaktdiameters der Nadel auf $11,44\text{mm} \pm 0,1\text{mm}$ ($p=0,11$).

Zu einer minimalen signifikanten Abnahme des Artefaktes kam es bei der Betrachtung der Bandweitzunahme von 50kHz auf 500kHz. Das SNR sank signifikant mit der Steigerung der Bandweite.

In Abbildung 16 sind der Boxplot (a), das SNR (b) sowie das bildliche Korrelat (c) der T1FFE-Sequenz dargestellt.

Schlussfolgernd lässt sich feststellen, dass die Bandweite einen gleichfalls signifikanten Einfluss auf das Signal-zu-Rausch-Verhalten bei Verwendung von SE- und GRE-Sequenzen hat. Keinen wesentlichen Einfluss hat die Bandweite auf den Artefaktdurchmesser bei SE- und GRE-Sequenzen und stellt sich als nicht abhängiger Faktor dar.

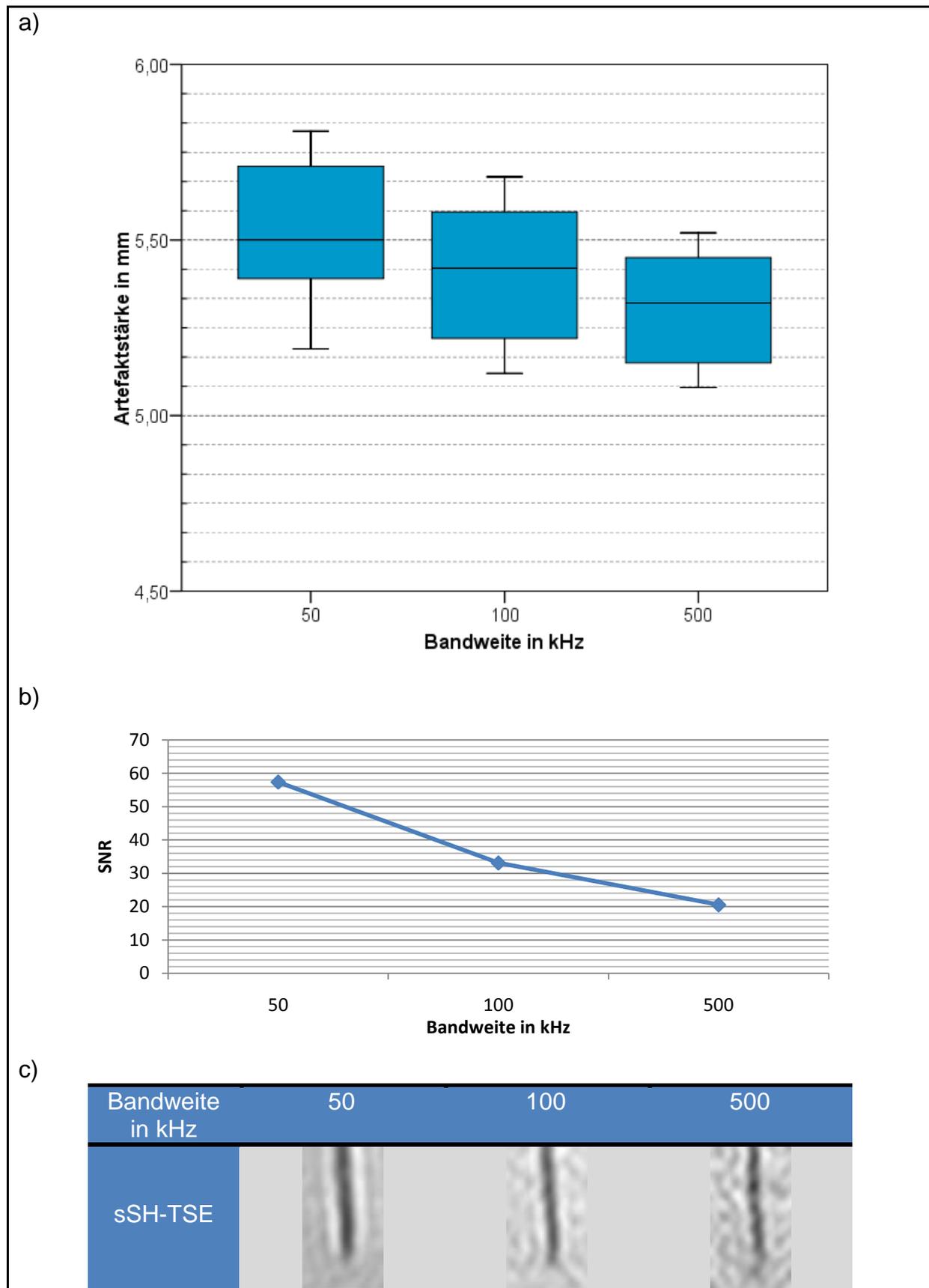


Abb. 15 Dargestellt ist die Artefaktstärke (a) und das SNR (b) der 18G Titan-Nadel in Abhängigkeit von der Bandweite der sSH-TSE-Sequenz, nach dem t-Test unabhängiger Stichproben sind die Artefaktdurchmesser bei nachstehender Steigerung der Matrixgröße von 50kHz auf 100kHz ($p=0,088$) und von 100kHz auf 500kHz ($p=0,087$) nicht signifikant, bei einem Anstieg der Bandweite von 50kHz auf 500kHz bestand eine signifikante Abnahme der Artefaktstärke ($p \leq 0,05$); Das SNR (b) nimmt mit zunehmender Bandweite signifikant ab; in (c) ist das bildliche Korrelat gezeigt

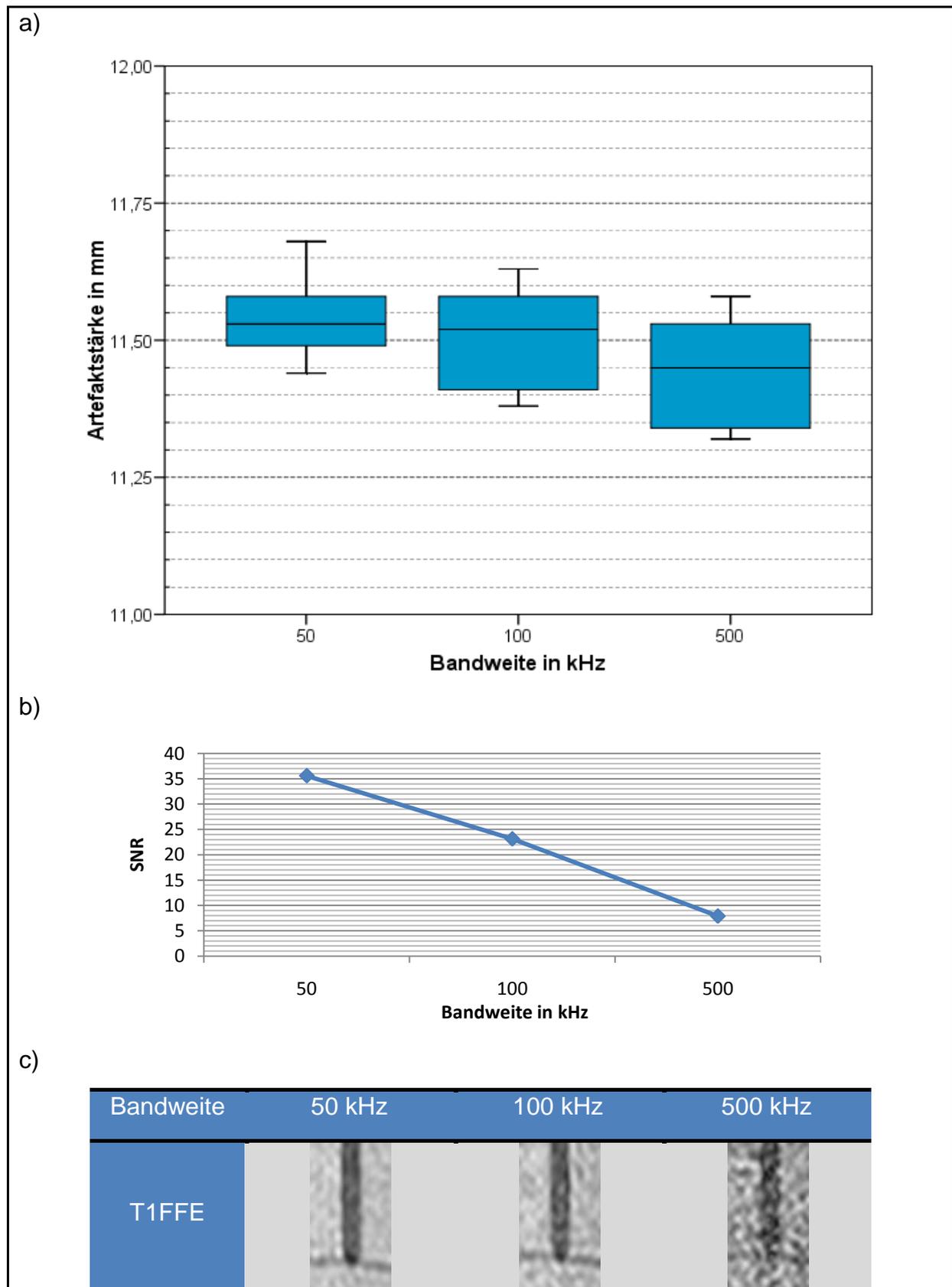


Abb. 16 Dargestellt ist die Artefaktstärke (a) und das SNR (b) der 18G Titan-Nadel in Abhängigkeit von der Bandweite der *T1FFE*-Sequenz, nach dem t-Test unabhängiger Stichproben sind die Artefaktdurchmesser bei nachstehender Steigerung der Matrixgröße von 50kHz auf 100kHz ($p=0,06$) und von 100kHz auf 500kHz ($p=0,11$) nicht signifikant, bei einem Anstieg der Bandweite von 50kHz auf 500kHz bestand eine signifikante Abnahme der Artefaktstärke ($p \leq 0,05$); Das SNR (b) nimmt mit zunehmender Bandweite signifikant ab; in (c) ist das bildliche Korrelat gezeigt

3.2.4 Einfluss der Schichtdicke

In diesem Versuch wurde der Einfluss der Schichtdicke auf den resultierenden Artefaktdurchmesser am Beispiel der T1FFE- und T1TSE-Sequenz evaluiert.

Die Änderung des Artefaktdurchmessers bei der T1TSE-Sequenz war für eine Steigerung der Schichtdicke von 4mm auf 6mm ($p=0,084$), von 6mm auf 8mm ($p=0,99$), von 8mm auf 10mm ($p=0,053$) und von 10mm auf 12mm ($p=0,06$) nicht signifikant.

Bei der T1FFE-Sequenz ergab die Messung eine signifikante Zunahme des Artefaktdiameters bei einer Erhöhung der Schichtdicke von 4mm auf 6mm ($p\leq 0,05$), von 6mm auf 8mm ($p\leq 0,05$) und von 10mm auf 12mm ($p\leq 0,05$). Die Steigerung der Schichtdicke von 8mm auf 10mm war nach dem t-Test unabhängiger Stichproben nicht signifikant ($p=0,071$).

In Abbildung 17 ist die Abhängigkeit der Artefaktstärke (a) und des SNRs (b) von der Schichtdicke graphisch dargestellt. Das SNR stieg unabhängig der Sequenztypen proportional zur Schichtdicke anstieg, wie in Abbildung 17 (c) am Beispiel der T1FFE-Sequenz bildlich demonstriert ist.

Das Artefaktverhalten der Nadel bei SE- und GRE-Sequenzen war hingegen unabhängig von der gewählten Schichtdicke.

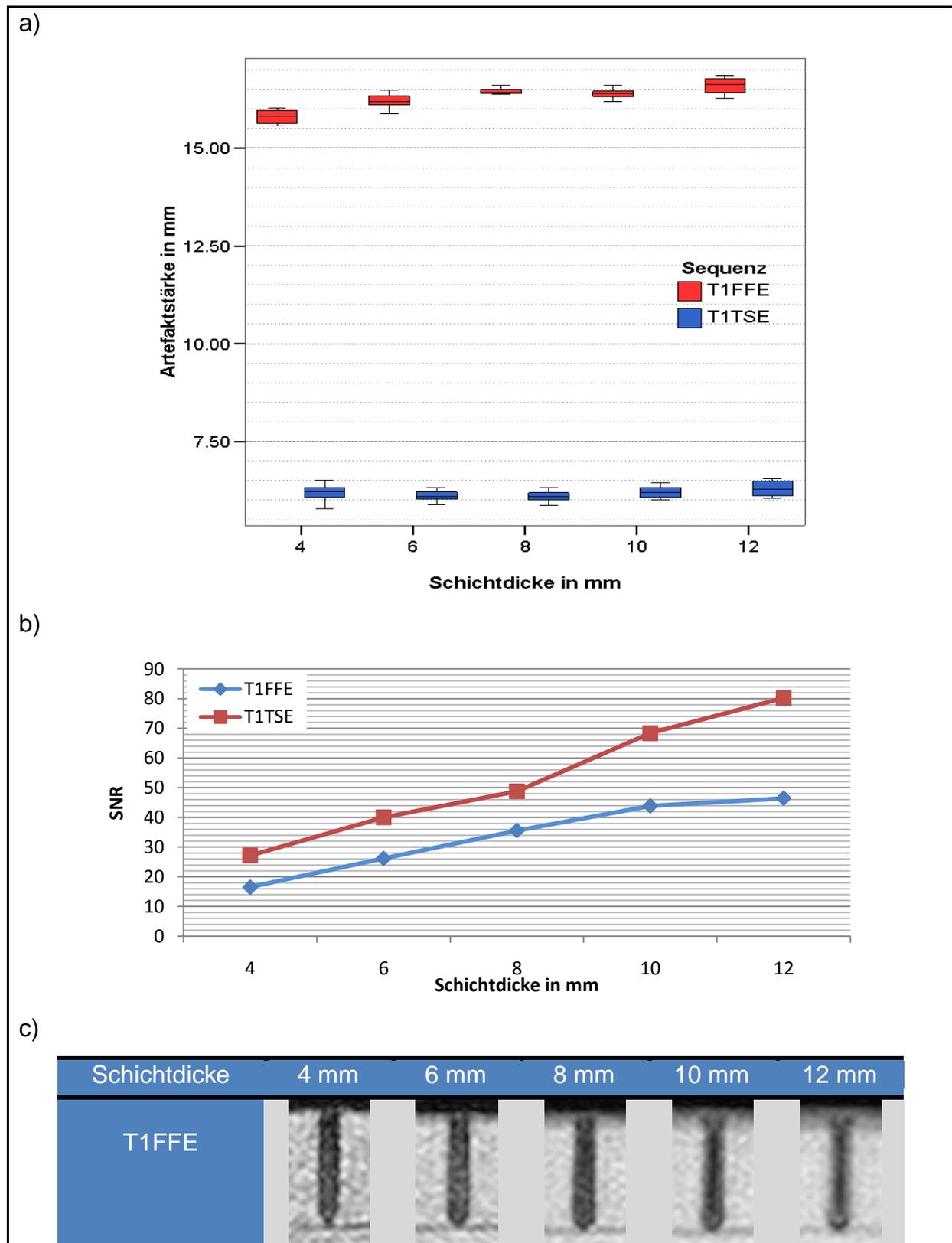


Abb. 17 Dargestellt ist die Artefaktstärke (a) und das SNR (b) der 18G Titan-Nadel in Abhängigkeit von der Schichtdicke am Beispiel der T1FFE- und der T1TSE-Sequenz, nach dem t-Test unabhängiger Stichproben war die Änderung des Artefaktdurchmessers bei der T1TSE-Sequenz und schrittweiser Steigerung der Schichtdicke von 4mm auf insgesamt 12mm nicht signifikant ($p \geq 0,05$). Bei der T1FFE-Sequenz ist einzig der Anstieg des Artefaktdurchmessers bei einer Änderung der Schichtdicke von 6mm auf 8mm signifikant ($p \leq 0,05$). Hingegen kam es bei einer Zunahme der Schichtdicke bei beiden Sequenzen zu einem signifikanten Anstieg des SNRs ($p \leq 0,05$); in (c) ist das bildliche Korrelat gezeigt

3.2.5 Einfluss des Flipwinkels

In diesem Versuch wurde die Abhängigkeit des Artefaktdurchmessers und des SNRs vom Flipwinkel am Beispiel der T1FFE-Sequenz evaluiert.

Hierbei wurde ein minimaler Flipwinkel von 15° gewählt und dann schrittweise bis auf 75° erhöht. Keine Signifikanz in der Änderung des Artefaktdurchmessers bestand bei einer Steigerung des Flipwinkels von 15° auf 20° ($p=0,39$), von 25° auf 30° ($p=0,062$), von 30° auf 35° ($p=0,71$), von 35° auf 45° ($p=0,14$) und von 65° auf 75° ($p=0,39$). Nach dem t-Test unabhängiger Stichproben zeigte sich eine signifikante Zunahme des Artefaktdurchmessers von $16,8\text{mm} \pm 0,13\text{mm}$ auf $17,4\text{mm} \pm 0,13\text{mm}$ bei einer Steigerung des Flipwinkels von 45° auf 55° und von $17,4\text{mm} \pm 0,13\text{mm}$ auf $18\text{mm} \pm 0,17\text{mm}$ bei einer Steigerung von 55° auf 65° ($p \leq 0,05$).

Betrachtet von dem minimalen zum maximalen Flipwinkel ließ sich eine signifikante Abhängigkeit des Artefaktes (von $16,63\text{mm} \pm 0,13\text{mm}$ bei 15° auf $17,96\text{mm} \pm 0,15\text{mm}$ bei 75°) zum Flipwinkel feststellen ($p \leq 0,05$).

Das Signal-zu-Rausch-Verhältnis ist abhängig vom Flipwinkel (Abb.18). Das SNR nahm signifikant mit steigendem Flipwinkel proportional ab ($p \leq 0,05$). Gleichfalls stieg die Bildschärfe mit zunehmendem Flipwinkel.

In Abbildung 18 ist die Abhängigkeit des SNR (b) und des Artefaktdurchmessers (a) am Beispiel der T1FFE-Sequenz graphisch und in coronarer Schnitfführung bildlich (c) verdeutlicht.

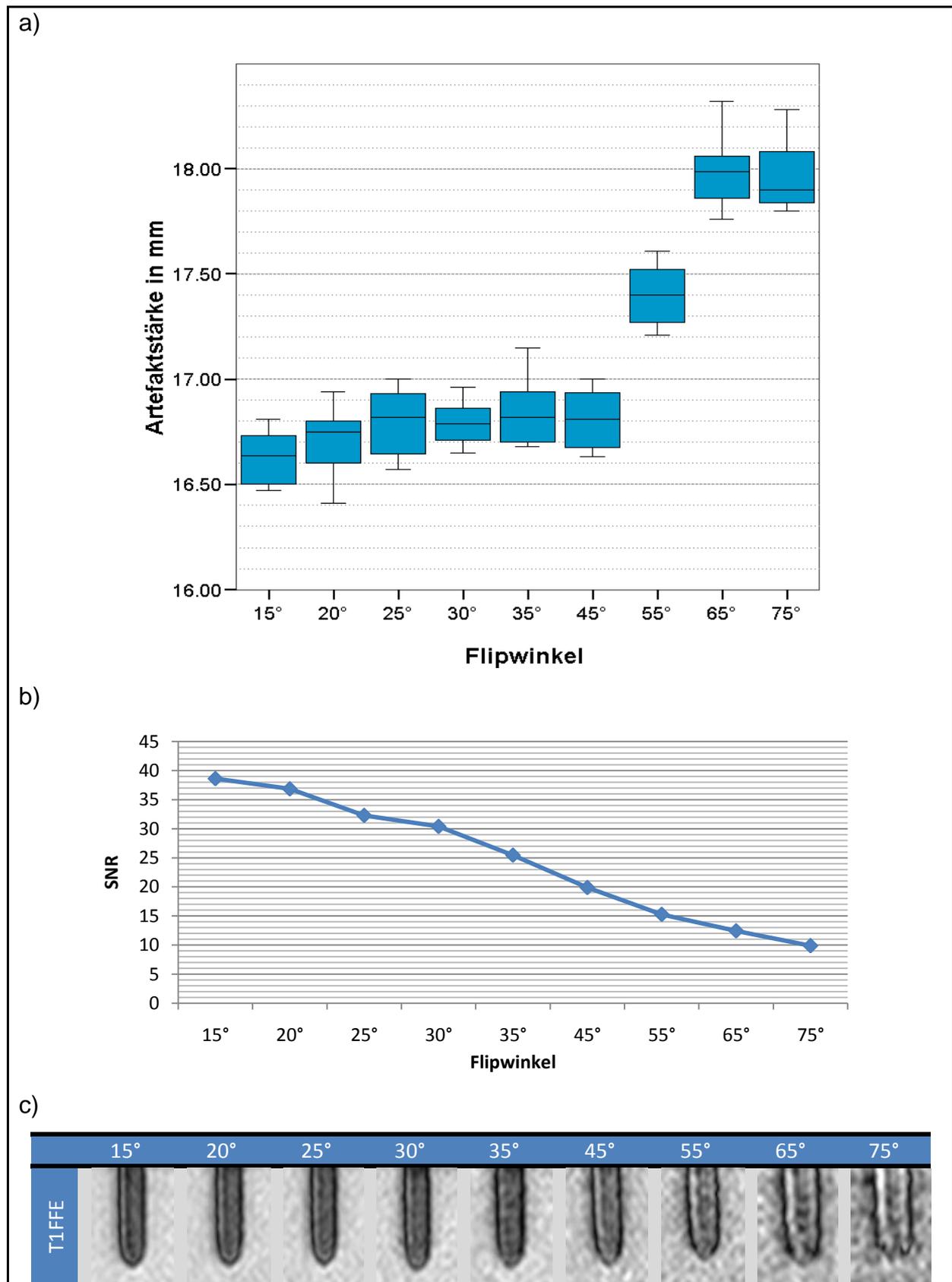


Abb. 18 Dargestellt ist die Artefaktstärke (a) und das SNR (b) der 18G Titan-Nadel in Abhängigkeit vom Flipwinkel (in °) der T1FFE-Sequenz, nach dem t-Test unabhängiger Stichproben war die Änderung der Artefaktdurchmesser bei schrittweiser Steigerung der Flipwinkels von 15° auf 20° ($p=0,39$), von 25° auf 30° ($p=0,062$), von 30° auf 35° ($p=0,71$), von 35° auf 45° ($p=0,14$) und von 65° auf 75° ($p=0,39$) nicht signifikant. Die Zunahme des Artefaktdurchmessers war bei den übrigen Anstiegen des Flipwinkels signifikant ($p \leq 0,05$). (b) Mit Steigerung des Flipwinkels nahm das SNR signifikant ab ($p \leq 0,05$); in (c) ist das bildliche Korrelat gezeigt

3.2.6 Einfluss der Legierung

Das Artefaktverhalten der unterschiedlichen Legierungen wurde am Beispiel der T1-FFE- und der T1-TSE-Sequenz untersucht und in Abbildung 19(a) graphisch aufgezeigt.

Die Inconel®-Legierung weist mit $31,31\text{mm} \pm 1,84\text{mm}$ bei der T1FFE- und $7,78\text{mm} \pm 0,67\text{mm}$ bei der T1TSE-Sequenz den größten Artefaktdurchmesser auf und sich nach dem t-Test unabhängiger Stichproben signifikant von den anderen Legierungen unterschied ($p \leq 0,05$), wobei der Unterschied bei der Gradienten-Echo-Sequenz signifikant größer ausfiel als bei der Spin-Echo-Sequenz.

Das nächst kleinere Artefaktverhalten wies die CoCrNi-Legierung auf. Der Artefaktdurchmesser bei der Gradienten-Echo-Sequenz betrug $22,5\text{mm} \pm 1,51\text{mm}$ sowie bei der Spin-Echo-Sequenz $7,08\text{mm} \pm 0,84\text{mm}$.

Die Artefaktstärke der CoCr-Legierung wies mit $20,72\text{mm} \pm 2,12\text{mm}$ bei der T1FFE-Sequenz und $6,5\text{mm} \pm 0,38\text{mm}$ bei der T1TSE-Sequenz einen signifikanten Unterschied im Artefaktverhalten im Vergleich zu den anderen Legierung auf. Die CoCr-Legierung war nach der Titan-Legierung mit $16,43\text{mm} \pm 0,38\text{mm}$ für die T1FFE-Sequenz und $6,1\text{mm} \pm 0,16\text{mm}$ für die T1TSE-Sequenz die Legierung mit dem kleinsten Artefaktverhalten.

Die Titan-Legierung wies sowohl bei der Gradienten-Echo-Sequenz, als auch bei der Spin-Echo-Sequenz signifikant den kleinsten Artefaktdurchmesser auf.

Der Unterschied im Artefaktverhalten der verschiedenen Legierungen ist abhängig von dem gewählten Sequenztyp und fiel bei GRE-Sequenzen deutlich größer aus, als bei SE-Sequenzen.

Die Abbildung 19(b) verdeutlicht die optischen Unterschiede im Artefaktverhalten der 20G-Nadeln unterschiedlicher Legierungen.

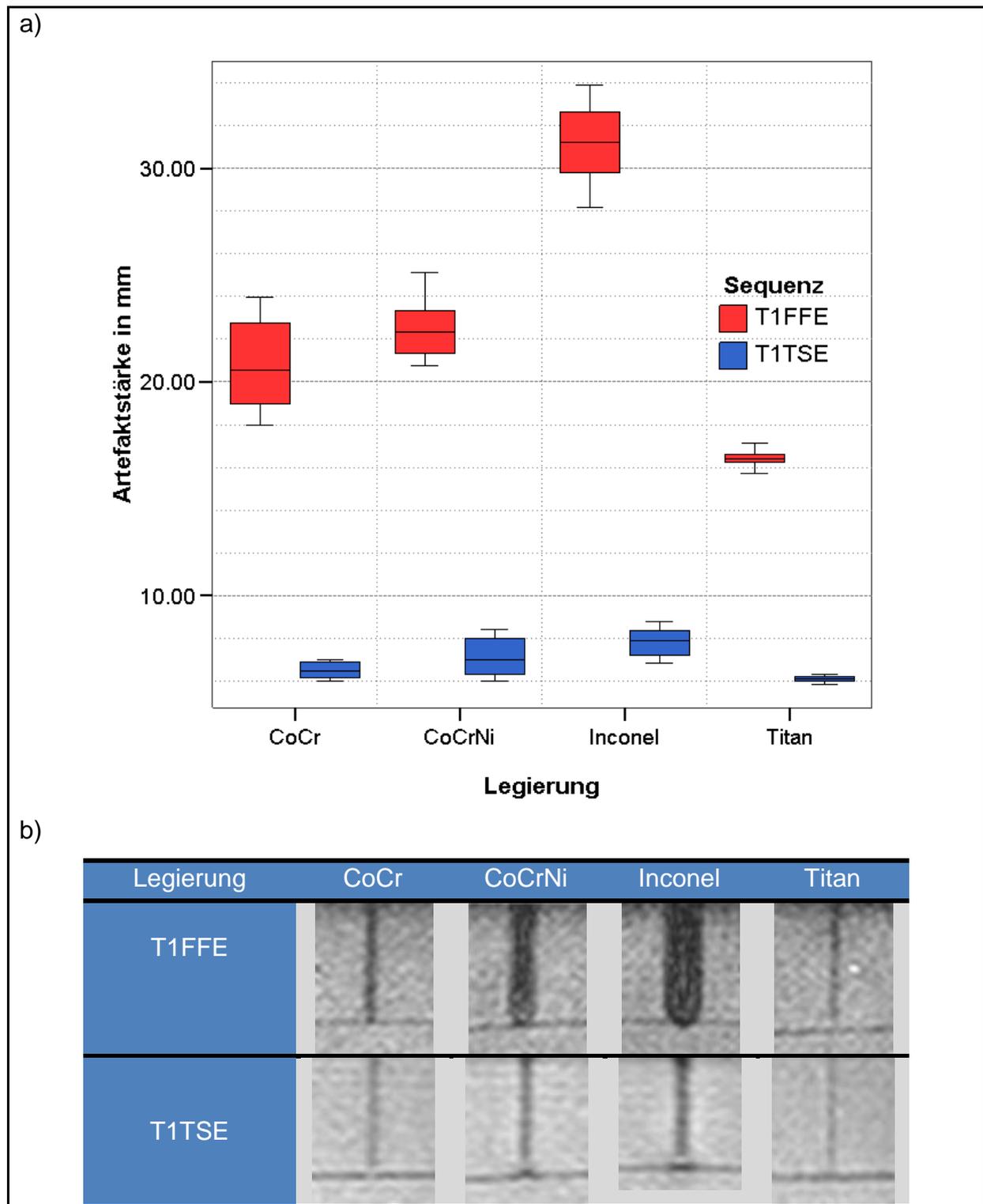


Abb. 19 Dargestellt ist der Vergleich von 20G Interventionsnadeln unterschiedlicher Legierungen anhand der Artefaktstärke(a) unter Anwendung der T1FFE- und T1TSE-Sequenz; (b) bildliche Darstellung der verschiedenen Legierungen am Bsp. der T1FFE und T1TSE-Sequenz

3.2.7 Einfluss des Nadeldurchmessers

Der Einfluss des Nadeldurchmessers auf das Artefaktverhalten sollte in diesem Versuch evaluiert werden. Es kamen die T1-FFE- und die sSH-TSE-Sequenz zur Anwendung.

Wie in Abbildung 20(a) dargestellt stieg bei der Gradienten-Echo-Sequenz signifikant der Artefaktdiameter mit Zunahme der Nadelgröße von 20G auf 14G ($p \leq 0,05$).

Die akquirierten Durchmesser betragen für die 20G Interventionsnadel $11,7\text{mm} \pm 0,37\text{mm}$, für die der 18G Nadel $16,43\text{mm} \pm 0,38\text{mm}$, für die 16G Nadel $17,4\text{mm} \pm 0,33\text{mm}$ und für die 14G Nadel $17,71\text{mm} \pm 0,32\text{mm}$. Es wurde verdeutlicht, dass der Anstieg der Artefaktstärke mit Erhöhung der Nadelgrößen zunehmend schwächer ausfällt.

Weniger deutlich verhielt sich die Zunahme der Artefaktstärke bei aufsteigender Nadelgröße unter der sSH-TSE-Sequenz.

Eine Steigerung der Nadelgröße von 20G auf 18G erzeugte einen signifikanten Anstieg des Artefaktdurchmessers von $5,34\text{mm} \pm 0,23\text{mm}$ auf $6,81\text{mm} \pm 0,24\text{mm}$ ($p \leq 0,05$). Bei einer Nadelgröße von 16G betrug der Artefaktdurchmesser $6,91\text{mm} \pm 0,19\text{mm}$. Es kam zu keinem signifikanten Zuwachs des Durchmessers bei der Erhöhung der Nadelgröße von 18G auf 16G ($p = 0,153$).

Eine geringe signifikante Steigerung des Durchmessers auf $7,2\text{mm} \pm 0,23\text{mm}$ wurde bei der 14G Nadel eruiert.

In Abbildung 20(b) sind die Titan-beschichteten Interventionsnadeln in den verschiedenen Größen in anschaulicher Weise dargestellt.

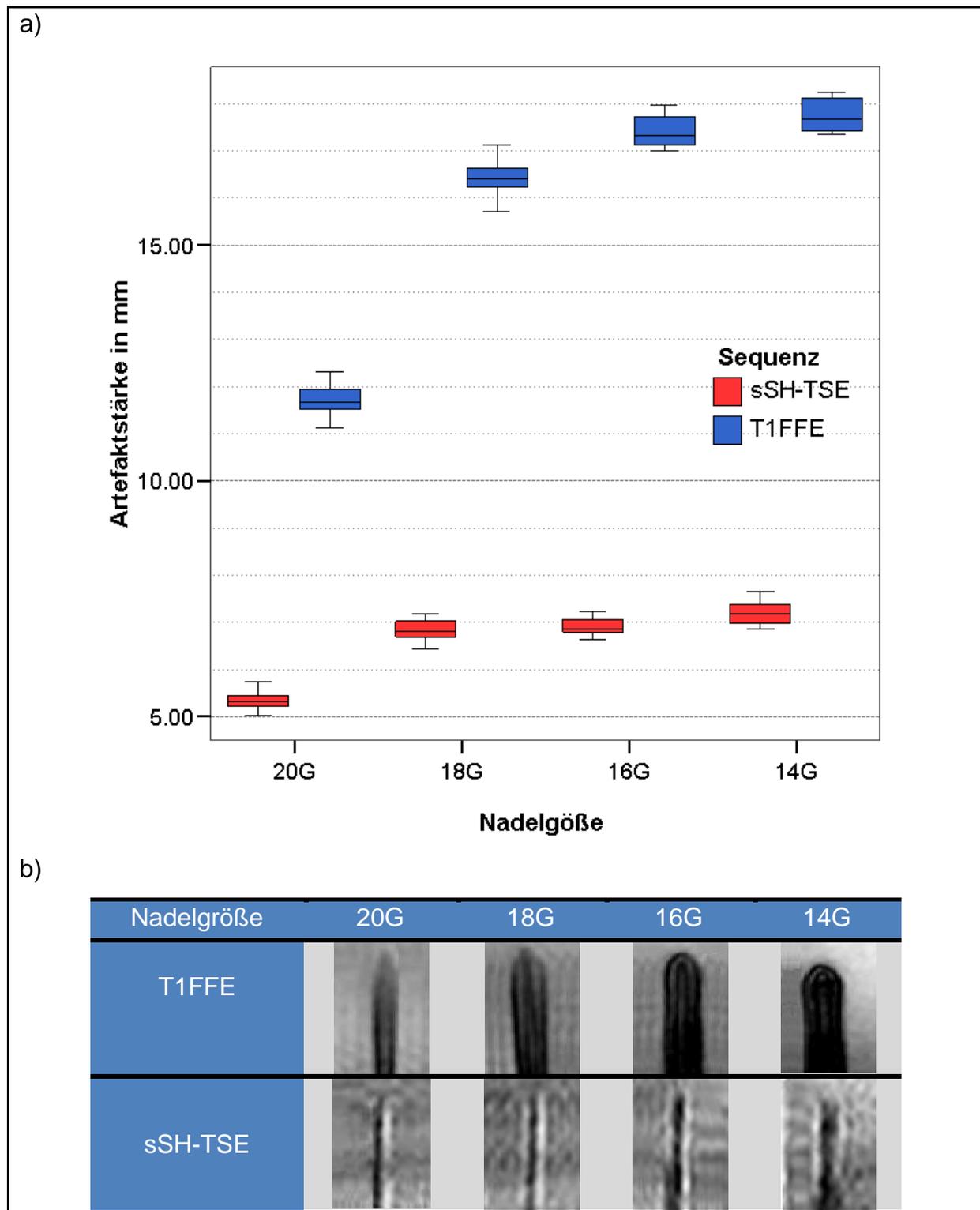


Abb. 20 Vergleich Titan-beschichteter Interventionsnadeln unterschiedlicher Größe anhand der Artefaktstärke unter Anwendung der T1FFE- und sSH-TSE-Sequenz (a); (b) bildliche Darstellung der verschiedenen Nadelgrößen am Bsp. der T1FFE- und sSH-TSE-Sequenz

3.2.8 Einfluss des Interventionswinkels zum B_0 -Feld

In Abbildung 21(a) ist die Abhängigkeit der Artefaktstärke von dem Interventionswinkel zum B_0 -Feld aufgezeigt.

Bei einem Winkel von 0° zum B_0 -Feld zeigten sich unter Verwendung der T1FFE- und T1TSE-Sequenz keine verwendbaren Artefakte und wurde somit als nicht messbar gewertet.

Der Artefaktdurchmesser bei einem Interventionswinkel von 45° zum B_0 -Feld betrug für die 18G Titan-Nadel $16,43\text{mm} \pm 0,38\text{mm}$ unter Anwendung der T1FFE-Sequenz und bei der T1TSE-Sequenz betrug der Diameter $6,1\text{mm} \pm 1,6\text{mm}$.

Zu einer signifikanten Zunahme des Artefaktdurchmessers unter Anwendung der Gradienten-Echo und Turbo-Spin-Echo-Sequenz kam es bei Steigerung des Interventionswinkels zum B_0 -Feld von 45° auf 90° ($p \leq 0,05$).

Die Artefaktstärke stieg hierbei auf $22,19\text{mm} \pm 0,3\text{mm}$ bei der T1FFE-Sequenz und $8,19\text{mm} \pm 0,21\text{mm}$ bei der T1-TSE-Sequenz.

In diesem Versuch konnte gezeigt werden, dass sich die Artefaktstärke mit zunehmendem Interventionswinkel vergrößert.

Abbildung 21(b) liefert das bildliche Korrelat zu den erfassten Ergebnissen.

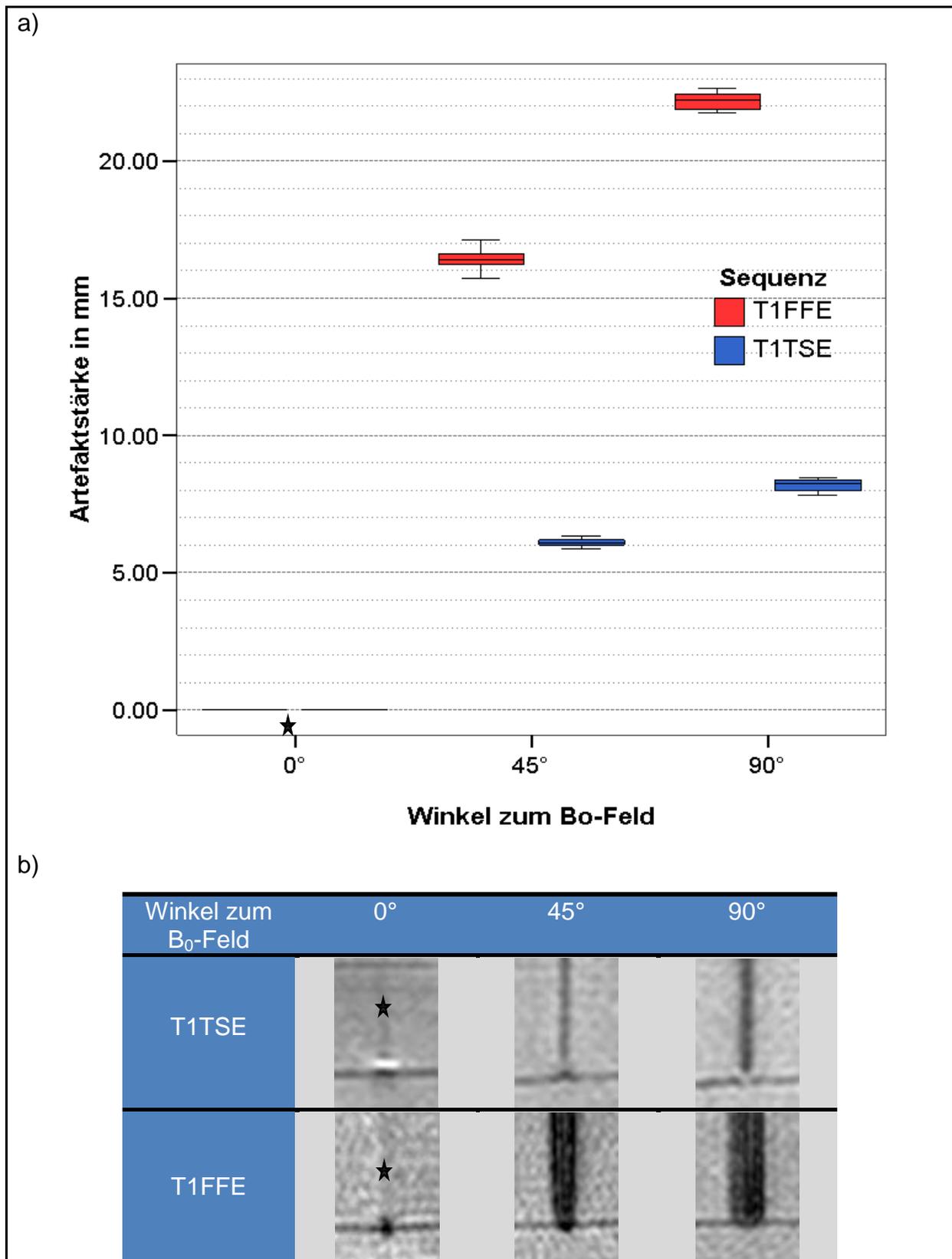


Abb. 21 Dargestellt ist die Artefaktstärke der 18G Titan-Nadel bei unterschiedlichen Winkeln zum B₀-Feld am Beispiel der T1FFE- und T1TSE-Sequenz (a); (b) bildliche Darstellung der verschiedenen Interventionswinkeln am Bsp. der T1TSE- und T1FFE-Sequenz

★ - durch ballähnlichen Artefakt nicht mess- und verwertbar

4. Diskussion

Die Voraussetzung der iMRT ist die Optimierung der passiven Visualisierung von interventionellen Instrumentarien. Bisherige Arbeiten evaluierten Einflussgrößen überwiegend an offenen Niederfeld- oder geschlossenen Hochfeld-Systemen.

In der vorliegenden Arbeit wurden Faktoren mit Einfluss auf das Artefaktverhalten von kommerziellen MR-kompatiblen Materialien am offenen Hochfeld-System untersucht und die Ergebnisse mit der aktuellen Literatur diskutiert und problemorientiert erörtert.

4.1 Gelatinephantom

Ziel war es ein haltbares, kostengünstiges und einfach wiederholbar herzustellendes Interventionsmodell zu entwickeln, welches in der Gesamtheit dieser Arbeit verwendet werden konnte. Es weist zum Einen einer dem menschlichen Gewebe ähnlich äquivalenten Viskosität auf und hält die Nadeln in einer beständigen Position. Die Signalintensität gleicht menschlicher Muskulatur und der Nadelverlauf ist durch eine entsprechende Transparenz von außen gut zu verfolgen. In dieser Arbeit wurden alle Nadeln in das Phantom eingebettet und die aufgabenspezifischen Qualitäten im MR-Tomographen evaluiert. Bedingt durch wiederholte Herstellung des Phantoms sind Abweichungen in der Signalintensität möglich.

4.2 Evaluation von Sequenzparametern mit Einfluss auf die Nadelartefaktgröße

Die genutzte Methode ist die passive Visualisierung von Interventionsnadeln. Sie ermöglicht durch indirekte Verdrängung von Weichteilgewebe und die Auslöschung des MR-Signals durch instrumenten-abhängige lokale Feldinhomogenitäten eine sichere Abbildung der Nadelposition. Der Vorteil ist die einfache Handhabung, da kein zusätzliches Zubehör oder weitere Berechnungen notwendig sind. Die passive Visualisierung ermöglicht durch das MR-Signal des umliegenden Gewebes die Entstehung eines adäquaten CNRs zwischen dem Instrument und der anatomischen Struktur. Je größer das CNR ist, desto verlässlicher und genauer ist die Abgrenzung des Nadelartefaktes. Materialien mit einem hohen Suszeptibilitätsunterschied zum umliegenden Gewebe erzeugen die größten Artefakte (54,55). Die lokale Feldinhomogenität zwischen den verschiedenen Suszeptibilitäten kann, in

Abhängigkeit der Sequenztypen, auf bestimmte Weisen induziert werden. Durch den T2*-Zerfall kommt es an Orten hoher lokaler Feldinhomogenität zu großen Signalverlusten. Dies tritt vor allem an Grenzflächen von Geweben mit unterschiedlicher Magnetisierbarkeit auf. Folglich sind GRE-Sequenzen anfälliger für die Entstehung von Artefakten. Bei SE-Sequenzen werden die Feldinhomogenitäten durch Einschalten des 180° Rephasierungsimpulses minimiert.

Der entstehende Nadelartefakt variiert, in Abhängigkeit von statischen und variablen Faktoren, in der entstehende Artefaktbreite und beeinflusst so die Präzision einer Intervention. Der Artefakt sollte aber nicht zu klein sein, da eine sichere Identifizierung gewährleistet sein muss. Er sollte aber auch nicht zu groß sein, da es hier zu Überlappungen mit angrenzenden Strukturen kommen kann und dies zu einer Fehleinschätzung der Nadelposition führt.

Legierung

Als maßgeblicher statischer Faktor, der den Nadelartefakt beeinflusst, gilt die Legierung der Nadel. Müller-Bierl et al. zeigten, dass herkömmliche Stahlnadeln, bedingt durch Ihre hohe magnetische Suszeptibilität sowohl in der Sicherheit, als auch in der Artefaktgröße völlig ungeeignet sind (51). Sie verursachen starke Feldinhomogenitäten und erhebliche Bildverzerrungen, die eine sichere Intervention unmöglich machen (30). Daher bestehen MR-taugliche Interventionsnadeln aus Legierungen mit geringer magnetischer Suszeptibilität. Typischerweise sind die Therapienadeln mit einem hohen Anteil aus Nickel oder Titan versetzt, da diese nur begrenzte lokale Feldinhomogenitäten und Bildverzerrungen erzeugen. Dies deckt sich auch im Wesentlichen mit den Ergebnissen dieser Studie.

In einer präexperimentellen Studie wurden verschiedenen Materialien auf Ihr Signalverhalten untersucht. Hierbei zeigte sich im Vergleich zu Titanbeschichteten Nadeln oder Werkstoffen aus Inconel, dass kohlenstofffaserverstärkte Punktionsnadeln zwar einen kleineren Artefakt in allen Sequenzen aufweisen aber dies mit einer geringeren Signalintensität und Kontrastverhalten, so dass im Nahbereich von anatomischen Strukturen keine exakte Navigation möglich ist. Thomas et al. beschreiben diese Lokalisationsfehler und Fehlpositionierungen vor allem in der Verwendung von SE-Sequenzen (52,53). Dies führt zu inadäquaten interventionellen Ergebnissen, so dass in dieser Studie von den Kohlenfaser-Verbundstoffen Abstand genommen wurde.

Die von uns verwendeten Nadeln sind alle für die MR-Intervention zugelassen und werden durch die verschiedenen Firmen kommerziell vertrieben. Neben reinem Titan werden Edelstahllegierungen verwendet. Diese besitzen durch ihre unterschiedliche Materialzusammensetzung Differenzen in der Suszeptibilität.

Bei der Inconel®-Legierung handelt es sich um eine Legierung mit einem hohen Anteil aus Nickel (>50%), sowie den Verbundstoffen Chrom und Molybdän.

Eine weitere Legierung besteht aus Cobalt und Chrom. Eine Beimischung von Nickel, mit einer höheren Suszeptibilität erzeugt eine Zunahme der Artefaktgröße. Am Beispiel der GRE-Sequenzen mit hohen Abbildungsartefakten sind Legierungen mit einem hohen Anteil an Titan besser geeignet als Legierungen mit einem großen Anteil aus Nickel. Titan ist das Material mit den geringsten ferromagnetischen Eigenschaften und somit der kleinsten Suszeptibilität (49). Umgekehrt verhält es sich mit SE-Sequenzen. Hier ist die Anfälligkeit für Artefakte, bedingt durch den 180°-Refokussierungsimpuls, im Vergleich zu den GRE-Sequenzen geringer. Folglich sind Legierungen mit höherer Suszeptibilität, beispielsweise Chrom und Cobalt, besser geeignet, da sie eine sichere Abgrenzung zum angrenzenden Gewebe ermöglichen.

Magnetfeldstärke

Des Weiteren beeinflusst die Magnetfeldstärke wesentlich den Nadelartefakt (17,18,50). Systeme mit niedrigen Feldstärken sind weniger anfällig für Feldinhomogenitäten als Systeme mit einer hohen Magnetfeldstärke. Frahm et al. bewiesen, dass die Nadelartefakte bei einer Feldstärke von 0,2Tesla signifikant geringer ausfallen als bei einer Feldstärke von 1,5Tesla. Resultierend daraus erzeugen Legierungen, welche bei niedrigen Niederfeldsystemen einen gut sichtbaren Artefakt bilden, bei Hochfeldsystem Artefakte mit hohen Bildverzerrungen und unzureichender Differenzierung zum umgebenden Gewebe. Allerdings ist, je nach Fragestellung, der diagnostische Wert einer hohen Feldstärke wichtiger. Um das ausgleichen zu können werden bei hohen Feldstärken Materialien mit geringer Suszeptibilität eingesetzt, welche bei niedrigen Feldstärken nur unzureichend kleine Artefakte erzeugen, aber im Hochfeld-System gut sichtbar sind. Hier wäre beispielsweise ein Verbundmaterial aus Kohlenstoff zu erwägen. Im Niederfeld können Materialien mit einer hohen Suszeptibilität von Vorteil sein, da diese hier eine hohe Feldinhomogenität und dadurch einen adäquat sichtbaren Nadelartefakt erzeugen.

Echozeit

Unter Verwendung von GRE-Sequenzen hat die Echozeit einen wesentlichen Einfluss auf die Artefaktgröße. Durch den fehlenden 180°- Refokussierungsimpuls sind GRE-Sequenzen anfälliger für lokale Feldinhomogenitäten. So steigt der per se schon größere Artefaktdurchmesser mit der Erhöhung der Echozeit. SE-Sequenzen sind hingegen nur in geringem Maße anfällig auf Änderungen der Echozeit. Hier kann während der Intervention kein Einfluss genommen werden.

Auch die vorliegende Studie konnte zeigen, dass unter Verwendung von GRE-Sequenzen die Artefaktstärke mit zunehmendem TE steigt. Dies ist insbesondere beim Einsatz von Materialien mit einer niedrigen magnetischen Suszeptibilität von Vorteil. So kann der Artefakt mit Steigerung der TE optimiert werden (43). Analog gilt dies für Materialien mit einer hohen magnetischen Suszeptibilität. Große Artefakte können mit einer Verringerung der TE minimiert werden.

Lewin et al. zeigten, dass die Magnetfeldstärke den Nadelartefakt wesentlich beeinflusst (18). Hier kann die Steigerung der Echozeit bei niedrigen Feldstärken, die geringere Feldinhomogenitäten und somit Artefakte erzeugen, zu einer besseren Darstellung der Nadel führen (50).

Das Problem bei GRE-Sequenzen ist, dass mit fallender TE die Bandbreite der Akquisition steigt, was eine deutliche Reduktion des SNRs bewirkt und zu einer Verschlechterung der anatomischen Darstellung führt (44). Dies kann allerdings, durch die interaktive Bedienplattform, während der Intervention an den Gegebenheiten und Anforderungen angepasst werden.

Voxelgröße und Schichtdicke

Die Voxelgröße bestimmt die räumliche Auflösung und ist demnach ein Qualitätsmerkmal für die akquirierten Bilddaten.

Suszeptibilitätsartefakte können mit Hilfe der Voxelgröße und insbesondere der Schichtdicke beeinflusst werden. Verringert sich die Schichtdicke, gleichbedeutend mit einer Verkleinerung der Voxelgröße, verringert sich die mittlere Feldinhomogenität jedes einzelnen Voxels. Es resultiert eine geringere Artefaktabhängigkeit und erzeugt kleinere Nadelartefakte. Dies ist umso größer in Anwendung von GRE-Sequenzen (45,50,51,56).

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie zeigen diese deutliche Abhängigkeit der Artefaktstärke und der Bildqualität von der angewandten Matrixgröße und der Schichtdicke. Durch eine Vergrößerung der Voxel, gleichbedeutend mit einer Verringerung der Matrix und einer Erhöhung der Schichtdicke, nimmt der Artefaktdurchmesser und das SNR gleichermaßen in allen verwendeten Sequenzen zu. Dieser Effekt wird am deutlichsten durch eine Änderung der Matrix. Bei einer SE-Sequenz kann auf eine Änderung der Schichtdicke verzichtet werden, da hier keine relevante Änderung zu verzeichnen ist. Nachteilig lässt sich feststellen, dass durch eine erhöhte räumliche Auflösung die Akquisitionszeit zunimmt. Dies führt zu einer erhöhten zeitlichen Belastung für den Patienten und Arzt. Hierbei muss ein Kompromiss aus Qualität und Quantität gefunden werden.

Interventionswinkel

Der Interventionswinkel steht in enger Beziehung zu der Größe des resultierenden Artefaktes (44,45,50,54). Wonneberger et al. untersuchten diesen Zusammenhang an einem baugleichen MRT. Sie eruierten am Beispiel von Gradienten- und Spinechosequenzen den Einfluss des Interventionswinkels auf den Abbildungsartefakt. Die hierbei resultierende Zunahme des Artefaktes war bei GE-Sequenzen deutlich ausgeprägter, was sich im Wesentlichen mit den Ergebnissen unserer Arbeit deckt. Die hohe Anfälligkeit auf die Spin-Dephasierung sowie der fehlende 180° Refokussierungsimpuls und die zunehmende Anfälligkeit für nadelumgehende Feldinhomogenitäten minimieren den Einsatz von GRE-Sequenzen. In Abhängigkeit von der verwendeten Nadel und Material werden diese bereits bei kleinen Einstichwinkeln inadäquat abgebildet und können auf Grund des steigenden interventionellen Risikos mit Zunahme des Lokalisationsfehlers nicht mehr verwendet werden. Vorteilhaft sind GRE-Sequenzen unter Verwendung suszeptibilitätsarmer Materialien. Diesen können bis zur Einstellung höherer Winkel angewendet werden. Bei SE-Sequenzen ist die Limitation in der Anwendung geringer. Zur Darstellung optimaler Artefakte können die Winkel in einer höhen Spannbreite zwischen 10° - 90° variiert werden.

Diese Kenntnisse sind besonders wichtig in der Verwendung der unterschiedlichen MR-Aufbauten. Voraussetzung für die Planung einer Intervention ist die Kenntnis über das B_0 -Feld des MR-Tomographens. Der in dieser Studie verwendete MR-Tomograph (Panorama® 1.0 Tesla, Fa. Philips Healthcare, Eindhoven, Netherland)

besitzt ein zum Patienten orthogonal orientiertes Vertikalfeld (Z-Achse). Durch die offene Bauweise ist ein variabler Zugang und Interventionswinkel zum Patienten möglich, so dass ein in dieser Studie evaluierter optimaler Winkel von 45° zum B_0 -Feld möglich ist. Hierdurch ist eine größtmögliche Sicherheit mit sehr guten Abbildungsqualitäten gewährleistet. In geschlossenen Systemen verläuft das B_0 -Feld fast immer horizontal zum Patienten. Eine durch die Bauweise minimierte Variabilität der Winkelausrichtungen kann große Artefakte zur Folge haben und beschränkt somit den Einsatz dieser Geräte.

Tomographen mit C-förmigen Bogen besitzen ein vertikal orientiertes Magnetfeld. Hier wird die Nadel oft in Feldrichtung verwendet. Der resultierende Artefakt ist teils sehr gering und nicht verwendbar. Hier bieten sich GRE-Sequenzen mit höherer Sensibilität auf Feldinhomogenitäten und größeren Artefakten an.

Frahm et al. befassten sich mit dem Zusammenhang zwischen der magnetischen Feldstärke und dem Interventionswinkel. Sie konnten zeigen, dass bei kleinen Feldstärken der Artefakt geringer mit zunehmendem Winkel ansteigt. Bei hohen Feldstärken korreliert der Artefakt sehr deutlich mit dem zunehmenden Winkel zum B_0 -Feld (50).

Positioniert man die Interventionsnadel parallel zur Ausleserichtung und zum B_0 -Feld entsteht an der Spitze der Nadel ein ballähnlicher Artefakt (Abb.22). Wie durch die Arbeitsgruppe von Haiying Liu et al. beschrieben läßt sich das Magnetfeld am stärksten im Bereich der Nadelspitze auf. Dies ist besonders auffällig bei Nadeln mit schlechten Suszeptibilitätseigenschaften. Dies konnte in unserer Studie ebenfalls gezeigt werden. Dieses Phänomen ist besonders auffällig bei Winkeln zwischen 0° - 10° zum B_0 -Feld (50,45). Dieser drei-dimensionale Spitzenartefakt ist bedeutend größer als der eher kleine Artefakt entlang des Nadelkorpus bei kleinen Winkeln. In vielen Arbeiten wurde dieses Phänomen beschrieben (14,31,56). Der Spitzenartefakt dehnt sich nach allen Achsenrichtungen aus.

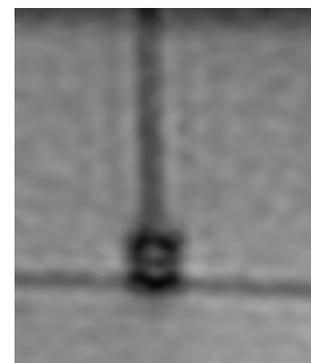


Abb.22 Ballähnlicher Artefakt bei einem Arbeitswinkel von 0° am Bsp. einer T1 gewichteten TSE Sequenz

Der Lokalisationsfehler ist sehr hoch und verringert die Sicherheit bei Interventionen. Dies wird umso wichtiger bei Anwendungsbereichen mit hoher geforderter Genauigkeit und Treffsicherheit, wie beispielsweise bei der interventionellen Neurochirurgie oder der Periradikulären Therapie. Hierzu sind genaue anatomische

Kenntnisse und präoperative Planung von hoher Bedeutung. Das Ausmaß des Spitzenartefaktes in Bereichen von 0° - 10° lässt sich nur wenig minimieren. Bei Notwendigkeit kann die Echozeit verkürzt werden, was eine Verkürzung der Dephasierungszeit und somit eine Verkleinerung des Artefaktes bedeutet.

Allerdings fällt dieser Effekt bei der Verwendung des Panorama® 1.0 Tesla MRT weniger negativ aus, da auf Grund der Bauweise vertikale Zugangswege im Bereich von 0° bis 45° zum B_0 -Feld durch den oberen Pol-Schuh begrenzt sind. Hier bieten sich, der statischen Bauweise anpassend, Zugangswege im Bereich von 45° bis 90° zum B_0 -Feld an.

Sequenzen und klinische Anwendungsbeispiele

Etablierte Anwendungsgebiete der interventionellen MR sind diagnostische Biopsien suspekter Raumforderungen unterschiedlicher Lokalität. Vergleichend mit Studien der CT- oder US-gestützten Punktionen gilt die MR-gestützte Punktion als sicheres, effektives und gleichwertiges Verfahren (58,59,61-63). Dabei ist die Sequenzwahl abhängig von der Gewebeart sowie deren Mobilität im menschlichen Körper.

Einsatzgebiet von GRE-Sequenzen sind unter anderem die Punktionen von suspekten Leberläsionen. Von Vorteil ist dabei die relative Unabhängigkeit von Atemverschiebungen auf Grund der schnellen Bildakquisitionszeiten.

Der Goldstandard zur Leberpunktion ist aktuell die Intervention mittels Ultraschall oder Computertomographie. Allerdings sind die Läsionen nicht immer sicher abgrenzbar, da teils der Kontrast zwischen der Läsion und dem umgebenden Lebergewebe nicht optimal erscheint. CT-gestützte Interventionen haben den Nachteil, dass eine erhöhte Strahlenbelastung vorliegt und hierbei den Einsatz bei verschiedenen Patientengruppen minimieren. Durch den guten Weichteilkontrast, der multiplanaren Bildgebung sowie die fehlende Strahlenbelastung ist die MR-gestützte Punktion deutlich vorteilhafter. Unsere Arbeitsgruppe punktierte Leberläsionen unter Verwendung der schnellen T1-gewichteten GRE-Sequenz und der Titannadel. Der Kontrast konnte durch die Verwendung von Gadolinium (Gd-)/DTPA (Magnevist™, Bayer Schering, Berlin, Deutschland) verstärkt werden (64). Die Methodik lieferte vielversprechende Ergebnisse. Kleinste Läsionen bis 5mm im Durchmesser konnten erfolgreich punktiert werden (58). In einer weiteren Studie wurden 104 Patienten im Zeitraum von Februar 2008 bis Februar 2009 mit insgesamt 224 Malignomen der Leber mittels MR-gestützter Brachytherapie behandelt. Auch hier konnten die

Ergebnisse zeigen, dass in 97% der beschriebenen Fälle der Brachytherapiekatheter exakt positioniert werden konnte (61).

Auf Grund der längeren Akquisitionszeiten eignen sich SE-Sequenzen eher für stationäres Gewebe. Der Vorteil der SE-Sequenzen ist die geringere Anfälligkeit für lokale Feldinhomogenitäten und Suszeptibilitätsartefakte durch den synchronisierenden 180°-Refokussierungsimpuls und den dadurch resultierenden kleineren Nadelartefakt im Vergleich zu den GRE-Sequenzen. Dieser bleibt auch bei steigenden Echozeiten relativ konstant und ermöglicht somit auch die interventionelle Bildgebung mittels T2 gewichteter Aufnahmen und kleinem Nadelartefakt.

Unsere Arbeitsgruppe legte Nephrostomiekatheter mit Hilfe der iMRT unter Verwendung einer T2-gewichtete TSE-Sequenz und der Titannadel (57). Die geringe Artefaktbreite ermöglichte eine zielgenaue Punktion des Nierenbeckenkelchsystems, auch bei nicht gestauten Fällen.

Ein weiteres, wichtiges therapeutisches Anwendungsgebiet ist die lokale Infiltrationstherapie.

Die Gruppe von Streitparth et al. nutzten die TSE-Sequenz zur periradikulären Therapie (45). Allerdings empfiehlt sich hier der Einsatz einer Edelstahllegierung mit einer höheren Suszeptibilität, um eine ausreichende Artefaktbreite zu gewährleisten. Insbesondere der Interventionswinkel zum B_0 -Feld ist durch die anatomischen Strukturen limitiert. Hier ist eine Variation größtenteils nur von der Lagerung der Patienten möglich. Durch Nutzen von MR-Systemen mit offener Bauweise ist dies größtenteils problemlos umzusetzen.

Die TSE-Sequenzen erlauben die Differenzierung von Geweben durch den erhöhten Weichteilkontrast und der räumlichen Auflösung, um eine Fehlpositionierung der Nadel zu verhindern.

Durch die Notwendigkeit der genauen Darstellung von feinen Strukturen spielt hierbei die Akquisitionszeit eine geringe Rolle. Die Anwendung der iMRT ermöglicht im Vergleich zum Routineverfahren mittels CT oder Fluoroskopie die genaue individuelle patientenbezogene Planung der Zugangswege, die parallele Differenzierung anatomischer Besonderheiten und Punktionskontrolle der Nadel. Durch den Einsatz der T2-gewichteten Sequenzen können zusätzlich die Injektatverteilungen kontrolliert werden, was den Erfolg der iMRT deutlich erhöht (45). Die bisherige Literatur beschreibt dabei eine Erfolgsrate von 87-100% bei der PRT (22,60,61).

Es konnte gezeigt werden, dass die iMRT ein sicheres und effizientes Verfahren darstellt. Durch die Möglichkeit verschiedener Sequenzen und Wichtungen können spezielle Fragestellungen und Anwendungen gezielt und individuell durchgeführt werden. Dabei können Abbildungsqualitäten variabel durch Änderungen der Parameter insbesondere der TE, des Interventionswinkels und die Wahl der Legierungen beeinflusst und optimiert werden.

Die Arbeitsweise ist bei den vielen Arbeitsgruppen nicht standardisiert. Unsere Studiengruppe verwendet bei Punktionen im Allgemeinen eine geeignete Oberflächenspule, welche den Bildkontrast, das SNR und die bildliche Auflösung optimiert. Anschließend erfolgt eine Übersichtsaufnahme mit geeigneter Sequenz und optimierten Parameter zur genauen Detektion des Zielpunktes und zur Festlegung des Punktionsweges. Dann wird mittels der „finger point“ Technik der Zugangsweg unter nahezu Echtzeitbildgebung markiert. Anschließend erfolgt nach einer Lokalanästhesie das Einbringen der Punktionssadel. Unter permanenter multiplanarer Bildgebung und Positionskontrolle wird die Nadel bis zum Zielort vorgeschoben. Hierbei kann die Bildebene beliebig gewechselt werden. Dies geschieht entweder durch einen Mitarbeiter in der Kontrolleinheit außerhalb des MRTs oder durch einen speziell entwickelten Fußschalter im Magnetraum, den der Radiologe selbst bedienen kann. Probleme der interventionellen MRT sind derzeit allerdings noch Schwierigkeiten in der Kommunikation untereinander aufgrund des hohen Lautstärkepegels durch die Gradientenschaltung bei laufender Sequenz.

Ein entscheidender Vorteil ist das Fehlen von ionisierender Strahlung. So kann dieses Verfahren bei Kindern, Jugendlichen und Schwangeren eingesetzt werden und reduziert die Gefahr für Patient und Arzt. Auch Mehrfachanwendungen sind dadurch möglich.

Ein Nachteil besteht im Fehlen einer ubiquitären Verfügbarkeit von offenen MR-Tomographen. Durch die hohen Kosten ist eine flächendeckende Versorgung bisher nicht möglich. Bei besserer Versorgung und gesteigerten Anwendungen werden sich die Kosten und die Effektivität der iMRT deutlich verbessern.

Um eine Steigerung der Effektivität zu erhöhen ist es nötig, dass die Anwendergruppen die Fallzahlen von Interventionen erhöhen. Daher muss die Wirtschaftlichkeit durch Optimierung von Arbeitsabläufen, Kostenreduktion, Erhöhung der Fallzahlen sowie Steigerung der Effektivität und des Zeitmanagements kontinuierlich verbessert werden.

5. Zusammenfassung

Aufgrund fehlender Strahlenexposition, der Möglichkeit der multiplanaren Bildgebung und des hohen Weichteilkontrastes, bietet die interventionelle MRT Vorteile im Vergleich zu CT-gestützten Eingriffen. Allerdings konnte bisher durch den mangelnden Patientenzugang bei geschlossenen Systemen und der reduzierten Bildqualität bei offenen Niederfeldsystemen die iMRT nur eingeschränkt genutzt werden.

Ein neuer, offener MR-Scanner (Panorama® HFO der Firma Philips) mit einer Feldstärke von 1.0T und einem vertikal orientierten Hauptmagnetfeld verspricht einen verbesserten und vereinfachten Einsatz der MRT für interventionelle Fragestellungen. Bisher fehlen jedoch konkrete Vorversuche zur Evaluation des Artefaktverhaltens MR-kompatibler Nadeln, insbesondere für den Einsatz dedizierter Sequenzen für konkrete interventionelle Fragestellungen.

Ziel der Arbeit war es interventionsbedingte Standardprotokolle für die speziell am offenen 1.0T Panorama durchgeführten Intervention zu definieren. Dabei sollte die Freihand-Methode in Einzelschichttechnik auf Höhe der Nadelebene analog einer fluoroskopischen CT-gestützten Punktion durchgeführt werden.

Verschiedene Nadelgrößen (0,9-2,1mm) und Legierungen aus Titan, Nitinol, Inconel® und Verbindungen aus Cobalt-Chrom-Nickel wurden bezüglich des Signal zu Rausch-Verhältnisses und der Artefaktstärke bei unterschiedlichen Interventionswinkeln, Echozeiten, Bandweiten, Flipwinkel und Matrixgrößen an insgesamt vier verschiedenen Sequenzen mit hoher zeitlicher Auflösung getestet. Die Nadeln wurden in ein Nadelhalterphantom aus einer Gelatinematrix, die durch Zusatz von Ferucarbotran an die Relaxationszeiten menschlichen Gewebes angepasst wurde, eingebettet.

Als interaktive Sequenzen dienten zwei Gradientenecho-Sequenzen: eine T1-gewichtete 2D Fast Field Echo und eine intermediär gewichtete steady state free precession Sequenz, sowie zwei Spinecho-Sequenzen: eine T1-gewichtete Turbo-Spin-Echo-Sequenz und eine T2-gewichtete 2D-Turbo-Spin-Echo-Sequenz.

Im Vergleich war die Artefaktstärke deutlich höher bei GRE- als bei SE-Sequenzen. Besonders die TE hatte einen großen Einfluss auf den Artefakt bei GRE-Sequenzen. Allerdings limitiert das fallende SNR die minimale TE.

Die Abmessung der Matrix hat einen signifikanten Einfluss auf Artefaktdurchmesser und SNR bei SE- und GRE-Sequenzen. Das Artefaktverhalten der Nadel war hingegen unabhängig von der gewählten Schichtdicke.

Die Bandweite hat im Rahmen der diagnostischen Breite keinen wesentlichen Einfluss auf den Artefaktdurchmesser bei SE- und GRE-Sequenzen. Eine Steigerung führt aber signifikant zu einem schlechteren SNR bei beiden Sequenztypen.

Erst bei einer Steigerung des Flips über 45° kam es zu einem sprunghaften Anstieg des Nadelartefaktes während das SNR mit steigendem Flip proportional abnahm.

Der Unterschied im Artefaktverhalten der verschiedenen Legierungen war bei den GRE-Sequenzen deutlicher ausgeprägt. Auch mit zunehmender Nadelgröße war der Anstieg des Artefaktdiameters bei den GRE-Sequenzen ausgeprägter als bei den SE Sequenzen - fiel jedoch mit steigendem Durchmesser ($>14\text{G}$) zunehmend schwächer aus.

Von besonderer Bedeutung ist der Interventionswinkel in Relation zum Hauptmagnetfeld B_0 . Die Artefaktstärke verringert sich mit abnehmendem Winkel signifikant. Bei paralleler Ausrichtung von Nadel und B_0 lässt sich sowohl bei GRE als auch bei SE keine Nadel mehr abgrenzen.

So sind maßgebliche Faktoren, die den Nadelartefakt beeinflussen nicht nur die Legierung der Nadel und die Feldstärke des verwendeten MR Systems.

Der entstehende Nadelartefakt variiert in Abhängigkeit von vielen Faktoren und beeinflusst so die Präzision einer Intervention. Der Interventionswinkel zum B_0 -Feld ist durch die anatomischen Strukturen limitiert. Hier ist eine Variation größtenteils nur durch veränderte Lagerung des Patienten möglich. GRE-Sequenzen haben den Vorteil der schnelleren Bildakquisition und besitzen somit die relative Unabhängigkeit von Atemverschiebungen. Damit sind sie für die Punktionen von Leberläsionen geeignet. SE-Sequenzen verkleinern den Nadelartefakt und erlauben eine T2w Bildgebung mit langen Echozeiten und eignen sich somit eher für die Punktion stationären Gewebes mit der Notwendigkeit einer relativ hohen räumlichen Auflösung. Die mögliche Steigerung der räumlichen Auflösung empfiehlt sich für die Indikation einer periradikulären Therapie oder einer Nephrostoma-Anlage in einem nicht gestauten Nierenbeckenkelchsystem, was sie für die PRT/PCN brauchbar macht. Allerdings sollte hier eine Edelstahllegierung mit einer höheren Suszeptibilität, um eine ausreichende Artefaktbreite zu gewährleisten, eingesetzt werden.

Die Ergebnisse dieser Arbeit helfen die MR-gestützte Interventionen am offenen 1,0T Panorama® MRT für den klinischen Alltag umzusetzen. Eine zwingende kontinuierliche Verbesserung der Wirtschaftlichkeit durch die Optimierung von Arbeitsabläufen, Kostenreduktion, Erhöhung der Fallzahlen bleiben aber weitere entscheidende Voraussetzungen für eine größere Akzeptanz der Methode.

6. Literaturverzeichnis

1. Bloch F, Hansen WW, Packard M: Nuclear Induction: Physical review 70 (7-8). 460-474 (1946)
2. Purcell EM, Bloembergen N, Pound RV: Resonance Absorption by Nuclear Magnetic Moments in a Single Crystal of CaF₂: Physical review 70 (11-12). 988 (1946)
3. Lauterbur PC: Image formation by induced local interactions: examples employing nuclear magnetic resonance: Nature 242. 190–191 (1973)
4. Mansfield P, Grannell P: NMR 'diffraction' in solids? J. Phys. C: Solid State Phys 6 (22):422–426 (1973)
5. Partain CL, Price RR, Patton JA: Nuclear magnetic resonance imaging: An overview of the physical principles, clinical potential and interrelationship with radionuclide imaging: NMR Imaging. 231–279 (1988)
6. Patz S: Basic physics of nuclear magnetic resonance: Cardiovascular Intervention Radiology 8. 225-237 (1986)
7. Jahnke C, Paetsch I, Nehrke K, Schnackenburg B, Gebker R, Fleck E, Nagel E: Rapid and complete coronary arterial tree visualization with magnetic resonance imaging: feasibility and diagnostic performance: European Heart Journal 21. 2313-2319 (2005)
8. van Geuns RJ, Wielopolski PA, de Bruin HG, Rensing BJ, van Ooijen PM, Hulshoff M, Oudkerk M, de Feyter PJ: Basic principles of magnetic resonance imaging: Prog Cardiovasc. Dis. 42 (2). 149-156 (1999)
9. Cardoza JD, Herfkens RJ: MRI survival guide: European Journal of Radiology 19. 70-71 (1994)
10. Trümmler KH: Physik und Anwendung: In MRT der Wirbelsäule und des Spinalkanals. pp.1-32. Georg Thieme Verlag Stuttgart. 1996.
11. Wolfgang R, Nitz, Val M, Runge: Praxiskurs MRT: Anleitung zur MRT Physik über klinische Bildbeispiele. pp.30-37. Thieme. 2007.
12. Guermazi A, Miaux Y, Zaim S, Peterfy CG, White D, Genant HK: Metallic Artefacts in MR Imaging: Effects of Main Field Orientation and Strength: Clinical Radiology 58. 322–328 (2003)
13. Lüdeke KM, Röschmann P, Tischler R: Susceptibility artefacts in NMR imaging: Magnetic Resonance Imaging 3. 329-343 (1985)

14. Liu H, Martin AJ, Truwit CL: Interventional MRI at HighField (1.5 T): Needle Artifacts: *Journal of Magnetic Resonance Imaging* 8 (1). 214-219 (1998)
15. Arbogast-Ravier S, Gangi A, Choquet P: An in vitro study at low field for MR guidance of a biopsy needle: *Magnet Resonance Imaging* 13. 321–324 (1995)
16. Shin KH, Suh JS, Jeong EK: Minimizing artefacts caused by metallic implants at MR imaging: experimental and clinical studies: *AJR* 171. 1207–1213 (1998)
17. Petersilge CA, Lewin JS, Duerk JL: Optimizing imaging parameters for MR evaluation of the spine with titanium pedicle screws: *AJR* 166. 1213–1218 (1996)
18. Lewin JS, Duerk JL, Jain VR, Petersilge CA: Needle Localization in MR-Guided Biopsy and Aspiration: Effects of Field Strength, Sequence Design, and Magnetic Field Orientation: *AJR* 166. 1337-1345 (1996)
19. Dietrich O, Reiser MF, Schoenberg SO: Artifacts in 3-T MRI: Physical background and reduction strategies: *European Journal of Radiology* 65. 29–35 (2008)
20. Port JD, Pomper MG. Quantification and minimization of magnetic susceptibility artifacts on GRE images: *J Comput Assist Tomogr* 24(6). 958–964. (2000)
21. Duerk JL, Lewin JS, Wendt M, Petersilge C: Remember true FISP? A high SNR, near 1-second imaging method for T2-like contrast in interventional MRI at .2 T. *J Magn Reson Imaging* 8(1). 203-208 (1998)
22. 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* 192 (4). 161-167 (2009)
23. Barregård L, Järvholm B, Ungethüm E: Cancer among workers exposed to strong static magnetic fields: *The Lancet* 2. 892 (1985)
24. Bock M, Umathum R, Zuehlsdorff S, Volz S: Interventional magnetic resonance imaging: an alternative to image guidance with ionising radiation: *Radiat Prot Dosimetry* 117(1-3). 74-78 (2005)
25. Rösch J, Keller FS, Kaufman JA: The birth, early years, and future of interventional radiology. *J Vasc Interv Radiol* 14. 841-853 (2003)
26. Lakhan SE, Kaplan A, Laird C: The interventionalism of medicine: interventional radiology, cardiology, and neuroradiology: *Int Arch Med* 2. 27 (2009)
27. Enders J, Zimmermann E, Rief M: Reduction of Claustrophobia with Short-Bore versus Open Magnetic Resonance Imaging: A Randomized Controlled Trial: *PLoS One* 6 (8). e23494 (2011)
28. Silverman SG, Collick BD, Figueira MR: Interactive MR-guided biopsy in an open-configuration MR imaging system: *Radiology* 197(1). 175-181 (1995)

29. Lewin JS: Interventional MR imaging: concepts, systems, and applications in neuroradiology: AJNR 20 (5). 735-48 (1999)
30. Schenck JF: The role of magnetic susceptibility in magnetic resonance imaging: MRI magnetic compatibility of the first and second kinds: Med Phys. 23 (6). 815-850 (1996)
31. Liu H, Hall WA, Martin AJ, Truwit CL: Biopsy needle tip artifact in MR-guided neurosurgery: J Magn Reson Imaging 13 (1).16-22 (2001)
32. Mueller PR, Stark DD, Simeone JF: MR-guided aspiration biopsy: needle design and clinical trials: Radiology 161(3). 605-609 (1986)
33. Kacal GM, Carls FR, Moll C, Debatin JF: Interactive MR-guided biopsies of maxillary and skull-base lesions in an open-MR system: first clinical results: Eur Radiol 9 (3). 487-492 (1999)
34. Gossman A, Bangard C, Warm M, Schmutzler RK: Real-time MR-guided wire localization of breast lesions by using an open 1.0-T imager: initial experience: Radiology 247(2). 535-542 (2008)
35. Steiner G, Mehnert W: Physikalische Grundlagen der Kernspintomographie. In Josef Lissner, Manfred Seiderer (Hrsg)Klinische Kernspintomographie. pp.1-14. Ecomed. 1990.
36. Hunsche S, Moseley ME, Stoeter P, Hedehus M: Diffusion-tensor MR imaging at 1.5 and 3.0 T: initial observations: Radiology 221. 550-556 (2001)
37. Kuhl CK, Textor J, Gieseke J, von Falkenhausen M: Acute and subacute ischemic stroke at high-field-strength (3.0-T) diffusion-weighted MR imaging: intraindividual comparative study: Radiology 234. 509-516 (2005)
38. Nitz WR, Runge VM: Praxiskurs MRT: Anleitung zur MRT Physik über klinische Bildbeispiele. pp.31-32. Thieme. 2007.
39. Guinier A, Jullien R: Die physikalischen Eigenschaften von Festkörpern: Carl Hanser Verlag. 139-162. (1992)
40. <http://www.birmingham.ac.uk/research/activity/metallurgy/materials/magnets/background/magnetic-materials-types.aspx> (letzter Zugriff 18.06.2013)
41. Lufkin R, Teresi L, Hanafee W: New needle for MR-guided aspiration cytology of the head and neck: AJR 149. 380-382 (1987)
42. Duckwiler G, Lufkin RB, Teresi L: Head and neck lesions: MR-guided aspiration biopsy: Radiology 170. 519-522 (1989)
43. Fritz J, Pereira PL: MR-Guided pain therapy: principles and clinical applications: Rofo 179 (9). 914-924 (2007)

44. 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* 33 (2). 346-351 (2010)
45. Streitparth F, Walter T, Wonneberger U, Chopra S, Wichlas F, Wagner M, Hermann KG, Hamm B, Teichgräber U: Image-guided spinal injection procedures in open high-field MRI with vertical field orientation: feasibility and technical features: *Eur Radiol* 20(2). 395-403 (2010)
46. Salomonowitz E: MR imaging-guided biopsy and therapeutic intervention in a closed-configuration magnet: single-center series of 361 punctures: *AJR* 177 (1). 159-163 (2001)
47. Thomas C, Wojtczyk H, Rempp H: Carbon fibre and nitinol needles for MRI-guided interventions: first in vitro and in vivo application: *Eur J Radiol* 79 (3). 353-358 (2011)
48. Shellock FG: Metallic surgical instruments for interventional MRI procedures: evaluation of MR safety: *J Magn Reson Imaging* 13(1). 152-157 (2001)
49. Lide DR: Magnetic susceptibility of the elements and inorganic compounds: *CRC Handbook of Chemistry and Physics* 73. Edition. 130-135 (1992)
50. Frahm C, Gehl HB, Melchert UH, Weiss HD: Visualization of magnetic resonance-compatible needles at 1.5 and 0.2 Tesla: *Cardiovasc Intervent Radiol* 19(5). 335-340 (1996)
51. Müller-Bierl B, Graf H, Lauer U, Steidle G, Schick F: Numerical modeling of needle tip artifacts in MR gradient echo imaging: *Med Phys* 31 (3). 579-587 (2004)
52. Thomas C, Springer F, Röthke M: In vitro assessment of needle artifacts with an interactive three-dimensional MR fluoroscopy system: *Journal of vascular and interventional radiology* 21 (3). 375-380 (2010)
53. Thomas C, Wojtczyk H, Rempp H: Carbon fibre and nitinol needles for MRI-guided interventions: First in vitro and in vivo application: *European Journal of Radiology* 79 (3). 353-358 (2011)
54. Ladd ME, Erhart P, Debatin JF: Biopsy needle susceptibility artefacts: *Magn Reson Med* 36. 646-651 (1996)
55. Wehrli FW, Czervionke LF, Daniels DL: Magnetic susceptibility artefacts in gradient-recalled echo MR imaging: *AJNR* 9. 1149-1155 (1988)
56. Reichenbach JR, Wurdinger S, Pfeleiderer SO, Kaiser WA: Comparison of artifacts produced from carbon fiber and titanium alloy needles at 1.5 T MR imaging: *J Magn Reson Imaging* 11 (1). 69-74 (2000)

57. Fischbach F, Porsch M, Krenzien F, Pech M, Dudeck O, Bunke J, Liehr UB, Ricke J: MR imaging guided percutaneous nephrostomy using a 1.0 Tesla open MR scanner: *Cardiovasc Intervent Radiol.* 34 (4). 857-863 (2011)
58. Fischbach F, Bunke J, Thormann M, Gaffke G, Jungnickel K, Smink J, Ricke J: MR-guided freehand biopsy of liver lesions with fast continuous imaging using a 1.0-T open MRI scanner: experience in 50 patients: *Cardiovasc Intervent Radiol.* 34 (1). 188-192 (2011)
59. Lawrentschuk N, Fleshner N: The role of magnetic resonance imaging in targeting prostate cancer in patients with previous negative biopsies and elevated prostate-specific antigen levels: *BJU Int* 103(6). 730-733 (2009)
60. Ojala R, Vahala E, Karppinen J: Nerve root infiltration of the first sacral root with MRI guidance: *J Magn Reson Imaging* 12. 556-561 (2000)
61. Ricke J, Thormann M, Ludewig M, Jungnickel K, Grosser O, Wybranski C, Peters N, Hass P, Bunke J, Fischbach F: MR-guided liver tumor ablation employing open high-field 1.0T MRI for image-guided brachytherapy. *Eur Radiol.* 20 (8). 1985-1993 (2010)
62. Zangos S, Kiefl D, Eichler K, Engelmann K: MR-guided biopsies of undetermined liver lesions: technique and results: *Rofo* 175 (5). 688-694 (2003)
63. Porsch M, Wendler JJ, Fischbach F, Schindele D, Janitzky A, Baumunk D, Liehr UB, Ricke J, Schostak M: Placement of percutaneous nephrostomy by open magnetic resonance imaging : Clinical results and current status in urology: *Urologe* 51 (12). 1722-1727 (2012)
64. Albiin N: MRI of Focal Liver Lesions: *Curr Med Imaging Rev.* 8 (2). 107-116 (2012)
65. <http://www.vumc.nl/afdelingen-themas/135370/27788/745704> (letzter Zugriff 29.06.2013)
66. http://edoc.hu-berlin.de/dissertationen/herrler-joern-heinrich-2004-0205/HTML/herrler_html_1c59367a.gif (letzter Zugriff 29.06.2013)
67. http://www.healthcare.philips.com/pwc_hc/main/shared/Assets/Images/MRI/product/achieva_A_new_template/achieva-main-450x330.jpg (letzter Zugriff 13.07.2013)
68. http://www.siemensmriequipment.com/wp-content/uploads/2009/07/MAGNETOM_Espree_MRI-300x234.jpg (letzter Zugriff 13.07.2013)
69. http://rumedcompany.com/images/Siemens_Magnetom_Concerto.jpg (letzter Zugriff 13.07.2013)
70. http://www.healthcare.philips.com/de_de/products/mri/systems/panorama/ (letzter Zugriff 13.07.2013)

Danksagung

Ich danke Herrn Prof. Dr. med. Ricke, Direktor der Klinik für Radiologie und Nuklearmedizin der Universität Magdeburg, für die Überlassung des interessanten und aktuellen Themas sowie für seine Beratung und Bereitstellung der Räumlichkeiten, seiner Zeit und Material zur Beendigung der Arbeit.

Meinen besonderen Dank gilt meinem Betreuer Herrn Prof. Dr. med. Frank Fischbach für seine stetige und engagierte Bereitschaft, seiner beispiellosen Geduld und herausragenden Motivation mich in meiner wissenschaftlichen Arbeit zu unterstützen.

Meiner Familie, meinem Cousin, Kerstin Jungnickel, Matthias Ludewig, den MTRAs und insbesondere meiner Freundin danke ich von ganzen Herzen für Ihre uneingeschränkte, selbstlose Unterstützung, der Geduld und dem Glauben an den Erfolg dieser Arbeit.

Erklärung

Ich erkläre, dass ich die der Medizinischen Fakultät der Otto-von-Guericke-Universität zur Promotion eingereichte Dissertation mit dem Titel

„Evaluation MR kompatibler Nadeln und interaktiver Sequenzen zur interventionellen Bildgebung an einem offenen 1.0 Tesla MR- Tomographen (Panorama-HFO)“

in der Klinik für Radiologie und Nuklearmedizin der Otto-von-Guericke-Universität mit Unterstützung von Prof. Dr. med. Fischbach ohne sonstige Hilfe durchgeführt und bei der Abfassung der Dissertation kein anderen als die dort aufgeführten Hilfsmittel benutzt habe.

Bei der Abfassung der Dissertation sind Rechte Dritter nicht verletzt worden.

Ich habe diese Dissertation bisher an keiner in- oder ausländischen Hochschule zur Promotion eingereicht. Ich übertrage der Medizinischen Fakultät das Recht, weitere Kopien meiner Dissertation herzustellen und zu vertreiben.

Magdeburg, den 01.August 2013

(Steffen Bauch)

Darstellung des Bildungsweges

Ich, Steffen Bauch, geboren am 10.01.1981 in Magdeburg, bestand 1999 nach 12-jähriger Schulbildung die Abiturprüfung am Wilhelm-Raabe-Gymnasium in Magdeburg und erlangte am 09.Juli 1999 die allgemeine Hochschulreife.

Vom 1. Oktober 2000 bis 31. März 2003 studierte ich Biologie an der Universität Bielefeld und wechselte am 01.April 2003 zum Studium der Humanmedizin an die Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg. Am 21. März 2006 absolvierte ich die Ärztliche Vorprüfung. Am 11. Mai 2010 bestand ich die Ärztliche Prüfung. Im Anschluss wurde mir die Approbation als Arzt erteilt. Vom 12.05.2010 bis zum 30.09.2010 absolvierte ich ein Promotionssemester zur Fertigstellung der experimentellen Phase dieser Arbeit. In der Zeit vom 01. Oktober 2010 bis zum 30. November 2011 war ich freiberuflich als Vertragsarzt der Bundeswehr im Bereich der Allgemeinmedizin tätig. Seit dem 01.12.2011 bin ich als Assistenzarzt in der Urologie und Neurourologie des Unfallkrankenhauses Berlin tätig.

Magdeburg, den 01.August 2013

(Steffen Bauch)