

Aus dem Institut für Radiologie
der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

Evaluation einer Quadrupol-Bildgebungsspule für
bildgesteuerte Wirbelsäuleninterventionen im offenen
Hochfeld-MRT

zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Georg Böning

aus Leinefelde

Gutachter/in: 1. Priv.-Doz. Dr. med. U. Teichgräber
 2. Priv.-Doz. Dr. med. K. Krüger
 3. Prof. Dr. rer. nat. I. Sack

Datum der Promotion: 14.02.2014

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	5
1.1 „Rückenschmerzen“ epidemiologische und wirtschaftliche Aspekte im Gesundheitswesen	5
1.1.1 Begriffsdefinition	5
1.1.2 Häufigkeit und Ursachen.....	5
1.1.3 Wirtschaftliche Aspekte	5
1.2. Anatomische Grundlagen der Schmerzentstehung	6
1.2.1 Aufbau und Funktion der Wirbelsäule	6
1.2.2 Neuroanatomie und Innervation der Wirbelsäule	6
1.3 Therapieoptionen.....	7
1.3.1 konservative Therapie	7
1.3.2 chirurgische Interventionen.....	7
1.4 Magnetresonanztomographie (MRT).....	8
1.4.1 physikalische Grundlagen	8
1.4.2 technische Grundlagen	9
1.4.3 Bauformen.....	10
1.4.4 Sequenzen.....	10
1.4.5 Artefakte.....	11
1.4.6 SNR als Parameter für die Signal-/Bildqualität	12
2. Herleitung der Aufgabenstellung	14
3. Material und Methoden	16
3.1 Erhebung der Patientendaten.....	16
3.2 Herstellung des Phantoms	17
3.3 Feststellung der Spulenmaße.....	17
3.4 MRT Messung.....	17
3.4.1 Spulenpositionsvarianten	18

3.4.2 Störungsmessung.....	19
3.5 Auswertung der Bilddaten.....	23
3.5.1 Positionsmessung	23
3.5.2 Störungsmessung.....	24
4. Ergebnisse	25
4.1 Patientendaten	25
4.2 Spulenabmessungen	25
4.3 Body Spulen	27
4.3.1 Geometrie	27
4.3.2 Signalqualität.....	28
4.4 Oberflächenspulen.....	35
4.4.1 Geometrie	35
4.4.2 Signalqualität.....	36
4.5 Störungsmessung.....	41
4.5.1 MultiPurpose S.....	41
4.5.2 MultiPurpose L.....	45
4.5.3 Flex L	49
4.5.4 Butterfly	53
4.5.5 Spulenvergleich.....	56
5. Diskussion	61
6. Zusammenfassung	68
7. Literaturverzeichnis.....	69
Eidesstattliche Erklärung.....	73
Lebenslauf	74
Publikationsliste	75
Danksagung.....	76

Abkürzungsverzeichnis

B ₀	statisches Magnetfeld
bFFE	balanced Fast Field Echo
bSSFP	balanced Steady-State Free Precession
CNR	Contrast-to-Noise Ratio
ETL	Echo Train Length
FIESTA	Fast Imaging Employing Steady-State Acquisition
FOV	Field-Of-View
GRE	Gradienten-Echo
HASTE	Half-Fourier Acquired Single-Shot Turbo-Spin-Echo
MPLN	Mechanical Percutaneous Lumbar Nucleotomy
MRT	Magnetresonanztomographie
nAKQ	Anzahl der Aquisitionen
NSA	Number of Signal Averages
NSAIDs	Non-Steroidal Anti-Inflammatory Drugs
Panorama HFO	Philips Panorama High-Field Open
PD	Proton-Density
PDw	Proton-Density-weighted
PITT	Percutaneous Intradiscal ThermoTherapy
PLDD	Percutaneous Laser Disc-Decompression
PRT	periradikuläre Therapie
RFA	Radio-Frequency Ablation
ROI	Region Of Interest
SE	Spin-Echo
SENSE	SENSitivity Encoding
SNR	Signal-to-Noise Ratio
T1w	T1-weighted
T2w	T2-weighted
TE	Echo Time
TEM	Transforaminal Endoscopic Microdiscectomy
TR	Repetition Time
true-FISP	true Fast Imaging with Steady-State Precession
TSE	Turbo-Spin-Echo

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Messstrecken im Patientenbild.....	16
Abbildung 2: a) WiroGel M b) Phantomherstellung.....	17
Abbildung 3: Sequenzparameter der Positionsmessung	18
Abbildung 4: Spulenpositionsvariation	19
Abbildung 5: Sequenzparameter der Störungsmessung.....	20
Abbildung 6: Störungsmessung a) Phantom b) RFA-Nadel c) Stromquelle	21
Abbildung 7: Zusammensetzung des Phantoms der Störungsmessung	21
Abbildung 9: Versuchsaufbau der Störungsmessung.....	21
Abbildung 10: RFA-Nadel Raumrichtungen	22
Abbildung 11: Lage der zur SNR-Berechnung benutzten ROIs in der Positionsmessung	23
Abbildung 12: Messergebnisse anatomischer Distanzen aus Patientendaten	25
Abbildung 13: Synopsis Abdomenspulen	26
Abbildung 14: Synopsis Oberflächenspulen	26
Abbildung 15: Synopsis Body-Spulen (alle ROIs)	28
Abbildung 16: Synopsis Body-Spulen (eine ROI).....	31
Abbildung 17: Bildbeispiel T1w GRE*, BodySp-XL, a) 0cm-Position b) 30cm-Position	34
Abbildung 18: Synopsis Oberflächenspulen alle ROIs.....	36
Abbildung 19: Synopsis Oberflächenspulen (eine ROI).....	38
Abbildung 20: Synopsis MultiPurpose S RFA Standby	41
Abbildung 21: Synopsis MultiPurpose S RFA an.....	43
Abbildung 22: Synopsis MultiPurpose L RFA Standby	45
Abbildung 23: Synopsis MultiPurpose L RFA an	47
Abbildung 24: Synopsis Flex L RFA Standby.....	49
Abbildung 25: Synopsis Flex L RFA an	51
Abbildung 26: Synopsis Butterfly RFA Standby.....	53
Abbildung 27: Synopsis Butterfly RFA an	55
Abbildung 28: Synopsis Spulenvergleich RFA Standby	57
Abbildung 29: Synopsis Spulenvergleich RFA an.....	59

1. Einleitung

1.1 „Rückenschmerzen“ epidemiologische und wirtschaftliche Aspekte im Gesundheitswesen

1.1.1 Begriffsdefinition

Rückenschmerzen sind im deutschen Sprachgebrauch nicht klar definiert. So wird der Begriff als Sammelbezeichnung für Kreuzschmerzen (eng.: low back pain), Nackenschmerzen und Schmerzen im Brustwirbelsäulenbereich verwendet¹.

1.1.2 Häufigkeit und Ursachen

Schmerzen im Bereich des Rückens gehören zu den häufigsten Erkrankungen in Deutschland. So gaben 56,2% der Männer und 62,1% der Frauen an, innerhalb des Jahres 1998 an Rückenschmerzen gelitten zu haben¹. Dabei liegen bei etwa 85% der Patienten unspezifische Rückenschmerzen vor, welche sich keiner Ursache zuordnen lassen¹. Lediglich bei 15% konnte der Grund der Schmerzentstehung festgestellt werden¹. Mögliche Diagnosen sind beispielsweise: Bandscheibenvorfall, Wirbelgleiten, Spinalkanalverengung, Wirbelkörperfrakturen, Tumoren, Infektionen, sowie degenerative und entzündliche Erkrankungen¹⁻⁴. Im Bereich der Manuellen Medizin werden als Ursache der unspezifischen Schmerzen außerdem Blockierungen angegeben⁵. Weiterhin müssen differentialdiagnostisch Schmerzursachen bedacht werden, die primär nicht in Zusammenhang mit dem Bewegungssystem stehen. So können viszerosensible Empfindungen in *Head-* und *Mackenzie-* Zonen übertragen werden oder die Schmerzen Ausdruck psychischer Probleme sein^{2-3,6-8}.

1.1.3 Wirtschaftliche Aspekte

Aufgrund der Häufigkeit von Rückenschmerzen und ihrer teils schwierigen kausalen Behandlung, sind sie Grundlage enormer Kosten^{1,3,9}. Diese werden in direkte und indirekte differenziert. Die direkten Kosten umfassen Arzneimittel, sowie ambulante und stationäre Behandlung. Schätzungen der direkten Kosten für Dorsopathien beliefen sich 2008 in Deutschland auf rund 9 Milliarden Euro⁹. Hinzu kommen die indirekten Kosten durch Produktionsausfälle aufgrund von Arbeitsunfähigkeitstagen und vorzeitiger Berentung. Dorsopathien waren 2008 der Grund für 247.000 verlorene Erwerbstätigkeitsjahre in Deutschland⁹. Durch demografische Entwicklungen, sowie pharmazeutische und technische Innovationen in der Behandlung der Rückenschmerzen, sind zukünftig steigende Ausgaben zu erwarten. Im Zusammenhang mit dem vergleichsweise geringen Anteil der kausal behandelbaren

Patienten wird ersichtlich, welche enorme Bedeutung erfolgreichen diagnostischen und therapeutischen Optionen zukommt. Neben einem Qualitätsgewinn der Patientenbehandlung bieten sie beträchtliche Möglichkeiten der Kostenreduktion.

1.2. Anatomische Grundlagen der Schmerzentstehung

1.2.1 Aufbau und Funktion der Wirbelsäule

Die Wirbelsäule bildet das Achsenskelett des Menschen. Sie überträgt das Gewicht von Kopf, oberen Extremitäten und einem Großteil des Rumpfes über den Beckengürtel auf die unteren Extremitäten. Um dieser Aufgabe gerecht zu werden und sowohl Stabilität als auch Beweglichkeit zu gewährleisten, besteht die menschliche Wirbelsäule aus insgesamt vierundzwanzig Wirbelkörpern und dem *Os Sacrum*. Diese sind in einer doppel-S-förmigen Krümmung angeordnet, welcher eine Federwirkung zugeschrieben wird. Die Einteilung der Wirbelkörper erfolgt in sieben Hals-, zwölf Brust-, fünf Lenden-, fünf Kreuzbein- und vier Steißbeinwirbel. Diese zeichnen sich jeweils durch spezifische Ausprägungen der Wirbelgrundform aus. Diese Grundform beinhaltet Wirbelkörper, Wirbelbogen und Wirbelbogenfortsätze. Die Wirbelkörper haben, in Verbindung mit den zwischengelagerten Bandscheiben und den Wirbelbogengelenken, hauptsächlich tragende Funktion. Durch den genannten Aufbau der Wirbelsäule wird eine gewisse Beweglichkeit ermöglicht. Weiterhin wird mit Hilfe verschiedener Bänder eine ligamentäre Stabilisierung gewährleistet. Der von den Wirbelbögen gebildete Wirbelkanal beinhaltet das Rückenmark und dient dessen Schutz. Eine Hebelwirkung ansetzender Muskeln wird durch Wirbelbogenfortsätze erreicht.^{2-4,10}

1.2.2 Neuroanatomie und Innervation der Wirbelsäule

Neben den vom Rückenmark ausgehenden Spinalnerven und speziell deren Kompression sind noch weitere neuronale Strukturen für die Schmerzentstehung im Bereich der Wirbelsäule von Bedeutung. Beispielsweise sind für den aufrechten menschlichen Gang detaillierte propriozeptive Informationen von der Wirbelsäule und ihren umliegenden Strukturen nötig². So sind unter anderem der *Anulus fibrosus*, die Z-Gelenke und Teile der *Dura Mater* neural versorgt². Weiterhin sind die humanen Blutgefäße stets mit vegetativen Nervenfasern vergesellschaftet. Dies kann besonders bei Neovaskularisierungen im Rahmen verschiedener Prozesse zu Empfindlichkeitssteigerungen führen². Die entsprechenden Schmerzsymptomatiken sind dabei nicht gleichmäßig über die gesamte Wirbelsäule verteilt, sondern nehmen proportional zur mechanischen Beanspruchung nach kaudal zu^{1-4,10}. Da die Lendenwirbelsäule besonders großen Belastungen ausgesetzt und der Großteil der Schmerzen dort lokalisiert ist^{1-4,10},

werden sich die folgenden Ausführungen bezüglich der Therapieoptionen auf das Lumbalsyndrom bzw. low back pain beziehen.

1.3 Therapieoptionen

1.3.1 konservative Therapie

Da Rückenschmerzen eine gute Spontanrückbildungstendenz aufweisen und etwa 80% aller Patienten bereits nach zwei Monaten keine Beschwerden mehr angeben, ist meist eine konservative Therapie indiziert^{1,11}. Diese beginnt bereits beim Patienten selbst, der durch Zufuhr von Wärme oder Kälte, Änderung der Matratze, fortgesetzter körperlicher Aktivität, sowie Yoga und Massagen möglicherweise positiven Einfluss auf seine Symptomatik nehmen kann¹²⁻¹⁹. Weitere Therapiemöglichkeiten stellen Manuelle Therapie und Physiotherapie dar, wobei durch zusätzliche Rückenschule der Erfolg gesteigert werden kann^{3-5,20-21}. Eine medikamentöse Symptombehandlung mit NSAIDs (Non-Steroidal Anti-Inflammatory Drugs) oder Paracetamol bildet ebenfalls eine Option^{3-4,16,22}. Die periradikuläre Therapie (PRT), bei welcher eine computertomografisch gesteuerte Injektion von Lokalanästhetika und eventuell Kortikoiden erfolgt, wird ebenso zu den konservativen Therapievarianten gerechnet. Liegt den Schmerzen eine Infektion zugrunde, ist Antibiotikagabe Therapie der Wahl^{3-4,23}. Bei chronischen Schmerzleiden mit psychischen Ursachen können Verhaltenstherapie oder Alexander-Technik hilfreich sein^{6-8,22}.

1.3.2 chirurgische Interventionen

Grundsätzlich ist die Entscheidung zur chirurgischen Intervention für jeden Patienten unter Berücksichtigung individueller Faktoren zu treffen. Zu den häufigsten Ursachen spezifischer und damit chirurgisch behandelbarer Schmerzen der Wirbelsäule zählen degenerative Erkrankungen. So sind aus diesem Grund 60% der Sechzigjährigen therapiebedürftig, wobei zu 70% die Lendenwirbelsäule betroffen ist⁴. Weitere typische Operationsindikationen sind beispielsweise Traumata und symptomatische, raumfordernde Neoplasien³⁻⁴. Eher seltene Gründe für einen chirurgischen Eingriff stellen Abszesse, Empyeme und Gefäßfehlbildungen dar³. Aufgrund der Vielfältigkeit eingesetzter Verfahren und unter Berücksichtigung der Erkrankungshäufigkeiten findet im Folgenden eine Beschränkung auf die Behandlung der Bandscheibendegeneration und der damit assoziierten, knöchern-degenerativen Veränderungen statt. Dabei führen diese Degenerationen über Kompression benachbarter neuraler Strukturen zu entsprechenden Schmerzsymptomen. Das primäre Ziel aller Interventionen ist daher diesen negativen Einfluss zu vermindern³. In der Literatur wurden verschiedene Verfahren und Zugangswege

beschrieben, deren Stellenwert allerdings nicht abschließend festzustellen ist²⁴⁻²⁸. Eine Gemeinsamkeit der dargestellten Methoden ist jedoch, dass durch verbesserte Bildgebung die Behandlung des Patienten optimiert werden kann. Angefangen bei der präoperativen Auswahl des Verfahrens, über intraoperative Steigerung der Präzision, bis hin zur postoperativen Verlaufskontrolle ist Potential vorhanden.

1.4 Magnetresonanztomographie (MRT)

1.4.1 physikalische Grundlagen

Prinzipiell eignen sich alle Atomkerne mit einer ungeraden Nukleonenzahl zur MRT-Bildgebung²⁹⁻³⁰. Diese besitzen einen Eigendrehimpuls (Kernspin), aus dem ein magnetisches Moment resultiert^{29,31-37}. Das Wasserstoffproton ist jedoch von besonderer Bedeutung, da es diese Eigenschaft besitzt, nahezu ubiquitär im menschlichen Körper vorkommt und außerdem die höchste Sensitivität in der MRT aufweist^{29,35}. Wirkt nun von außen ein starkes Magnetfeld ein, richten sich die Spinachsen der Kerne parallel oder antiparallel dazu aus, wobei der parallele Zustand etwas häufiger, da energieärmer, ist²⁹. Die Bezeichnung „parallel“ ist allerdings nicht völlig korrekt, denn es findet eine Präzessionsbewegung der Spinachsen um die Feldlinien des externen Magnetfeldes statt²⁹⁻³⁰. Diese Kreiselbewegung ist dabei nur mit einer bestimmten Frequenz (sog. *Larmor*-Frequenz) möglich, welche von der Stärke des äußeren Magnetfeldes, sowie dem gyromagnetischen Moment des verwendeten Teilchens abhängig ist und für Protonen ca. 42,5 Megahertz pro Tesla beträgt²⁹.

Durch die geringfügige Mengenabweichung in der Ausrichtung der Spinachsen resultiert für den Makrokörper eine Gesamtmagnetisierung, deren Vektor zunächst parallel zu den Feldlinien des externen Magnetfeldes ist. Wird nun ein Hochfrequenzimpuls eingestrahlt, welcher die entsprechende *Larmor*-Frequenz besitzt, kommt es zur Resonanz²⁹⁻³⁷. Dabei werden die Spinachsen in die selbe Phase und eine größere Anzahl in den antiparallelen Zustand gebracht²⁹. Es resultiert eine Auslenkung des Vektors der Gesamtmagnetisierung^{29,31,33}. Der so entstehende Winkel zwischen dem Vektor B_z des externen Magnetfeldes und der Gesamtmagnetisierung wird als Flipwinkel bezeichnet und ist von der Stärke, sowie der Dauer des Hochfrequenzimpulses abhängig^{29,36-37}. Dabei gibt die verwendete Sequenz einen Flipwinkelbereich vor^{29,37}.

Nach dem Ende des Hochfrequenzimpulses kommt es zur Abgabe der aufgenommenen Energie durch die Wasserstoffkerne^{29,31-37}. Es resultiert eine Wiederherstellung der ursprünglichen Gesamtmagnetisierung unter Emission eines Hochfrequenzsignals^{29,31-37}. Dabei erfolgt die Energieabgabe über zwei Mechanismen, die zwar gleichzeitig ablaufen, aber völlig Unabhängig

voneinander sind^{29,38}. Einerseits geben die angeregten Protonenkerne Energie an Ihre Umgebung ab und richten ihre Spinachsen wieder parallel zum externen Magnetfeld aus. Durch diesen Vorgang der als Spin-Gitter- oder T1-Relaxation bezeichnet wird, verstärkt sich die Gesamtmagnetisierung in Richtung des externen Magnetfeldes^{29-30,37,39}. Dabei ist die T1-Zeit durch den Aufbau von 63% der Ausgangsgesamtmagnetisierung, mit Vektor parallel zu den Feldlinien des externen Feldes, charakterisiert^{29,39}. Andererseits erfolgt eine Energieabgabe der Protonen untereinander, wodurch die Phasenkohärenz verloren geht²⁹. Die damit verbundene Abnahme des Anteils der Gesamtmagnetisierung, dessen Vektor im Bezug zu den Feldlinien des externen Magnetfeldes ausgelenkt wurde, wird als Spin-Spin- oder T2-Relaxation bezeichnet^{29-30,37,39}. Die T2-Zeit ist definiert als Zeitpunkt, an dem 63% dieses Anteils abgebaut wurden^{29,39}.

1.4.2 technische Grundlagen

Für die Bilderzeugung mittels MRT sind die im Folgenden genannten gerätetechnischen Voraussetzungen erforderlich. Zunächst ist ein starker Magnet zur Erzeugung eines statischen Magnetfeldes nötig. Neben Dauer- und Widerstandsmagneten, die hauptsächlich im Niederfeldsektor eingesetzt werden, finden vor allem supraleitende Ringmagnetsysteme klinische Anwendung^{29,40-41}. Eine Sonderform bilden die sogenannten offenen Geräte, die für Patienten mit Klaustrophobie und interventionelle Eingriffe geeignet sind^{29,42-44}. Zur Homogenisierung des statischen Magnetfeldes sind außerdem sogenannte Shim-Spulen notwendig^{29,32,34,45}.

Zur Erzeugung des Hochfrequenzimpulses und Detektion der emittierten Signale werden Hochfrequenzspulen verwendet^{29,32-34}. Neben einer, im Gerät integrierten, Ganzkörperkombinationsspule werden häufig zusätzliche Empfangsspulen benutzt, um einzelne Körperregionen mit höherer Auflösung darstellen zu können^{29,46-47}. Dabei ist die Bildqualität der verschiedenen Modelle zum Teil recht unterschiedlich und soll im Rahmen dieser Arbeit für Einige untersucht werden.

Um die empfangenen Signale Punkten im Raum zuordnen zu können, wird mit Hilfe sogenannter Gradientenspulen eine dreidimensionale Überlagerung verschiedener Magnetfeldgradienten erzeugt, um die Abhängigkeit der *Larmor*-Frequenz von der lokalen Feldstärke zu nutzen. Bei Ausstrahlung des Hochfrequenzimpulses wird mit Hilfe eines Schichtselektionsgradienten die anzuregende Ebene definiert. Während der Detektion sorgen Feldgradienten in den beiden übrigen Raumachsen für Abweichungen in Frequenz und Phase der Spinachsenpräzession und ermöglichen so eine genaue Zuordnung des Signals zum

Ausgangspunkt. Die gewonnenen Daten können in einem k-Raum dargestellt und mittels *Fourier*-Transformation in ein Abbild des untersuchten Objektes überführt werden.²⁹⁻³⁵

1.4.3 Bauformen

Neben Systemen mit Dauer- und Widerstandsmagneten die, aufgrund ihrer vergleichsweise niedrigen Feldstärke und kompakten Bauweise, hauptsächlich in der Extremitätenbildgebung eingesetzt werden, verwenden aktuelle MRT-Geräte supraleitende Magnetsysteme. In der letztgenannten Kategorie existieren außer den herkömmlichen Tunnelsystemen mit horizontalem Feld und unterschiedlichen Durchmessern alternative Formen. Bei den sogenannten „offenen“ Geräten mit „double-dognut“-Bauweise ist eine vertikale Anordnung zweier Polschuhe mit vertikalem Feld am weitesten verbreitet. Ein Gerät dieser Bauart wurde ebenfalls für die Messungen der vorliegenden Arbeit verwendet. Außerdem besteht die Möglichkeit einer horizontalen Gegenüberstellung der Polschuhe, um dem Patienten das „hineingehen“ in den Scanner zu ermöglichen.⁴⁸

1.4.4 Sequenzen

Die zeitliche Konstellation von Gradienten, Hochfrequenzimpulsen und Signaldetektionen bezeichnet man als Sequenz. Primär werden Gradienten-Echo- (GRE-) und Spin-Echo- (SE-) Sequenzen verwendet^{29,38,47}. Alle anderen Sequenzen stellen Weiterentwicklungen oder Mischformen dieser Grundmodelle dar²⁹.

Während in der Gradienten-Echo-Sequenz ein Hochfrequenzimpuls mit einem resultierenden Flip-Winkel unter 90° angewendet wird, liegt dieser in der Spin-Echo-Sequenz bei 90° und wird durch einen 180° -Rephasierungsimpuls ergänzt^{29,49}. Aus diesem Umstand ergeben sich Vor- und Nachteile der Sequenzen. Die GE-Sequenz ist schneller als herkömmliche SE-Sequenzen^{29,49}. Sie ist allerdings anfälliger für sogenannte Suszeptibilitätsartefakte, welche beispielsweise durch metallische Objekte, wie MR-kompatible Instrumente aus Titan, verursacht werden^{29,50}. Weitere Einflussfaktoren auf die Sequenzdauer sind die Repetitions- (TR) und die Echozeit (TE)^{29,31-32,34,39}. Diese haben auch Einfluss auf den Bildkontrast, da sie die Wichtung bestimmen^{35,37,39}. Die Repetitionszeit, welche zwischen zwei Initialanregungsimpulsen liegt, definiert primär die Größenordnung der T1-Wichtung und wird zur Steigerung dieser kurz ($TR < 700\text{ms}$, $TE < 20\text{ms}$)⁵¹ gewählt^{29,32,39}. Zwischen der initialen Anregung und der Detektion des emittierten Signals liegt die Echozeit²⁹. Sie ist primär für die Wichtung der T2-Relaxationszeit verantwortlich³⁹. Eine Verlängerung der TE in Kombination mit ausgedehnter TR ($TR > 2500\text{ms}$, $TE 80-120\text{ms}$) führt zu T2-gewichteten Bildern^{34,39,51}. Um ein Bild mit Protonendichtewichtung zu erhalten, wird die TR

lang und die TE kurz ($TR < 1800-3000\text{ms}$, $TE < 10-20\text{ms}$) gewählt^{34,39,51}. Bei GRE-Sequenzen hat außerdem der Flip-Winkel Einfluss auf die Wichtung^{29,52}. Dabei führt eine Vergrößerung des Winkels zu einer Verstärkung der T1-Wichtung⁵².

Die Weiterentwicklung der Sequenzen zielt meist auf eine Verkürzung der Messzeit^{29,53}. So werden bei den Turbo-Spin-Echo (TSE-) Sequenzen mehrere, phasenkodierte Echos pro TR-Periode erzeugt⁵³⁻⁵⁴. Deren Anzahl wird als Echo Train Length (ETL) oder Turbofaktor bezeichnet⁵³⁻⁵⁴.

Die schnellste TSE-Sequenz wurde in dieser Arbeit für die Messungen zum Signalstöreinfluss einer RFA-Nadel verwendet und ist T2 gewichtet. Half-Fourier Acquired Single-Shot Turbo-Spin-Echo (HASTE) bezeichnet eine Kombination aus zwei unterschiedlichen Methoden zur Messzeitverkürzung. Zum einen werden alle Echos einer Schicht nach nur einer Anregung detektiert („Single-Shot“). Dies gelingt durch die bereits bei den TSE-Sequenzen beschriebene Phasenkodierung in einer TR-Periode. Zum anderen wird nur etwas mehr als die Hälfte der Zeilen im k-Raum mit Rohdaten gefüllt. Die zweite Hälfte kann aufgrund der relativen Symmetrie des k-Raumes rekonstruiert werden („Half-Fourier Acquired“). Die HASTE-Sequenz besitzt dadurch eine sehr kurze ($\approx 600\text{ms}$) Messzeit pro Schicht und ist somit wenig anfällig für Bewegungsartefakte. Dieser Umstand prädestiniert die Sequenz zur Verwendung in der Abdomenbildgebung, sowie bei pädiatrischen und psychiatrischen Patienten.⁵⁵⁻⁵⁶

Neben den genannten Grundsequenzen wurde, im Rahmen der im Folgenden dargestellten Messungen, die sogenannte balanced (Fully Coherent) Steady-State Free Precession (bSSFP)-Sequenz verwendet. Diese wird von den Geräteherstellern auch als true-FISP (Siemens), FIESTA (General Electric) oder bFFE (Philips) bezeichnet⁵⁷. Sie basiert grundsätzlich auf der Gradienten-Echo-Technik und findet in der abdominellen, kardialen und skelettbezogenen Bildgebung Anwendung^{38,57-59}. Die bSSFP-Sequenz ist anfällig für „Off-Resonance“-Artefakte durch lokale Feldinhomogenitäten und besitzt üblicherweise einen T2/T1-gewichteten Mischkontrast⁵⁷.

1.4.5 Artefakte

Aufgrund der Komplexität der Bilderzeugung im MRT ist diese Technik anfällig für unterschiedliche Artefakte, von denen einige im Folgenden exemplarisch dargestellt werden. Die eindrücklichsten Artefakte werden durch Bewegungen während der Aufnahme verursacht. Durch periodische oder aperiodische Positionsänderungen des Messobjektes in Phasenkodierichtung können „Geisterbilder“ und „Verschmierungen“ entstehen. Signalreiche Strukturen führen zu

einer verstärkten Ausprägung dieser Artefakte. Sogenannte Reliefartefakte der Frequenzkodierrichtung, die sich sowohl hypo- als auch hyperintens darstellen können, werden durch den „chemical shift“ verursacht. Dabei handelt es sich um Verschiebungen der Resonanzfrequenz der Molekülkerne aufgrund ihrer chemischen Umgebung, was zu einer Positionsfehlinterpretation bei der Bildrekonstruktion führt. Die chemische Verschiebung ist ebenfalls Ursache für die, in Gradientenechosequenzen beobachteten, „Phasenauslöschungen“, welche zu Konturartefakten führen und zur Kontrastverstärkung genutzt werden können. Sequenzen, die auf der Gradientenechotechnik basieren, sind außerdem anfällig für Verzerrungsartefakte durch lokale Feldinhomogenitäten, welche durch eine Suszeptibilitätsdifferenz angrenzender Substanzen ausgelöst werden können. Ein ähnliches Artefakt, welches jedoch technische Ursachen hat, ist die Verzeichnung von Messobjekten, die an die Grenzen des linearen Gradientensystems reichen. Die Kantenoszillation, die auch als *Gibb*'scher Fehler oder „Ringing“ bezeichnet wird, ist ebenfalls technisch bedingt. Die scheinbare Oszillation entsteht durch unkorrekte Abbildung einer Kontraststufe mithilfe einer begrenzten Anzahl an harmonischen Vielfachen einer Sinuskurve. Ein weiteres regelmäßig auftretendes Artefakt ist die „Überfaltung“. Sie entsteht durch ein, das FOV überragendes, Messobjekt. Signalanteile die außerhalb des FOV entstanden sind werden durch Fehlinterpretation während der *Fourier*-Transformation falschen Bereichen zugeordnet und so in das rekonstruierte Bild „gefaltet“. Eine Artefaktart, deren Einflüsse auf die Bildqualität im Rahmen dieser Arbeit untersucht werden sollen, sind Störungen durch Hochfrequenzfelder. Sie verschlechtern die SNR der MRT-Aufnahmen und werden vor allem als Trägersignale für Mobil- und Rundfunk benutzt. Allerdings erzeugt jeder stromdurchflossene Leiter ein Magnetfeld, was die Abschirmung des MRT-Raumes nötig macht.⁶⁰⁻⁶¹

1.4.6 SNR als Parameter für die Signal-/Bildqualität

Das Signal-Rausch-Verhältnis (Signal-to-Noise Ratio, SNR) dient der Bestimmung der Signalqualität und kann zur Einschätzung der Bildqualität genutzt werden⁶². Die SNR wird in der medizinischen Bildgebung als Quotient aus mittlerer Nutzsignalamplitude ($Mean_{ROI}$) und Rauschstandardabweichung in Luft (SD_{Luft}) definiert, wobei unter Idealbedingungen in Luft kein Signal zu erwarten wäre. Es gilt:

$$SNR = \frac{Mean_{ROI}}{SD_{Luft}}$$

Die SNR ist von verschiedenen Parametern abhängig. Technische Gegebenheiten, wie die verwendeten Scanner und Zusatzempfangsspulen, haben Einfluss auf die SNR, da das Aufnahmebedingte Rauschen von diesen Komponenten definiert wird.⁶³

Prozessbedingte Faktoren, wie die Distanz zwischen Empfangsspule und Messvolumen, bestimmen über die mittlere Signalstärke ebenfalls die SNR mit. Aufgrund dieser Tatsache ist zu erwarten, dass bei Verwendung von Body-Spulen, aufgrund des gleichmäßigen Abstands zum Messvolumen, eine homogenere SNR gemessen wird, als dies bei Oberflächenspulen der Fall ist.⁶³

Sequenzparameter haben ebenso Einfluss auf die SNR. Beispielsweise kann über die Steigerung der Aquisitionszahl einer Messschicht und Mittelung der Ergebnisse das Rauschen vermindert werden. Als Folge steigt die SNR proportional zur Wurzel der Aquisitionen an. Nachteil einer gesteigerten Aquisitionszahl ist die verlängerte Messzeit. Es gilt:⁶³

$$SNR \sim \sqrt{n}AKQ$$

Weitere, die SNR beeinflussende, Sequenzparameter sind Matrix, FOV und Schichtdicke. Sie definieren die Voxelgröße, welche wiederum die Anzahl der, zum Signal beitragenden, Spins bestimmt. Die SNR ist direkt proportional zur Voxelgröße. Eine Steigerung der Voxelgröße hat als Nachteil eine verminderte Ortsauflösung zur Folge. Es gilt:⁶³

$$SNR \sim \text{Voxelgröße}$$

2. Herleitung der Aufgabenstellung

In den letzten Jahren haben Interventionen an der Wirbelsäule unter MRT-Kontrolle stetig an Bedeutung gewonnen^{43-44,64-69}. Neben der Entwicklung neuer therapeutischer Verfahren steigert die Verwendung sogenannter „offener“ Systeme die Anzahl der Patienten, für die ein solches in Frage kommt. Aktuell werden verschiedene Konzepte offener Systeme verwendet⁷⁰. Am gebräuchlichsten sind einerseits ein Ringsystem mit horizontalem Magnetfeld, erweiterter Öffnung und/oder verkürzter Tunnellänge und andererseits das in dieser Arbeit verwendete System mit zwei gegenüberliegenden Polschuhen, die ein vertikal orientiertes Magnetfeld erzeugen.

Die Gemeinsamkeit beider Systeme ist, dass durch ihre Bauweise auch Patienten Zugang zu Diagnostik und Therapie ermöglicht wird, die beispielsweise durch Adipositas oder Klaustrophobie einer Bildgebung in herkömmlichen Tunnelgeräten nicht oder nur unter erschwerten Bedingungen zugänglich sind⁴². Ein weiterer Vorteil sind erweiterte Lagerungsoptionen, welche die Erreichbarkeit des Interventionsgebietes für den Untersucher verbessern.

Die genannten Vorteile werden jedoch bisher nicht in vollem Umfang ausgenutzt, da durch die Verwendung der aktuell gebräuchlichen Oberflächenringspulen sowohl der Positionierung des Patienten, als auch dem Zugangsweg zum Interventionsgebiet enge Grenzen gesetzt sind. So ist im hier verwendeten MRT eine Lagerung des Patienten für Wirbelsäuleninterventionen in lateraler Dekubitusposition nötig, da die Oberflächenspulen nur bei Parallelausrichtung ihrer Ringfläche zum statischen Feld optimale Signalergebnisse erzielen⁷¹.

Weitere Einschränkungen bisher genutzter Ringspulen sind ein bauartbedingtes kleines Areal möglichst maximaler Signalqualität, sowie eine Beschränkung der Eintrittswinkel von Interventionsinstrumenten, wodurch das ohnehin kleine Gebiet guter Ausleuchtung nicht vollständig genutzt werden kann.

Trotz dieser technischen Einschränkungen werden Verfahren wie MRT-gesteuerte Injektion, Diskographie, perkutane intradiskale Thermoerapie (PITT) und perkutane Laserdekompression (PLDD) MRT-gestützt durchgeführt und finden unter Verwendung von Oberflächenringspulen bei Patienten in lateraler Dekubitusposition statt^{67,72}. Weitere Interventionen wie beispielsweise die mechanisch perkutane lumbale Nukleotomie (MPLN) benötigen flache Eintrittswinkel der

langen, starren Instrumente, welche jedoch aus geometrischen Gründen nur in Bauchlage des Patienten realisierbar sind⁷³.

Um dies zu ermöglichen und somit die Bandbreite der Interventionen im Bereich der lumbalen Wirbelsäule zu erweitern, ist eine spezielle Quadrupoloberflächenspule entwickelt worden. Ein Vorteil dieser sogenannten „Butterfly“-Spule ist eine theoretisch verminderte Abhängigkeit der Signalqualität von der Orientierung der Spule zum statischen Magnetfeld (B_0). Die theoretischen Eigenschaften dieser Spulenform sind bekannt⁷⁴⁻⁷⁵. In vorangegangenen Arbeiten wurden bereits verschiedene Designoptionen zur Optimierung des Field-Of-View (FOV) beschrieben. Beispielsweise erfolgte eine Bestimmung der Charakteristik von Spulen in 8-Form, quadratischen („Butterfly“) Spulen und Kombinationen verschiedener Modelle^{71,76}.

Eine Analyse der praktischen Eigenschaften einer *Butterfly*-Spule bei 1 Tesla Feldstärke wurde bisher nicht durchgeführt. Auch eine Exploration daraus resultierender Interventionsmöglichkeiten im Bereich der lumbalen Wirbelsäule steht noch aus. Im Rahmen dieser Arbeit sollen daher mit Hilfe eines Phantoms Signalqualität, sowie geometrische Gegebenheiten der Butterfly-Spule im Vergleich zu anderen Oberflächen- und Abdomenspulen untersucht werden. Der Vergleich mit Abdomenspulen erfolgt aufgrund ihrer Homogenität der SNR über das gesamte Phantomvolumen und einer theoretisch möglichen Bilderzeugung außerhalb der Spule, was eine Alternative zu Oberflächenspulen für Interventionen darstellen könnte.

Im Verlauf eines Interventionsgeschehens besteht die Möglichkeit einer Beeinflussung der Bildqualität durch die verwendeten Instrumentarien. Neben Suszeptibilitätsartefakten, die z.B. durch Titaninstrumente hervorgerufen werden, beeinträchtigen vor allem Instrumentarien, welche ein Hochfrequenzsignal erzeugen, die Signalqualität der Empfangsspulen. Die typischerweise zur Tumorbehandlung eingesetzten Radiofrequenzablationsnadeln sind ein Beispiel für derartige Störquellen. Aus diesem Grund erfolgt ein Störversuch, durch den exemplarisch die Anfälligkeit der verglichenen Spulen gegenüber instrumentenbedingter Hochfrequenzstrahlung quantifiziert werden soll.

Mit dem Ziel einer möglichst realistischen Einschätzung für die praktische Anwendung erfolgte die Herstellung des Phantoms auf der Grundlage von Distanzmessungen bei einem Kollektiv an Interventionspatienten.

3. Material und Methoden

3.1 Erhebung der Patientendaten

Um eine möglichst praxisnahe Gestaltung der Messreihen zu gewährleisten, wurden zunächst Daten von Interventionspatienten der Charité erhoben. Zu diesem Zweck erfolgte vorab eine Anonymisierung des präinterventionellen Bildmaterials, sodass lediglich Initialen, Geburtsjahr und Geschlecht verblieben. Dies wurde bei insgesamt 88 Patienten durchgeführt. Dabei lag die Geschlechtsverteilung bei 42 männlichen und 46 weiblichen Personen, im Alter zwischen 24 und 84 Jahren. Im Anschluss fand die Messung der Distanz zwischen Wirbelkörper LWK 5 und Körperoberfläche, LWK 5 und dorsalem Rand der Muskelschicht, sowie der Höhe des jeweiligen *Discus intervertebralis* zwischen LWK 4 und LWK 5, beziehungsweise LWK 5 und SWK 1 statt. Zur Abstandsmessung erfolgte die Vorgabe von Standards. Für die Distanz zwischen LWK 5 und Körperoberfläche, sowie LWK 5 und dorsalem Rand der Muskelschicht, wurde eine Linie gewählt, welche von der Mitte der *Facies dorsalis* durch die Spitze des *Processus spinosus* des Wirbelkörpers LWK 5 verlief. Zur Ausdehnungsbestimmung des jeweiligen *Discus intervertebralis* zwischen LWK 4 und LWK 5, beziehungsweise LWK 5 und SWK 1, fand eine Senkrechte zur entsprechenden *Facies intervertebralis* von LWK 5, ausgehend von deren Mittelpunkt, Verwendung (siehe Abbildung 1). Schließlich wurden Mittelwerte für jedes Geschlecht, sowie die Gesamtheit der Interventionspatienten berechnet.

Abbildung 1: Messstrecken im Patientenbild*



*T1w TSE, sagittal, TR: 400-600ms (463ms), TE: 10ms, Flip angle: 90°, Slice thickness: 4mm, FOV (AP/RL/FH): 260x57x271mm, Voxel Size (AP/RL): 0.9x1,25mm, TSE factor: 5, NSA: 6

3.2 Herstellung des Phantoms

Mit Hilfe der gewonnenen Daten anatomischer Distanzen aus Patientenbildmaterial erfolgte die Herstellung eines Phantoms. Dafür wurden in einem thoraxförmigen Gefäß zwei Kunststoffwirbelkörper in *WiroGel M* (Ref. No. 54350, BEGO, Bremen, DE) eingegossen. Um einen Kontrast der „Bandscheibe“ des Phantoms zu erreichen, wurde Ultraschall-Gel (*Cogel*, Kat.-Nr. 1/00170, GE Healthcare, Chalfont, UK) zwischen den Kunststoffwirbelkörpern eingebracht und ebenfalls mit *WiroGel M* eingegossen. Die Phantommaße betragen 22cm Länge, 20cm Breite und 16cm Tiefe.

Abbildung 2: a) *WiroGel M* b) Phantomherstellung



3.3 Feststellung der Spulenmaße

Für die verwendeten Spulen *MultiPurpose S*, *MultiPurpose L*, *Flex L*, *BodySp-M*, *BodySp-XL*, *SENSE Body-L* und *Butterfly* (Philips Healthcare, Best, NL) wurden die jeweiligen Abmessungen bestimmt (Spulenspezifikationen siehe Abbildung 12 und Abbildung 13). Zur Berechnung möglicher Instrumenteneintrittswinkel wurde eine ebene Spulenauflage angenommen und ein Zielpunkt im Zentrum der Spule gewählt, dessen Distanz zu ihr dem Messergebnis zwischen *Facies Dorsalis* LWK 5 und Körperoberfläche entsprach. Für die Body-Spulen wurde zusätzlich die bauartbedingte Position des Phantoms in der Spule berücksichtigt.

3.4 MRT Messung

Das *Philips Panorama High-Field Open* (1.0 T Panorama HFO, Philips, Best, NL) mit 1,0 Tesla Magnetfeldstärke bietet durch seine große Öffnung (160cm Breite, 45cm Höhe) die Möglichkeit von Interventionen unter MRT-Kontrolle. Aus diesem Grund kam das Gerät bei allen Messungen zur Anwendung. Dabei wurden für die Messungen der verschiedenen Spulenpositionen je eine

T1w GRE, T1w TSE, T2w TSE, PDw TSE und bSSFP-Sequenz ausgeführt. Als Referenz für die zusätzlichen Empfangsspulen erfolgte ebenfalls eine Messung mit der, im Gerät integrierten, *Q-Body*-Empfangsspule.

Abbildung 3: Sequenzparameter der Positionsmessung

Sequenz	TR [ms]	TE [ms]	Flip angle [°]	Refocusing angle [°]	Slice thickness [mm]	FOV [mm]	Voxel size [mm]	TSE factor	NSA
T1w GRE	shortest (5,8)	shortest (2,9)	40	-	5	AP: 350 RL: 350 FH: 54	AP: 1,78 RL: 1,78	-	1
T1w TSE	shortest (314)	20	90	130	7	AP: 350 RL: 350 FH: 76	AP: 1 RL: 1,25	8	1
T2w TSE	range min: 3000 max: 4000 (3000)	120	90	-	3	AP: 350 RL: 350 FH: 34	AP: 0,9 RL: 1,15	24	6
PDw TSE	600	10	90	160	5	AP: 350 RL: 350 FH: 54	AP: 0,9 RL: 1,92	36	1
bSSFP	shortest (7,5)	shortest (3,8)	35	-	7,5	AP: 350 RL: 350 FH: 80	AP: 1,1 RL: 1,1	-	1

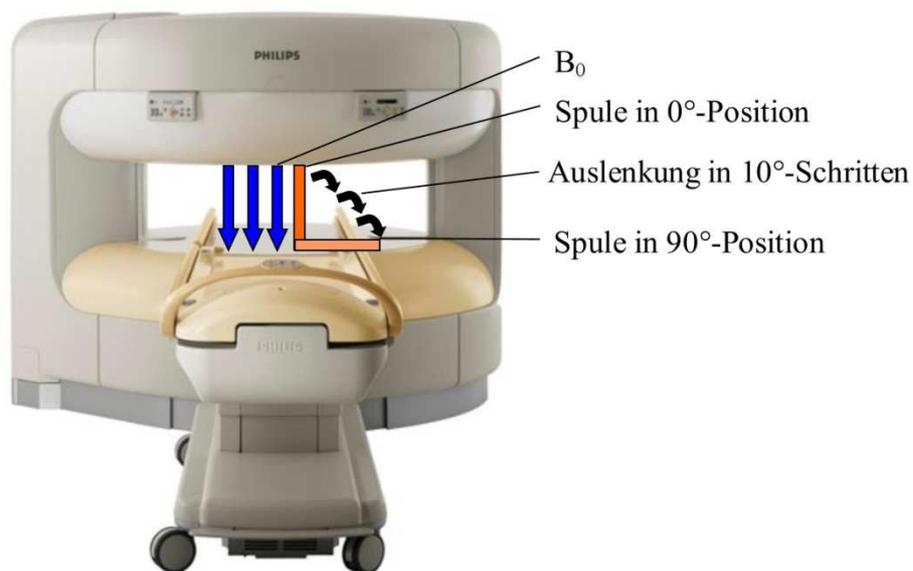
TR: Repetition Time, TE: Echo Time, FOV: Field-of-View, NSA: Number of Signal Averages, T1w: T1-weighted, T2w: T2-weighted, PDw Proton-Density-weighted, GRE: Gradient Echo, TSE: Turbo Spin-Echo, bSSFP: balanced Steady-State Free Precession

3.4.1 Spulenpositionsvarianten

Die Messung aller Spulen erfolgte, unter Verwendung der in Abbildung 3 dargestellten Sequenzen, in verschiedenen Positionen. Dabei wurden mit den Spulen *MultiPurpose S*, *MultiPurpose L*, *Flex L* und *Butterfly* Messungen in verschiedenen Winkeln zwischen Spule und

B_0 -Feld vorgenommen (siehe Abbildung 4). Die von der jeweiligen Spule aufgespannte Fläche wurde zunächst parallel zum B_0 -Vektor ausgerichtet und im Verlauf in 10° -Schritten bis auf 90° zu diesem ausgelenkt. Die Rotationsachse zur Winkelvariation entsprach jener bei Umlagerung des Patienten zwischen rechter, lateraler Dekubitusposition und Bauchlage. Da die Winkeleinstellung manuell erfolgte, ist sie mit einer Messunsicherheit von circa 2° behaftet. Die Modulationen für die Spulen *BodySp-M*, *BodySp-XL*, und *SENSE Body-L* ergaben sich durch eine Verschiebung des Phantommittelpunktes aus dem Spulenmittelpunkt von 0 bis 30cm, wobei in 10cm-Schritten vorgegangen wurde.

Abbildung 4: Spulenpositionsvariation



3.4.2 Störungsmessung

Zur Feststellung der Störanfälligkeit der verschiedenen Oberflächenspulen wurden zusätzliche Messungen durchgeführt. Dabei wurden Sequenzparameter variiert und zusätzlich zu den, für die Positionsmessung ausgeführten Sequenzen, eine T2w HASTE hinzugefügt.

Abbildung 5: Sequenzparameter der Störungsmessung

Sequenz	TR [ms]	TE [ms]	Flip angle [°]	Refocusing angle [°]	Slice thickness [mm]	FOV [mm]	Voxel size [mm]	TSE factor	NSA
T1w GRE	shortest (5,5)	shortest (2,7)	40	-	5	AP: 350 RL: 350 FH: 27	AP: 1,78 RL: 1,78	-	1
T1w TSE	shortest (188)	20	90	130	7	AP: 350 RL: 350 FH: 38	AP: 1 RL: 1,25	8	1
T2w TSE	range min: 3000 max: 4000 (3000)	120	90	-	3	AP: 350 RL: 350 FH: 17	AP: 0,9 RL: 1,15	24	1
PDw TSE	600	10	90	160	5	AP: 350 RL: 350 FH: 27	AP: 0,9 RL: 1,92	36	1
bSSFP	shortest (7,3)	shortest (3,6)	35	-	7,5	AP: 350 RL: 350 FH: 40	AP: 1,1 RL: 1,1	-	1
T2w HASTE	1600	150	90	125	10	AP: 350 RL: 350 FH: 54	AP: 3,5 RL: 3,5	87	3

TR: Repetition Time, *TE*: Echo Time, *FOV*: Field-of-View, *NSA*: Number of Signal Averages, *T1w*: T1-weighted, *T2w*: T2-weighted, *PDw* Proton-Density-weighted, *GRE*: Gradient Echo, *TSE*: Turbo Spin-Echo, *bSSFP*: balanced Steady-State Free Precession, *HASTE*: Half-Fourier Acquired Single-Shot Turbo-Spin-Echo

Das für die Störungsmessung verwendete zylindrische Phantom hat einen Durchmesser von 30cm, sowie ein Höhe von 12,5cm (siehe Abbildung 6a). Die chemische Zusammensetzung des Phantoms ist in Abbildung 7 angegeben.

Abbildung 6: Störungsmessung a) Phantom b) RFA-Nadel c) Stromquelle

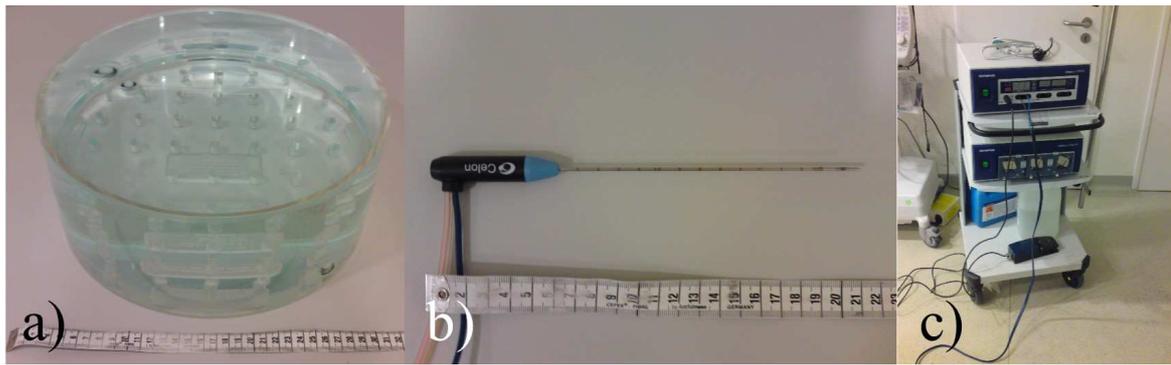


Abbildung 7: Zusammensetzung des Phantoms der Störungsmessung

Stoff	Aqua dest.	$\text{CuSO}_4 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$	Arquad	H_2SO_4	NaCl
Menge	1000ml	770mg	1ml	0,15ml	2000mg

Abbildung 8: Versuchsaufbau der Störungsmessung

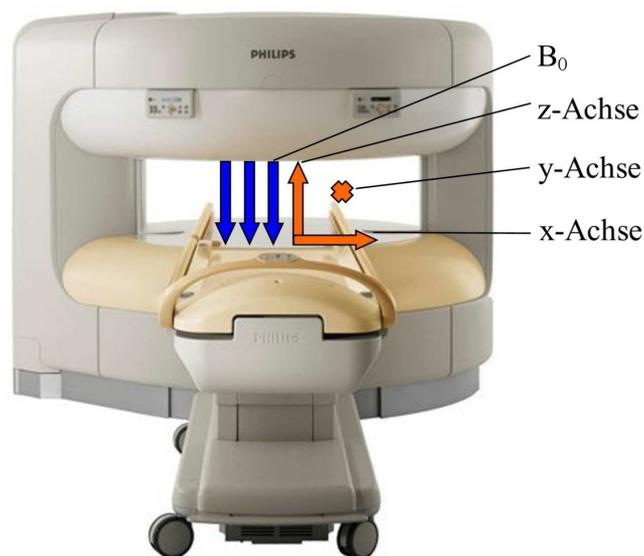


Als Störquelle wurde eine RFA-Nadel (CelonProSurge MR, Olympus, Teltow, DE) in einem wassergefüllten Plastikgefäß verwendet (siehe Abbildung 6b und Abbildung 8). Es wurde darauf geachtet, die im MRT-Raum befindlichen Kabelverbindungsstrecken zwischen der RFA-Nadel und der außerhalb des Raumes lokalisierten Stromquelle (siehe Abbildung 6c), so gering wie möglich zu halten. Alle Messungen wurden im Standby-Modus und bei Betrieb der RFA-Nadel mit 4W durchgeführt. Weiterhin erfolgte als Referenz eine Messung ohne Störquelle im MRT-Raum für jede Oberflächenspule.

Variiert wurden bei der Störungsmessung sowohl die Distanz zwischen Phantom und RFA-Nadel, als auch die Raumrichtung der Nadel. Der Abstand zwischen Störquelle und Phantom wurde dabei in 30cm-Schritten von 150cm auf 30cm verringert. Als Messpunkte dienten dabei der Mittelpunkt des Phantoms und die Spitze der RFA-Nadel.

Die RFA-Nadel wurde für jeden Distanzpunkt in drei senkrecht zueinander stehenden Raumrichtungen positioniert und diese als x-, y- und z-Achse definiert (siehe Abbildung 9). Dabei entspricht die x-Achse der typischen Position einer RFA-Nadel bei Interventionen mit herkömmlichen Oberflächenspulen, also seitlicher Dekubitusposition des Patienten. Im Gegensatz dazu, repräsentiert die z-Achse einen Interventionsaufbau bei Verwendung der *Butterfly*-Spule in Bauchlage des Patienten.

Abbildung 9: RFA-Nadel Raumrichtungen



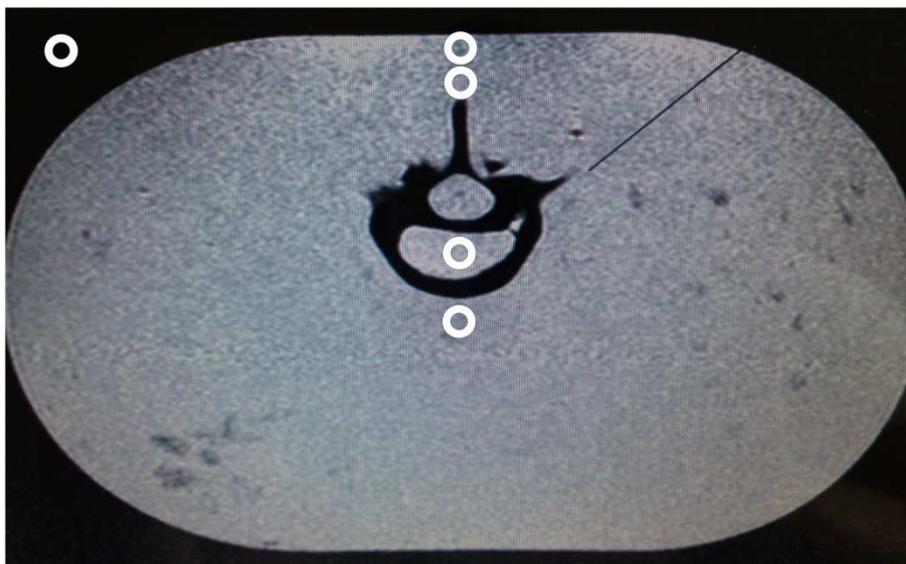
3.5 Auswertung der Bilddaten

Bei den in Abschnitt 3.4 MRT Messung dargestellten Messreihen wurden über 1000 Sequenzen mit mehr als 5000 Einzelbildern generiert, von denen rund 3000 beurteilt wurden. Zur Auswertung der Bilddaten wurde *OsiriX* verwendet.

3.5.1 Positionsmessung

Zunächst erfolgte die Erstellung einer Gruppe aus fünf ROIs (Region Of Interest) mit fester Beziehung zueinander. Die ROI außerhalb des Phantoms hatte dabei eine Fläche von 12.016cm^2 , die vier weiteren je 2.065cm^2 . Als Positionen für die kleineren ROIs wurden die Phantommitte, die „Bandscheibe“, sowie zwei Punkte zwischen Wirbelkörper und Empfangsspule gewählt (siehe Abbildung 10). In jeweils drei standardisierten Schnittbildern der Transversalebene erfolgte nun die Erhebung des Signalmittelwertes jedes einzelnen ROIs innerhalb des Phantoms, sowie der Standardabweichung des ROIs außerhalb. Der Quotient aus dem Mittelwert der mittleren Signalintensitäten der Körper-ROIs und der Standardabweichung des ROIs außerhalb entspricht der SNR. Diese wurde in Abhängigkeit der Winkel zwischen Spule und B_0 graphisch dargestellt, wobei sich die Messunsicherheit aus der Standardabweichung der SNR der drei Schnittbilder zusammensetzt. Um Aussagen über die Signalqualität in der Tiefe zu ermöglichen, wurde für alle Positionsmessungen eine weitere SNR-Berechnung vorgenommen, bei der lediglich der Signalmittelwert der ROI in der Mitte des Phantoms in den Quotienten einging.

Abbildung 10: Lage der zur SNR-Berechnung benutzten ROIs in der Positionsmessung



3.5.2 Störungsmessung

Zur Auswertung der Störungsmessung wurden zunächst zwei ROIs definiert. Das Erste mit einer Fläche von 228cm^2 im Zentrum und das zweite mit einer Fläche von $16,172\text{cm}^2$ außerhalb des Phantoms. Die Positionierung der ROIs zueinander, sowie die Auswahl der auszuwertenden Schnittbilder der Transversalebene erfolgten standardisiert. Zur SNR-Berechnung wurden die mittlere Signalintensität des Phantom-ROIs und die Standardabweichung des ROIs außerhalb verwendet. Die so berechneten SNR-Werte wurden für den Spulenvergleich, im Bezug zur Distanz zwischen Phantom und RFA-Nadel, grafisch dargestellt. Die Messunsicherheit ergibt sich dabei aus der Standardabweichung der SNR-Werte der drei Schnittbilder.

Zum Vergleich der SNR-Werte derselben Oberflächenspule bei unterschiedlichen Raumrichtungen der RFA-Nadel erfolgte im ersten Schritt die SNR-Berechnung analog. Zusätzlich wurde für jede Spule und Sequenz eine mittlere SNR ohne Störeinfluss aus drei Schnittbildern der entsprechenden Messungen bestimmt.

Die grafische Darstellung der, bei Störung erreichten, SNR-Werte erfolgte als prozentualer Anteil dieser Ausgangs-SNR ohne Störeinfluss. Dabei stellt die Standardabweichung der drei Schnittbild-SNRs die Messunsicherheit dar.

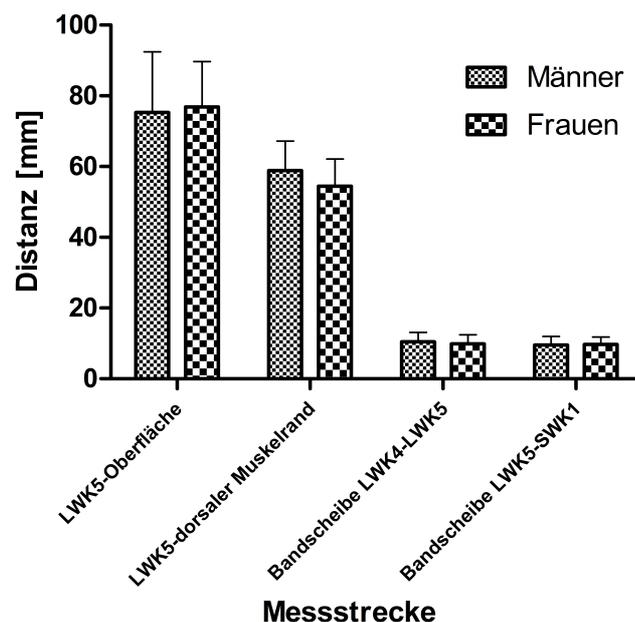
Bei allen folgenden Darstellungen wurden Standardabweichungen angegeben. Diese sind zum Teil jedoch minimal, daher werden einige Fehlerbalken vollständig vom Hauptgraphen überdeckt. Aus Gründen der Übersichtlichkeit wurde in diesen Fällen auf eine gesonderte Illustration der jeweiligen Standardabweichung verzichtet.

4. Ergebnisse

4.1 Patientendaten

Die Auswertung der Patientendaten nach den in Abschnitt 3.1 Erhebung der Patientendaten beschriebenen Methoden, ergab eine mittlere Distanz von $\approx 76 \pm 13$ mm zwischen LWK 5 und Körperoberfläche, $\approx 57 \pm 8$ mm zwischen LWK 5 und dorsalem Rand der Muskelschicht, sowie eine Höhe von $\approx 10 \pm 3$ mm der Bandscheibe LWK 4/LWK 5 und $\approx 10 \pm 2$ mm der Bandscheibe LWK 5/SWK 1. Die in Abbildung 11 dargestellte Geschlechterverteilung zeigt kaum Unterschiede. Auffällig ist lediglich, dass Frauen gegenüber Männern eine im Schnitt geringere Distanz zwischen LWK 5 und dem dorsalem Rand der Muskelschicht aufweisen, sich jedoch bis zur Körperoberfläche eine vergleichsweise Streckenverlängerung findet. Dieser Unterschied lässt sich durch eine vermehrte Ausprägung des subkutanen Fettgewebes bei Frauen hinreichend erklären.

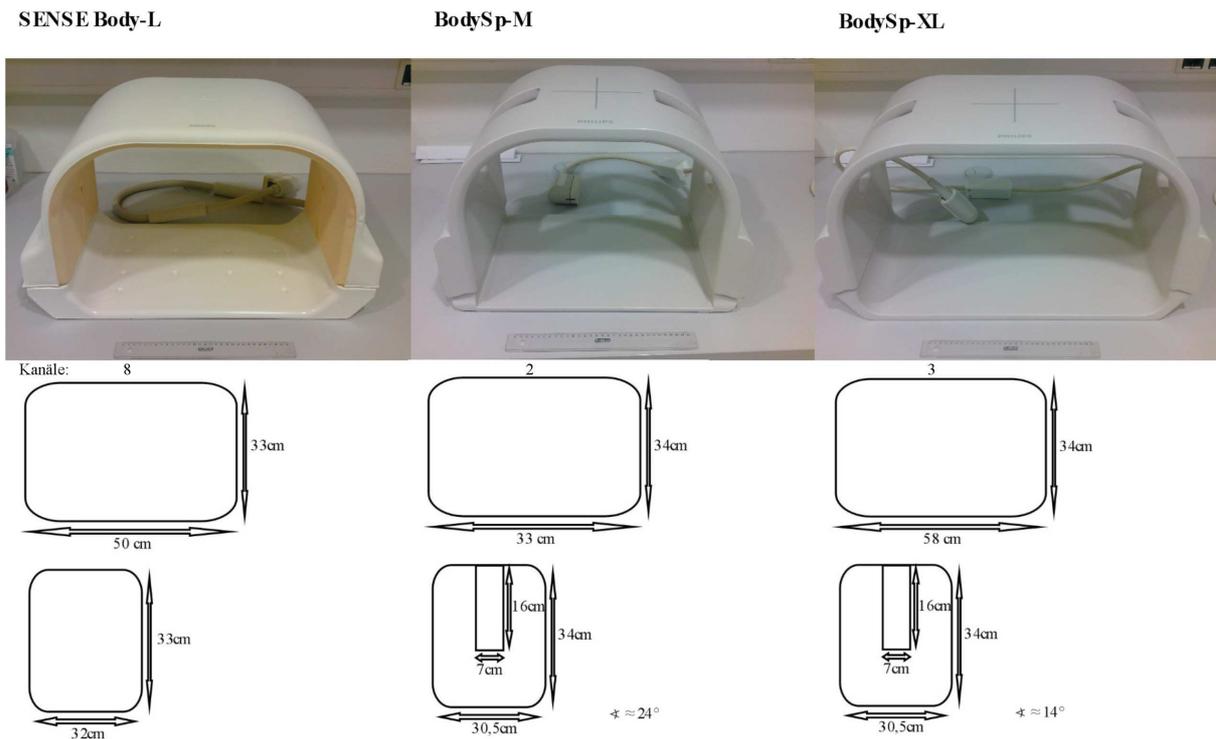
Abbildung 11: Messergebnisse anatomischer Distanzen aus Patientendaten



4.2 Spulenabmessungen

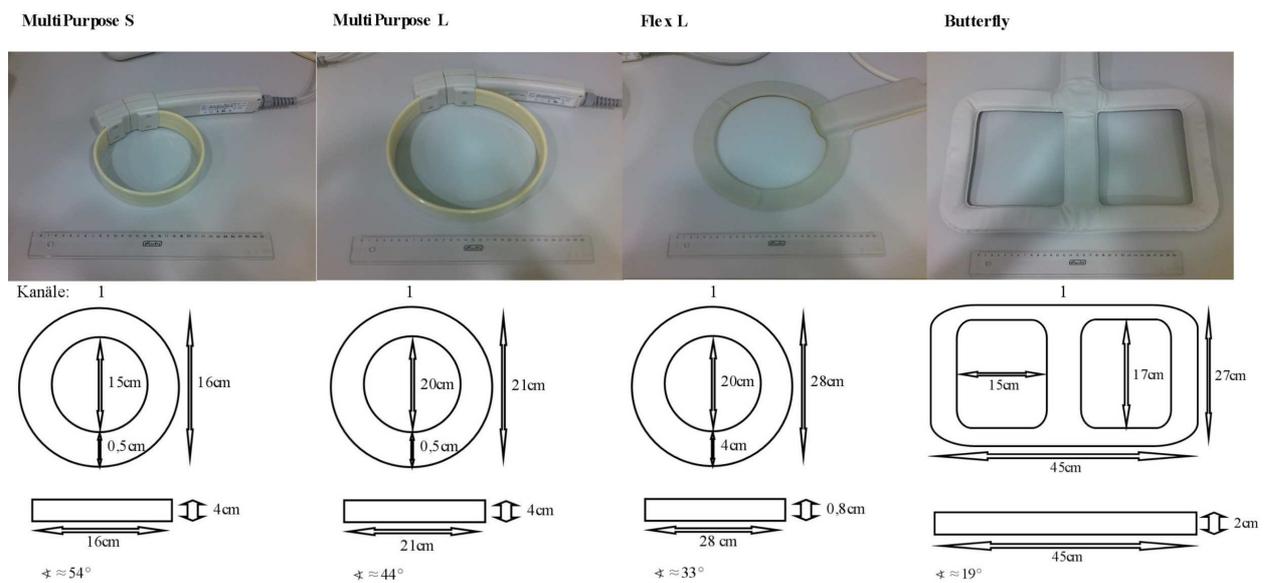
Die folgenden zwei Abbildungen zeigen Fotos der in dieser Arbeit verwendeten Spulen, sowie die jeweils zugehörigen Abmessungen. Die Winkelangaben in Abbildung 12 entsprechen dem maximalen Winkelbereich für Interventionsinstrumentarien in kranio-kaudaler Richtung. Der größtmögliche Winkel beträgt 24° für die *BodySp-M* und 14° für die *BodySp-XL*.

Abbildung 12: Synopsis Abdomenspulen



Die dargestellten Winkel in Abbildung 13 beziehen sich auf den minimal möglichen, horizontalen Eintrittswinkel für Interventionsinstrumente, wobei die Winkelberechnungen nach den in Abschnitt 3.3 Feststellung der Spulenmaße genannten Kriterien erfolgten. Der kleinstmögliche Winkel beträgt 54° für die *MultiPurpose S*, 44° für die *MultiPurpose L*, 33° für die *Flex L* und 19° für die *Butterfly*-Spule.

Abbildung 13: Synopsis Oberflächenspulen



4.3 Body Spulen

4.3.1 Geometrie

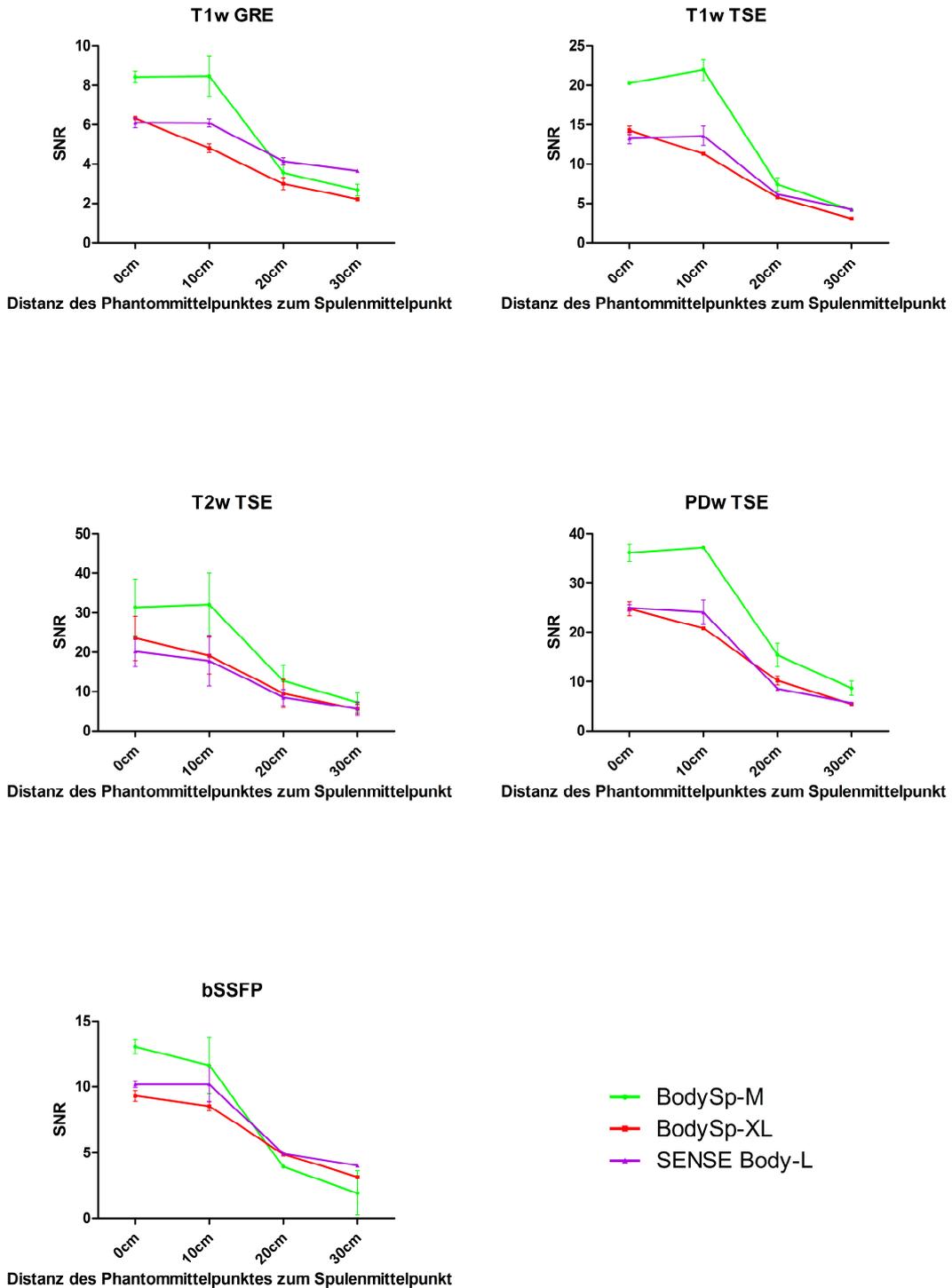
Durch die geschlossene Bauform der Abdomenspulen, bieten lediglich schmale Fenster an der Spulenseite (*BodySp-M*, *BodySp-XL*); sowie der Raum kranial bzw. kaudal der Spulenöffnung mögliche Zugangswege für Interventionsinstrumentarien. Beim Zugang über die seitlichen Öffnungen liegt der minimale, horizontale Winkel für eine Phantomhöhe von 20cm bei 0°. Allerdings sind die möglichen Eintrittswinkel in kranio-kaudaler Richtung durch die Entfernung des Phantoms zum Spulenkörper auf einen Bereich von $\approx 24^\circ$ (*BodySp-M*) beziehungsweise $\approx 14^\circ$ (*BodySp-XL*) eingeschränkt. Die beim seitlichen Zugang verminderte Sicht auf das Interventionsgebiet stellt einen weiteren Faktor dar, der zum Ausschluss dieses Zugangs für praktische Anwendungen führt. Die *SENSE Body-L* besitzt keine seitlichen Öffnungen, demzufolge existiert diese Zugangsoption dort nicht.

Da ein begrenzter Raum außerhalb der Abdomenspulen ebenfalls zur Bilderzeugung genutzt werden kann und den Vorteil der Zugänglichkeit besitzt, wurde ein solcher Ansatz ebenfalls untersucht.

4.3.2 Signalqualität

Zunächst sollen die SNR-Verläufe dargestellt werden, für deren Berechnung die Signalmittelwerte aller ROIs die Grundlage bildeten.

Abbildung 14: Synopsis Body-Spulen (alle ROIs)



In der T1-gewichteten Gradientenechosequenz erreicht die *BodySp-M* bei 0cm Distanz die höchste SNR. *BodySp-XL* und *SENSE Body-L* zeigen sich im Bezug auf die SNR zunächst nahezu gleichwertig. Durch eine Verschiebung des Phantoms um 10cm aus der Spulenmitte wird die SNR bei *BodySp-M* und *SENSE Body-L* nur marginal beeinflusst. Im Gegensatz dazu vermindert sich die Signalqualität der *BodySp-XL* bereits deutlich. Bei der Distanzerweiterung auf 20cm sinkt die SNR für alle Abdomenspulen. Die *BodySp-XL* zeigt dabei eine nahezu lineare Charakteristik im Vergleich zu den vorangegangenen Schritten. *SENSE Body-L* und *BodySp-M* hingegen, liefern in dieser Position ein deutlich schlechteres Signal. Dabei ist der SNR-Verlust der *BodySp-M* am größten, sodass in der 20cm-Position die SNR-Werte aller drei Spulen dicht zusammen liegen. Bei einer Distanzerhöhung um weitere 10 cm nimmt der Signalverlust bei den drei untersuchten Spulen wieder ab. Die *BodySp-M* verliert hier abermals deutlicher und liegt bei einer Distanz von 30cm nahe dem SNR-Wert der *BodySp-XL*.

Die *BodySp-M* erreicht auch in der T1-gewichteten Turbospinechosequenz bei 0cm Distanz die Höchste SNR. Die Signalqualitäten von *BodySp-XL* und *SENSE Body-L* liegen in dieser Position dicht beieinander, wobei ein geringer Vorteil der *BodySp-XL* erkennbar ist. Bei einer Distanz von 10cm fällt der SNR-Wert der *BodySp-XL*, wohingegen *BodySp-M* und *SENSE Body-L* ihre Signalqualität steigern. Den deutlichsten Signalverlust erleiden alle drei Spulen bei der Distanzerhöhung auf 20cm, wodurch sich die erreichten SNRs in dieser Position nur wenig unterscheiden. Weitere Verschiebung hat einen geringen Signalverlust aller Spulen zur Folge. In der 30cm-Position haben *BodySp-M* und *SENSE Body-L* einen nahezu identischen SNR-Wert und jener der *BodySp-XL* liegt leicht darunter.

In der 0cm-Position der T2-gewichteten Turbospinechosequenz erreicht die *BodySp-M* den höchsten SNR-Wert, gefolgt von *BodySp-XL* und *SENSE Body-L*. Diese Konstellation bleibt über alle Messungen dieser Sequenz erhalten. Durch eine Verschiebung von 0cm auf 10cm vermindert sich die Signalqualität von *BodySp-XL* und *SENSE Body-L*, wohingegen jene der *BodySp-M* leicht ansteigt. Der deutlichste SNR-Abfall bei allen Spulen ist bei einer weiteren Distanzerhöhung auf 20cm zu verzeichnen. In der 30cm-Position liegt die erreichte SNR der *BodySp-M* noch leicht über den fast identischen Werten der *BodySp-XL* und *SENSE Body-L*.

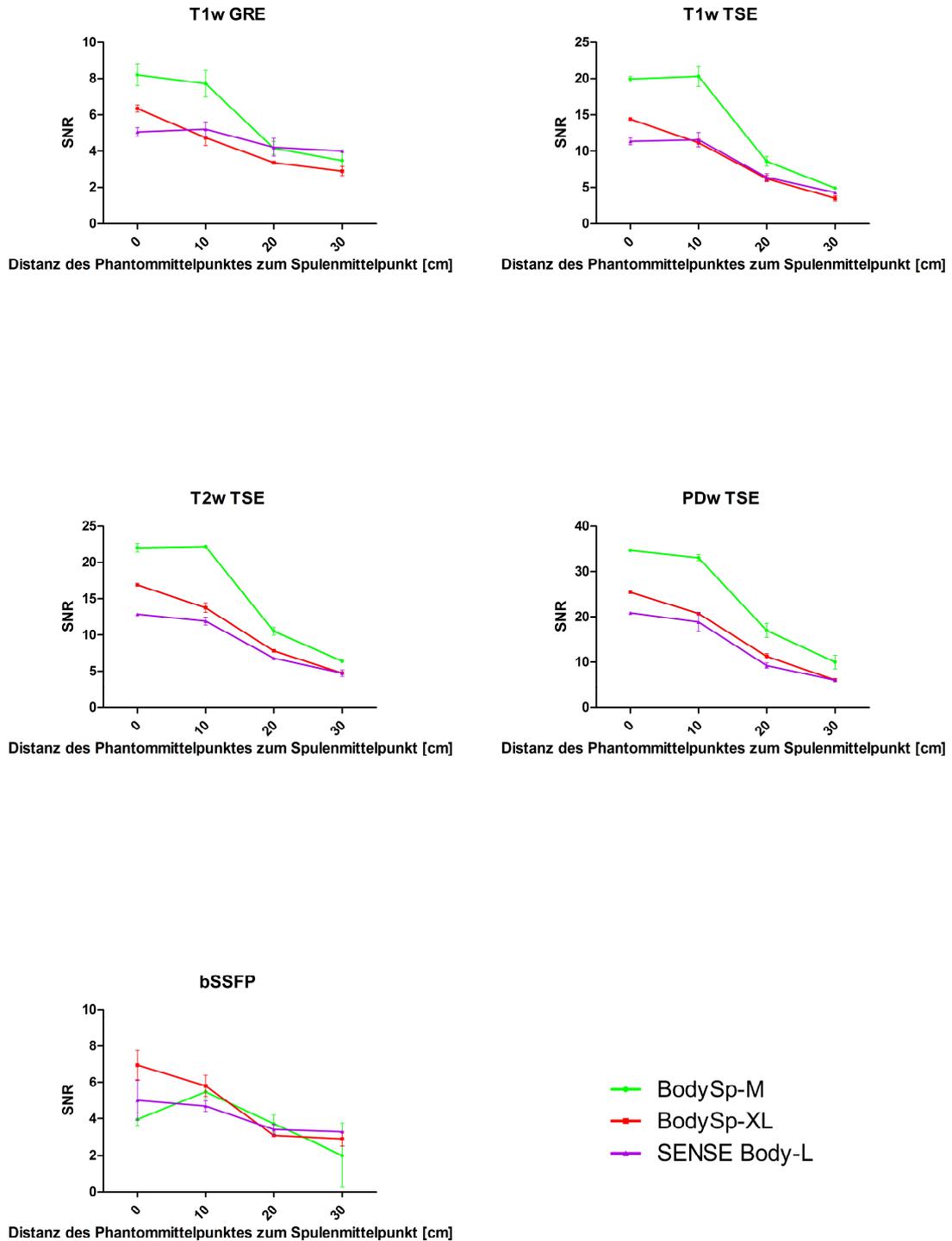
In der protonendichtegewichteten Turbospinechosequenz wird der höchste SNR-Wert in der 0cm-Position von der *BodySp-M* erreicht. *BodySp-XL* und *SENSE Body-L* liegen darunter, mit in dieser Position beinahe identischen Werten. Bei der Distanzerhöhung auf 10cm verhalten sich alle drei Spulen unterschiedlich. Die Signalqualität der *BodySp-M* steigt leicht an, wohingegen

jene der *SENSE Body-L* fast konstant bleibt und die der *BodySp-XL* sinkt. Der Bereich des stärksten Signalverlusts liegt für alle Spulen zwischen 10cm und 20cm Distanz. Da die *BodySp-XL* weniger stark Signalqualität verliert, liegt der von ihr erreichte SNR-Wert in der 20cm-Position über dem der *SENSE Body-L*, aber noch unter jenem der *BodySp-M*. Durch die Distanzerhöhung auf 30cm verlieren alle drei Spulen. In dieser Position liegen die Werte von *BodySp-XL* und *SENSE Body-L* dicht beieinander unter dem der *BodySp-M*.

Den höchsten SNR-Wert in der 0cm Position erlangt die *BodySp-M* auch in der balanced Steady-State Free Precession-Sequenz. *SENSE Body-L* und *BodySp-XL* liegen, mit geringem Abstand zueinander, darunter. Durch die Distanzerweiterung auf 10cm wird die Signalqualität der *SENSE Body-L* kaum beeinflusst, wohingegen die beiden anderen Spulen verlieren. Das größte Defizit im Bereich bis 20cm verzeichnet die *BodySp-M*, deren SNR-Wert in dieser Position unter denen von *BodySp-XL* und *SENSE Body-L* liegt. Die beiden letztgenannten erreichen in der 20cm-Position nahezu identische Werte. Auch bei der Distanz von 30cm hat die *BodySp-M* die geringste Signalqualität. Durch den stärkeren Verlust der *BodySp-XL* liegt der von ihr erreichte SNR-Wert bei 30cm unter dem der *SENSE Body-L*.

In den folgenden Darstellungen wurde zur Berechnung der SNR lediglich der Signalmittelwert der ROI in der Mitte des Phantoms verwendet.

Abbildung 15: Synopsis Body-Spulen (eine ROI)



In der 0cm-Position der T1-gewichteten Gradientenechosequenz liegt der SNR-Wert der *BodySp-XL* zwischen denen der *BodySp-M* und der *SENSE Body-L*. Während bei einer Verschiebung um 10cm die Signalqualität der *SENSE Body-L* zunimmt, verlieren *BodySp-M* und *BodySp-XL*, sodass letztgenannte den niedrigsten SNR-Wert dieser Position erreicht. Durch weitere Distanzerhöhung auf 20cm vermindert sich die Signalqualität aller drei Spulen. Der Verlust ist bei der *BodySp-M* am stärksten ausgeprägt, ihre SNR bei 20cm fast identisch zu jener der *SENSE Body-L* ist. Dieser Trend setzt sich bei weiterer Verschiebung um 10cm auf insgesamt 30cm fort, wobei die Verluste aller drei Spulen kleiner werden.

In der T1-gewichteten Turbospinechosequenz liegt der von der *BodySp-M* erreichte SNR-Wert am höchsten. Es folgen jene von *BodySp-XL* und *SENSE Body-L*. Durch die Verschiebung um 10cm steigt die Signalqualität von *BodySp-M* und *SENSE Body-L* an, während das von der *BodySp-XL* detektierte Signal abnimmt. Im Bereich bis 20cm fällt das Signal aller Spulen am stärksten ab. Da *BodySp-XL* und *SENSE Body-L* sowohl bei einer Distanz von 10cm als auch von 20cm fast identische SNR-Werte erreichen, ist auch der Kurvenverlauf dieser beiden Spulen in diesem Bereich ähnlich. Bei weiterer Verschiebung zeigt die *BodySp-M* den stärksten Signalverlust, sodass in der 30cm-Position die SNR-Werte aller drei Spulen dicht beieinander liegen.

Die höchsten SNR-Werte in der T2-gewichteten Turbospinechosequenz werden von der *BodySp-M* erreicht, gefolgt von *BodySp-XL* und *SENSE Body-L*. Die Konstellation bleibt über den gesamten Distanzverlauf erhalten. In der 0cm-Position ist ein deutlicher Abstand zwischen den SNRs der drei Spulen erkennbar. Durch die Verschiebung des Phantoms um 10cm steigt die Signalqualität der *BodySp-M* leicht an. *BodySp-XL* und *SENSE Body-L* hingegen erleiden Verluste, die bei der *BodySp-XL* stärker ausgeprägt sind, wodurch es zu einer Annäherung der SNR-Werte kommt. Die Distanzerhöhung auf 20cm hat bei allen drei Spulen den größten Signalverlust zur Folge. Die *BodySp-M* verliert in diesem Bereich am meisten. In der 30cm-Position haben sich die SNR-Werte von *BodySp-XL* und *SENSE Body-L* nahezu angeglichen und jener der *BodySp-M* liegt wenig höher.

In der protonendichtegewichteten Turbospinechosequenz wird über die gesamte Distanz das beste Signal von der *BodySp-M* detektiert. Es folgen *BodySp-XL* und *SENSE Body-L*. Während die Verschiebung um 10cm bei allen drei Spulen einen relativ kleinen Signalverlust zur Folge hat, ist dieser bei der Distanzerhöhung auf 20cm deutlich ausgeprägter. Die Annäherung der SNR-Werte von *BodySp-XL* und *SENSE Body-L* setzt sich bis zur 30cm-Position fort, wodurch die

Differenz minimiert wird. Das beste Signal wird auch bei Verschiebung auf 30cm von der *BodySp-M* geliefert.

Den höchsten SNR-Wert in der 0cm-Position der balanced Steady-State Free Precession-Sequenz erreicht die *BodySp-XL* gefolgt von *SENSE Body-L* und *BodySp-M*. Bei der Verschiebung um 10cm steigt die Signalqualität der *BodySp-M* deutlich an, wohingegen die der *SENSE Body-L* nahezu konstant bleibt und jene der *BodySp-XL* abfällt. Im Bereich bis 20cm verlieren alle drei Spulen, wobei die *BodySp-XL* diesen Trend am deutlichsten zeigt und dadurch in der 20cm-Position den niedrigsten SNR-Wert erreicht. Bei der Distanzerhöhung auf 30cm sinkt die Signalqualität von *BodySp-XL* und *SENSE Body-L* nur marginal. Die *BodySp-M* hingegen folgt dem Abwärtstrend und hat damit in der 30cm-Position das schwächste Signal.

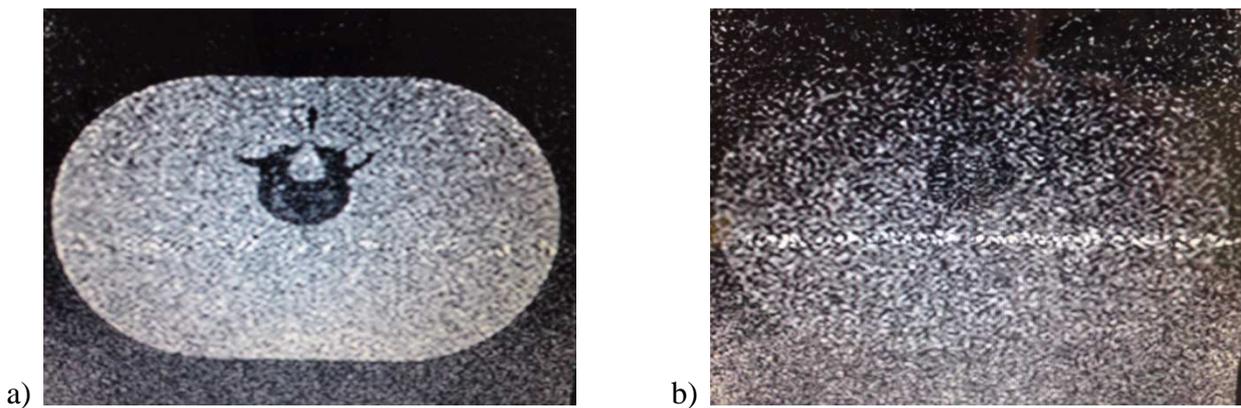
Die nachfolgend genannten Ergebnisse und Trends lassen sich außer in der balanced Steady-State Free Precession-Sequenz sowohl bei der Berechnung der SNR aus allen ROIs, als auch bei der Verwendung lediglich einer ROI feststellen.

Im Überblick aller Messungen zeigt sich, dass die Detektion eines Signals auch kranial bzw. kaudal der Spulenöffnung möglich ist. Bei zunehmender Entfernung zwischen Phantom- und Spulenmittelpunkt nimmt die Signalqualität deutlich ab. Dieser Trend ist für alle untersuchten Spulen und Sequenzen erkennbar. Das jeweilige Ausmaß und der Verlauf der Signalverschlechterung sind allerdings unterschiedlich. Es zeigte sich, dass eine Verschiebung des Phantoms um 10cm, abhängig von Spule und Sequenz, nur wenig Einfluss auf die Signalqualität haben kann. Die Distanzerhöhung auf 20cm führt bei den drei Body-Spulen in allen untersuchten Sequenzen zu einem ausgeprägten Signalverlust. Eine weitere Positionsveränderung des Phantoms, auf 30cm Entfernung zum Spulenmittelpunkt, hat meist wieder einen geringeren Abfall der SNR-Werte zur Folge.

Im Spulenvergleich erreicht die *BodySp-M* außer in der T1-gewichtete Gradientenechosequenz und der balanced Steady-State Free Precession-Sequenz über den gesamten Distanzbereich die höchsten SNR-Werte. Die *BodySp-M* erleidet bei der Verschiebung ebenfalls in allen Sequenzen den höchsten prozentualen Verlust an Signalqualität. Während bei einer Phantomposition 30cm außerhalb des Spulenmittelpunktes die *SENSE Body-L* und die *BodySp-XL* meist noch ca. 50% der jeweiligen Ausgangs-SNR erreichen, liegt der Wert für die *BodySp-M* partiell unter 25%.

Das Bildbeispiel aus der T1-gewichteten Gradientenechosequenz der *BodySp-XL* in Abbildung 16 veranschaulicht weiterhin, dass eine Bildgebung mit den erreichten Signalqualitäten, in der Phantomposition 30cm außerhalb der Spule, für Interventionen nicht praktikabel ist.

Abbildung 16: Bildbeispiel T1w GRE*, *BodySp-XL*, a) 0cm-Position b) 30cm-Position



* Sequenzparameter siehe Abbildung 3

4.4 Oberflächenspulen

4.4.1 Geometrie

Im Vergleich zu Abdomenspulen erlauben Oberflächenspulen allgemein mehr Möglichkeiten für Interventionen im Bereich der unteren Wirbelsäule. Doch auch hier sind Unterschiede zwischen herkömmlichen Ringspulen einerseits und der neu entwickelten *Butterfly*-Spule andererseits erkennbar.

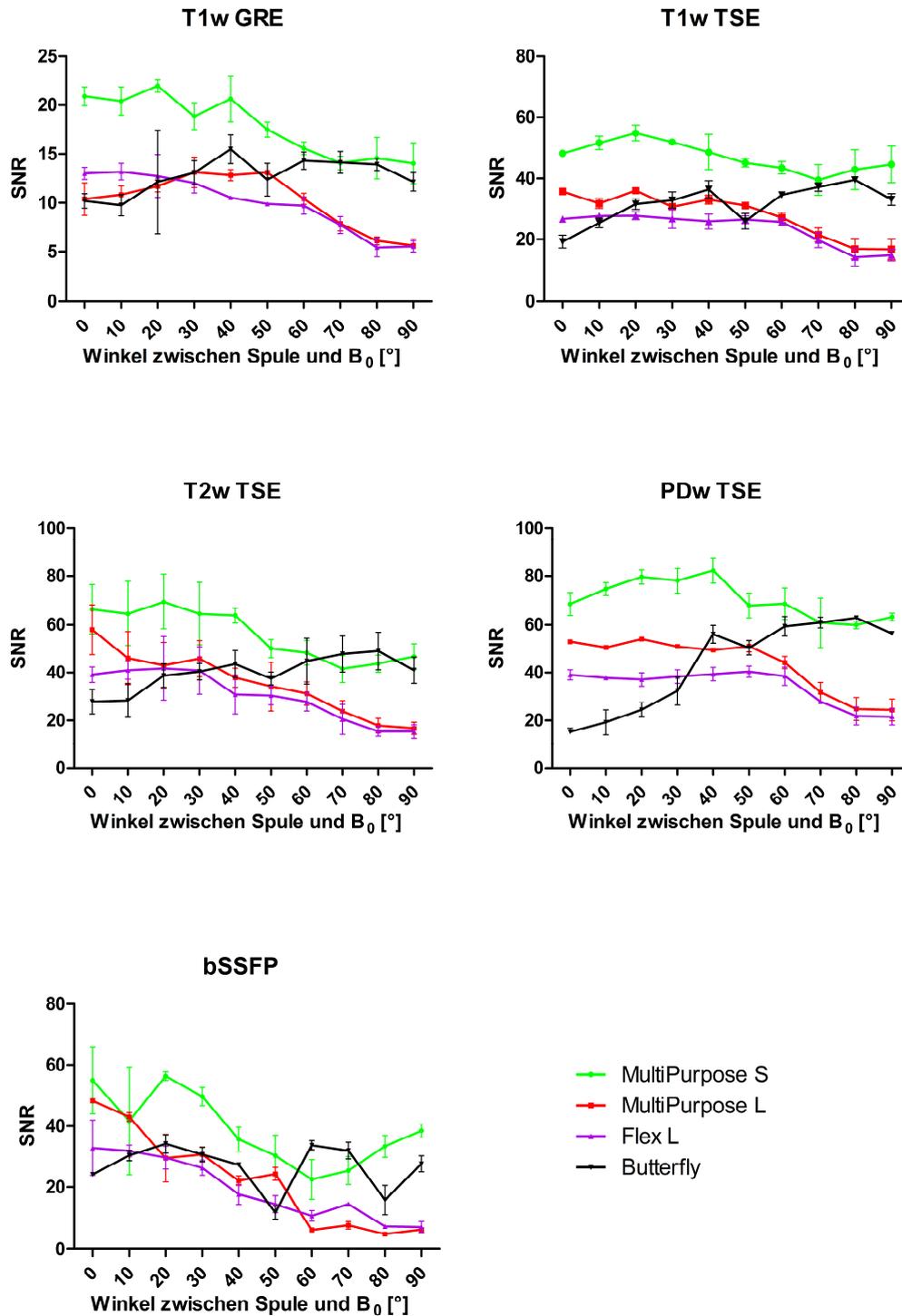
Unter den Ringspulen hat die *MultiPurpose S* den kleinsten Durchmesser. Die größere *MultiPurpose L* bietet, bei ansonsten identischer Bauweise, eine größere maximale Signaldetektionstiefe. Diese ist zu vergleichen mit jener der *Flex L*, wobei diese noch zwei Besonderheiten aufweist. Im Gegensatz zu den beiden erstgenannten Spulen sind die Wicklungen beim *Flex L*-Modell parallel zur aufgespannten Fläche angeordnet. Der dadurch in seiner Höhe verminderte, aber verbreiterte Spulenkörper ermöglicht flache Instrumenteneintrittswinkel, hat jedoch eine größere Auflagefläche im Vergleich zu *MultiPurpose S* und *MultiPurpose L*. Die zweite Besonderheit, auf welche die Bezeichnung „Flex“ bereits abzielt, ist die Verformbarkeit des Spulenkörpers.

Die *Butterfly*-Spule verbindet und erweitert die Vorteile der bisher genannten herkömmlichen Ringspulen für den Einsatz bei Interventionen. So kann durch die Bauform ein deutlich größeres Gebiet mit hoher SNR abgebildet werden, als dies mit den vorgenannten Spulen möglich ist. Außerdem besteht bei der *Butterfly*-Spule ebenfalls eine Flexibilität des Spulenkörpers, welche die Anpassung an Körperkonturen gestattet. Weiterhin besitzt der Prototyp einen niedrigen Rand, wobei der Effekt der Eintrittswinkelerweiterung für Instrumentarien hier noch stärker zum Tragen kommt, da durch die *Butterfly*-Spule eine Bauchlagerung des Patienten während der Intervention zugelassen wird. Somit können auch lange, starre Instrumente mit flachen Eintrittswinkeln verwendet werden, was in lateraler Dekubitusposition des Patienten durch die Polschuhe des Scanners nicht möglich ist. Dadurch eröffnet sich die Option, auch Interventionen unter Bildkontrolle durchzuführen, die diesem Verfahren, aufgrund der genannten Beschränkungen, bislang nicht zugänglich waren.

4.4.2 Signalqualität

Im Folgenden werden zunächst die Ergebnisse der SNR-Berechnung dargestellt, deren Grundlage die Signalmittelwerte aller ROIs bildeten.

Abbildung 17: Synopsis Oberflächenspulen alle ROIs



In der T1-gewichteten Gradientenechosequenz erreicht die *MultiPurpose S* die höchste SNR. Während die SNRs aller Ringspulen im Verlauf einen Abwärtstrend zeigen, steigt die Signalqualität der *Butterfly*-Spule bei großen Winkeln an. Sie liegt bei einem Winkel von 0° zunächst auf dem Niveau der *MultiPurpose L* und *Flex L*. Diese erreichen bei 90° nur noch rund 50% ihrer Ausgangs-SNR. Die Signalqualität der *Butterfly*-Spule hingegen ist bei größeren Winkeln mit jener der *MultiPurpose S* zu vergleichen.

Die *MultiPurpose S*-Spule gibt auch in der T1-gewichteten Turbospinechosequenz die höchsten SNR-Werte vor. Sie zeigt außerdem, wie auch *MultiPurpose L* und *Flex L*, einen Verlust der Signalqualität bei größeren Winkeln. Die von der *Butterfly*-Spule erreichte SNR liegt bei einem Winkel von 0° unter denen aller Ringspulen. Wird ein Winkel >60° eingestellt liegt die SNR der *Butterfly* nahezu auf dem Niveau der *MultiPurpose S* und damit deutlich über der von *MultiPurpose L* und *Flex L*.

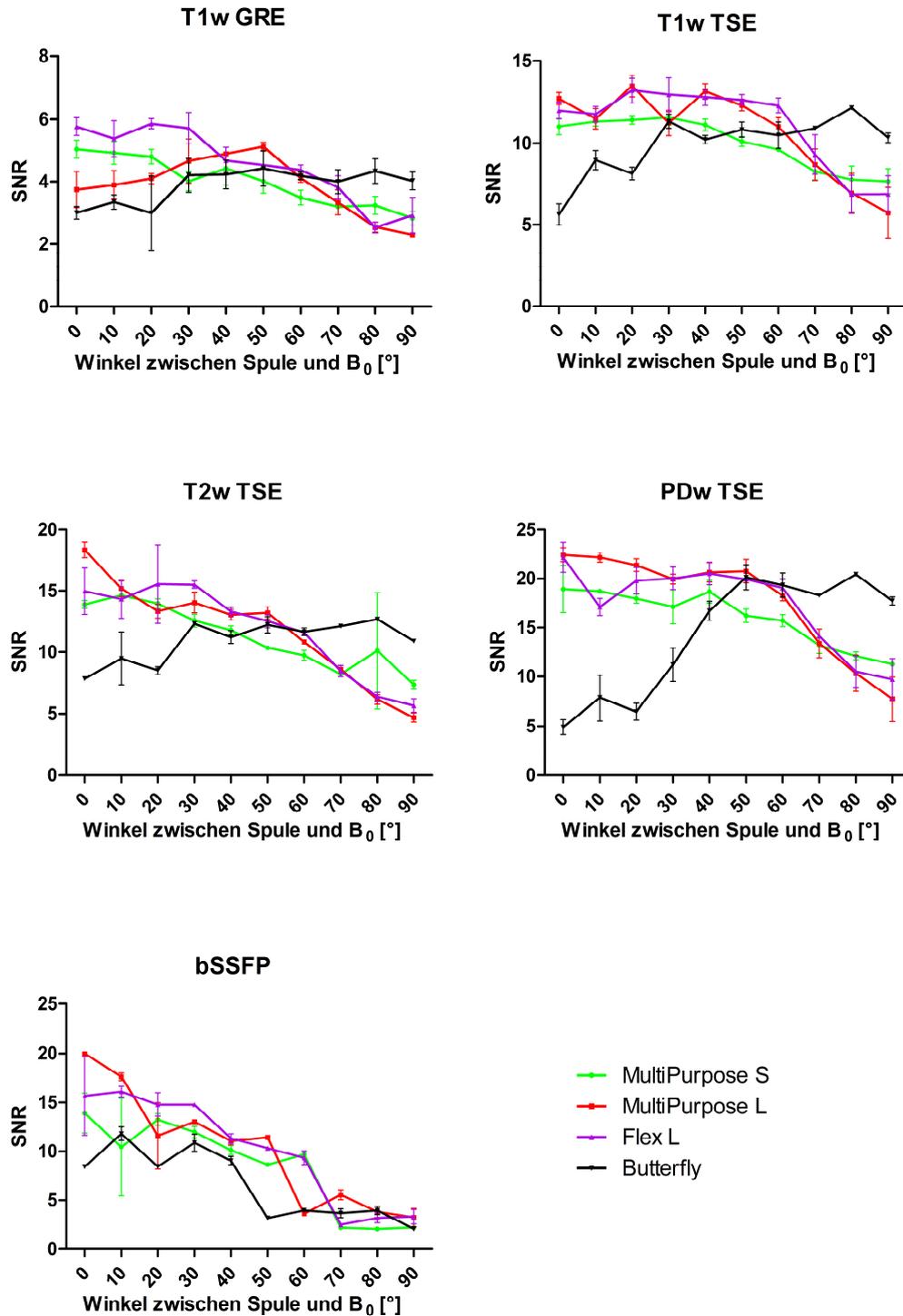
Die Entwicklung der Signalqualitäten in der T2-gewichteten Turbospinechosequenz stellt sich analog zu den vorgenannten Sequenzen dar. Allerdings sind der SNR-Abfall der Ringspulen bei großen Winkeln und der entgegengesetzte Trend bei der *Butterfly*-Spule stärker ausgeprägt. Als Folge erreicht die *Butterfly*-Spule bei Winkeln >60° teilweise höhere SNR-Werte als die *MultiPurpose S* und ist damit in diesem Winkelbereich allen Ringspulen überlegen.

In der protonendichtegewichteten Turbospinechosequenz wird die höchste SNR für kleine und mittlere Winkel abermals von der *MultiPurpose S*-Spule erreicht. Auch der Verlust der Signalqualität bei großen Winkeln ist weniger ausgeprägt als bei anderen Sequenzen. *MultiPurpose L* und *Flex L* zeigen bis zu einem Winkel von 50° nahezu konstante SNR-Werte, die bei größeren Winkeln schließlich abfallen. Im Gegensatz zur partiellen Konstanz des SNR-Niveaus bei den Ringspulen ist die Steigerung der Signalqualität der *Butterfly*-Spule über das gesamte Winkelspektrum besonders deutlich. So erfolgt zwischen 0° und 80° eine Zunahme der SNR auf das Vierfache des Ausgangswertes und liegt bei 80° noch über dem Wert der *MultiPurpose S*.

Für die *MultiPurpose L*- und *Flex L*-Spule ist in der balanced Steady-State Free Precession (bSSFP)-Sequenz ein Abwärtstrend der SNR-Werte bei großen Winkeln feststellbar. Dieser ist auch bei der *MultiPurpose S* vorhanden, unterliegt jedoch ausgeprägteren Schwankungen. Die positive Entwicklung der Signalqualität der *Butterfly*-Spule ist durch die Fluktuation der Messwerte ebenfalls weniger deutlich erkennbar.

Nachfolgend werden die SNR-Werte dargestellt, bei denen lediglich der Signalmittelwert der ROI in der Mitte des Phantoms in die Berechnung einging.

Abbildung 18: Synopsis Oberflächenspulen (eine ROI)



In der T1-gewichteten Gradientenechosequenz ist für die *MultiPurpose S* und die *Flex L* ein klarer Abwärtstrend bei Winkelvergrößerung erkennbar. Die *MultiPurpose L* hingegen kann ihre Signalqualität von 0° bis 50° sogar steigern. Bei Winkeln >50° fallen die von ihr erreichten SNR-Werte wieder. Dies hat zur Folge, dass die *MultiPurpose L* in der 90°-Position die schlechteste Signalqualität der hier verglichenen Spulen liefert. Das von der *Butterfly* detektierte Signal verbessert sich kontinuierlich von 0° bis 90°. Sie ist damit bereits ab einem Winkel >50° der *MultiPurpose S* überlegen. Im Winkelbereich >70° erreicht die *Butterfly* die höchsten SNR-Werte der verglichenen Spulen.

MultiPurpose S, *MultiPurpose L* und *Flex L* haben in der 0°-Position der T1-gewichteten Turbospinechosequenz eine vergleichbare Signalqualität. Der von der *Butterfly* erreichte SNR-Wert liegt in dieser Position deutlich niedriger. Die Signalqualität der *Butterfly* steigt mit der Vergrößerung des Winkels zwischen Spule und B_0 . Bei Winkeln >70° ist sie somit den übrigen Oberflächenspulen überlegen. Die SNR-Werte von *MultiPurpose S*, *MultiPurpose L* und *Flex L* bleiben bis zu einem Winkel von 60° relativ konstant und bewegen sich in einem vergleichbaren Bereich. Im Winkelbereich >60° lässt die Signalqualität der drei letztgenannten Spulen deutlich nach.

In der T2-gewichteten Turbospinechosequenz wird der höchste SNR-Wert in der 0°-Position von der *MultiPurpose L* erreicht. Es folgen *Flex L*, *MultiPurpose S* und mit einigem Abstand die *Butterfly*-Spule. *MultiPurpose S*, *MultiPurpose L* und *Flex L* erleben bei der Winkelvergrößerung einen relativ konstanten Signalverlust. Die einzelnen SNR-Werte dieser Spulen liegen dabei jeweils in einem engen Bereich. Die SNRs von *MultiPurpose L* und *Flex L* sind bei Winkeln >40° sogar nahezu identisch. Die *Butterfly* steigert ihre SNR und ist ab 50° der *MultiPurpose S* überlegen. Einen höheren Wert als *MultiPurpose L* und *Flex* erreicht sie bei Winkeln >60°.

In der 0°-Position der protonendichtegewichteten Turbospinechosequenz erreicht die *MultiPurpose L* den höchsten SNR-Wert. Es folgt, mit nur geringer Differenz die *Flex L*. Die *MultiPurpose S* hat in dieser Position eine geringere Signalqualität als die beiden vorgenannten Spulen. *MultiPurpose L*, *Flex L* und *MultiPurpose S* erreichen in der 0°-Position deutlich höhere SNR-Werte als die *Butterfly*. Bei einer Vergrößerung des Winkels zwischen Spule und B_0 zeigen *MultiPurpose L* und *Flex L* ein ähnliches Verhalten. Die *Flex L* erleidet bei 10° Winkel einen deutlichen Signalverlust, erreicht bei weiterer Winkelvergrößerung auf 30° allerdings wieder einen SNR-Wert, der jenem der *MultiPurpose L* in dieser Position, nahezu identisch ist. Diese

geringe Differenz zwischen den Signalqualitäten von *Multipurpose L* und *Flex L* bleibt bis zu einem Winkel von 80° erhalten. Beide letztgenannten Spulen büßen durch eine Winkelsteigerung bis auf 60° nur wenig Signalqualität ein. Für Winkel $>60^\circ$ fallen die von ihnen erreichten SNR-Werte deutlich ab. Die *Multipurpose S* zeigt bei einer Winkelvergrößerung einen annähernd linearen Verlust der Signalqualität. Das Niveau, der von ihr erreichten SNR-Werte, liegt zwischen 0° und 60° unter jenem von *Multipurpose L* und *Flex L*. In der 70° -Position ist die Signalqualität der drei letztgenannten Spulen nahezu identisch. Im Winkelbereich $>80^\circ$ erreicht die *Multipurpose S* höhere SNR-Werte als *Flex L* und *Multipurpose L*. Die Signalqualität der *Butterfly* liegt bei kleinen Winkeln $<40^\circ$ zum Teil deutlich unter denen der übrigen Oberflächenspulen. Im Winkelbereich zwischen 20° und 50° kommt es zu einem Anstieg der erreichten SNR-Werte. Bei 50° und 60° Kippwinkel ist die Signalqualität der *Butterfly* mit *Multipurpose L* und *Flex L* zu vergleichen und liegt damit bereits über jener der *Multipurpose S*. Für Winkel $>70^\circ$ liegen die von der *Butterfly* erreichten SNR-Werte deutlich über dem Niveau der übrigen Oberflächenspulen.

In der balanced Steady-State Free Precession-Sequenz erreicht die *Multipurpose L* den höchsten SNR-Wert in der 0° -Position. Es folgen *Flex L*, *Multipurpose S* und *Butterfly*. Bei einer Winkelvergrößerung zeigen alle untersuchten Spulen einen Verlust an Signalqualität. Dabei liegen die erreichten SNR-Werte auf vergleichbarem Niveau, unterliegen allerdings individuellen Schwankungen. Weiterhin zeigt sich, dass alle Spulen einen spezifischen Winkelbereich mit stärkerem Signalverlust aufweisen. Dieser liegt zwischen 40° und 50° für die *Butterfly*, zwischen 50° und 60° für die *Multipurpose L* ferner zwischen 60° und 70° für *Multipurpose S*, sowie *Flex L*.

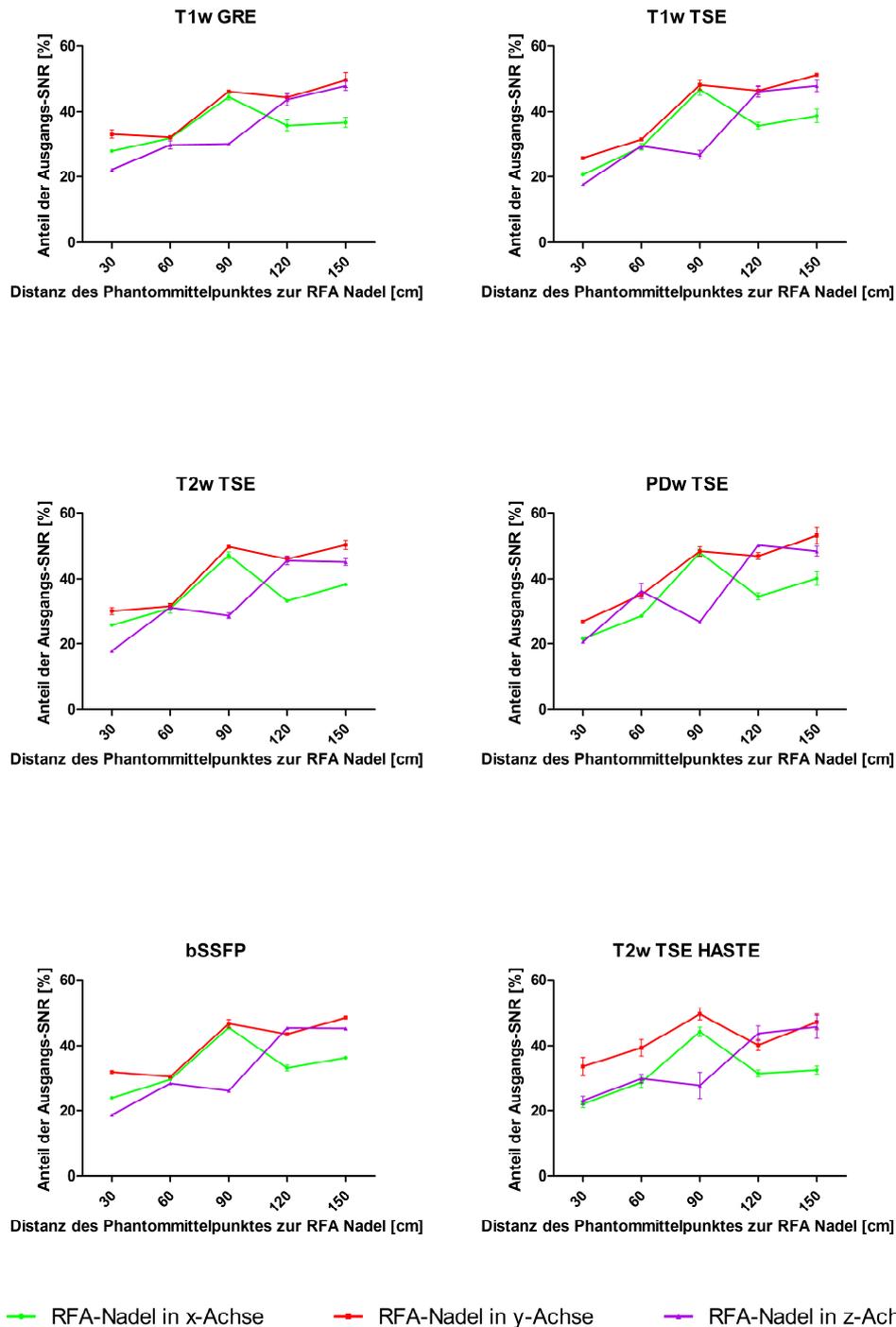
Im Überblick aller Messungen mit Oberflächenspulen kann man festhalten, dass außer in der balanced Steady-State Free Precession-Sequenz Trends, sowohl bei der Verwendung aller ROIs, als auch bei der Berechnung der SNR-Werte mithilfe nur einer ROI, erkennbar sind. Ein Unterschied besteht jedoch in der Einschätzung der *Multipurpose S*-Spule. Während bei Verwendung aller ROIs ihre Signalqualität regelmäßig über jenen der übrigen Oberflächenspulen liegt, ist dies bei der SNR-Berechnung aus nur einem ROI in der Phantommitte nicht der Fall.

4.5 Störungsmessung

Im Folgenden werden die Ergebnisse der Messungen dargestellt, die nach den in Abschnitt 3.4.2 Störungsmessung dargestellten Parametern durchgeführt wurden. Zunächst erfolgt eine Betrachtung der einzelnen Oberflächenspulen.

4.5.1 MultiPurpose S

Abbildung 19: Synopsis MultiPurpose S RFA Standby



Wie in Abbildung 19 erkennbar, sinken die von der *MultiPurpose S*-Spule erreichten SNR-Werte durch das Einbringen einer Störquelle deutlich ab. Im Standby-Modus der RFA-Nadel liegen sie sequenzunabhängig zwischen circa 60% und circa 20%. Ebenfalls allen Sequenzen gemein ist der Abwärtstrend der SNR-Werte bei Annäherung der Störquelle an das Phantom.

Im Vergleich der Signalqualitäten bei unterschiedlichen Raumrichtungen der RFA-Nadel wird ersichtlich, dass in allen untersuchten Sequenzen ein ähnliches Bild entsteht. Die maximale Differenz der SNR-Werte an einem Distanzpunkt liegt jeweils bei maximal rund 20% der Ausgangs-SNR.

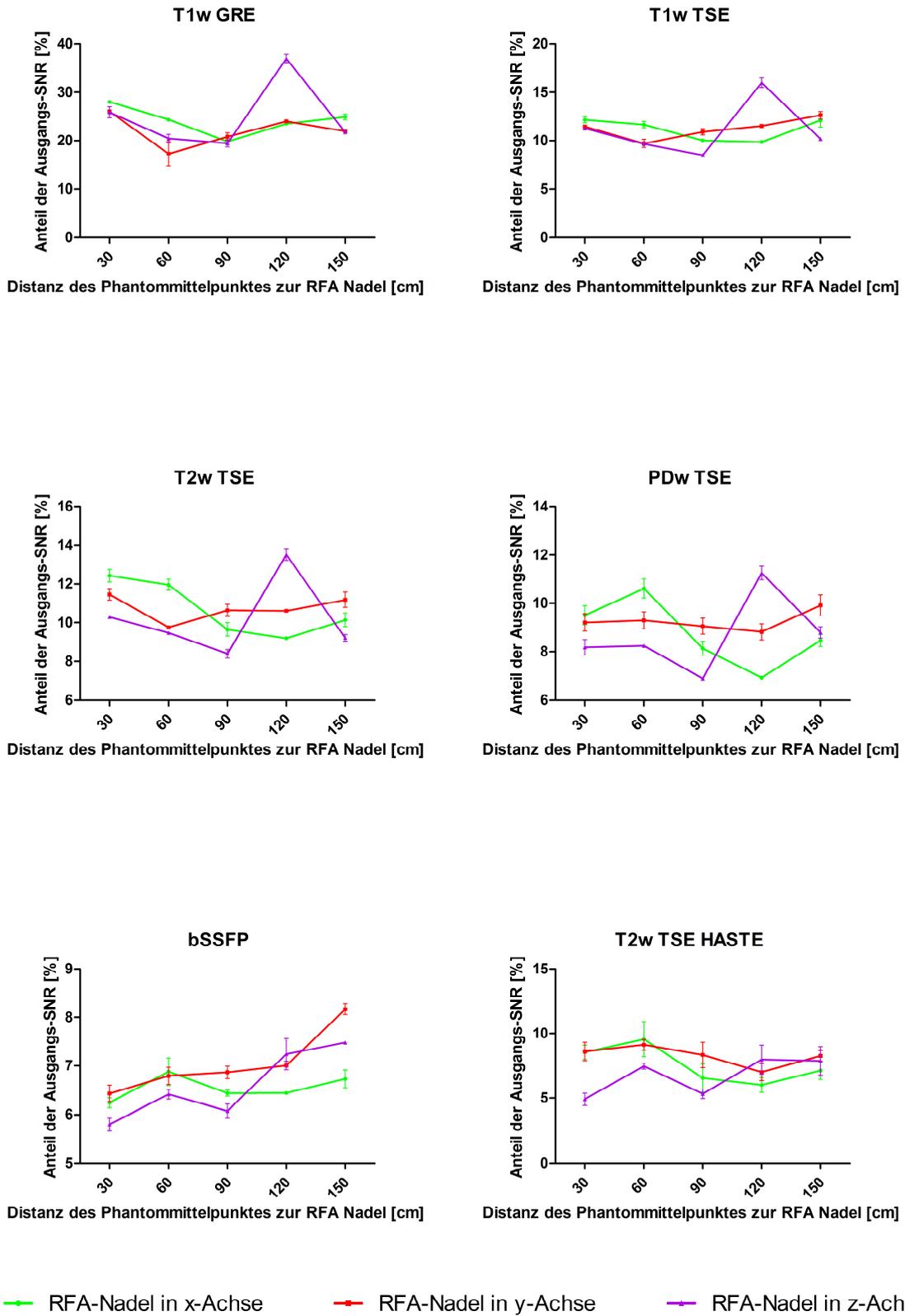
Im Großteil der Positionen werden die höchsten SNRs bei Lagerung der RFA-Nadel in y-Richtung erreicht.

In den untersuchten Sequenzen liegen die SNR-Werte der y- und z-Richtung in der 150cm- und 120cm-Position über denen der x-Richtung. Im Verlauf steigen die SNRs der x- und y-Richtung in der 90cm-Position an und liegen in dieser Position auf ähnlichem Niveau. Im Gegensatz dazu fällt die SNR der z-Richtung und hat in der 90cm-Position in allen Sequenzen die größte Differenz zu den übrigen Raumrichtungen.

Bei 60cm Distanz zwischen Phantom und RFA-Nadel nähern sich die SNR-Werte aller Raumrichtungen in nahezu allen Sequenzen auf ein Minimum an. Lediglich in der PDw TSE und der T2w TSE HASTE ist eine größere Differenz in der 60cm-Position erkennbar.

Eine erneute Divergenz der SNR-Werte zeigt sich in der 30cm-Position, wobei die Werte eine maximale Differenz von rund 10% der Ausgangs-SNR aufweisen. Die höchsten SNR-Werte werden in dieser Position bei Lagerung der RFA-Nadel in y-Richtung erreicht, gefolgt von x- und z-Richtung. Lediglich in der T2w HASTE liegt die Signalqualität der z-Richtung geringfügig über jener der x-Richtung.

Abbildung 20: Synopsis MultiPurpose S RFA an



Bei eingeschalteter RFA-Nadel sinken die von der *MultiPurpose S* erreichten Signalwerte nochmals ab. Abhängig von der Sequenz liegen Diese zwischen rund 35% und weniger als 5% der Ausgangs-SNR.

Die Entfernung zwischen Phantom und Störquelle hat bei eingeschalteter RFA-Nadel nur wenig Einfluss auf die Signalqualität. Lediglich in der bSSFP-Sequenz ist ein Abwärtstrend der SNR-Werte bei Annäherung der Störquelle an das Phantom erkennbar.

Die Signaldifferenz zwischen den verschiedenen Raumrichtungen der RFA-Nadel bewegt sich, außer in der T1w GRE und der T1w TSE, größtenteils in einem Bereich von rund 2% der Ausgangs-SNR.

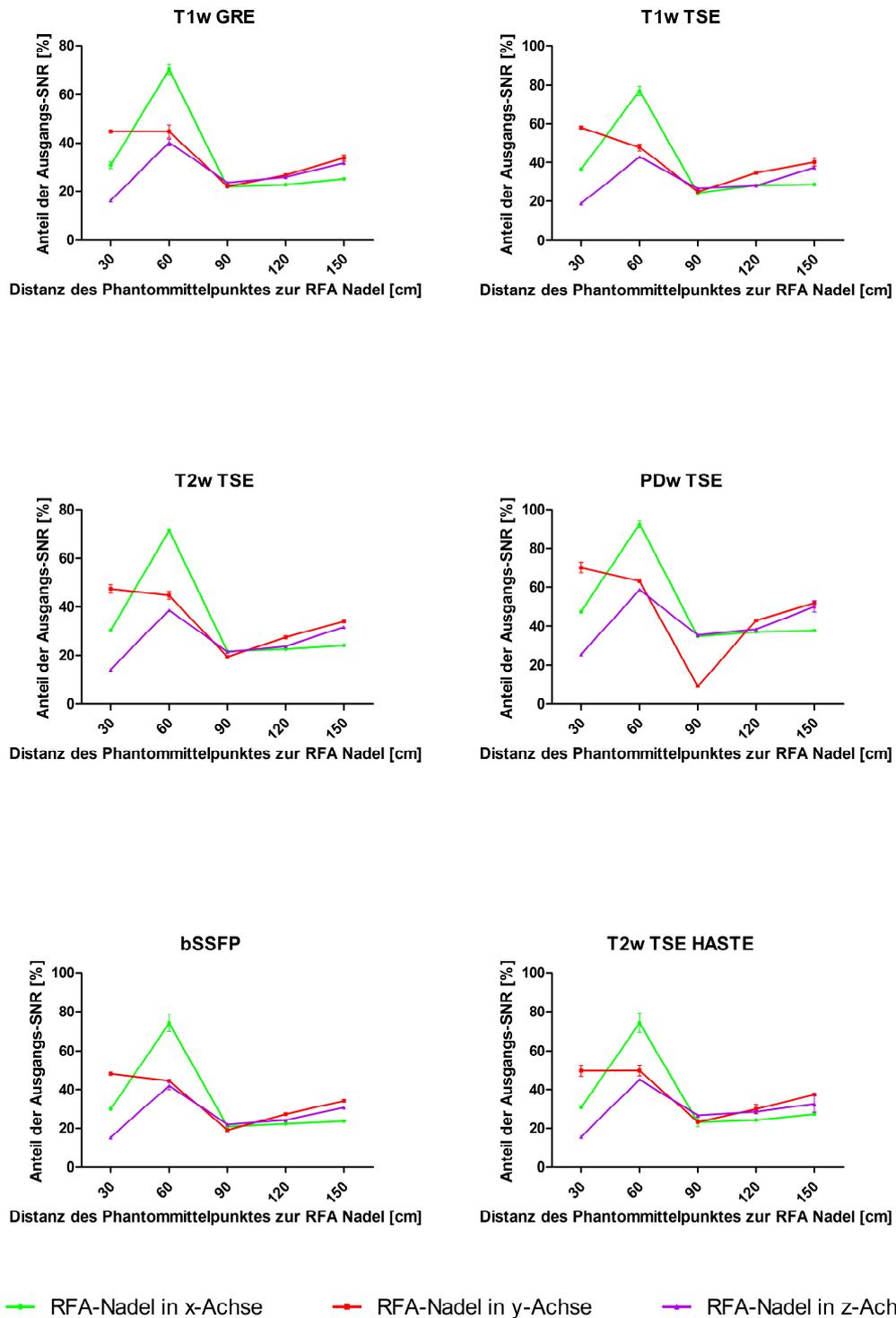
Die SNR-Werte in der bSSFP und der T2w TSE HASTE unterliegen den geringsten Fluktuationen. In diesen beiden Sequenzen schwanken die Signalqualitäten aller Positionen und Raumrichtungen um maximal circa 2% bzw. 4% der Ausgangs-SNR.

In der T1w GRE, T1w TSE, T2w TSE und PDw TSE ist jeweils ein deutlicher Signalpeak in der 120cm-Position und Ausrichtung der RFA-Nadel in z-Richtung erkennbar. Dieser liegt in der T2w TSE und der PDw TSE innerhalb eines 2% Bereichs. In der T1w GRE umfasst der Signalsprung circa 15% und in der T1w TSE rund 5% der Ausgangs-SNR. In der T1w GRE bewegen sich die übrigen Schwankungen der Signalqualität in einem 10% Bereich.

Im Vergleich der x- und y-Richtung in T1w GRE, T1w TSE, T2w TSE und PDw TSE wird ersichtlich, dass im Distanzbereich zwischen 150cm und 90cm die y-Richtung mit höheren SNR-Werten einhergeht und sich bei weiterer Annäherung das Verhältnis umkehrt. Die einzige Ausnahme bildet hier die 150cm-Position der T1w GRE.

4.5.2 MultiPurpose L

Abbildung 21: Synopsis MultiPurpose L RFA Standby



Durch das Einbringen einer RFA-Nadel im Standby-Modus in den MRT-Raum sinken die von der *MultiPurpose L* erreichten SNR-Werte zum Teil deutlich ab.

Im Distanzbereich zwischen 150cm und 90cm liegt die Signalqualität aller Raumrichtungen in den Sequenzen T1w GRE, T1w TSE, T2w TSE, bSSFP und T2w TSE HASTE zwischen circa 40% und rund 20% der jeweiligen Ausgangs-SNR.

Für die vorgenannten Distanzen und Sequenzen ist außerdem ein Abwärtstrend der Signalstärke bei Annäherung der Störquelle an das Phantom erkennbar. Die höchsten SNR-Werte werden in y-Richtung erzielt, gefolgt von z- und x-Richtung. Die Differenz der Signalqualitäten verringert sich jedoch bei Abnahme der Distanz und liegt in der 90cm-Position auf nahezu gleichem Niveau.

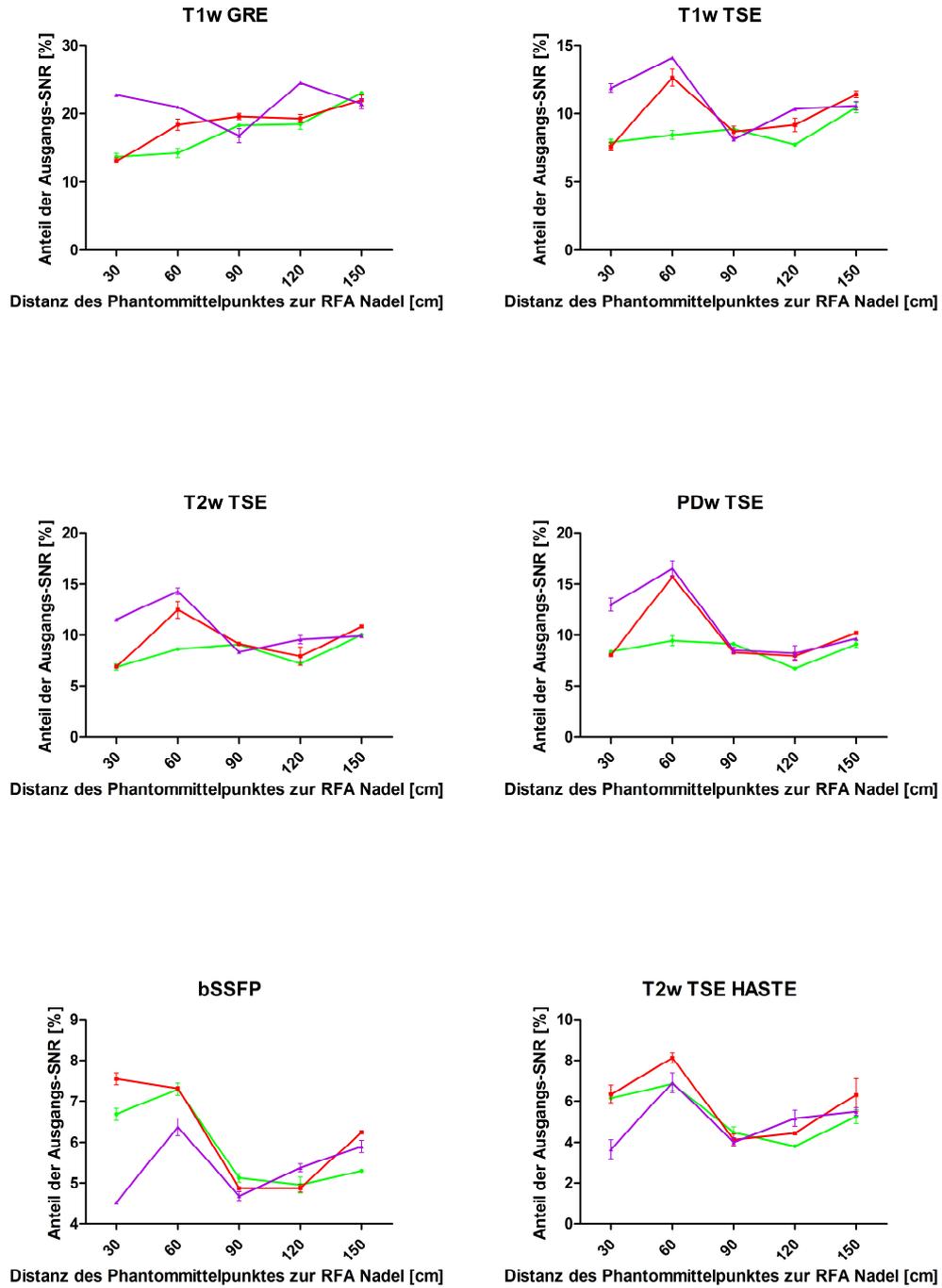
In der PDw TSE sind die genannten Trends ebenfalls zutreffend, jedoch liegt der SNR-Wert der y-Richtung in der 90cm-Position deutlich unter denen der verbleibenden Raumrichtungen.

Bei weiterer Annäherung der Störquelle auf 60cm zum Phantom steigen die Signalqualitäten unabhängig von Raumrichtung der RFA-Nadel und untersuchter Sequenz an. Die höchsten SNR-Werte werden in x-Richtung mit zum Teil fast 80% der Ausgangs-SNR erreicht. Es folgen y- und z-Richtung.

Eine Positionierung der Störquelle in 30cm Abstand zum Phantom führt zu einer im Verlauf sinkenden Signalstärke in x- und z-Richtung. Im Gegensatz dazu bleiben die SNR-Werte der y-Richtung konstant beziehungsweise steigen an.

Als Folge werden in der 30cm-Position die höchsten SNR-Werte mit einer Ausrichtung der RFA-Nadel in y-Richtung erreicht, gefolgt von x- und z-Richtung.

Abbildung 22: Synopsis MultiPurpose L RFA an



— RFA-Nadel in x-Achse
 — RFA-Nadel in y-Achse
 — RFA-Nadel in z-Achse

Durch den Betrieb der RFA-Nadel im MRT-Raum sinken die durchschnittlich erreichten SNR-Werte der *MultiPurpose L*-Spule nochmals ab. Sie liegen in der T1w GRE unter 30%, in der T1w TSE, T2w TSE und PDw TSE unter 20% und in den beiden übrigen Sequenzen sogar unter 10% der Ausgangs-SNR.

Die Maximale Differenz der Signalwerte zwischen den verschiedenen Raumrichtungen liegt bei rund 15% in der 60cm-Position der PDw TSE.

Ein Abwärtstrend der Signalqualität ist in allen Sequenzen für die Distanzen zwischen 150cm und 90cm erkennbar. In der x-Richtung setzt sich dieser auch in der T1w GRE, T1w TSE und T2w TSE fort.

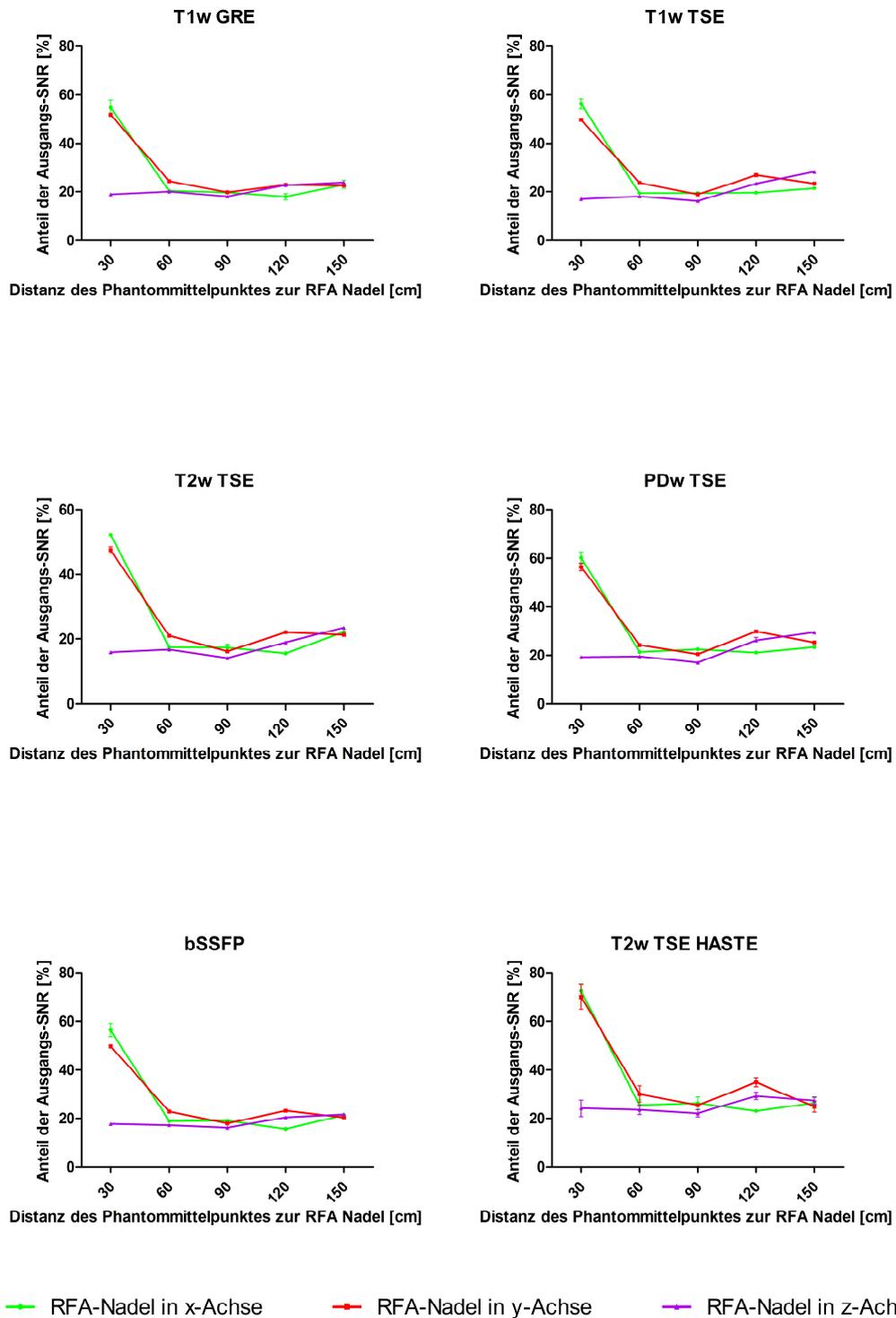
Bei weiter Annäherung zwischen Störquelle und RFA-Nadel auf 60cm steigen die SNR-Werte der y- und z-Richtung in allen untersuchten Sequenzen außer der T1w GRE an. In der bSSFP und der T2w TSE HASTE ist auch die x-Richtung von diesem Anstieg betroffen. Dadurch werden in der bSSFP SNR-Werte auf dem Niveau der y-Richtung und in der T2w TSE HASTE auf dem der z-Richtung erreicht. Im Gegensatz dazu, werden in der 60cm-Position der übrigen Sequenzen bei Positionierung der RFA-Nadel in x-Richtung, die geringsten SNR-Werte erzielt.

In der 30cm-Position fallen im Verlauf die SNR-Werte aller Raumrichtungen in der T1w TSE, T2w TSE, PDw TSE und T2w TSE HASTE wieder ab.

Im Gegensatz dazu steigt in der T1w GRE das Signal in z-Richtung und in der bSSFP in der y-Richtung.

4.5.3 Flex L

Abbildung 23: Synopsis Flex L RFA Standby



Die von der *Flex L*-Spule erreichten SNR-Werte sinken durch das Einbringen einer RFA-Nadel im Standby-Modus ab. Sie liegen in der T1w GRE, T1w TSE, T2w TSE, PDw TSE und bSSFP zwischen circa 60% und rund 20% der Ausgangs-SNR.

In der T2w TSE HASTE liegt das maximal erreichte Signal bei rund 70% der Ausgangs-SNR.

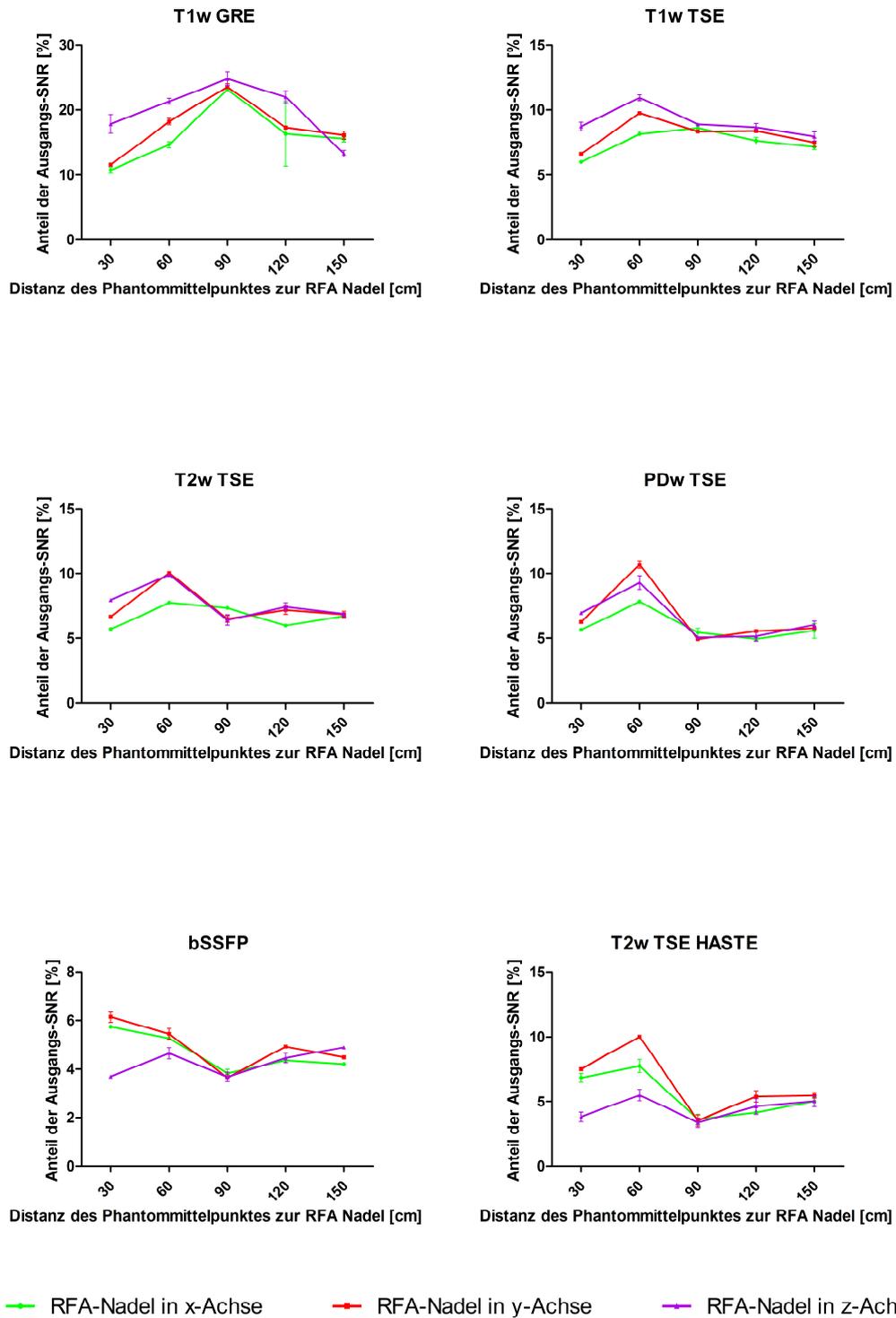
Eine Annäherung der Störquelle an das Phantom hat bei Orientierung der RFA-Nadel in z-Richtung keinen wesentlichen Einfluss auf die Signalqualität im Sinne eines Abwärtstrends. Für diese Raumrichtung liegt die mittlere SNR bei rund 20% der Ausgangs-SNR. Dies gilt für alle untersuchten Sequenzen.

Im Distanzbereich von 150cm bis 60cm ist auch in x- und y-Richtung aller Sequenzen kaum ein Einfluss der Distanzminderung auf die Signalqualität zu verzeichnen. In diesen Positionen liegen die von der *Flex L* erreichten, maximalen SNR-Werte in x- und y-Richtung ebenfalls bei circa 20% der störfreien Ausgangs-SNR.

Durch eine weitere Verminderung der Distanz zwischen Phantom und Störquelle auf 30cm ergibt sich in allen untersuchten Sequenzen ein Anstieg der Signalstärke in x- und y-Richtung. Dieser reicht in der T1w GRE, T1w TSE, T2w TSE, PDw TSE und bSSFP bis zu rund 60%.

In der T2w TSE HASTE werden in der 30cm-Position bei Nadelorientierung in x- bzw. y-Achse rund 70% der Ausgangs-SNR erreicht.

Abbildung 24: Synopsis Flex L RFA an



Beim Betrieb der RFA-Nadel im MRT-Raum fallen die von der *Flex L*-Spule maximal erreichten SNR-Werte im Vergleich zum Standby-Modus nochmals ab. Sie liegen zwischen rund 25% und circa 10% in der T1w GRE, sowie zwischen rund 10% und circa 5% in der T1w TSE, T2w TSE, PDw TSE und T2w TSE HASTE. In der bSSFP-Sequenz liegen die Fluktuationen der Signalqualität zwischen rund 6% und 4% der Ausgangs-SNR.

In der T1w GRE zeigt sich für alle untersuchten Raumrichtungen ein bogenförmiger Verlauf der SNR-Werte bei Distanzminderung zwischen Phantom und Störquelle. Zwischen der 150cm- und 90cm-Position steigt die Signalqualität an und erreicht bei 90cm ein Maximum von circa 25% der Ausgangs-SNR. Bei weiterer Annäherung auf 30cm fallen die SNR-Werte wieder ab und liegen in der 30cm-Position zwischen 10% und 20%.

Ein nahezu umgekehrtes Bild bietet die bSSFP-Sequenz, wobei die Fluktuationsbreite mit circa 2% insgesamt gering ist. Zwischen 150cm und 90cm zeigt sich für alle Raumrichtungen ein Abwärtstrend mit einem Minimum von rund 4% der Ausgangs-SNR in der 90cm-Position. Durch Annäherung auf 60cm steigen die Signalqualitäten für alle Raumrichtungen wieder an. Dieser Trend setzt sich für die x- und y-Richtung bis zur 30cm-Position fort, wohingegen das Signal der z-Richtung im Verlauf abfällt.

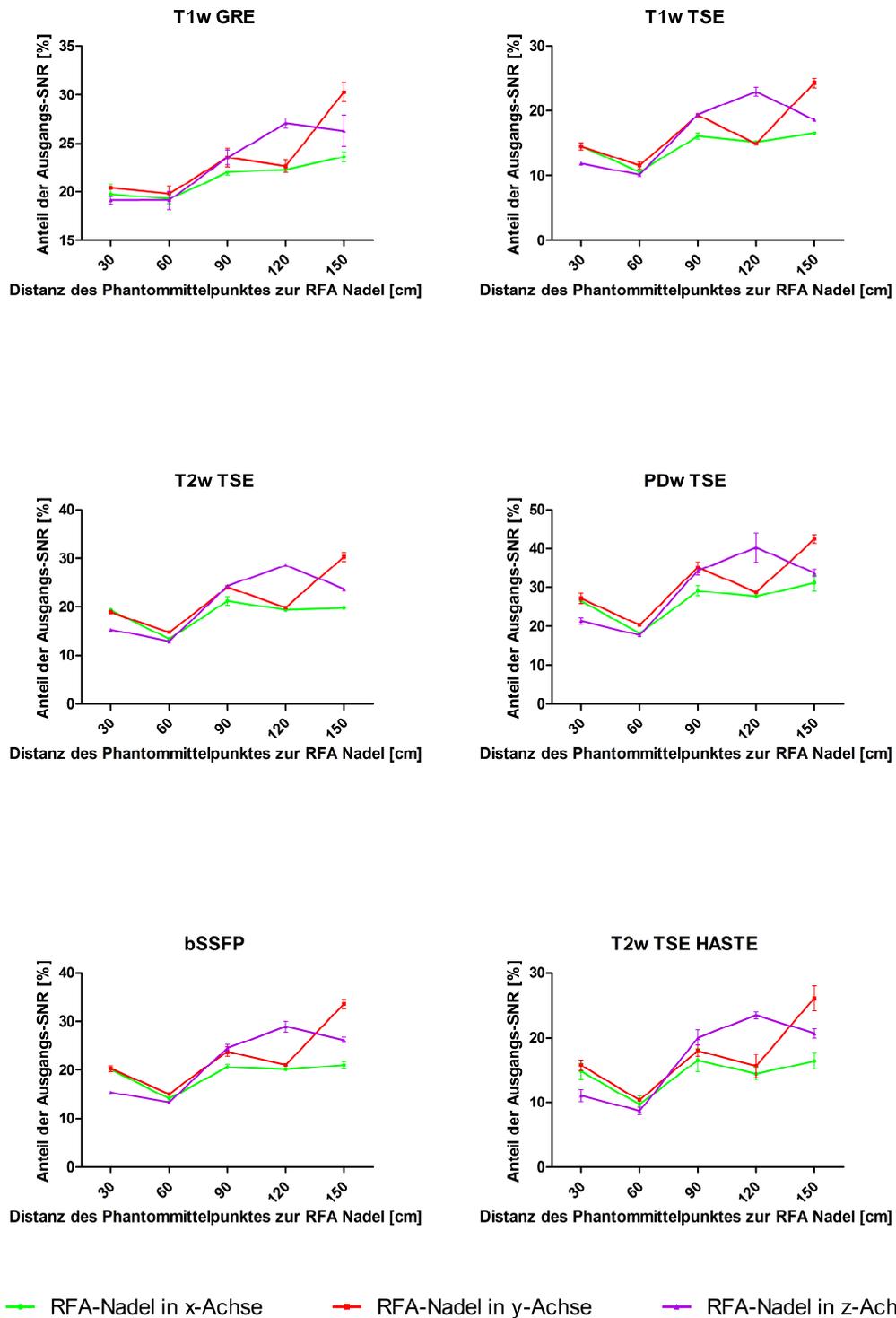
Für den Distanzbereich zwischen 150cm und 90cm zeigen die T1w TSE und die T2w TSE eine Stagnation der SNR-Werte aller Raumrichtungen, wohingegen in der PDw TSE und der T2w TSE HASTE ein geringer Abwärtstrend erkennbar ist.

Durch weitere Annäherung der Störquelle an das Phantom auf 60cm steigt die Signalqualität aller Raumrichtungen in der T1w TSE, T2w TSE, PDw TSE und T2w TSE HASTE.

Eine Distanzminderung auf 30cm führt zum erneuten Signalabfall in den letztgenannten Sequenzen. Dieser Umstand ist dabei unabhängig von der Raumrichtung der RFA-Nadel.

4.5.4 Butterfly

Abbildung 25: Synopsis Butterfly RFA Standby



Eine RFA-Nadel im Standby-Modus senkt die von der *Butterfly*-Spule maximal erreichte Signalqualität sequenzabhängig in einen Bereich zwischen 40% und 10% der jeweiligen Ausgangs-SNR.

Zwischen der 150cm- und 60cm-Position zeigen alle Raumrichtungen sequenzunabhängig einen Abwärtstrend der Signalqualität. Durch weitere Annäherung auf 30cm steigen alle SNR-Werte im Verlauf leicht an, wobei dieser Anstieg in der T1w GRE am geringsten ausfällt.

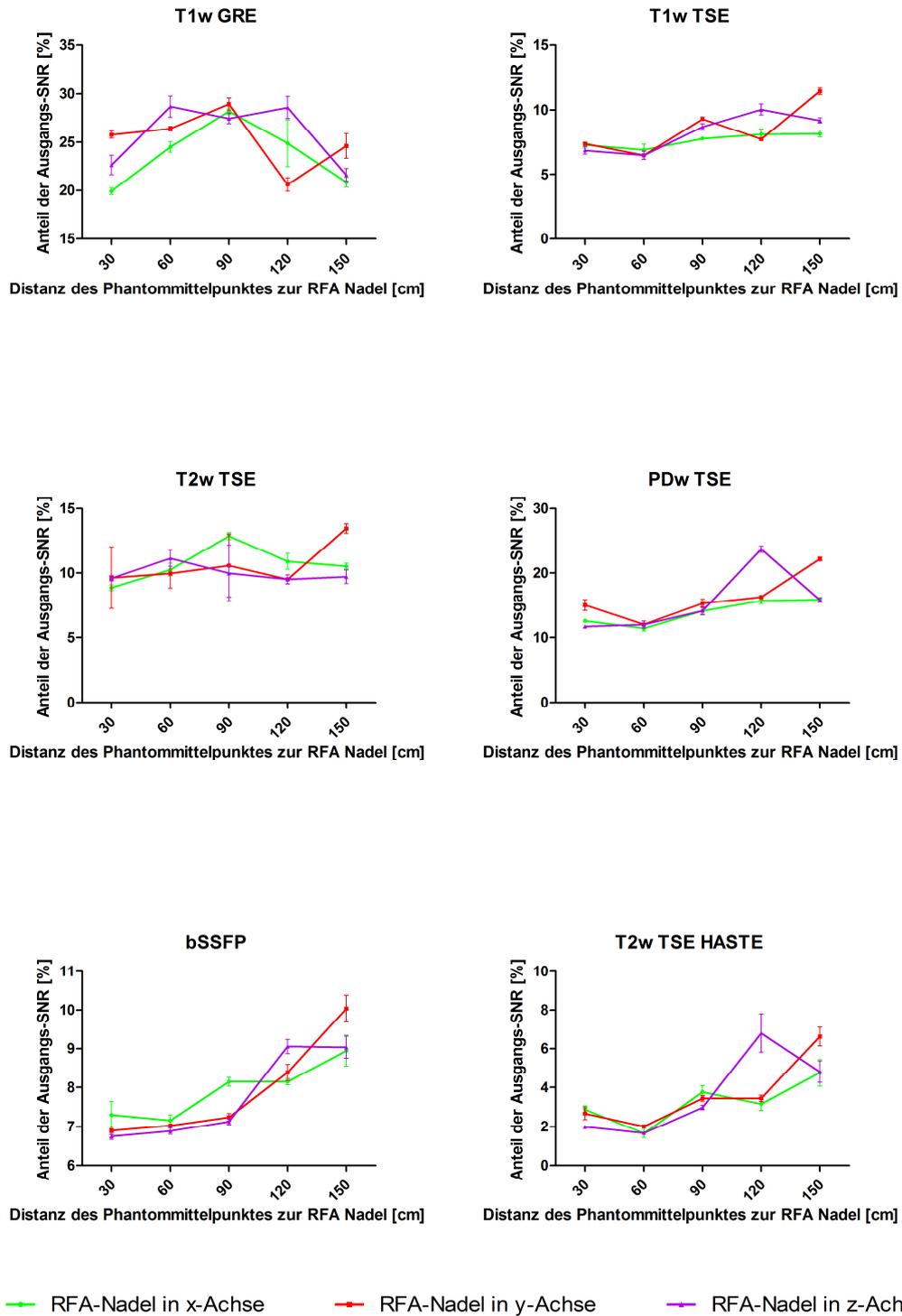
Die höchste SNR in der 150cm-Position wird in y-Richtung der RFA-Nadel erreicht, gefolgt von z- und x-Richtung. Durch Distanzminderung auf 120cm sinkt die Signalqualität aller Sequenzen für die x- und y-Richtung, wohingegen jene der z-Richtung ansteigt. Dies führt zur maximalen Differenz zwischen den Raumrichtungen in der 120cm-Position, die sequenzabhängig zwischen 5% und 10% liegt.

Wird die Störquelle weiter auf 90cm an das Phantom heran bewegt, kehren sich die letztgenannten Trends um, sodass in der 90cm-Position die SNR-Werte aller Raumrichtung in allen Sequenzen ihr Niveau angleichen.

Das Minimum der Signalqualität wird in allen untersuchten Sequenzen in der 60cm-Position erreicht, wobei die Differenz zwischen den Raumrichtungen sehr gering ausfällt.

Durch eine weitere Distanzminderung auf 30cm Abstand zwischen RFA-Nadel und Phantom steigen die SNR-Werte im Verlauf wieder leicht an.

Abbildung 26: Synopsis Butterfly RFA an



Beim Betrieb der RFA-Nadel im MRT-Raum fallen die Signalwerte der *Butterfly*-Spule im Vergleich zum Standby-Modus weiter ab. Das Ausmaß des Signalverlusts ist dabei von der jeweils untersuchten Sequenz abhängig.

In der T1w GRE schwanken die Werte zwischen $\approx 20\%$ und $\approx 30\%$, in der T1w TSE zwischen $\approx 7\%$ und $\approx 12\%$, in der T2w TSE zwischen $\approx 8\%$ und $\approx 14\%$, in der PDw TSE zwischen $\approx 10\%$ und $\approx 25\%$, in der bSSFP zwischen $\approx 6,5\%$ und $\approx 10\%$, sowie in der T2w TSE HASTE zwischen $\approx 2\%$ und $\approx 8\%$.

Abwärtstrends der Signalstärke bei Distanzminderung zwischen Störquelle und Phantom sind in der T1w TSE, PDw TSE, bSSFP und T2w TSE HASTE zu erkennen.

Im Gegensatz dazu, zeigt sich in der T2w TSE eine relative Konstanz der SNR-Werte aller Raumrichtungen. Lediglich die y-Richtung in 150cm-Position und die x-Richtung in 90cm-Position weichen ab.

In der T1w GRE zeigt sich für die x- und z-Richtung ein nahezu spiegelgleiches Bild der SNR-Werte mit der 90cm-Position als Mittelpunkt. An diesem Distanzpunkt haben die Signalqualitäten aller Raumrichtungen dieser Sequenz die geringste Differenz.

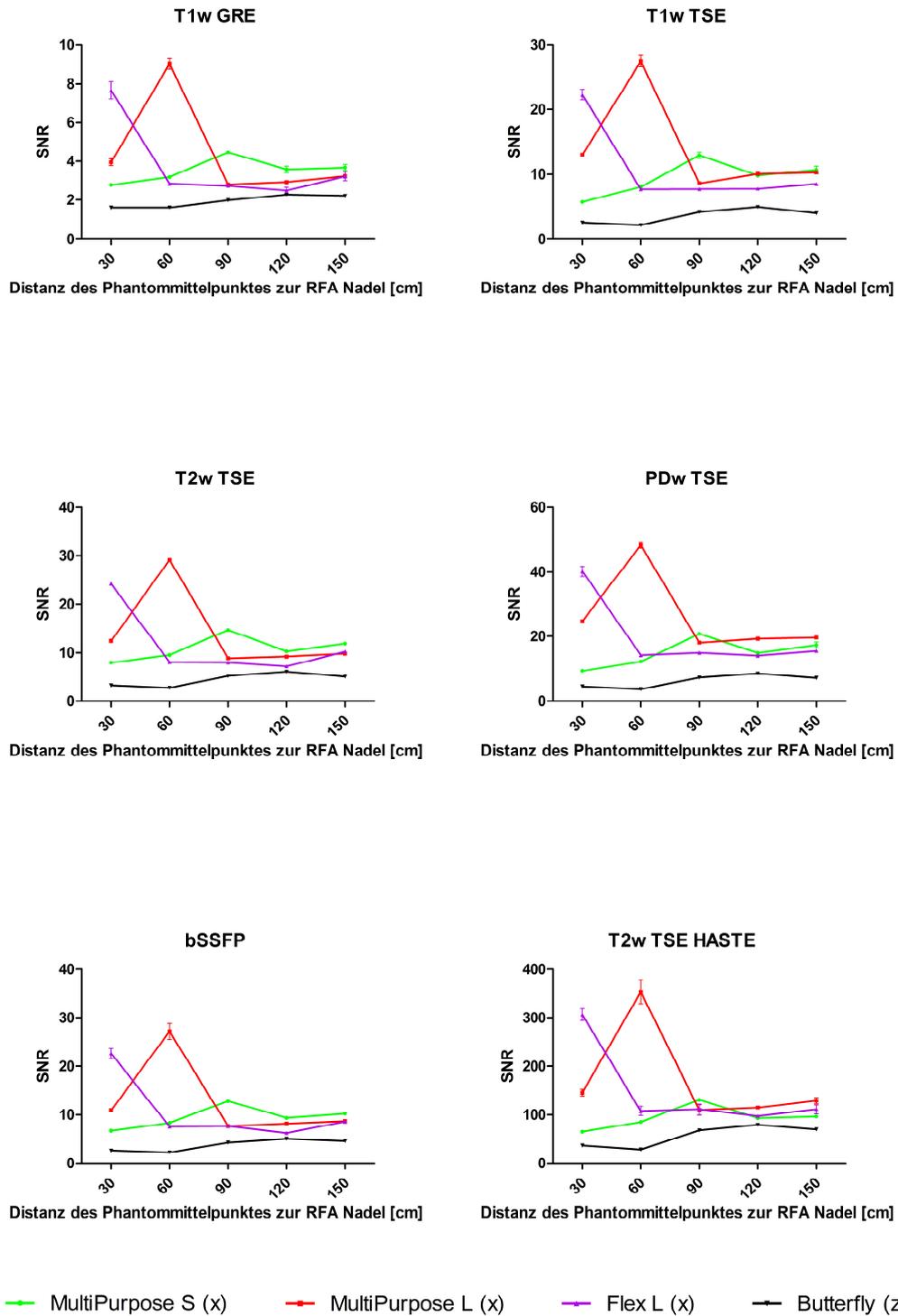
Eine weitere Auffälligkeit im Sequenzvergleich ist der erhöhte Signalwert der z-Richtung bei 120cm in der PDw TSE und der T2w TSE HASTE.

4.5.5 Spulenvergleich

Um die Störanfälligkeit der verschiedenen Oberflächenspulen zu vergleichen, werden im Folgenden die absoluten Signalwerte für die untersuchten Sequenzen dargestellt. Die Höhe der absoluten SNR-Werte ist sequenzabhängig und variiert daher.

Da bereits gezeigt werden konnte, dass teilweise eine Abhängigkeit der Signalstärke von der Positionierung der RFA-Nadel im Raum besteht, wurden für die folgende Darstellung die jeweils klinisch relevanten Raumrichtungen ausgewählt. Diese entsprechen der x-Richtung für herkömmliche Oberflächenspulen und der z-Richtung für die *Butterfly*-Spule.

Abbildung 27: Synopsis Spulenvergleich RFA Standby



Im Vergleich der Signalqualitäten der Oberflächenspulen, unter Verwendung einer RFA-Nadel im Standby-Modus im MRT-Raum, wird deutlich, dass das Signalverhalten der Spulen sequenzunabhängig ist.

Die *Butterfly* liefert in allen untersuchten Sequenzen das schwächste Signal der betrachteten Spulen. Im Distanzbereich zwischen 150cm und 60cm zeigt die Signalqualität einen Abwärtstrend um bei weiterer Annäherung von Phantom und Störquelle wieder gering anzusteigen. Insgesamt ist die maximale Differenz der von der *Butterfly*-Spule gelieferten SNR-Werte im Vergleich zu den übrigen Oberflächenspulen jedoch gering.

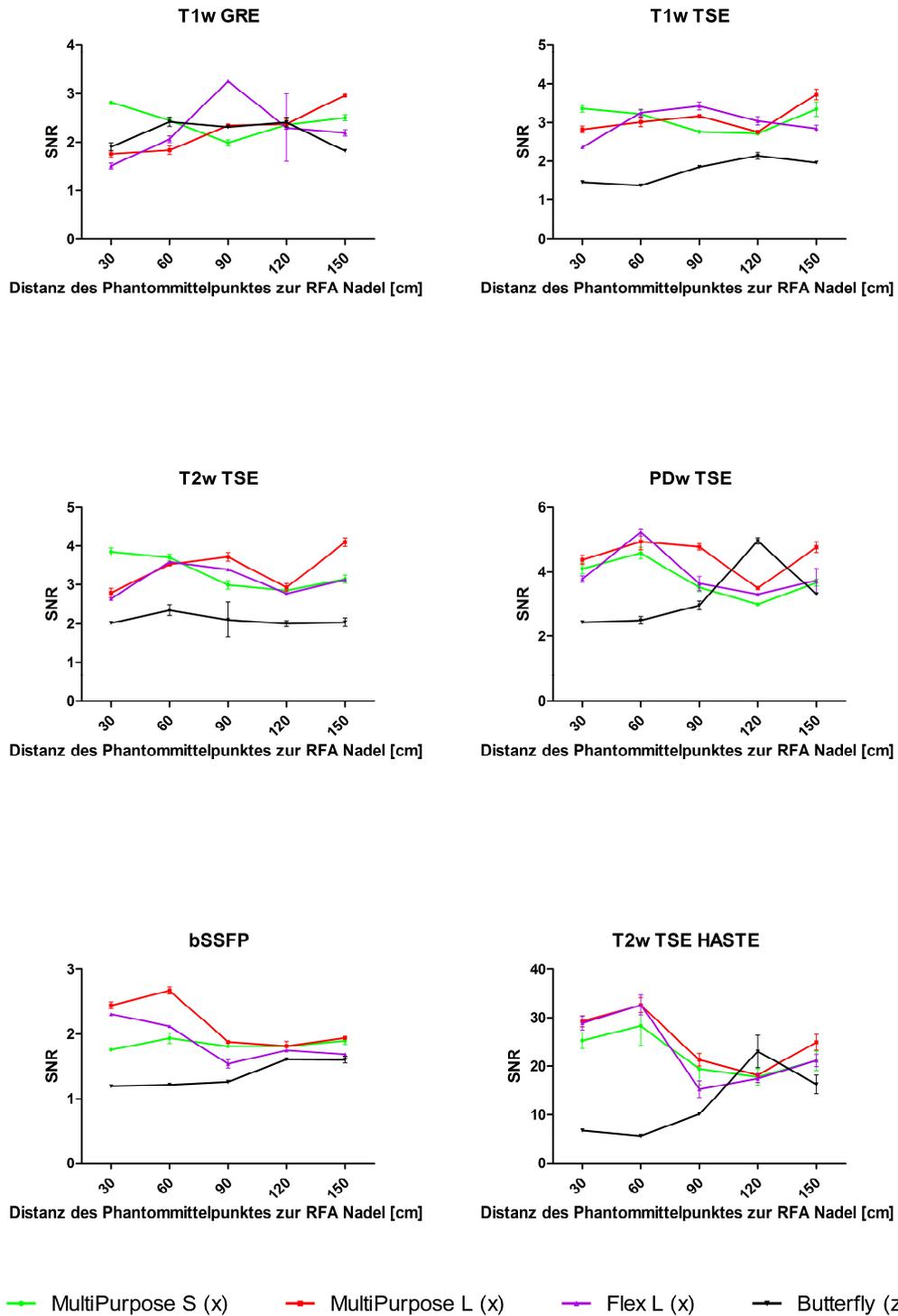
Für Distanzen zwischen 150cm und 90cm zeigt die *MultiPurpose S* in allen betrachteten Sequenzen einen Signalanstieg. Nach einem Maximum bei 90cm fällt bei weiterer Distanzminderung das, von dieser Spule gelieferte, mittlere Signal wieder ab.

Ein gänzlich anderes Verhalten der Signalqualität kann bei Betrachtung der *MultiPurpose L* festgestellt werden. Im Distanzbereich zwischen 150cm und 90cm sind die gemessenen SNR-Werte nahezu konstant und zeigen allenfalls einen geringen Abwärtstrend bei Annäherung von Phantom und Störquelle. Bei einer weiteren Distanzminderung auf 60cm steigt das Signal der *MultiPurpose L* deutlich, auf mehr als das Doppelte des vorhergehenden Wertes. Bei Verschiebung in die 30cm-Position fällt die Signalqualität wieder ab, bleibt in dieser Position jedoch über den Werten der drei größten Distanzen.

Eine weitere Variation des Signalverhaltens bietet die *Flex L*. Für die Positionen zwischen 150cm und 60cm sind die, von dieser Spule detektierten, Signale nahezu konstant. Durch eine Verschiebung in die 30cm-Position steigt die Signalqualität allerdings deutlich an.

Zusammenfassend lässt sich für die Standby-Messung also festhalten, dass die *Butterfly*-Spule das geringste Signal liefert. Für die 150cm- und 120cm-Position liegen die herkömmlichen Oberflächenspulen auf ähnlichem Niveau. Den jeweils höchsten SNR-Wert erreichte bei 90cm die *MultiPurpose S*, bei 60cm die *MultiPurpose L* und bei 30cm die *Flex L*.

Abbildung 28: Synopsis Spulenvergleich RFA an



Beim Betrieb der RFA-Nadel zeigen die untersuchten Oberflächenspulen im Gegensatz zum Standby-Modus ein inhomogenes Signalverhalten in den unterschiedlichen Sequenzen.

Die Signalqualität der *Butterfly*-Spule liegt in der T1w GRE für alle Distanzen auf dem Niveau der herkömmlichen Oberflächenspulen. In der T1w TSE und T2w TSE erreicht das, von dieser Spule detektierte, Signal nicht das Level der übrigen Spulen. Zwischen 150cm und 90cm erreicht die *Butterfly* in der PDw TSE, bSSFP und T2w TSE HASTE mit den verbleibenden Spulen vergleichbare SNR-Werte. Außerdem wird in der 120cm-Position der PDw TSE und T2w TSE HASTE das beste Signal geliefert. Bei weiterer Distanzminderung steigt die Signalqualität der herkömmlichen Oberflächenspulen in der PDw TSE, bSSFP und T2w TSE HASTE, wohingegen jene der *Butterfly* abfällt. Als Resultat liegen die maximal erreichten SNR-Werte der *Butterfly*-Spule in der 30cm-Position außer in der T1w GRE unter denen der übrigen untersuchten Spulen.

Die *MultiPurpose S*-Spule zeigt in der bSSFP-Sequenz kaum Schwankungen der Signalqualität. In der T1w TSE, T2w TSE, PDw TSE und T2w TSE HASTE folgt auf einen Signalabfall zwischen 150cm und 120cm ein Anstieg bis zur 60cm-Position. Bei fortgesetzter Distanzminderung auf 30cm steigen die erreichten SNR-Werte in der T1w TSE und der T2w TSE weiter an, wohingegen sie in der PDw TSE und T2w TSE HASTE wieder abfallen. In der T1w GRE sinkt das von der *MultiPurpose S* detektierte Signal zwischen 150cm und 90cm ab, um nach diesem Minimum bei weiterer Annäherung wieder anzusteigen.

Ein Abwärtstrend bei Distanzminderung zwischen Phantom und Störquelle ist bei den SNR-Werten der *MultiPurpose L* in der T1w GRE, T1w TSE, T2w TSE und PDw TSE erkennbar. Dabei liegt die Signalstärke in der 120cm-Position der T1w TSE, T2w TSE und PDw TSE jeweils verhältnismäßig niedrig. In der bSSFP und T2w TSE HASTE folgt auf einen Signalabfall zwischen 150cm und 120cm ein Anstieg zwischen 120cm und 60cm. In der 30cm Position der beiden letztgenannten Sequenzen sinkt die Signalqualität im Verlauf wieder ab.

Das Signalverhalten der *Flex L* entspricht in der T2w TSE, bSSFP und T2w TSE HASTE weitgehend jenem der *MultiPurpose L* und in der PDw TSE dem der *MultiPurpose S*. Im Gegensatz dazu entsteht in der T1w GRE und T1w TSE der Eindruck einer Umkehr des Signalverlaufs der *MultiPurpose S*.

5. Diskussion

Um die Tauglichkeit einer Zusatzempfangsspule für minimalinvasive Wirbelsäuleninterventionen einschätzen und vergleichen zu können, ist eine Betrachtung aus verschiedenen Perspektiven notwendig. Der *Butterfly*-Prototyp wurde im Rahmen dieser Arbeit unter den Gesichtspunkten Geometrie, Signalqualität und Störanfälligkeit mit gängigen Spulen verglichen.

Zunächst gilt es festzuhalten, dass es sich bei der in dieser Arbeit benutzten *Butterfly*-Spule um einen Prototypen handelt. Da kein weiteres Modell existiert und demnach keine Daten anderer Messungen vorliegen, ist eine vergleichende Betrachtung mit weiteren Autoren nicht möglich. Aufgrund der fehlenden Verifizierungsmöglichkeit können nur Spekulationen zur Qualität der vorgenommenen Messungen und den daraus gezogenen Schlussfolgerungen angestellt werden. Eine objektive Einschätzung des Fehlergrades kann nur durch Kontrollmessungen erfolgen. Dabei ist zu beachten, dass neben der verwendeten Empfangsspule weitere Faktoren Einfluss auf die Signalqualität haben. Diese sind teilweise auch mit größtmöglicher Sorgfalt nicht zu kontrollieren und können zu Abweichungen der Ergebnisse führen.

Beispiele für nicht zu kontrollierende Einflüsse sind äußere Faktoren wie Störquellen, Temperatur und Luftfeuchtigkeit. Diese wurden soweit möglich ausgeschaltet oder konstant gehalten. Eine objektive Messung dieser äußeren Faktoren mit technischen Hilfsmitteln erfolgte nicht.

In der Positionsmessung zeigten sich bereits optisch sichtbare Off-Resonance-Artefakte in der balanced Steady-State Free Precession-Sequenz. Sie wurden wahrscheinlich durch unterschiedliche, magnetische Suszeptibilitäten der Phantommaterialien verursacht, welche lokale Feldinhomogenitäten zur Folge hatten. Die Artefakte waren in allen Positionsmessungen vorhanden und nicht konstant. Aufgrund dieser Tatsache sind die Auswertungen der Positionsvarianz für diese Sequenz hinfällig. Die hohe Rate an Artefakten in der balanced Steady-State Free Precession-Sequenz erklärt auch die partiell starken Schwankungen der gemessenen Werte. Eine weitere Auswirkung der Artefakte sind die divergenten Trends in der balanced Steady-State Free Precession-Sequenz im Vergleich zu den weiteren untersuchten Sequenzen in der Positionsmessung. Während in diesen das Signalverhalten der Spulen im Verlauf vergleichbar ist, weicht es in der balanced Steady-State Free Precession-Sequenz ab.

Für die Störungsmessung wurde mit vier Watt eine Leistung der RFA-Nadel verwendet, die deutlich unter den üblicherweise bei Interventionen verwendeten Wattzahlen liegt⁷⁷. Der Messaufbau wurde so gewählt, um auch bei geringen Distanzen ein ausreichendes Signal zu erhalten, mithilfe dessen ein Vergleich von Spulen und Raumrichtungen der RFA-Nadel möglich wurde.

Starke, dem jeweiligen Trend entgegenstehende SNR-Schwankungen in der Störungsmessung wurden wahrscheinlich durch Signalreflexionen und damit verbundene Interferenzen verursacht. Die resultierende Abschwächung beziehungsweise Verstärkung des Störsignals mit konsekutivem Einfluss auf die SNR ist somit als artifiziell zu werten. Inwieweit derartige Interferenzen zur gezielten Verbesserung der Bildqualität bei Interventionen genutzt werden können, sollte Gegenstand künftiger Untersuchungen sein.

Ein weiterer Punkt den es zu beachten gilt, ist dass die dargestellten Ergebnisse mithilfe einer Phantomstudie erzielt wurden. Da keine Messwerte für anatomische Distanzen bei Interventionspatienten vorlagen, wurden diese zunächst aus dem präinterventionellen Bildmaterial eines Patientenkollektivs der Charité gewonnen. Die Anzahl der dabei ausgewerteten Datensätze ist nicht repräsentativ und durch den Behandlungsort erfolgte eine Vorauswahl. Weiterhin wurde keine Differenzierung von Geschlecht, Alter, Konstitution und zu behandelnder Diagnose vorgenommen. Durch den begrenzten Umfang des zur Verfügung stehenden Bildmaterials, wurden lediglich Mittelwerte der gemessenen Distanzen ermittelt, ohne eventuelle und möglicherweise pathologische Extremwerte zu berücksichtigen. Dabei ist allerdings zu bedenken, dass durch die Zielstellung die Distanzen eines standardisierten Interventionspatienten zu erhalten, auch die Beachtung pathologischer Extremwerte wünschenswert sein kann.

Bei der Phantomherstellung wurde auf Materialien zurückgegriffen, deren Auswahl nach Kriterien der Handhabung erfolgte. Ihre Eigenschaften in der Bildgebung entsprechen keinesfalls Gewebetypen in vivo. Die Größenordnung einer möglichen Beeinflussung der Spulen durch die verwendeten Materialien kann nicht festgestellt werden. In der Positionsmessung wurden unterschiedliche Werkstoffe verwendet, um Kontraste im Bild zu erzeugen und somit eine Orientierungshilfe für die spätere Auswertung zu schaffen. Auch dabei können Unregelmäßigkeiten wie minimale Vermischungen der Materialien oder Lufteinschlüsse nicht ausgeschlossen werden. Diese Abnormitäten haben zwar Relevanz für die absolute Höhe der

SNR, aber auf den Spulenvergleich keinen Einfluss, da eine Konstanz über alle Messungen vorliegt.

Das Ausmaß der Abweichungen zwischen Messungen in einer Phantomstudie und in vivo sollte Gegenstand künftiger Untersuchungen sein. Auf diese Weise könnten Werkstoffe identifiziert werden, deren Bildgebungseigenschaften mit jenen von Geweben in vivo vergleichbar sind. Mit Hilfe dieser Materialien könnten im nächsten Schritt standardisierte Modelle erzeugt werden, die neben einer objektiven Einschätzung technischer Bauteile, Rückschlüsse auf die praktische Anwendbarkeit zulassen, ohne Patienten oder Testpersonen zu involvieren und die damit verbundenen Fluktuationen der Messwerte in Kauf nehmen zu müssen.

Weitere mögliche Fehlerquellen liegen im Messaufbau selbst. Durch die Standardisierung der Phantomposition im Bezug zum Untersuchungstisch des Scanners sollte eine Schwankung der Messwerte aufgrund unterschiedlicher Positionen vermieden werden. Die Bestimmung dieser Position erfolgte dabei willkürlich. Minimale Abweichungen aus dieser Standardposition durch die Bewegung des Untersuchungstisches in den Scanner können allerdings nicht ausgeschlossen werden.

Die angegebenen Winkel der Positionsmessung unterliegen einer gewissen Abweichung, da die Messung und Befestigung von Phantom und Spule manuell erfolgte. In Verbindung mit minimalen Positionsänderungen durch die Bewegung des Untersuchungstisches in den Scanner sind somit Abweichungen im Bereich bis circa 2° möglich. Zur Elimination dieser Fehlerquelle könnte in künftigen Studien eine Konstruktion verwendet werden, die sowohl eine genaue Winkeleinstellung erlaubt, als auch eine Fixation von Phantom und Spule ermöglicht. Auf diesen Aufbau wurde in der vorliegenden Arbeit verzichtet, da eine derart exakte Winkeleinstellung im klinischen Alltag nicht praktikabel ist und eventuell abweichende Ergebnisse somit keine Relevanz haben.

Durch die Verwendung unterschiedlicher Zusatzempfangsspulen und die Positionsvarianz war eine abweichende Anordnung der jeweiligen Kabelverbindungen zwischen Scanner und Zusatzspule nicht vermeidbar. Die Größenordnung dieses Einflusses auf die Messergebnisse kann nicht eingeschätzt werden.

Außerdem ist zu beachten, dass die Fenster der flexiblen Spulen *Flex L* und *Butterfly* an die Phantomkontur angepasst wurden, um einen möglichst geringen Abstand zwischen Spule und Phantom zu erreichen. Aufgrund der Proportionalität zwischen SNR und Spulendistanz zum

Phantom, wurden tendenziell höhere SNR-Werte gemessen, als dies ohne Formanpassung der Fall gewesen wäre. Im Gegensatz dazu könnte durch die Verformung der Spule die SNR auch negativ beeinflusst worden sein. Welcher Faktor letztendlich überwiegt kann nicht festgestellt werden. Die Flexibilität der zwei letztgenannten Spulen ermöglicht jedoch, im Gegensatz zu starren Ringspulen, eine Anpassung an die Körperkonturen des Patienten. Dadurch wird eine unnötige Distanz der Spule zum Interventionsgebiet und ein damit verbundener, möglicher Signalverlust vermieden. Weiterhin gestaltet sich die Fixierung der Spulen am Phantom bzw. Körper des Patienten einfacher, was bei adipösen Patienten Vorteile in der Handhabung mit sich bringen kann. Der Grund hierfür liegt in der Notwendigkeit der Spulenausrichtung parallel zum statischen Magnetfeld bei herkömmlichen Oberflächenspulen. Die laterale Dekubitusposition als einzige Lagerungsmöglichkeit bei der Verwendung dieser Spulen, führt bei Patienten mit größerer Körperbreite zu einer Distanzvergrößerung zwischen Gerätetisch und Interventionsgebiet. Dieser Umstand macht bei starren Spulen eine Unterkonstruktion mit Lagerungsutensilien nötig, um die Spulen in die gewünschte Position zu bringen. *Flex L* und *Butterfly* hingegen können mit einfachen Mitteln direkt am Körper des Patienten fixiert werden. Der Vorteil einer Fixation ist neben der konstanten Relation der Spule zum Interventionsgebiet eine Einsparung zusätzlicher Lagerungsutensilien, welche die Bewegungsfreiheit des Operators einschränken können. Die gemachten Aussagen bezüglich der Handhabung einzelner Spulen sind jedoch nur als ergänzende Hinweise zur Einschätzung der geometrischen Spuleneigenschaften zu verstehen, da sie auf Beobachtungen und Erfahrungen beruhen, die während der Messungen zu dieser Arbeit gemacht wurden. Eine objektive Quantifizierung möglicher Handhabungsvorteile von *Flex L* und *Butterfly* sollte zukünftig durchgeführt werden, um eine abschließende Beurteilung zu ermöglichen.

Zur Einschätzung der Bildqualität wurde in dieser Arbeit lediglich die Berechnung von SNR-Werten herangezogen. Diese sind als normierte Größe zwar zur Evaluation von Signal- bzw. Bildqualität geeignet, allerdings bleiben dabei andere Faktoren unberücksichtigt, die bei der diagnostischen und interventionellen Bildgebung eine Rolle spielen. Um beispielsweise Aussagen zum Kontrastverhalten der detektierten Bilddaten machen zu können, wäre die Berechnung einer CNR (Contrast-to-Noise Ratio) nötig gewesen. Darauf wurde verzichtet, da die in dieser Arbeit dargestellten Ergebnisse auf einer Phantomstudie beruhen und die zur Phantomherstellung eingesetzten Materialien andere Bildgebungseigenschaften besitzen als Gewebe in vivo. Im Rahmen von, unter Einsatz des Prototypen durchgeführten, Interventionen konnten aber bereits Daten zum Kontrastverhalten gesammelt werden⁷⁸.

Da in dieser Arbeit zur Bestimmung der Bildqualität ROIs genutzt wurden und demzufolge das SNR-Verhalten nicht über das gesamte, untersuchte Volumen exakt abgebildet werden kann, ist eine objektive Einschätzung der Unterschiede in der Ausleuchtungshomogenität nicht möglich. Die Auswahl der flächenmäßigen Ausdehnung der ROIs erfolgte nach Gegebenheiten des verwendeten Phantoms und entspricht keinem beschriebenen Standard. Auch die Positionen der einzelnen ROIs wurden unter Berücksichtigung der für die Fragestellung relevanten Bereiche des Phantoms gewählt und entsprechen keinem Standard.

Um Aussagen über die Ausleuchtung in der Mitte des zu untersuchenden Volumens treffen zu können, wurde wie in Abschnitt 3.5 Auswertung der Bilddaten beschrieben, eine SNR-Berechnung vorgenommen, in welcher lediglich eine ROI Verwendung fand.

Es konnte festgestellt werden, dass die Abdomenspulen aufgrund ihrer konstanten Distanz zum Phantom und der daraus resultierenden, gleichmäßigen Ausleuchtung des gesamten Untersuchungsvolumens in beiden Berechnungen sehr ähnliche Eigenschaften aufwiesen. Aus diesen Ergebnissen lässt sich schlussfolgern, dass zur Einschätzung der Signalqualität von Abdomenspulen in künftigen Studien lediglich eine ROI im Zentrum des zu untersuchenden Volumens notwendig ist. Diese Aussage gilt nur für Phantomstudien und stützt sich auf die Tatsache, dass sich auch bei der Verwendung weiterer, in ihrer Position fragestellungsorientierter, ROIs nahezu keine Unterschiede für die Beurteilung der Signaleigenschaften der untersuchten Abdomenspulen ergeben (siehe Abschnitt 1.4.6 SNR als Parameter für die Signal-/Bildqualität).

Für die untersuchten Oberflächenspulen sind ebenfalls in beiden Auswertungen ähnliche Trends erkennbar. Ihre Kohärenz ist allerdings weniger ausgeprägt, als dies bei den Abdomenspulen der Fall ist. Dieser Umstand erklärt sich durch die bauartbedingten, unterschiedlichen, maximalen Ausleuchtungstiefen der Oberflächenspulen.

Diese Tatsache wird besonders deutlich am Beispiel der *MultiPurpose S*-Spule. In den Berechnungen deren Grundlage alle ROIs bildeten erreicht sie regelmäßig die höchsten SNR-Werte unter den gängigen Oberflächenspulen. Wird für die SNR-Berechnung nur eine ROI in der Mitte des darzustellenden Volumens verwendet, verschwindet dieser Vorteil. Diese Tatsache scheint trivial, da sie auf der Tatsache beruht, dass Oberflächenspulen mit geringerem Durchmesser eine kleinere maximale Ausleuchtungstiefe aufweisen. Interessant ist allerdings der Aspekt welcher sich dadurch für die Planung der Datenauswertung ergibt. Durch Anzahl, Fläche und Position der in die Berechnung eingehenden ROIs kann die folgende Einschätzung von

Oberflächenspulen erheblich beeinflusst werden. Daher ist es im Gegensatz zu Abdomenspulen für die Einschätzung der Signalqualität bei Oberflächenspulen zwingend erforderlich, die genannten Parameter der ROIs der Fragestellung anzupassen. Je differenzierter diese Anpassung vorgenommen wird umso aussagekräftiger sind die gewonnenen Ergebnisse. Da auch in dieser Arbeit die Festlegung der ROI-Eigenschaften mit dem Ziel der Evaluation einer Oberflächenspule für Wirbelsäuleninterventionen vorgenommen wurde, sind die Ergebnisse der SNR-Berechnungen auf Basis aller ROIs, für die Oberflächenspulen als höherwertiger zu betrachten. Daher werden nur diese Resultate für eine abschließende, fragestellungsorientierte Beurteilung der Oberflächenspulen berücksichtigt.

Im Überblick der gewonnenen Daten dieser Arbeit zeigte sich, dass Abdomenspulen im Bereich der lumbalen Wirbelsäuleninterventionen keine Alternative zu Oberflächenspulen bieten, da sowohl die geometrischen Restriktionen bei optimaler Phantomposition, als auch die mangelnde Signalqualität außerhalb der Spule einen praktischen Einsatz unrational machen. Dies gilt allerdings nur bei Verwendung während einer Intervention. Für die diagnostische Bildgebung können Abdomenspulen durch eine gleichmäßigere Ausleuchtung des untersuchten Volumens besser geeignet sein.

Eine vergleichende Betrachtung der Oberflächenspulen gestaltet sich komplexer, da die besten Ergebnisse, abhängig von Fragestellung und angestrebter Intervention, mit verschiedenen Spulen erreicht werden. Dabei spielen sowohl die Größe des zu untersuchenden Volumens, die verwendeten Instrumentarien, als auch die bevorzugte Patientenposition eine Rolle. Soll in lateraler Dekubitusposition des Patienten ein kleines Gebiet dargestellt werden, ist die *MultiPurpose S* zu bevorzugen, da sie in allen Sequenzen die höchste Signalqualität erreicht. Zur Vergrößerung des ausgeleuchteten Areals kann die *Multipurpose L* zum Einsatz kommen. Sollten eine einfache intraoperative Fixierung und kleine Instrumenteneintrittswinkel als Anforderungen von Bedeutung sein, ist in dieser Patientenposition die *Flex L* vorzuziehen.

Eine Verwendung der *Butterfly*-Spule in lateraler Dekubitusposition des Patienten ist auf Fälle beschränkt, bei denen ein großes Ausleuchtungsvolumen für die Intervention nötig ist.

Neben der Ausweitung des Volumens mit guter Ausleuchtung und der Gestattung kleiner Instrumenteneintrittswinkel, ist der größte Vorteil der *Butterfly* die gute Signalqualität bei

Bauchlage des Patienten. Demgegenüber steht eine vermehrte Störungsanfälligkeit im Vergleich zu herkömmlichen Oberflächenspulen. Nichtsdestotrotz erlaubt der Prototyp durch das Zusammenwirken dieser Eigenschaften aktuell mehr Lagerungsoptionen für gängige Interventionen und ermöglicht die Erweiterung des Spektrums bildgesteuerter Interventionen in Zukunft. Der Prototyp wurde bereits erfolgreich für Injektionen zur Schmerztherapie bei Patienten in Bauchlage eingesetzt⁷⁸.

Weitere Interventionen bei denen die *Butterfly*-Spule künftig eingesetzt werden könnte sind unter anderem die mechanisch perkutane lumbale Nukleotomie (MPLN), sowie die transforaminale endoskopische Mikrodiskektomie (TEM). Beide Verfahren gewinnen an Bedeutung und Vorteile bildgestützter Durchführung konnten bereits gezeigt werden⁷⁹⁻⁸⁰.

6. Zusammenfassung

Der Stellenwert bildgesteuerter Interventionen stieg in den letzten Jahren stetig an^{43-44,64-69}. Um das Spektrum an möglichen Eingriffen am offenen Hochfeld-MRT (1.0 Tesla Panorama HFO, Philips, Best, NL) zu erweitern, ist auf der Basis bekannter theoretischer und experimentell praktischer Eigenschaften eine Quadrupoloberflächenspule zum schwerpunktmäßigen Einsatz bei minimalinvasiven Wirbelsäuleninterventionen entwickelt worden^{71,74-76}. Ziel dieser Arbeit war es, den praktischen Wert dieses Prototypen mithilfe unterschiedlicher Parameter einzuschätzen. Zunächst erfolgte eine Auswertung präinterventioneller Bilddaten von 88 Patienten der Charité Universitätsmedizin Berlin. Auf Basis dieser Ergebnisse wurde ein Phantom hergestellt. Für die folgenden Messungen, mit insgesamt sechs gängigen Zusatzempfangsspulen, sowie der sogenannten „*Butterfly*“-Spule, fanden fünf unterschiedliche Sequenzen Verwendung. Bei den verwendeten Abdomenspulen wurden Daten von verschiedenen Phantompositionen in Relation zur Empfangsspule akquiriert, wohingegen bei Oberflächenspulen eine Varianz des Winkels zwischen Spule und statischem Magnetfeld stattfand. Weiterhin wurden Störungsmessungen in sechs Sequenzen durchgeführt und die geometrischen Spuleneigenschaften festgestellt.

Bei der Auswertung der gewonnenen Daten zeigte sich, dass Abdomenspulen für interventionelle Bildgebung keine Alternative zu Oberflächenspulen bieten. Außerdem wurde, im Bezug auf Signalqualität, ein Vorteil herkömmlicher Ringspulen gegenüber dem Prototypen festgestellt. Dies gilt allerdings nur für eine laterale Dekubitusposition des Patienten und damit verbundene kleine Winkel zwischen Spulenfläche und statischem Magnetfeld. Bei großen Winkeln, die einer Bauchlage des Patienten entsprechen, erreichte der Prototyp sequenzabhängig eine gleichwertige oder höhere Signalqualität gegenüber gängigen Modellen. Außerdem besitzt die *Butterfly*-Spule geometrische Eigenschaften, welche für Interventionen günstig sind. Demgegenüber steht die vermehrte Störanfälligkeit des Prototypen gegenüber herkömmlichen Oberflächenspulen.

Es muss berücksichtigt werden, dass die Signalhomogenität über das gesamte, dargestellte Volumen nicht untersucht wurde und die genannten Ergebnisse auf einer Phantomstudie beruhen, was Abweichungen in vivo wahrscheinlich macht. Allerdings wurden bereits Interventionen unter Verwendung des Prototypen an der Charité Universitätsmedizin Berlin erfolgreich durchgeführt⁷⁸.

7. Literaturverzeichnis

1. Diemer W, Burchert H. Chronische Schmerzen - Kopf- und Rückenschmerzen, Tumorschmerzen. Gesundheitsberichterstattung des Bundes Heft 7. Berlin: Robert Koch-Institut, 2002:1-21.
2. Filler TJ. Neuroanatomie der Wirbelsäule unter besonderer Berücksichtigung der Schmerzentstehung. Jerosch J, Steinleitner W. Minimal invasive Wirbelsäulen-Intervention. 2. Auflage. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag, 2009:1-11.
3. Graab MR, Piek J, Heinzelmann M, Meyer VE, Burg D. Erkrankungen von Wirbelsäule und Rückenmark. Bruch H, Trentz O. Chirurgie. 6. Auflage. München: Urban & Fischer Verlag, 2008:1146-1158.
4. Wanner GA, Trentz O. Erkrankungen des Halte- und Bewegungsapparates. Bruch HP, Trentz O. Chirurgie. 6. Auflage. München: Urban & Fischer Verlag, 2008:454-492.
5. Heinemann D. Indikationen der Manuellen Medizin. Lawall J. Leitfaden Manuelle Medizin. 4. Auflage. München: Urban & Fischer Verlag, 2009:18-19.
6. Henschke N, Ostelo RW, van Tulder MW, et al. Behavioural treatment for chronic low-back pain. Cochrane Database Syst Rev 2010;CD002014.
7. Little P, Lewith G, Webley F, et al. Randomised controlled trial of Alexander technique lessons, exercise, and massage (ATEAM) for chronic and recurrent back pain. Br J Sports Med 2008;42:965-968.
8. Turner JA. Educational and behavioral interventions for back pain in primary care. Spine (Phila Pa 1976) 1996;21:2851-2857; discussion 2858-2859.
9. Destatis. Krankheitskosten 2008. Krankheitskosten Fachserie 12 Reihe 72. Wiesbaden: Statistisches Bundesamt, 2010:36-45.
10. Wurzinger L. Rücken. Bob A, Bob K. Duale Reihe Anatomie. 1. Auflage. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2007:224-264.
11. Chou R, Qaseem A, Snow V, et al. Diagnosis and treatment of low back pain: a joint clinical practice guideline from the American College of Physicians and the American Pain Society. Ann Intern Med 2007;147:478-491.
12. Furlan AD, Brosseau L, Imamura M, Irvin E. Massage for low back pain. Cochrane Database Syst Rev 2002;CD001929.
13. Sherman KJ, Cherkin DC, Erro J, Miglioretti DL, Deyo RA. Comparing yoga, exercise, and a self-care book for chronic low back pain: a randomized, controlled trial. Ann Intern Med 2005;143:849-856.
14. Williams KA, Petronis J, Smith D, et al. Effect of Iyengar yoga therapy for chronic low back pain. Pain 2005;115:107-117.
15. Hagen KB, Hilde G, Jamtvedt G, Winnem M. Bed rest for acute low-back pain and sciatica. Cochrane Database Syst Rev 2004;CD001254.
16. Koes B, van Tulder M. Low back pain (acute). Clin Evid 2006;1619-1633.
17. Kovacs FM, Abaira V, Pena A, et al. Effect of firmness of mattress on chronic non-specific low-back pain: randomised, double-blind, controlled, multicentre trial. Lancet 2003;362:1599-1604.
18. French SD, Cameron M, Walker BF, Reggars JW, Esterman AJ. Superficial heat or cold for low back pain. Cochrane Database Syst Rev 2006;CD004750.
19. Garra G, Singer AJ, Leno R, et al. Heat or cold packs for neck and back strain: a randomized controlled trial of efficacy. Acad Emerg Med 2010;17:484-489.
20. Smith C, Grimmer-Somers K. The treatment effect of exercise programmes for chronic low back pain. J Eval Clin Pract 2010;16:484-491.

21. Sahin N, Albayrak I, Durmus B, Ugurlu H. Effectiveness of back school for treatment of pain and functional disability in patients with chronic low back pain: A randomized controlled trial. *J Rehabil Med* 2011;43:224-229.
22. van Tulder M, Koes B. Low back pain (chronic). *Clin Evid* 2006;1634-1653.
23. Schmid G, Vetter S, Gottmann D, Strecker EP. CT-guided epidural/perineural injections in painful disorders of the lumbar spine: short- and extended-term results. *Cardiovasc Intervent Radiol* 1999;22:493-498.
24. Nellensteijn J, Ostelo R, Bartels R, Peul W, van Royen B, van Tulder M. Transforaminal endoscopic surgery for symptomatic lumbar disc herniations: a systematic review of the literature. *Eur Spine J* 2010;19:181-204.
25. Thome C, Borm W, Meyer F. Degenerative lumbar spinal stenosis: current strategies in diagnosis and treatment. *Dtsch Arztebl Int* 2008;105:373-379.
26. Singh V, Manchikanti L, Benyamin RM, Helm S, Hirsch JA. Percutaneous lumbar laser disc decompression: a systematic review of current evidence. *Pain Physician* 2009;12:573-588.
27. Porchet F, Bartanusz V, Kleinstueck FS, et al. Microdiscectomy compared with standard discectomy: an old problem revisited with new outcome measures within the framework of a spine surgical registry. *Eur Spine J* 2009;18 Suppl 3:360-366.
28. Fourny DR, Dettori JR, Norvell DC, Dekutoski MB. Does minimal access tubular assisted spine surgery increase or decrease complications in spinal decompression or fusion? *Spine (Phila Pa 1976)* 2010;35:S57-65.
29. Radeleff B, Schneider B, Stegen P, Kauffmann GW. *Gerätekunde*. Kauffmann GW, Moser E, Sauer R. Radiologie. 3. Auflage. München: Urban & Fischer Verlag, 2006:96-132.
30. Margulis AR. Nuclear magnetic resonance imaging--present status. *J Can Assoc Radiol* 1982;33:131-136.
31. Ball JB, Jr., Pensak ML. Fundamentals of magnetic resonance imaging. *Am J Otol* 1987;8:81-85.
32. Besett JL. Nuclear magnetic resonance imaging fundamentals. *J Belge Radiol* 1982;65:289-304.
33. Elliott DO. Magnetic resonance imaging fundamentals and system performance. *Radiol Clin North Am* 1987;25:409-417.
34. Harms SE, Kramer DM. Fundamentals of magnetic resonance imaging. *Crit Rev Diagn Imaging* 1985;25:79-111.
35. Luiten AL. Fundamentals of NMR imaging. *Diagn Imaging Clin Med* 1984;53:4-12.
36. Moser E, Stadlbauer A, Windischberger C, Quick HH, Ladd ME. Magnetic resonance imaging methodology. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2009;36 Suppl 1:S30-41.
37. Pool JL. The fundamentals of.... Magnetic resonance imaging. *Biomed Instrum Technol* 2002;36:341-346.
38. Ridgway JP. Cardiovascular magnetic resonance physics for clinicians: part I. *J Cardiovasc Magn Reson* 2010;12:71.
39. Nitz W, Runge V, Schmeets S, Faulkner W, Desai N. T1, T2 und PD (Protonendichte). *Praxiskurs MRT*. 1. Auflage. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2007:36-38.
40. Shinohara Y, Kinoshita T, Kinoshita F. Changes in susceptibility signs on serial T2*-weighted single-shot echo-planar gradient-echo images in acute embolic infarction: comparison with recanalization status on 3D time-of-flight magnetic resonance angiography. *Neuroradiology* 2011;
41. Sun H, Ye J, Liao ZY, et al. [The clinical and magnetic resonance imaging studies of brain damages in neuromyelitis optica]. *Zhonghua Nei Ke Za Zhi* 2011;50:193-196.

42. Bangard C, Paszek J, Berg F, et al. MR imaging of claustrophobic patients in an open 1.0T scanner: motion artifacts and patient acceptability compared with closed bore magnets. *Eur J Radiol* 2007;64:152-157.
43. de Bucourt M, Streitparth F, Colletini F, et al. Minimally Invasive Magnetic Resonance Imaging-Guided Free-Hand Aspiration of Symptomatic Nerve Route Compressing Lumbosacral Cysts Using a 1.0-Tesla Open Magnetic Resonance Imaging System. *Cardiovasc Intervent Radiol* 2011;
44. Streitparth F, Hartwig T, Schnackenburg B, et al. MR-guided discography using an open 1 Tesla MRI system. *Eur Radiol* 2011;21:1043-1049.
45. Sengupta S, Welch EB, Zhao Y, et al. Dynamic B0 shimming at 7 T. *Magn Reson Imaging* 2011;29:483-496.
46. Link TM. MR imaging in osteoarthritis: hardware, coils, and sequences. *Radiol Clin North Am* 2009;47:617-632.
47. Andrew ER. The Wellcome Foundation lecture, 1981. Nuclear magnetic resonance imaging in medicine: physical principles. *Proc R Soc Lond B Biol Sci* 1985;225:399-410.
48. Bremer C. interventionelle Magnetresonanztomographie. Reimer P, Parizel P, Stichnoth F. *Klinische MR-Bildgebung - Eine praktische Anleitung*. 2. Auflage. Berlin: Springer Verlag, 2003:605-615.
49. Weiss T, Mitsch E, Laniado M, et al. [Rapid nuclear magnetic resonance tomography. Initial results of studies using the new gradient echo sequence]. *Rofa* 1987;146:214-222.
50. Vaccaro AR, Chesnut RM, Scuderi G, Healy JF, Massie JB, Garfin SR. Metallic spinal artifacts in magnetic resonance imaging. *Spine (Phila Pa 1976)* 1994;19:1237-1242.
51. Vahlensieck M, Träber F, Gieseke J. *Technology of Magnetic Resonance Imaging*. Vahlensieck M, Genant H, Reiser M. *MRI of the musculoskeletal system*. 1. Auflage. New York: Georg Thieme Verlag, 2000:1-3.
52. Busse RF. Flip angle calculation for consistent contrast in spoiled gradient echo imaging. *Magn Reson Med* 2005;53:977-980.
53. Aprile I, Biasizzo E, Petralia B, et al. [Comparative assessment of conventional spin echo sequences and turbo spin echo in the study with magnetic resonance of the lesions of the spinal cord]. *Radiol Med* 1996;92:377-380.
54. Nitz W, Runge V, Schmeets S, Faulkner W, Desai N. *Schnelle-Spin-Echo-Bildgebung. Praxiskurs MRT*. 1. Auflage. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2007:40-42.
55. Hendrix A. *Schnelle Bildgebungstechniken. Magnete, Fluss und Artefakte*. Erlangen: Siemens AG, Medical Solutions, 2004:2-27.
56. Nitz W, Runge V, Schmeets S, Faulkner W, Desai N. *HASTE- Half Fourier Acquired Single Shot Turbo Spin Echo. Praxiskurs MRT*. 1. Auflage. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2007:50-52.
57. Nitz W, Runge V, Schmeets S, Faulkner W, Desai N. *SSFP - Steady State Free Precession. Praxiskurs MRT*. 1. Auflage. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2007:66-68.
58. Klatt D, Asbach P, Rump J, et al. In vivo determination of hepatic stiffness using steady-state free precession magnetic resonance elastography. *Invest Radiol* 2006;41:841-848.
59. Krug R, Carballido-Gamio J, Banerjee S, et al. In vivo bone and cartilage MRI using fully-balanced steady-state free-precession at 7 tesla. *Magn Reson Med* 2007;58:1294-1298.
60. Nitz W, Runge V, Schmeets S, Faulkner W, Desai N. *MRT Artefakte. Praxiskurs MRT*. 1. Auflage. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2007:194-229.
61. Hendrix A. *Artefakte erkennen und vermeiden. Magnete, Fluss und Artefakte*. Erlangen: Siemens AG, Medical Solutions, 2004:118-144.
62. Bushberg J, Seibert J, Leidholdt E, Boone J. *Image Quality. The Essential Physics of Medical Imaging*. 2. Auflage. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2006:255-293.

63. Hendrix A. Bildqualität. Magnete, Fluss und Artefakte. Erlangen: Siemens AG, Medical Solutions, 2004:2-27.
64. Wichlas F, Bail HJ, Seebauer CJ, et al. Development of a signal-inducing bone cement for magnetic resonance imaging. *J Magn Reson Imaging* 2010;31:636-644.
65. Streitparth F, Walter T, Wonneberger U, et al. Image-guided spinal injection procedures in open high-field MRI with vertical field orientation: feasibility and technical features. *Eur Radiol* 2010;20:395-403.
66. Fritz J, Henes JC, Thomas C, et al. Diagnostic and interventional MRI of the sacroiliac joints using a 1.5-T open-bore magnet: a one-stop-shopping approach. *AJR Am J Roentgenol* 2008;191:1717-1724.
67. Ishiwata Y, Takada H, Gondo G, Osano S, Hashimoto T, Yamamoto I. Magnetic resonance-guided percutaneous laser disk decompression for lumbar disk herniation--relationship between clinical results and location of needle tip. *Surg Neurol* 2007;68:159-163.
68. Sequeiros RB, Klemola R, Ojala R, Jyrkinen L, Vaara T, Tervonen O. Percutaneous MR-guided discography in a low-field system using optical instrument tracking: a feasibility study. *J Magn Reson Imaging* 2003;17:214-219.
69. Sequeiros RB, Ojala RO, Klemola R, Vaara TJ, Jyrkinen L, Tervonen OA. MRI-guided periradicular nerve root infiltration therapy in low-field (0.23-T) MRI system using optical instrument tracking. *Eur Radiol* 2002;12:1331-1337.
70. Hailey D. Open magnetic resonance imaging (MRI) scanners. *Issues Emerg Health Technol* 2006;1-4.
71. Kumar A, Bottomley PA. Optimized quadrature surface coil designs. *MAGMA* 2008;21:41-52.
72. Haufe SM, Mork AR, Pyne M, Baker RA. Percutaneous laser disc decompression for thoracic disc disease: report of 10 cases. *Int J Med Sci* 2010;7:155-159.
73. Siebert W. [Percutaneous nucleotomy procedures in lumbar intervertebral disk displacement. Current status]. *Orthopade* 1999;28:598-608.
74. Hoult DI, Chen CN, Sank VJ. Quadrature detection in the laboratory frame. *Magn Reson Med* 1984;1:339-353.
75. Hyde JS, Jesmanowicz A, Grist TM, Froncisz W, Kneeland JB. Quadrature detection surface coil. *Magn Reson Med* 1987;4:179-184.
76. Ouhlous M, Moelker A, Flick HJ, et al. Quadrature coil design for high-resolution carotid artery imaging scores better than a dual phased-array coil design with the same volume coverage. *J Magn Reson Imaging* 2007;25:1079-1084.
77. Gevargez A, Groenemeyer DH. Image-guided radiofrequency ablation (RFA) of spinal tumors. *Eur J Radiol* 2008;65:246-252.
78. Rump JC, Streitparth F, Boning G, et al. Evaluation of a MR-quadrupole imaging coil for spinal interventions in a vertical 1.0 T MRI. *Magn Reson Med* 2011;
79. Amoretti N, Hauger O, Marcy PY, et al. Percutaneous discectomy on lumbar radiculopathy related to disk herniation: Why under CT guidance? An open study of 100 consecutive patients. *Eur J Radiol* 2011;
80. Chae KH, Ju CI, Lee SM, Kim BW, Kim SY, Kim HS. Strategies for Noncontained Lumbar Disc Herniation by an Endoscopic Approach : Transforaminal Suprapedicular Approach, Semi-Rigid Flexible Curved Probe, and 3-Dimensional Reconstruction CT with Discogram. *J Korean Neurosurg Soc* 2009;46:312-316.

Eidesstattliche Erklärung

„Ich, Georg Böning, erkläre, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: „Evaluation einer Quadrupol-Bildgebungsspule für bildgesteuerte Wirbelsäuleninterventionen im offenen Hochfeld-MRT“ selbst verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt, ohne die (unzulässige) Hilfe Dritter verfasst und auch in Teilen keine Kopien anderer Arbeiten dargestellt habe.“

Georg Böning

Berlin, den 01.08.2012

Lebenslauf

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.

Publikationsliste

Im Rahmen dieser Arbeit entstandene Publikationen:

Rump JC, Streitparth F, Böning G, Seebauer CJ, Walter T, Güttler F, Hamm B, Teichgräber UK.
Evaluation of a MR-quadrupole imaging coil for spinal interventions in a vertical 1.0 T MRI.
Magn Reson Med 2011. doi: 10.1002/mrm.23268. [Epub ahead of print]

Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn PD Dr. med. Ulf Teichgräber für die freundliche Unterstützung und die Überlassung des Dissertationsthemas. Weiterhin danke ich Herrn Dipl. phys. Andreas Heinrich, Herrn Dr. rer. nat. Jens Rump und Herrn Felix Güttler für die engagierte wissenschaftliche Betreuung meiner Arbeit.

Ferner danke ich meiner Familie und allen Freunden für die fortwährende Motivation und den allzeit ermutigenden Zuspruch während der Arbeit an dieser Dissertation und des gesamten Studiums.