

Aus der Klinik für Strahlenheilkunde, Campus Virchow-Klinikum
der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

**Parallel beschleunigte MR Bildgebung zum Aufspüren
entzündlicher Darmerkrankungen: Überprüfung geeigneter
Pulssequenzen am Darmphantom und in vivo bei 1,5 T und
3,0 T**

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

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von
Anandi Depiereux
aus Bombay

Datum der Promotion: 04.09.2015

Meinen Eltern
in tiefer Dankbarkeit gewidmet

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	3
Zusammenfassung	6
Abstract	8
I Einleitung	10
1. Epidemiologie einiger häufiger Darmerkrankungen.....	10
2. Zielsetzung und Kurzbeschreibung der Arbeit.....	10
3. Anatomie und Funktion des Dünn - und Dickdarms.....	11
3.1 Dünndarm.....	11
3.2 Dickdarm.....	11
4. Darmphysiologie und -peristaltik.....	12
4.1 Rhythmische Phasische Kontraktionen.....	12
4.2 Ultrapropulsive Kontraktionen.....	12
4.3 Tonische Kontraktionen.....	12
5. Verschiedene Methoden der bildgebenden Darmdiagnostik.....	13
5.1 Konventionelles Röntgen.....	13
5.2 Sonographie des Abdomens.....	13
5.3 Endosonographie.....	14
5.4 Koloskopie.....	14
5.5 Kapselendoskopie.....	14
5.6 Das CT-Enteroklysma.....	15
5.7 Das MR-Enteroklysma.....	15
6. Magnetresonanztomographie (MRT).....	16
6.1 Aufbau eines MR-Tomographen.....	16
6.1.1 Magnet.....	16
6.1.2 Gradientensystem.....	17
6.1.3 Hochfrequenzsystem.....	17
6.1.4 Computer.....	17
6.2 Physikalische Grundlagen.....	18
II Herleitung der Aufgabenstellung	19
1. Bildartefakte in der MRT.....	19
1.1 Bewegungsartefakte.....	19
2. Herleitung der Aufgabenstellung.....	20
III. Material und Methoden	22
1. Darmphantom.....	22
2. Proband.....	24
3. Verwendete Geräte.....	24
3.1 MRT Ganzkörperscanner.....	24
3.2 Spulen.....	24
4. MRT-Sequenzen.....	25
4.1 Standard-Sequenzen.....	25
4.1.1 Spinecho-Sequenzen.....	25
4.1.2 Gradientenecho-Sequenzen.....	25
5. Verwendete Sequenzen.....	26
5.1 Sequenzparameter.....	27
Legende zur Erklärung der verwendeten Abkürzungen:.....	28
5.2 Sequenzen.....	29
5.2.1 FSE-Sequenz (Fast Spin-Echo).....	29

Inhaltsverzeichnis

5.2.2 FRFSE-Sequenz (Fast recovery Fast Spinecho)	30
5.2.3 Spezielle Gradientenecho-Sequenzen	30
5.2.3.1 SPGR (Spoiled Gradient Recalled Echo)	30
5.2.3.2 GRASS (gradient-recalled acquisition in the steady state)	31
5.2.3.3 FIESTA (Fast Imaging Employing Steady State Acquisition)	31
6. Fettsättigung	32
6.1 Artefakte durch die chemische Verschiebung	32
6.2 Fettsättigungs-Technik	33
7. Parallele Bildgebung	33
8. Signal-zu-Rausch- und Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis	35
9. Durchführung der Untersuchung	36
10. Auswertung des Bildmaterials	36
11. Statistische Auswertung	37
IV. Ergebnisbeschreibung	39
1. T2 fs FRFSE- Sequenz	40
1.1 Darstellung der Ergebnisse	40
1.2 Graphische Darstellung	42
1.3 Tabellarische Darstellung	45
2. T1 fs GE-Sequenz	46
2.1 Zusammenfassung der Ergebnisse	46
2.2 Graphische Darstellung	48
2.3 Tabellarische Darstellung	52
3. 2D FIESTA-Sequenz	53
3.1 Zusammenfassung der Ergebnisse	53
3.2 Graphische Darstellung	55
3.3 Tabellarische Darstellung	59
4. T1 FSE-Sequenz	60
4.1 Zusammenfassung der Ergebnisse	60
4.2 Graphische Darstellung	62
4.3 Tabellarische Darstellung	66
5. SNR in den axialen und coronaren T1 gewichteten Aufnahmen des Darmphantom mit und ohne KM bei 3 T	67
5.1 Graphische Darstellung	67
5.2 Tabellarische Zusammenfassung	67
6. SNR in den axialen und coronaren T1 gewichteten Aufnahmen des Darmphantom mit und ohne KM bei 1,5 T	68
6.1 Graphische Darstellung	68
6.2 Tabellarische Zusammenfassung	68
7. CNR in den axialen und coronaren T1 gewichteten Aufnahmen des Darmphantom mit und ohne KM bei 3 T	69
7.1 Graphische Darstellung	69
7.2 Tabellarische Zusammenfassung	69
8. CNR in den axialen und coronaren T1 gewichteten Aufnahmen des Darmphantom mit und ohne KM bei 1,5 T	70
8.1 Graphische Darstellung	70
8.2 Tabellarische Zusammenfassung	70
V. Diskussion	71
1. Einschränkungen der MRT-Darmbildgebung	71
2. Funktionsprinzip der parallelen Bildgebung	72
2.1 Theoretischer SNR Verlust	74
2.2 Erläuterung des g-Faktors	75

Inhaltsverzeichnis

2.3 Abhängigkeit von der Schichtorientierung	75
2.4 Beschleunigungsfaktor	76
2.5 Spulenarray.....	76
2.6 Algorithmen der Bildrekonstruktion	77
2.7 Rauschbeitrag	79
3. Erläuterung der jeweiligen Sequenzeigenschaften.....	81
3.1 Spezielle Gesichtspunkte bei der T2 FRFSE-Sequenz	81
3.2 Spezielle Gesichtspunkte bei der T1 FSE-Sequenz	81
3.3 Spezielle Gesichtspunkte bei der T1 fs GE-Sequenz	82
3.4 Spezielle Gesichtspunkte bei der FIESTA-Sequenz	82
4. Vergleich 1,5 Tesla und 3 Tesla.....	83
4.1 Theoretische SNR/CNR-Erhöhung unter Verdopplung der Feldstärke	83
4.2 Verschlechterung des SNR/CNR unter Verdopplung der Feldstärke	86
4.3 Homogenität des Magnetfeldes	88
4.4 Unterschied der Wellenlänge	89
4.5 Shadingartefakte.....	89
4.6 Magnetische Suszeptibilität.....	89
4.7 Chemischer Verschiebungsartefakt.....	89
5. Zeitersparnis	90
6. Vergleich mit und ohne Kontrastmittel	90
6.1 Relaxationszeiten	90
6.2 Vergleich der Asset-Sequenzen mit und ohne Kontrastmittel bei 1,5 und 3 Tesla....	90
7. Studienlimitationen	91
7.1 Methodisch bedingte Einschränkungen	91
7.1.1 Einschränkung durch die SNR-Bestimmung	91
7.1.2 Einschränkung durch die Probandmessung.....	92
7.2 Single-Shot-Technik.....	92
7.3 Einschränkungen durch SAR	93
8. Ausblick	93
9. Schlussfolgerung	94
9.1 Welche Sequenz ist für die Darmbildgebung am besten geeignet?	94
VI. Anhang.....	96
1. Abkürzungsverzeichnis	96
2. Literaturverzeichnis.....	98
3. Eidesstattliche Versicherung	103
4. Danksagung	104
5. Lebenslauf	105

Zusammenfassung

Zur artefaktarmen Darstellung des Darms mittels MRT ist eine beschleunigte Bildakquisition und somit die Reduktion von Bewegungsartefakten durch die Darmperistaltik nötig. Durch eine Reduktion der Phasenkodierschritte mittels paralleler Bildgebungstechniken wurde eine Untersuchungszeitverkürzung erreicht. Theoretisch ist das SNR unter Verwendung der parallelen Bildgebung zur $\sqrt{2}$ bei $R=2$ der Messzeit proportional, sodass es mit der Messzeitverkürzung zu einem Verlust des SNR kommt.

Ziel der Studie war es zu prüfen, ob der CNR- und SNR-Verlust unter Verwendung paralleler Bildgebungstechniken tolerierbar ist und ob niedrigere oder höhere Magnetfeldstärken optimalere Ergebnisse erzielen.

In dieser Studie wurde die Bildqualität anhand des SNR- und des CNR-Verhältnisses unter Verwendung paralleler Bildgebungstechniken verglichen. Zur Datenermittlung wurde ein selbstgebautes Kunststoffdarmmodell verwendet. Um die Ergebnisse auch auf den menschlichen Darm übertragen zu können, wurde ein weitgehend kongruentes Untersuchungsprotokoll an einem Probanden eingesetzt. Alle Untersuchungen erfolgten sowohl an einem 1,5 T und 3,0 T MRT-Ganzkörpersscanner. In der Studie wurden die T1 FSE-, T2 FRFSE-, 2D Fiesta- und T1 fs GE-Sequenz in axialer sowie in coronarer Schichtorientierung, jeweils mit und ohne parallele Bildgebung durchgeführt.

In Bezug auf den theoretisch zu erwartenden SNR-Verlust von ca. 30 % unter Verwendung paralleler Bildgebung hat sich für die Phantommessungen die T1 fs GE-Sequenz mit einem SNR-Verlust von 30 % in transversaler und 48 % in coronarer Schichtorientierung am geeignetsten gezeigt. Für die Probandmessungen hat sich die 2D Fiesta-Sequenz mit einem SNR-Verlust von 35 % in transversaler Schichtorientierung als am besten herausgestellt. Da der SNR-Verlust in coronarer Schichtführung hier jedoch bei ca. 90 % liegt, sollte für die coronare Schichtorientierung aber die T1 FSE- oder die T2 FRFSE-Sequenz mit insgesamt nicht signifikanten Ergebnissen bevorzugt verwendet werden.

Unter Verdopplung der Feldstärke findet sich die theoretische Verdopplung für CNR/SNR bei der Phantommessung bei der T1 fs GE-Sequenz und liegt um ca. 90 %. Bei der Probandmessung stellte sich die 2D Fiesta-Sequenz mit mehr als doppelt so hohen CNR-Werten in transversaler und coronarer Schichtführung heraus.

Zusammenfassung

Nach Applikation eines Kontrastmittels zeigte sich die T1 fs GE-Sequenz als am besten geeignet. Nicht geeignet dagegen erscheint die FSE-Sequenz, da sich hier ein signifikant niedrigeres CNR mit KM im Vergleich zu den Sequenzen ohne KM ergab.

Insgesamt sind die Ergebnisse, unter Berücksichtigung der Halbierung der Untersuchungszeit, gut bis ausreichend und entsprechen weitgehend den Erwartungen und theoretischen Überlegungen.

Abschließend festzuhalten ist, dass insgesamt bei den Phantom- und Probandmessungen die Gradientenechosequenzen den Spinechosequenzen überlegen sind und die axiale Schichtorientierung günstigere SNR und CNR-Werte ergab im Vergleich zur coronaren Schichtorientierung.

Abstract

For low-artifact MRI of the intestine, an accelerated image acquisition and thus the reduction of movement artifacts due to intestinal peristalsis is necessary. A reduction of examination time was achieved by reducing the phase encoding steps with use of the parallel imaging technique ASSET. In theory, by using parallel imaging techniques the SNR is proportional to the square root of the measuring time, so that $\sqrt{2}$ with R=2 shortening of measuring time leads to a loss of SNR.

The aim of the study was to examine whether the CNR and SNR loss can be tolerated by using parallel imaging and whether lower or higher magnetic field strengths achieve better results.

In this study, the image quality was compared based on the SNR and CNR ratio using parallel imaging. For data acquisition a self-constructed intestine model was used. In order to transfer the results to the human intestine, a largely congruent examination protocol was used on a volunteer. All tests were performed on a 1.5 T and 3.0 T MRI full body scanner. In the study, the T1 FSE, T2 FRFSE, 2D Fiesta and T1 fs GE sequences were carried out in axial as well as coronal section orientation, each time with and without parallel imaging.

With respect to the theoretically expected SNR loss of approximately 30% using parallel imaging, the T1 fs GE sequence with a SNR loss of 30% in transverse and 48% in coronal section orientation has proven most suitable. For the volunteer measurements the 2D Fiesta sequence with an SNR loss of 35% in the transverse section orientation was found as the best. However, as the SNR loss in coronal sectioning here is by 90%, the T1 FSE or T2 FRFSE sequence with overall non-significant results should be used for coronal section orientation.

While doubling the field strength, the theoretical doubling for CNR/SNR with the phantom measurement occurs at the T1 fs GE sequence and is at about 90%. For proband measurements the 2D Fiesta sequence with more than twice as high CNR values in transverse and coronal sectioning stood out.

After administration of a contrast agent, the T1 fs GE sequence showed as most suitable. Not suitable, however, appears to be the FSE sequence, as with contrast medium it resulted in a significant lower CNR, compared to sequences without contrast medium.

Abstract

Overall, considering the significant reduction of the examination time by 47%, the results are good to satisfactory and largely meet the expectations and theoretical considerations.

Finally, it should be noted that overall in the phantom and proband measurements the gradient echo sequences were superior to the spin-echo sequences and the axial section orientation turned out more favorable than the coronal section orientation.

I Einleitung

1. Epidemiologie einiger häufiger Darmerkrankungen

Bösartige Dünndarmtumoren sind insgesamt sehr selten und machen nur ca. 1 - 3 % aller malignen Tumoren des Gastrointestinaltraktes aus. Die Inzidenz der Colitis ulcerosa beträgt ca. 9 pro 100.000 Einwohner pro Jahr und die des Morbus Crohn ca. 2 - 4 pro 100.000 Einwohner pro Jahr. Die Inzidenz des kolorektalen Karzinoms beträgt ca. 25 pro 100.000 Einwohner pro Jahr und ist das zweithäufigste Karzinom.

(1) (2)

2. Zielsetzung und Kurzbeschreibung der Arbeit

Aus den oben genannten Daten wird ersichtlich, dass gastrointestinale Erkrankungen einen erheblichen Anteil am Krankheitsspektrum einnehmen.

Trotz moderner Untersuchungsmethoden ist die bildgebende Darmdiagnostik heute noch immer zumeist invasiv oder mit einer Strahlenexposition verbunden, außerdem bleibt der überwiegende Teil des Dünndarmes der Endoskopie verschlossen.

Die Notwendigkeit besserer bildgebender, nicht invasiver und nicht strahlenbelastender Verfahren ist somit gegeben:

In dieser Studie wurde die Bildqualität anhand des Signal-zu-Rausch- und des Kontrast-zu-Rausch-Verhältnisses bei Verwendung paralleler Bildgebungstechniken für die abdominelle Bildgebung mittels verschiedener Sequenzen an einem 1,5-Tesla- und an einem 3-Tesla-MRT-Ganzkörperscanner verglichen. Zur Datenermittlung wurde ein selbstgebautes Kunststoffdarmmodell verwendet. Um die Ergebnisse auch auf den menschlichen Darm übertragen zu können, wurde ein weitgehend kongruentes Untersuchungsprotokoll zur Ermittlung des CNR- und SNR-Verlustes an einem Probanden eingesetzt.

Diskutiert wurde, ob der CNR- und SNR-Verlust, durch Verwendung paralleler Bildgebung unter Berücksichtigung der hiermit verbundenen deutlich schnelleren Untersuchungszeit, tolerierbar ist und ob die Anwendung paralleler Bildgebungstechniken für die Darmdiagnostik geeignet ist. Zusätzlich wurde untersucht, ob bei niedrigen oder höheren Magnetfeldstärken optimalere bildgebende Ergebnisse erzielt werden.

3. Anatomie und Funktion des Dünn - und Dickdarms

3.1 Dünndarm

Der menschliche Dünndarm wird in drei Abschnitte unterteilt, das Duodenum (20-30 cm lang), das Jejunum, beginnend am Treitz - Band (1,5 - 2,5 m lang), und das Ileum (2 - 3 m lang). Im tonisierten Zustand beträgt die gesamte Dünndarmlänge ca. 4 m.

Die Dünndarmschleimhaut besteht aus Plicae circularis, den Kerkring-Falten, hierbei handelt es sich um Ringfalten, die sich in das Darmlumen vorwölben und ein Grobrelief hervorrufen. Sie vergrößern die Dünndarmoberfläche um das 1,5-Fache und entstehen durch Auffaltung der Tunica mucosa und der Tela submucosa. Villi intestinales sind fingerförmige Fortsätze der Schleimhaut, die Dünndarmzotten. Sie bilden das Feinrelief und vergrößern die Oberfläche um das 5-Fache. Sie entstehen durch Auffaltungen der Lamina epithelialis und der Lamina propria. In den Tälern zwischen den Zotten befinden sich Glandulae intestinales, die Lieberkühn-Krypten.

Enterozyten sind Zellen im Oberflächenepithel des Dünndarms, die apikale Oberfläche der Enterozyten besteht aus dicht stehenden Mikrovilli, die in ihrer Gesamtheit einen Bürstensaum bilden welcher ein besonderer Resorptionssaum ist. Zwischen den Enterozyten liegen die Becherzellen eingestreut und nehmen nach analwärts zu. (3, 4)

3.2 Dickdarm

Der menschliche Dickdarm ist ca. 1,2 - 1,5 m lang, sein Durchmesser beträgt im Bereich des Caecums 6 - 9 cm und nimmt nach distal ab. Er schließt sich an das Ileum an und bildet mit dem Rectum den Endabschnitt des Darms.

Das Colon ist durch zwei Sphinkteren begrenzt, nach proximal durch die Ileocaecalklappe (Bauhin-Klappe) und nach distal durch die Analsphinkteren, bestehend aus einer inneren glatten und einer äußeren quergestreiften Schließmuskulatur. Gemeinsames Kennzeichen aller Dickdarmabschnitte sind Taenien, Haustra coli und Appendices epiploicae. Der Tonus der Taenien und lokale Kontraktionen der Ringmuskulatur lassen Einschnürungen entstehen, zwischen denen jeweils Ausbuchtungen, die Haustren (Haustra coli), hervortreten. Es sind Kontraktionsfalten, die sowohl wandern, aber auch verstreichen können. Erst im Sigma umgibt die Längsmuskulatur den Darm wieder vollständig und mündet in die Fascie der Perianalregion. (5)

4. Darmphysiologie und -peristaltik

Die wesentlichen Funktionen des Gastrointestinaltraktes sind die Durchmischung und Aufschlüsselung der Nahrung, Reinigung des oberen Gastrointestinaltraktes und ein schneller Transport des Darminhalts über lange Strecken. Zur Erfüllung der oben genannten Funktionen arbeitet der menschliche Darm mit verschiedenen Kontraktionsformen. Um einen Eindruck zu erhalten, in welcher Größenordnung die Artefaktentstehung durch Darmperistaltik anzusiedeln ist, wird hier ein Überblick über die Kontraktionsformen und die myoelektrische Aktivität eingefügt:

4.1 Rhythmische Phasische Kontraktionen

Durch diese kommt es in interdigestiven und postprandialen Phasen zur Durchmischung und zum Kaudaltransport der Nahrung. Diese Bewegungen sind essentiell für die Propulsion des Darminhalts und werden von enterischen Neuronen und langsamen Kontraktionswellen der glatten Darmmuskelzellen reguliert. (6)

4.2 Ultrapropulsive Kontraktionen

Es werden zwei Formen unterschieden:

- giant migrating contractions: durch kaudalgerichtete Relaxation des Tonus kommt es zu absteigenden Massenbewegungen. (6)
- retrograde giant contractions: durch oralwärts gerichtete schnelle Regurgitation kommt es zu aufsteigenden Massenbewegungen. (6)

4.3 Tonische Kontraktionen

Die Funktion dieser Kontraktionsform ist bisher nicht genau geklärt, es wird vermutet, dass sie die phasischen und ultrapropulsiven Kontraktionen durch Verringerung des Darmlumendurchmessers unterstützen. (6)

Im Bereich der großen Magenkurvatur und des Antrums entstehen cyclische triphasische Potenziale, slow waves, welche mit einer Frequenz von etwa 3 Cyclen/min zum Pylorus wandern und im Duodenum mit einer Frequenz von ca. 12 Cyclen/min erfolgen. Zusätzliche zirkuläre peristaltische Wellen kommen hinzu. Die Dünndarmmotorik setzt sich aus nichtpropulsiven Mischbewegungen und propulsiver Peristaltik zusammen. Die slow waves haben im oberen Dünndarm eine höhere intrinsische Frequenz von ca. 12 Cyclen/min als zum Ileum hin, wo sie stufenweise auf ca. 8 Cyclen/min abnehmen. Hinzu kommen gerichtete propulsive Bewegungen. Die Hauptkomponente der Colonmotilität ist nichtpropulsiv. Die Frequenz der slow waves im Colon ist im Vergleich zum Dünndarm variabler, und es existiert kein

Gradient von proximal nach distal. Die durchschnittliche Frequenz der slow waves beträgt 6 Cyclen/min, nur 1- bis 2-mal täglich kommt es zu Massenbewegungen, die den Darminhalt über lange Strecken befördern. (5, 7, 8)

Intensität und Anzahl der Kontraktionen unterscheiden sich stark in Abhängigkeit des jeweiligen Darmabschnittes.

5. Verschiedene Methoden der bildgebenden Darmdiagnostik

Die Abbildung des Magendarmtraktes gelang zunächst durch das konventionelle Röntgen, überwiegend durch Doppelkontrastuntersuchungen, später mit endoskopischen Verfahren und eingeschränkt auch durch die Sonographie. Mit Weiterentwicklung der bildgebenden Verfahren zeigten sich in der CT gute Ergebnisse zur Beurteilung des Gastrointestinaltraktes. Die Nachteile der CT, die in der Applikation von Strahlung liegen, führten zur Entwicklung einer Alternative, der MRT. In der Anfangsphase war dieses Schnittbildverfahren aufgrund langer Messzeiten zur Abbildung des Gastrointestinaltraktes kaum geeignet. Erst Neuerungen und die Weiterentwicklung schneller Pulssequenzen sowie die Einführung paralleler Bildgebungstechniken konnten die Untersuchungszeiten so verkürzen, dass die Abbildung des Verdauungssystems möglich wurde. (9)

5.1 Konventionelles Röntgen

Nach wie vor kann auf das konventionelle Röntgen zur Abbildung des Magen-Darm-Traktes nicht verzichtet werden. Einerseits benötigt man abdominelle Übersichtsaufnahmen zur Ausschlussdiagnostik als Richtungsweisung zur Unterstützung einer Arbeitshypothese, um weiterführende Methoden zielgerichtet einsetzen zu können, aber auch zur Ergänzung anderer bildgebender Verfahren wie z. B. der Schnittbilddiagnostik. Die Strahlenbelastung hat sich in den letzten Jahren durch Einführung empfindlicher Filmfoliensysteme und durch Einführung hochmoderner digitaler Röntgen- und Durchleuchtungsverfahren deutlich reduziert. Auch bei dynamischen Untersuchungen des Magen-Darm-Traktes ist das konventionelle Röntgen weiterhin die vorrangig eingesetzte Methode der Wahl. (10) (11, 12)

5.2 Sonographie des Abdomens

Die Sonographie ist ein kostengünstiges und leicht verfügbares Verfahren ohne Risiko für den Patienten. Die Untersuchung des Darmtraktes erfolgt mit

hochfrequenten Schallköpfen, Befunde wie Tumoren, spezifische oder unspezifische Entzündungszeichen können detektiert werden. (10)

5.3 Endosonographie

Bei spezielleren Fragestellungen kommt die Verwendung der Endosonographie zum Einsatz. Der Aufbau der Darmwand kann mit dieser Technik hochauflösend dargestellt werden, und somit können auch kleine Veränderungen im Aufbau der Darmwand detektiert werden. Die Darmumgebung kann bis zu einer Distanz von 4 - 6 cm beurteilt werden. Zur Diagnosefindung, zur präoperativen Vorbereitung und zur postoperativen Kontrolle ist dieses Verfahren geeignet. Jedoch können nahezu der gesamte Dünndarm sowie Teile des Dickdarms nicht eingesehen werden. Da dieses Verfahren invasiv ist, birgt es ähnliche Risiken und bedarf einer ähnlichen Vorbereitung wie die Endoskopie. (13)

5.4 Koloskopie

Für die Koloskopie stehen flexible Video- oder Fiberskope zur Verfügung, welche die Möglichkeit zur direkten Visualisierung des Darmlumens vom Anus bis zu den letzten Zentimetern des terminalen Ileums bieten. Ein weiterer Vorteil der Methode ist die direkte diagnostische und therapeutische Anwendung, z.B. die Entnahme von Biopsien oder die Behebung von Strikturen. Nachteile sind die aufwendige Patientenvorbereitung und die Invasivität dieses Verfahrens. Die Grenzen des Verfahrens liegen zum einen in der optimalen Darmreinigung, da bei mangelnder Vorbereitung wichtige Darmabschnitte nicht eingesehen werden können, und zum anderen in der Einschränkung des Instrumentenvorschubs bei physiologischen und pathologischen Engstellen, so dass hier ebenfalls Darmabschnitte nicht begutachtet werden können. (14, 15)

5.5 Kapselendoskopie

Die Kapselendoskopie ist ein Verfahren, mit dem durch ein nur wenige Zentimeter großes kapselförmiges Instrument, welches oral eingenommen wird, der Magen-Darm-Trakt in Form von 2 gelieferten Bildern pro Sekunde und einer Untersuchungszeit von maximal 10 Stunden visualisiert werden kann.

Vorteil der Methode sind die hochauflösenden Bilder, die der herkömmlichen Endoskopie ebenbürtig sind, die ambulante Durchführbarkeit, die für den Patienten moderate Vorbereitung sowie ein deutlich geringeres Risikoprofil, da eine Luftinsufflation während der Untersuchung nicht erforderlich ist.

Nachteil ist die nur grobe Lokalisationsmöglichkeit der Kapsel während der Passage durch den Gastrointestinaltrakt und die sehr zeitaufwendige Auswertung der Bilder. (16-18)

5.6 Das CT-Enteroklysma

Die Spiral-CT wurde von Schober et al. mit dem Verfahren des konventionellen Enteroklysmas kombiniert. (8) Durch Flüssigkeitsapplikation über eine gastro-jejunale Sonde erfolgt die Lumenerweiterung, die Darmperistaltik wird durch die Applikation von Buscopan® (Boehringer Ingelheim, Deutschland) ruhiggestellt. Während der Flüssigkeitsinstillation wird eine Spiral-CT des Abdomens mit i.v.-

Kontrastmittel durchgeführt. Die heute verwendeten Multidetector-CT's erlauben eine kurze Untersuchungszeit mit dünner Kollimation wodurch multiplanare Rekonstruktionen angefertigt werden können. (9-11) Diese Methode stellt Mukosaveränderungen gleichwertig dem konventionellen Enteroklysma dar. Fisteln, Abszesse oder Konglomerattumoren können jedoch mit dem CT-Enteroklysma besser dargestellt werden. Nachteil dieser Untersuchungsmodalität ist die höhere Strahlenbelastung im Vergleich zum konventionellen Enteroklysma. (2, 19-21).

5.7 Das MR-Enteroklysma

Durch Weiterentwicklung schnellerer Pulssequenzen ist es möglich geworden, den Darm suffizient darzustellen. Die verkürzten Messzeiten einzelner Sequenzen verringern Artefakte durch Atmung und Peristaltik. Nach entsprechender Patientenvorbereitung und das Legen einer Dünndarmsonde unter röntgenologischer Kontrolle erlaubt das MR-Enteroklysma unter optimalen Untersuchungsbedingungen die diagnostische Darstellung von muralen und transmuralen Veränderungen. Auch Skip-Läsionen können mit der MRT suffizient dargestellt werden. Die Kombination von Methylzellulose-Lösung und i.v. Gadolinium-haltigem MR-Kontrastmittel hat sich am meisten bewährt.

Die MRT erreicht im Vergleich zur CT allerdings eine geringere Ortsauflösung welche durch Matrix und FoV bestimmt wird. (Matrix 256 x 256 Bildpunkte [MRT] gegen 512 x 512 Bildpunkte [CT]). Allerdings lässt sich mit der MRT mit nativen und den kontrastmittelverstärkten Sequenzen ein deutlich höherer Weichteilkontrast als mit der CT erreichen. Bei der Darstellung von extramuralen Komplikationen sind die Ergebnisse im Vergleich zum konventionellen Enteroklysma als deutlich besser beschrieben, im Vergleich zum CT-Enteroklysma als gleichwertig anzusehen.

Derzeitiger Nachteil des MR-Enteroklysmas ist trotz optimierter Pulssequenzen und verkürzter Messzeiten die inkonstante Bildqualität: Bewegungsartefakte und Inhomogenität des Magnetfelds können zu deutlichen Einschränkungen der Beurteilbarkeit führen. Eine weitere Limitation ist die lange Untersuchungsdauer, welche im Schnitt etwa 30–40 Minuten beträgt.

Der Hauptvorteil der MRT liegt allerdings in der Tatsache, dass außer zum Legen der Dünndarmsonde keinerlei ionisierende Strahlung appliziert wird.

Durch Verwendung schneller Pulssequenzen wird mittlerweile mehr und mehr dazu übergegangen, auf das Legen einer Dünndarmsonde zu verzichten und eine ausreichende Darmdistension lediglich durch orale Flüssigkeitsapplikation (3 % ige Mannitollösung) zu erreichen, bei kooperationsfähigen Patienten gelingt bei diesem Verfahren die Beurteilung der Darmwand gut, so dass die Patientenbelastung und die Untersuchungsvorbereitung erheblich reduziert wird. (22) (62)

6. Magnetresonanztomographie (MRT)

6.1 Aufbau eines MR-Tomographen

Der MR-Tomograph besteht aus folgenden Komponenten: Magnet, Gradientensystem, Hochfrequenzsystem und Computer

6.1.1 Magnet

Die überwiegende Mehrzahl der heute installierten MR-Systeme verwendet einen supraleitenden Magneten. In diesem wird das Magnetfeld mittels einer titanlegierten supraleitenden Wicklung bei -269 °C hervorgerufen. Erreicht wird dies durch flüssiges Helium, das als Kühlmittel eingesetzt wird und eine Kühlung auf -269 °C (4 Kelvin) bewirkt. Durch diesen Vorgang wird die Spule supraleitend, d. h., nachdem das Magnetfeld aufgebaut ist, bleibt der Strom, der in ihr fließt, konstant, um das Magnetfeld aufrechtzuerhalten. Es ist also keine weitere äußere Stromzufuhr nötig. Hierdurch können sehr hohe Magnetfeldstärken bis 9,4 T im GK-MRT und in kleinen Systemen erreicht werden. Bedeutsam ist, dass der Magnet nicht einfach abgestellt werden kann, im Notfall muss das flüssige Helium abgelassen werden, um das Magnetfeld herunterzufahren, dieser Vorgang wird als Quench bezeichnet. Um eine optimale Feldhomogenität zu erreichen, wird in das MR-System eine Vielzahl von Metallen und Korrekturspulen eingebracht. Den Vorgang des Herstellens einer optimalen lokalen Homogenität des Magnetfeldes bezeichnet man als Shimming. Zur Reduzierung des Streufeldes muss der Magnet abgeschirmt werden. Dies wird durch

eine in den Magneten eingebaute Abschirmung mittels Spulen realisiert und als active Shielding bezeichnet. (23)

Alternative Abschirmung in modernen Magneten benutzt ein Set supraleitender Wicklungen, die ein dem Magnetfeld des Scanners entgegengesetztes Magnetfeld erzeugen und so das außen verbleibende Feld verringern.

6.1.2 Gradientensystem

Spezielle Gradientenspulen erzeugen stromabhängig kurzzeitig zusätzliche Magnetfelder, anhand derer eine exakte Ortskodierung und Schichtauswahl des angeregten Gewebes erzielt wird. (23)

6.1.3 Hochfrequenzsystem

Das Hochfrequenzsystem besteht aus Hochfrequenzsender (z. B. die Körperspule) und hochempfindlichen Empfängerspulen. Eine gute Hochfrequenzabschirmung wird benötigt, um Störungen durch elektromagnetische Frequenzen (z. B. Radiosender) abzuschirmen.

Unterschieden werden Körper- und Regionalspulen. Die Körperspulen (Body-coil) sind Kombispulen, die zum Senden und Empfangen dienen. Sie sind fest in das MR-System eingebaut und haben den Vorteil eines großen Untersuchungsfeldes. Bei hohen Auflösungen ist ihre Empfangsqualität jedoch nicht mehr ausreichend. Dafür kommen verschiedene Regionalspulen mit verbessertem Füllungsfaktor wie z. B. Quadraturspulen für Gelenke und Phased-Array-Spulen, bestehend aus phasengesteuerten Sets von Oberflächenspulen, zur Anwendung. Sie werden direkt auf die zu untersuchende Körperregion gelegt und sind entsprechend unterschiedlich geformt. Durch Oberflächenspulen ist bei kleinerem FoV wegen der höheren Sensitivität eine höhere Auflösung möglich. Diese Spulenverbände verbessern das Signal-Rausch-Verhältnis, die Homogenität und vergrößern das zu untersuchende Feld (FoV). (23)

6.1.4 Computer

Durch den Computer werden zahlreiche Funktionen gesteuert, z. B. der Wechsel zwischen den Gradienten-Pulsen und den HF-Spulen die Erfassung der Rohdaten im Arrayprozessor sowie Weiter- und Nachverarbeitung der Daten. (23)

6.2 Physikalische Grundlagen

Die physikalischen MRT-Grundlagen sollen hier nicht näher beschrieben werden, es wird auf MRT-Lehrbücher verwiesen.

II Herleitung der Aufgabenstellung

1. *Bildartefakte in der MRT*

Artefakte sind nicht anatomische Bildsegmente oder Störfaktoren, die innerhalb oder außerhalb des aufzunehmenden Bildes auftreten. Häufige Bildstörungen sind Bewegungsartefakte, Fluss- oder Pulsationsartefakte, Chemical-Shift-Artefakte, Suszeptibilitätsartefakte, Aliasing, Partialvolumeneffekt und Shading-Artefakte.

1.1 **Bewegungsartefakte**

Während der Bildakquisition kann es durch Bewegungen zu Bildstörungen kommen. Bewegungsartefakte resultieren einerseits aus Bewegungen des Gesamtobjektes und andererseits aus Bewegungen einzelner Strukturen wie Herzschlag, Atmung und Peristaltik.

Abhängig davon, zu welchem Zeitpunkt der Signalakquisition eine Bewegung auftritt, wird zwischen Intra-view- und Inter-view-Bewegungen unterschieden:

Eine Bewegung, die zwischen die HF-Anregung und die Akquisition des Echos bei einem einzelnen Phasenkodierschritt fällt, wird Intra-view-Bewegung genannt.

Eine Bewegung, die während eines Phasenkodierschrittes auftritt (Bewegungen, die zwischen die Erfassung unterschiedlicher Linienaufnahmen fallen) wird Inter-view-Bewegung genannt.

Bewegungsinduzierte Artefakte werden entlang der Phasenkodierrichtung registriert, ungeachtet der tatsächlichen Bewegungsrichtung. Das liegt einerseits daran, dass eine sich bewegende Struktur in Abhängigkeit von ihrer Bewegung unterschiedlichen Feldstärken bezüglich des angelegten Magnetfeldgradienten ausgesetzt ist (entlang eines Magnetfeldgradienten erfahren bewegte Spins eine Phasenverschiebung).

Andererseits besteht eine außerordentliche zeitliche Asymmetrie in der Phasen- und Frequenzkodierungszeit. Die Datenakquisition in Ausleserichtung x (Frequenzkodierrichtung) liegt im Bereich von Millisekunden, sodass die bewegungsinduzierte Verschiebung so gering ist, dass die Artefakte gar nicht in Erscheinung treten. Demgegenüber sind 128 oder 256 einzelne Akquisitionen für den Informationsgewinn in Phasenkodierrichtung nötig. Dies liegt im Bereich von Sekunden bis Minuten und bietet somit genug Möglichkeit für Bewegungsartefakte, in Erscheinung zu treten. (24, 25)

2. Herleitung der Aufgabenstellung

Das Darmmodell wurde deshalb gewählt, weil sich besondere Probleme bei der Untersuchung des Darms ergeben. Findet während der MR-Aufnahme eine Bewegung des Objektes statt, kommt es wie oben gezeigt zu Bildfehlern, sogenannten Bewegungsartefakten. Neben Patientenbewegungen, die bei kooperationsfähigen Patienten eine untergeordnete Rolle spielen sollten, und Bewegungen durch die Herztätigkeit, die Atmung und das Zwerchfell, die aber z. B. durch Atemanhaltetechnik und EKG-Triggerung weitgehend eliminiert werden können bzw. sich z. T. vor Erreichen des Abdomens zerstreut haben, stellen die Bewegungsartefakte durch die Darmperistaltik eine enorme Herausforderung in der Abdomen-MRT dar. (26)

Zur artefaktarmen Darstellung des Darms mittels MRT ist eine beschleunigte Bildakquisition und die hiermit verbundene Reduktion von Bewegungsartefakten durch die Darmperistaltik nötig.

Wie in Material und Methoden ausführlich beschrieben, ist eine weitere Verbesserung der bestehenden Technik durch schnellere Gradientensysteme auf Grund der Auswirkungen auf die menschliche Physiologie limitiert. Erst durch die Einführung paralleler Bildgebungstechniken auf Basis der Phased-Array-Spulen erhielt man ein effizientes Instrument der weiteren Beschleunigung der Bildakquisition.

Gleichzeitig mit der verkürzten Untersuchungszeit kommt es zu einem Verlust des SNR. Wenn beispielsweise ein Bild mit der Hälfte der Phasenkodierschritte im Vergleich zur konventionellen MRT aufgenommen wird ($R = 2$), kommt es zu einem Verlust des SNR um den Faktor $\sqrt{2}$.

Der SNR-Verlust, abhängig vom Reduktionsfaktor R , wird durch folgende Formel ausgedrückt:

$$\boxed{SNR = \frac{SNR}{g \sqrt{R}}}$$

Wobei g für Geometriefaktor (geometry factor) steht und ein Wert für die Empfindlichkeit der Spulen zur Auftrennung der Signalintensitäten ist. Unter optimalen Bedingungen liegt der Wert von g bei ≥ 1 und wird vom Spulendesign, der Scan-Ebene, der Phasenkodierrichtung und dem Reduktionsfaktor R beeinflusst.

Verringert man den Reduktionsfaktor R oder g , erhält man laut Formel eine SNR-Erhöpfung, dies führt demgegenüber jedoch zu einer Verlängerung der Bildaufnahmezeit. In verschiedenen Studien konnte gezeigt werden, dass die Anwendung paralleler Bildgebungstechniken mit höheren Feldstärken zu einem geringeren SNR-Verlust im Vergleich zu niedrigeren Feldstärken führte. Die Erhöhung der magnetischen Feldstärke von 1,5 T auf 3,0 T führt theoretisch zu einer Verdopplung des SNR. Die oben beschriebenen physikalischen Eigenschaften der MR-Bildgebung führten zu folgender Studie mit dem Ziel die Frage zu beantworten, ob die Anwendung paralleler Bildgebung für die Darmdiagnostik geeignet ist. Untersucht wurde, ob der zu erwartende SNR und CNR-Verlust unter Anwendung paralleler Bildgebungstechniken bei 1,5 Tesla und bei 3 Tesla signifikant ist und ob die Anwendung paralleler Bildgebungstechniken unter Einsatz höherer Feldstärken (3Tesla) zu einem SNR und CNR-Gewinn im Vergleich zu niedrigeren Feldstärken (1,5 Tesla) führt. (27)

III. Material und Methoden

1. Darmphantom

Die Phantommessungen wurden an einem selbstgebauten Kunststoffdarmmodell durchgeführt. Das Darmphantom bestand aus zwei unterschiedlich großen, flexiblen PVC-Schläuchen. Die Länge des großen Schlauches betrug 30 cm und sein Durchmesser 3,8 cm. Die Länge des kleinen Schlauches betrug 25 cm und sein Durchmesser 2 cm. Die Schläuche wurden in einer Kunststoffbox der Größe 40 x 45 x 18 cm auf dem Boden mit Klebstoff fixiert. Die Kunststoffbox wurde mit 10 Litern Speiseöl befüllt. Die Befüllung durch Speiseöl wurde deshalb gewählt weil sich einerseits so die Verhältnisse im menschlichen Abdomen besser nachahmen ließen und andererseits das Signal von Fett höher als das von Wasser ist. Beide PVC-Schläuche wurden mit Leitungswasser gefüllt. Der große Schlauch wurde mit 1400 ml kontrastiertem Leitungswasser befüllt, Er enthielt Gd in einer Konzentration von $0,25 \mu\text{mol/l}$. Der kleine Schlauch wurde mit 400 ml reinem Leitungswasser befüllt.



Abbildung 1.1 Darmphantom-Modell



Abbildung 1.2 Darmphantom coronar: T1w SE, mit $0,25 \mu \text{ mol/l}$ GdDTPA dotiert.



Abbildung 1.3 Darmphantom transversal: T1w SE großer Schlauch mit $0,25 \mu \text{ mol/l}$ GdDTPA dotiert. Kleiner Schlauch mit Leitungswasser befüllt. Beide Schläuche eingetaucht in flüssiges Speiseöl.

2. Proband

In der Studie wurden durch einen Selbstversuch die ersten Erfahrungen in vivo gewonnen. Mittels oraler Applikation einer 2,5 % wässrigen Mannitollösung und Gabe von 1 Amp. Butylscopolamin (20 mg Buscopan®) i.v. Unmittelbar vor Untersuchungsbeginn wurde eine optimale Darmdistension erreicht, da beide Faktoren für die Darmdistension wichtig sind. Dieses Vorgehen entspricht dem Standard bei der MR-Enterographie bzw. Hydro-MRT in der klinischen Routine. Den in vitro durchgeführten Sequenzen wurden kongruente Sequenzen in vivo gegenübergestellt.

3. Verwendete Geräte

3.1 MRT Ganzkörperscanner

Alle Untersuchungen erfolgten sowohl in einem Signa 1.5 T Twin Speed mit Excite-Software (Version 10 und 11) mit einem Tunneldurchmesser von 60 cm horizontal und in einem Signa 3.0 T mit Excite-Software (Version 10) mit einem Tunneldurchmesser von 55 cm der Firma GE (GE Healthcare Technologies, Milwaukee, WI, USA). Beide MR-Scanner arbeiten mit einer maximalen Gradientenstärke von 45 mT/m und einer „slew rate“ von 150T/m/s. Der Twinspeed verfügt für große Untersuchungsfelder bis 48 cm über ein schwächeres Gradientensystem mit 25 mT/m maximaler Amplitude. Bei den vorliegenden Untersuchungen wurde darauf geachtet, die stärkeren Gradienten im sog. ZOOM-Modus zur besseren Vergleichbarkeit zu verwenden.

3.2 Spulen

Bei allen Untersuchungen wurde das Einstrahlen des HF-Impulses über die in die Geräte eingebauten Body-Coils vorgenommen. Das im Untersuchungsobjekt durch Anregung erzeugte Signal wurde bei allen Untersuchungen von einer phasengesteuerten 4-Kanal-Oberflächenspule Verbund (Phased Array) aus 4 Oberflächenspulen (2 ventral, 2 dorsal) der Firma GE aufgenommen. Die Größe des Phased Array betrug ca. 45 x 40 cm; eine vollständige Abdeckung des Phantoms und des Probanden konnte mit dieser Spulengröße gewährleistet werden. Der Abstand der oberen und unteren Spulenabdeckung betrug 18 cm (Phantom) bzw. 12 cm (Proband).

Phased-Array-Spulen bestehen aus mehreren einzelnen Spulenelementen; diese sind parallel oder seriell angeordnet. Das Signal wird von jedem einzelnen

Spulenelement aufgenommen; das entstehende Bild wird aus der Information aller Einzelspulenelemente erhalten. Das SNR wird durch Phased-Array-Spulensysteme verbessert.

4. MRT-Sequenzen

Es wurden verschiedene, für die Abdomenbildgebung übliche Sequenzen verwendet: Die verwendeten Pulssequenzen umfassten Spinecho- und Gradientenecho-Sequenzen. Die grundlegenden Eigenschaften dieser Sequenzen werden im Folgenden erläutert.

4.1 Standard-Sequenzen

4.1.1 Spinecho-Sequenzen

Die Spinecho-Sequenz findet als Standard-Sequenz für T1-, T2- und PD-gewichtete Bilder Anwendung. Zunächst wird ein 90°- HF-Puls eingestrahlt und die zu untersuchende Schicht durch die Schaltung des Z-Gradienten deformiert. Aufgrund der bestehenden Feldinhomogenitäten kommt es zur Dephasierung der Spins, d. h. nach kurzer Zeit sind die Spins bereits außer Phase geraten, ein Signal wäre zu diesem Zeitpunkt sehr schwach. Um ein starkes Signal zu erhalten, wird (nach exakt der halben Echozeit) ein 180°-HF-Puls eingestrahlt, der die Reihenfolge der Spins umkehrt, sodass die schnelleren, zuvorderst laufenden Spins jetzt an das Ende und die langsameren, hinterher laufenden Spins an den Anfang der in der Transversalebene rotierenden Spins gebracht werden. Nach erneutem Verstreichen der halben Echozeit laufen die Spins aufgrund der Feldinhomogenitäten wieder in Phase – damit ist ein starkes Echo zustande gekommen und kann erfolgreich ausgelesen werden durch Schaltung des Auslesegradienten. Das Echo hat seit der Anregung nicht mit T2*, sondern nur mit T2 abgenommen. Spinecho-Sequenzen sind unempfindlich gegen Feldinhomogenitäten, demgegenüber stehen jedoch eine recht lange Messzeit und die damit verbundene Bewegungsempfindlichkeit. (23)

4.1.2 Gradientenecho-Sequenzen

Die Gradientenecho-Sequenzen sind deutlich schneller als die SE-Sequenzen. Zunächst werden die in Phase laufenden Spins durch Einschalten eines Frequenzkodiergradienten außer Phase gebracht, also dephasiert. Der dafür verwendete Frequenzkodiergradient besitzt eine entgegengesetzte negative Polarität. Im nächsten Schritt werden die dephasierten Spins wieder rephasiert,

indem der gleiche Frequenzkodiergradient eingeschaltet wird, jedoch diesmal mit positiver Polarität. Jetzt kann das Echo erfolgen.

Diese Sequenz ist empfindlich gegenüber Feldinhomogenitäten, da das Bild mit T2* zerfällt. Durch die schnelle Akquisitionszeit der GE-Sequenz ist diese relativ unempfindlich gegenüber langsameren Bewegungsartefakten. (23)

Die besondere Erfindung von Frahm und Mitarbeitern (1985) bestand darin, dass sie das Gradientenechoverfahren mit kleinen Flipwinkelanregungen kombiniert haben und das Sättigungsverhalten des Spinvorrats vermieden und um 2 Größenordnungen schneller als bis dato mit der von ihnen als FLASH bezeichneten Methode Bilder akquirieren konnten. (28)

5. Verwendete Sequenzen

Die in der Studie verwendeten Sequenzen wurden am 1,5-Tesla- und am 3-Tesla-Gerät mit weitgehend gleichen Parametern verwendet. Auch beim Vergleich zwischen Phantom und Proband wurden die gleichen Parameter eingestellt. Im Folgenden werden die verwendeten Sequenzen anschaulich mit Darstellung aller Parameter in tabellarischer Form miteinander verglichen. Die verwendeten Schichtdicken betragen bei allen Sequenzen 8 mm, das FoV betrug bei allen axial geführten Sequenzen 36 x 27 cm und bei allen coronar geführten Sequenzen 36 x 36 cm. In Phaserrichtung wird das FoV für die axialen Sequenzen auf 0,75 gekürzt. Der Flip-Winkel betrug für SE-Sequenzen 90°, für GRE-Sequenzen 50° und für Fiesta-Sequenzen 55°. Sequenz am Darmphantoms und am Probanden wurde in axialer sowie in coronarer Schichtführung akquiriert und jeweils mit und ohne paralleler Bildgebung (ASSET R=Z) durchgeführt. Die ASSET-Sequenzen wurden mit den gleichen Parametern wie die Sequenz ohne ASSET durchgeführt. Der verwendete Beschleunigungsfaktor R für die Parallelbildgebung betrug in dieser Studie bei allen Sequenzen 2.

5.1 Sequenzparameter

Sequenz		1,5 T		3 T	
		Phantom	Proband	Phantom	Proband
BH cor fs T2 frFSE ohne und mit ASSET	ETL:	31	31	31	31
	TR: [ms]	4900	4900	4900	4900
	TEeff: [ms]	96,1	96,1	90,9	90,9
	Bandbreite: [kHz]	41,7	41,7	41,7	41,7
	Matrix:	256x128	256x128	256x128	256x128
BH ax fs T2 frFSE ohne und mit ASSET	ETL:	31	31	31	31
	TR: [ms]	4900	4900	4900	4900
	TEeff:[ms]	91,5	91,5	95,7	95,7
	Bandbreite: [kHz]	41,7	41,7	41,7	41,7
	Matrix:	256x128	256x128	256x128	256x128
BH cor fs T1 2DfspGE ohne und mit ASSET (3T fsGE)	ETL:	1	1		
	TR: [ms]	170	170	170	170
	TEeff:[ms]	2,0	2,0	2,1	2,1
	Bandbreite: [kHz]	83,3	83,3	83,3	83,3
	Matrix:	256x256	256x256	256x256	256x256
BH ax fs T1 2DfspGE ohne und mit ASSET	ETL:	1	1		
	TR: [ms]	170	170	170	170
	TEeff:[ms]	2,0	2,0	2,1	2,1
	Bandbreite: [kHz]	83,3	83,3	83,3	83,3
	Matrix:	256x192	256x192	256x192	256x192
BH cor 2D Fiesta ohne und mit ASSET	ETL:	n. a.	n. a.		
	TR: [ms]	5,5	5,5	4	4
	TEeff:[ms]	1,7	1,7	1,8	1,8
	Bandbreite: [kHz]	125	125	125	125
	Matrix:	256x256	256x256	256x256	256x256

BH ax 2D Fiesta ohne und mit ASSET	ETL:	n. a.	n. a.		
	TR: [ms]	5,4/5,5	5,4/5,5	3,9	3,9
	TEeff:[ms]	1,7	1,7	1,8	1,8
	Bandbreite: [kHz]	125	125	125	125
	Matrix:	256x192	256x192	256x192	256x192
cor T1 FSE ohne und mit ASSET	ETL:	3	3	3	3
	TR: [ms]	500	500	500	500
	TEeff:[ms]	9,6	9,6	8,6	8,6
	Bandbreite: [kHz]	31,3	31,3	31,3	31,3
	Matrix:	256x256	256x256	256x256	256x256
ax T1 FSE ohne und mit ASSET	ETL:	3	3	3	3
	TR: [ms]	500	500	500	500
	TEeff:[ms]	9,1	9,1	8,1	8,1
	Bandbreite: [kHz]	31,3	31,3	31,3	31,3
	Matrix:	256x192	256x192	256x192	256x192

Tabelle 5.1 Zusammenfassung der Sequenzparameter bei allen gemessenen Sequenzen

Legende zur Erklärung der verwendeten Abkürzungen:

ASSET	array spatial sensitivity encoding technique
ax	axial
BH	breathhold
cor	coronar
ETL	echo-train length
FIESTA	fast imaging employing steady state acquisitions
FRFSE	fast recovery fast spin echo
fs	fettgesättigt
FSE	fast spin-echo
GRASS	gradient-recalled acquisition in the steady state
kHz	Kilohertz
ms	Millisekunde
SE	spin-echo
SPGR	spoiled gradient echo

TE _{ef}	effektive Echozeit
TR	Repetitionszeit

5.2 Sequenzen

5.2.1 FSE-Sequenz (Fast Spin-Echo)

Bei der FSE-Sequenz handelt es sich um eine modifizierte SE-Sequenz. Sie weist kürzere Aufnahmezeiten als die SE-Sequenz auf und ist gut geeignet für T2-gewichtete Bilder. Nach einer Anregung werden mehrere 180°-Impulse eingestrahlt, so dass mehrere Echos entstehen entsprechend der Echozuglänge wird zwischen den einzelnen Echos immer kurz der Phasenkodiergradient eingeschaltet, sodass mehrere Echos mit nur einer Anregung gemessen werden. So erhält man eine Serie von Spinechos (Echozüge, ETL), die als Echozuglänge bezeichnet werden. Damit mehrere 180°-Impulse appliziert werden können, ist die TR- Zeit länger als bei SE-Sequenzen. Die TR-Zeiten der FSE-Sequenzen können mehr als 4000 ms betragen, während die TR-Zeiten von SE-Sequenzen zwischen 2000-2500 ms liegen (T2W-SE-Sequenzen).

Der Vorteil besteht vor allem in den kürzeren Bildaufnahmezeiten. Darüber hinaus kommt es zu einem größeren Magnetisierungstransfer-Kontrast durch den wiederholt eingestrahlten 180°-Refokussierungsimpuls bei T1-gewichteten Bildern (insbesondere bei Verwendung von KM).

Je länger TE gewählt wird, desto mehr T2-Wichtung wird im Bild erhalten, so dass TE kurz gewählt werden muss, um ein T1-gewichtetes Bild zu erhalten. Da nun aber das gemeinsame Anwenden von kurzer TE und großer ETL zu vermindertem Kontrast und unscharfen Bildern führt, muss, um ein verzerrungsfreies T1-gewichtetes Bild zu erhalten, bei Anwendung einer FSE-Sequenz eine kleine ETL verwendet werden. Somit ist die Anzahl der Echos für T1-gewichtete Bilder begrenzt auf i. allg. 3 Echos.

Indem man bei z. B. acht Echos die ersten vier Echos zum Erhalt eines PD-gewichteten Bildes und die zweiten vier Echos zum Erhalt eines T2-gewichteten Bildes benutzt, erhält man ein Doppelecho.

Insgesamt ist bei FSE-Sequenzen im Vergleich zur SE-Sequenz durch die größere ETL die Akquisitionszeit verkürzt bei unverändertem SNR, da weiterhin die gleiche Menge an Phasenkodierschritten durchgeführt wird. (23) (29)

5.2.2 FRFSE-Sequenz (Fast recovery Fast Spinecho)

Die FRFSE-Sequenz ist eine Modifikation der FSE-Sequenz. Diese Technik wird dann angewendet, wenn Gewebe mit langer T1- und T2- Relaxationszeit gemessen werden sollen. Bei solchen Geweben verbleibt nach einem Echozug noch viel Magnetisierung in der Transversalebene und steht somit für die nächste Anregung nicht in der Longitudinalebene zur Verfügung. Die TR müsste lang genug gewählt werden, damit sich die longitudinale Magnetisierung für die nächste Anregung wieder vollständig erholt hätte, um ein ausreichend starkes Signal zu erhalten. Da aber eine lange TR eine lange Messzeit bedeutet, wendet man eine „fast recovery-Technik an“ (bei der Firma Siemens Restore genannt), um die TR-Zeit und damit die Messzeit zu verkürzen. Hierbei wird zunächst ein 180°-HF-Refokussierungsimpuls zur Rephasierung der Spins appliziert und anschließend ein 90°-HF-Impuls angewendet, der die transversale Magnetisierung in die longitudinale Ebene zurückklappt. Es wird die Verkürzung der TR ermöglicht. Die FRFSE-Sequenz wird verwendet, um hohe T2-Kontraste zu erreichen, aber es wird nur geringe Akquisitionszeit benötigt. TR wird auf Kosten des CNR reduziert. (23) (29)

5.2.3 Spezielle Gradientenecho-Sequenzen

5.2.3.1 SPGR (Spoiled Gradient Recalled Echo)

Bei der in dieser Studie verwendeten Gradientenecho-Sequenz handelt es sich um eine gespoilte Sequenz. Wie bereits erwähnt, sind die Gradientenecho-Sequenzen sehr schnelle Sequenzen mit kurzer TR. Problematisch bei rasch aufeinanderfolgenden 90°-Pulsen ist, dass aufgrund der kurzen TR die Spins nach einer Messung nicht mehr genug Zeit haben, von der xy-Ebene zurück in die Longitudinalrichtung zu gelangen und somit nicht genug Längsmagnetisierung für die folgenden Anregungen zur Verfügung stehen würde. Zur Vermeidung dieses Phänomens verwendet man kleinere Kippwinkel, z. B. 50° anstatt 90°. Beim Spoiling werden zusätzlich nach der Datenerfassung die in der xy-Ebene verbleibende Transversalmagnetisierung durch Schalten von Gradienten zerstört bzw. dephasiert, so dass sich kein „steady state“ (Fließgleichgewicht) aufbauen kann. Abhängig von der T1-Relaxationszeit erholt sich die Längsmagnetisierung teilweise und steht aufgrund des kleineren Anregungswinkels und des nicht ausgeschöpften Vorrats für den nächsten Anregungsimpuls zur Verfügung. Durch die Anwendung von Spoiling

kann sich kein Gleichgewichtszustand (steady state) bilden bei dem die „alten“ angeregten Spins ein Signal geben würden. (23, 29)

Wie oben bereits beschrieben, wird bei der SPGR-Sequenz ein Flip-Winkel unter 90° verwendet, sodass nur ein Teil der Längsmagnetisierung auf die xy-Ebene projiziert wird. Es verbleibt also ein Teil Längsmagnetisierung in der z-Achse. Durch Dephasierung der Transversalmagnetisierung baut sich die Längsmagnetisierung bis zur nächsten Anregung wieder auf. Je weiter die Längsmagnetisierung von ihrer maximal möglichen Größe entfernt ist, desto schneller baut sich die Längsmagnetisierung nach einer Anregung wieder auf - je näher sie an die maximale Größe herankommt, umso langsamer läuft die Erholung ab. Ein Gleichgewichtszustand (steady state free precision, SSFSP) ist erreicht, sobald sich durch die Anregung die gleiche Menge Längsmagnetisierung vermindert, wie durch die Erholung bis zur nächsten Anregung wieder aufgebaut wird. (29)

5.2.3.2 GRASS (gradient-recalled acquisition in the steady state)

Bei der GRASS-Sequenz wird nach der Datenakquisition die verbleibende Transversalmagnetisierung nicht wie bei der SPGR-Sequenz durch einen HF-Impuls zerstört, sondern sie wird refokussiert. Ein Phasenkodiergradient wird mit veränderter Phasenlage eingesetzt, um die Transversalmagnetisierung zu dephasieren. Nun wird zum Erreichen einer Rephasierung die zuvor erfolgte Dephasierung in die Phasenkodierrichtung zurückgedreht. Durch die Refokussierung kommt es zum Gleichgewicht nicht nur der Längsmagnetisierung, sondern auch der Transversalmagnetisierung. (29)

5.2.3.3 FIESTA (Fast Imaging Employing Steady State Acquisition)

Sequenzen, bei denen die FID- und die SE-Komponente zur Bilderzeugung beitragen, werden als balanced SSFP-Sequenzen bezeichnet, da Gradienten in allen drei Achsen angewendet werden. Die FIESTA-Sequenz ist eine balanced SSFP-Sequenz und gehört zu den Gradientenecho-Sequenzen. Bei der FIESTA-Sequenz wird Magnetisierung regelmäßig nach der Datenakquisition rephasiert. Durch den ersten Anregungsimpuls wird eine Transversalmagnetisierung erzeugt. Das hierdurch entstandene FID-Signal wird akquiriert (nachdem ein RF-Puls eingestrahlt wurde, wird anschließend ein schwaches Signal, das FID, empfangen. Dieses kommt durch die transversale Relaxation zustande, es trägt also nur die Transversalmagnetisierung zum FID bei. Die Signalstärke des aufgenommenen FID

hängt davon ab in welchem Ausmaß, also mit welchem Flip-Winkel, die longitudinale Magnetisierung in die Transversalebene gekippt wurde – was bedeutet: Ein großer Flip-Winkel weist ein stärkeres Signal auf als ein kleinerer Flip-Winkel. Die nächste Anregung bewirkt einerseits eine Rephasierung der bereits dephasierten Transversalmagnetisierung aus dem ersten Anregungsimpuls, es entsteht ein Spinecho. Andererseits wirkt dieser zweite Anregungsimpuls auf die Longitudinalmagnetisierung, die hierdurch in die xy- Ebene geklappt wird. Somit entsteht eine Transversalmagnetisierung, und das hierdurch induzierte FID-Signal wird akquiriert. Die dritte Anregung wirkt auf die dephasierte Transversalmagnetisierung des FID aus der vorherigen Anregung, aber auch auf die Transversalmagnetisierung des Spinechos. Die Gradienten sind so angeordnet dass das FID- und das SE- Signal gleichzeitig auftreten. Die wiederholten Refokussierungen der Transversalmagnetisierung werden Echopfad genannt.

Die FIESTA-Sequenz ist geeignet für die Darstellung von Geweben mit ausreichend langem T₂. Durch die kurze TR sind die Akquisitionszeiten entsprechend schnell. Gegenüber den normalen Gradientenecho-Sequenzen sind SNR und CNR verbessert. Bei Inhomogenitäten des B₀-Magnetfeldes ist die FIESTA-Sequenz artefaktanfällig, eine Verbesserung kann vor der Messung jedoch durch Shimmen erreicht werden. (29, 30)

6. Fettsättigung

6.1 Artefakte durch die chemische Verschiebung

Die Resonanzfrequenz der Protonen hängt von deren unterschiedlicher Molekülbindung ab. Von Bedeutung für die klinische Bildgebung ist der Unterschied der Resonanzfrequenz der Wasserprotonen und Fettprotonen er beträgt ungefähr 220 Hz oder 3,5 ppm (3,5 x 64 Hz) bei 1,5 Tesla. Ist bei einer Messung die Bandbreite pro Pixel kleiner als 220 Hz, kommt es zu Artefakten aufgrund der chemischen Verschiebung mit Verschiebung der Resonanzen.

Protonen mit unterschiedlichen Resonanzfrequenzen (Fett, Wasser, Silikon) werden entlang der Frequenzrichtung an einem anderen Ort als dem tatsächlichen, an dem sie sich befinden, abgebildet. Dies bedeutet, dass das Signal von Fett und Wasser bzw. von Silikon und Wasser zueinander verschoben abgebildet wird.

In den Bereichen, wo Wasser und Fett direkt benachbart liegen, entstehen am Ort der höheren Ortsfrequenz dunkle (signalarme) und am Ort der niedrigeren Ortsfrequenz helle (signalreiche) Zonen. Dieses Artefakt kann bei allen

Pulssequenzen auftreten, die Intensität des Artefaktes ist von der Magnetfeldstärke und der Bandbreite abhängig. Bei Verwendung höherer Bandbreiten erfolgt die Datenakquisition schneller, und es besteht eine niedrigere Anfälligkeit für Chemical-Shift-Artefakte, demgegenüber steht jedoch ein Verlust des SNR.

Bei Verwendung von Gradientenecho-Sequenzen tritt an der Grenzfläche von Wasser und Fett eine bandförmige Signalauslöschung auf. Dieses Artefakt tritt bei Gegenphase-Bedingungen auf. Nach Auslenken der Spins in die xy-Richtung sind die Protonen zu Beginn der transversalen Relaxation am Zeitpunkt 0 in Phase, mit der Zeit geraten die Protonen jedoch außer Phase. Bei 1,5 T bewegen sich die Protonen 2,2 sec. nach der Anregung (Echozeit) von Fett und Wasser um 180° versetzt (Gegenphase), nach 4,4 sec. laufen die Phasen der Fett- und Wasserprotonen wieder gleichförmig in Phase (In-Phase), also ohne Phasendifferenz. (31) (32)

6.2 Fettsättigungs-Technik

Bei der spektralen Fettsättigungs-Technik macht man sich die oben beschriebenen unterschiedlichen Resonanzfrequenzen von Fett und Wasser zunutze.

Zunächst wird ein für Fett frequenzselektiver RF-Puls eingestrahlt. Hierdurch werden die an Fett gebundenen Protonen angeregt und ihre Magnetisierung von der longitudinalen in die transversale Ebene ausgelenkt. Anschließend wird durch das Einschalten eines Spoiler-Gradienten die transversale Magnetisierung sofort dephasiert. Dann erst erfolgt der Anregungsimpuls der normalen Bildgebungssequenz. Angeregt werden nur Protonen, die nicht an Fett gebunden sind, weil die an Fett gebundenen Protonen ja bereits dephasiert vorliegen und somit nicht als longitudinale Magnetisierung zur Verfügung stehen.

7. Parallele Bildgebung

Um die parallele Bildgebung besser verstehen zu können, wird zunächst der K-Raum erläutert. Bevor die Fourier-Transformation erfolgt, werden die gemessenen Daten in einen mathematischen Datenraum, den K Raum, eingelesen. Der K-Raum ist eine graphische Matrix, in der die horizontale Richtung (K_x) der Frequenzrichtung und die vertikale Richtung (K_y) der Phasenrichtung entspricht. Gemessen wird bei jedem einzelnen Phasengradienten, und es wird für jede Messung eine Zeile im K-Raum gefüllt.

In den letzten Jahren konnten die Aufnahmezeiten bei der MRT-Datenerfassung durch Verbesserung der Gradiententechnik, durch Entwicklung schnellerer Sequenzen und durch verbesserte Analog-Wandler beschleunigt werden.

Eine weitere Verbesserung der bestehenden sequentiellen Aufnahmetechnik war jedoch limitiert, Grund hierfür waren die Auswirkungen auf die menschliche Physiologie. Unter Anwendung noch schneller schaltbarer Gradientenspulen und Einstrahlen höherer Energien kommt es zur Irritation der Nervenzellen und zu einer kritischen Erwärmung des Körpers. Eine weitere Reduzierung der langen Messzeiten der Sequenzen wurde durch die Entwicklung der parallelen Bildgebung geschaffen. Dabei werden die Rohdaten gleichzeitig über zwei oder mehrere Empfangsspulen akquiriert. Entscheidend für die Bildrekonstruktion ist die Kenntnis der örtlichen Spulenempfindlichkeit. Es werden Oberflächenspulen mit inhomogener, unterschiedlicher räumlicher Empfindlichkeit verwendet und als HF-Spulen- Arrays bezeichnet. Durch Anordnung der Spulenelemente in Phasenkodierrichtung können die Phasenkodierschritte reduziert werden. Es wird die gleiche K-Raum-Fläche durch weniger, in größeren Abständen angeordnete Messlinien abgetastet. Der Faktor, um den die Messlinien reduziert werden, wird als Reduktionsfaktor R bezeichnet. Die Dauer der Datenakquisition wird um den Reduktionsfaktor R vermindert.

Falls ein Objekt größer als das gewählte FoV ist, werden Einfaltungsartefakte verursacht. Bei der konventionellen Fourier-Rekonstruktion führt die Erhöhung der Abstände zwischen den Messlinien zu einer Reduktion des FoV's um den Faktor R , was, wie oben gezeigt, den typischen Aliasing- oder Rückfaltungseffekt/ Einfaltungsartefakt bewirkt. Das Aliasing tritt in Phasenkodierrichtung auf und kommt zustande, wenn die abzubildende anatomische Struktur größer als das gewählte FoV ist. Die über das FoV hinausreichende anatomische Struktur wird an der gegenüberliegenden Seite in das Bild rückgefaltet und führt hierdurch zu erheblichen Bildstörungen. (24)

Zur Entfaltung des Bildes wird zunächst ein Bild mit reduziertem FoV und Aliasing für jedes Spulenelement erzeugt. Durch Kenntnis der verschiedenen Spulenempfindlichkeitswerte kann man mit Hilfe der speziellen Parallelakquisitionstechnik über ein mathematisches Gleichungssystem den Aliasing-Effekt umkehren und so ein einfaltungsfreies Bild erhalten.

Ein Nachteil ist, dass sich durch Reduzierung der aufgenommenen K-Raum-Messlinien das SNR verschlechtert. Das SNR ist in Bildern mit Verwendung von paralleler Bildgebung im Vergleich zu Bildern ohne Verwendung paralleler Bildgebung um den Wert \sqrt{R} verringert; demgegenüber steht aber die beschleunigte Bildakquisition. Die räumliche Bildauflösung bleibt unverändert.

Für die parallele Bildgebung existieren, abhängig vom MRT-Hersteller, verschiedene Rekonstruktionstechniken, die sich durch den unterschiedlichen Zeitpunkt der Datenberechnung unterscheiden. Einer dieser Algorithmen ist das SMASH-Verfahren und ist auf den K-Raum bezogen und bearbeitet die Daten vor der Fourier-Transformation. Das von Siemens verwendete GRAPPA ist eine Variante davon. Techniken wie SMASH arbeiten K-Raum-basiert, hierbei werden die fehlenden K-Raum-Linien berechnet und erst danach mittels der Fourier-Technik transformiert, so dass ein einfallungsfreies Bild entsteht.

Der andere Algorithmus ist auf den Bildraum bezogen und führt die Rekonstruktion des Bilddatensatzes erst nach der Fourier-Transformation aus. Zu den Techniken, die nach diesem Rekonstruktionsalgorithmus arbeiten, zählen SENSE (sensitivity encoding/Philips), mSENSE (Siemens) und das in dieser Arbeit verwendete ASSET (GE).

Die örtliche Auflösung ist durch die Matrixgröße in Frequenzkodierichtung bestimmt und die Bildaufnahmezeit durch die Matrixgröße in Phasenkodierichtung, sodass die Matrixgröße in Phasenkodierichtung verringert werden kann, ohne örtliche Auflösung zu verlieren. (23) (33)

8. Signal-zu-Rausch- und Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis

Neben dem MR-Signal erhält man auch immer ein Bildrauschen, bedingt durch technische und patientenbezogene physiologische Faktoren z. B. Inhomogenitäten im Magnetfeld oder Patientenbewegungen. Die Beziehung zwischen MR-Signal und Stärke des Rauschens wird als Signal-zu-Rausch-Verhältnis bezeichnet. Ein möglichst hohes SNR wird angestrebt. Beeinflusst wird das SNR durch viele verschiedene Parameter:

Proportional zur Abnahme der Schichtdicke bzw. der Voxel (Pixel) Größe kommt es zum SNR-Verlust. Durch TR-Verlängerung kann sich das SNR erhöhen, während mit längerem TE es sich verringert. Bei Wahl einer höheren Bandbreite vermindert sich das SNR. Durch Anregungsimpulse bei SE-Sequenzen werden die direkten Nachbarschichten mit angeregt. Hierdurch kommt es zu einem SNR-Verlust. Je

kleiner das Voxel gewählt wird, desto geringer ist das SNR. Da das SNR proportional zur Wurzel der Anzahl von Messungen ist ($NEX = \text{Zahl der Messungen der gleichen K-Raum-Zeile}$), kommt es durch Erhöhung der Anzahl der Messungen zu einer Erhöhung des SNR. Bei höheren Magnetfeldstärken erhöht sich das SNR. Bei Verwendung einer Phased-Array-Spule zum Beispiel nimmt das SNR meist zu. (23) Dabei ist der Durchmesser der verwendeten Oberflächenspule entscheidend.

Das Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis (CNR) wird definiert durch den Unterschied in der Signalamplitude zwischen Objekt und Umgebung dividiert durch das Hintergrundrauschen. Beeinflusst wird das CNR n. a. durch TR und TE und den Magnetisierungstransfereffekt bei Verwendung multipler 180° -HF- bzw. 125° - (bei FSE 180° meist verringert wegen SNR speziell bei 3T) Impulse.

9. Durchführung der Untersuchung

An zwei verschiedenen Tagen wurden die Messungen des Darmphantoms am 1,5-Tesla-Gerät durchgeführt. Ebenfalls wurden die Messungen des Darmphantoms am 3-Tesla-Gerät an zwei verschiedenen Tagen durchgeführt. Das Phantom wurde für jede Sequenz je zehnmal gemessen.

An zwei verschiedenen Tagen wurde der Proband am 1,5-Tesla- und ebenfalls an zwei verschiedenen Tagen am 3-Tesla-Gerät gemessen. Die Messungen des Probanden wurden nach oraler Applikation von 1,5 Litern 2,5%iger wässriger Mannitollösung zur Darmdistension in Atemanhaltetechnik durchgeführt. Jede Sequenz wurde nur zweimal gemessen. Hierbei war zu beachten, daß Signalausgleichsfilter, wie sie im klinischen Betrieb verwendet werden, um bei Phased Arrays einen homogenen Bildeindruck zu gewinnen, ausgeschaltet waren, da dadurch natürlich Verfälschungen des SNR hervorgerufen werden. Bei den GE-Geräten betrifft dies das sog. SCIC-Filter (surface coil intensity correction).

10. Auswertung des Bildmaterials

Die Auswertung des Bildmaterials fand an einer Advantage Workstation der Firma GE mit Release 4.2 Software statt. Für den Vergleich der einzelnen akquirierten Bilder wurden für jede Sequenz das SNR und das CNR bestimmt. Zur Bestimmung des SNR wurde sowohl im Lumen des größeren als auch des kleineren Schlauches an drei verschiedenen standardisierten Orten ein ROI gesetzt. Die verschiedenen standardisierten Orte wurden gewählt, um Inhomogenitäten im statischen Magnetfeld

und den damit verbundenen Signalabfall auszumitteln und wurden immer an den gleichen Orten gesetzt.

Letztlich erhielt man die mittlere SI samt SD. Um das Rauschen als Dividenden zu erhalten, wurde eine ROI in die außerhalb des Darmphantoms gelegene Luft in Phasenkodierrichtung gelegt. Die Fläche für die großen Schlauchlumina betrug ca. 150 mm², die Fläche für die kleinen Schlauchlumina betrug ca. 50 mm². Die Fläche für die ROI in der Luft betrug ca. 150 mm². Für die Bestimmung des CNR wurde eine zusätzliche ROI mit einer Fläche von 300 mm² in den zwischen den Schläuchen liegenden fetthaltigen Hintergrund gelegt.

Die Bestimmung des SNR erfolgte durch Division der mittleren (SI) der ROI aus den Schlauchlumina mit der Standardabweichung (SD) des Rauschens (aus der Luft) gemäß Formel 1 (bei dieser Formel wurde noch der Korrekturfaktor von 1,53 mit dem Nenner multipliziert, da die Rayleigh-Verteilung des Hintergrundrauschens des Betragsbildes berücksichtigt werden musste).

Das CNR ergab sich aus dem Quotienten der Differenz von mittlerer (SI) in den Schlauchlumina und mittlerer (SI) aus dem Hintergrund der (SD) des Rauschens gemäß Formel 2.

Formel 1:

$$SNR = \frac{\text{mittlere (SI) Darmlumen}}{(SD) \text{ Rauschen}}$$

Formel 2:

$$CNR = \frac{(\text{mittlere (SI) Hintergrund} - \text{mittlere (SI) Darmlumen})}{(SD) \text{ Rauschen}}$$

(34)

11. Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung erfolgte mit dem Statistikprogramm SPSS, Version 13.

Für beide Feldstärken wurden der MW, die mittlere Standardabweichung (SD) sowie der p-Wert bestimmt. Das Vorliegen einer statistischen Signifikanz bestehender

Material und Methoden

Unterschiede zwischen den einzelnen Werten wurde mittels des Man-Whitney-U-Tests für nicht parametrische Daten geprüft.

Ein Unterschied zwischen den Ergebnissen von Untersuchungen mit und ohne paralleler Bildgebung wurde als statistisch signifikant angesehen bei einem Wert für $P < 0,05$. (35)

IV. Ergebnisbeschreibung

Es wurden verschiedene, für die Abdomenbildgebung übliche Sequenzen verwendet: Diese umfassten Spinecho- und Gradientenecho-Sequenzen wie in Tab. 5.1 zusammengefasst. An einem 1,5 und 3,0-Tesla-Ganzkörperscanner wurden Daten von einem Darmphantom und einem Probanden erhoben.

Es wurde experimentell untersucht, ob der zu erwartende SNR und CNR-Verlust unter Anwendung paralleler Bildgebungstechniken bei 1,5 Tesla und bei 3 Tesla gegenüber den gleichen Sequenzen ohne Anwendung paralleler Bildgebungstechniken eintritt oder signifikant verändert ist und ob die Anwendung paralleler Bildgebungstechniken bei der höheren Feldstärke von 3Tesla im Vergleich zu der üblichen Feldstärken von 1,5 Tesla zu dem theoretisch erwarteten SNR und CNR-Gewinn führt. Ein Vergleich mit und ohne Kontrastmittel wurde durchgeführt, indem die CNR und SNR-Werte der kontrastierten und nicht kontrastierten Schläuche miteinander verglichen wurden.

Im folgenden werden die Ergebnisse anhand von Tabellen und Boxplot-Graphiken dargestellt.

1. T2 fs FRFSE- Sequenz

1.1 Darstellung der Ergebnisse

Phantom:

Die Auswertungen des Phantoms ergaben nur teilweise konstante Ergebnisse, es kam neben deutlichen CNR- und SNR-Verlusten auch zu CNR- und SNR-Erhöhungen bei 3 T der axialen Ebenen unter Anwendung paralleler Bildgebungstechniken:

CNR:

- CNR, 1,5 T coronar: unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik zeigte sich ein ca. 70 % CNR-Verlust
- CNR, 3,0 T coronar: unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik zeigte sich ein ca. 50 % CNR-Verlust
- CNR, 1,5 T axial: unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik zeigte sich ein ca. 25 % CNR-Verlust
- CNR, 3,0 T axial: mit paralleler Bildgebungstechnik zeigte sich unerwartet ein ca. 60%iger CNR-Anstieg. Dies widerspricht der Theorie und ist am ehesten mit einer fokalen artefaktuellen Signalerhöhung aufgrund der Phantomgeometrie, z. B. durch inhomogene RF-Fokussierungen, zu erklären – zumal dieser Effekt am Phantom nur bei den fsFRFSE-Aufnahmen und nicht bei den anderen Sequenzen oder am Probanden auftrat.

SNR:

- SNR, 1,5 T coronar: unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik zeigte sich ein ca. 70 % SNR-Verlust
- SNR, 3,0 T coronar: unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik zeigte sich ein ca. 50 % SNR-Verlust
- SNR, 1,5 T axial: unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik zeigte sich ein ca. 25% SNR-Verlust
- SNR, 3,0 T axial: mit paralleler Bildgebungstechnik zeigte sich unerwartet ein ca. 60%iger SNR-Anstieg, ebenso wie bei den coronaren Schichten. Dies widerspricht der Theorie und ist am ehesten mit einer fokalen artefaktuellen Signalerhöhung aufgrund der Phantomgeometrie, z. B. durch inhomogene RF-Fokussierungen, zu erklären – zumal dieser Effekt am Phantom nur bei den fsFRFSE-Aufnahmen und nicht bei den anderen Sequenzen oder am Probanden auftrat.

Proband:

Die Probanden-Messungen ergaben keinen signifikanten Unterschied für das SNR und das CNR unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik im Vergleich zu den Messungen ohne parallele Bildgebung.

CNR:

- CNR, 1,5 T coronar: unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik zeigte sich ein ca. 40 % CNR-Verlust
- CNR, 3,0 T coronar: unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik zeigte sich ein ca. 25 % CNR-Verlust
- CNR, 1,5 T axial: unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik zeigte sich ein ca. 20 % CNR-Verlust
- CNR, 3,0 T axial: unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik zeigte sich ein ca. 40% CNR-Verlust

SNR:

- SNR, 1,5 T coronar: unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik zeigte sich ein ca. 40 % SNR-Verlust
- SNR, 3,0 T coronar: unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik zeigte sich ein ca. 25 % SNR-Verlust
- SNR, 1,5 T axial: unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik zeigte sich ein ca. 20% SNR-Verlust
- SNR, 3,0 T axial: unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik zeigte sich ein ca. 40% SNR-Verlust

Zur besseren Veranschaulichung wurden die Ergebnisse weiter unten graphisch dargestellt.

1.2 Graphische Darstellung

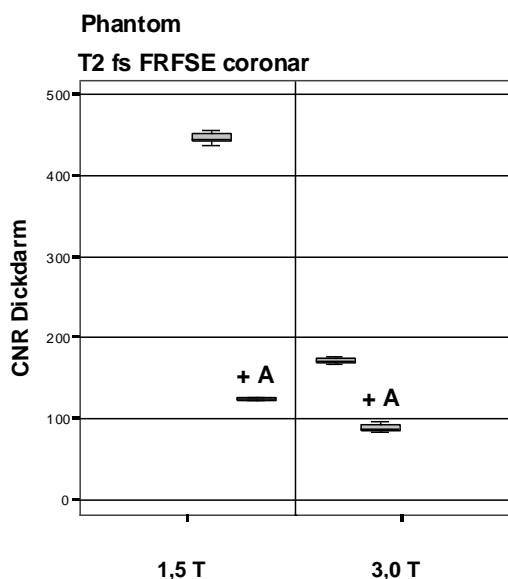


Abbildung 1.2.1

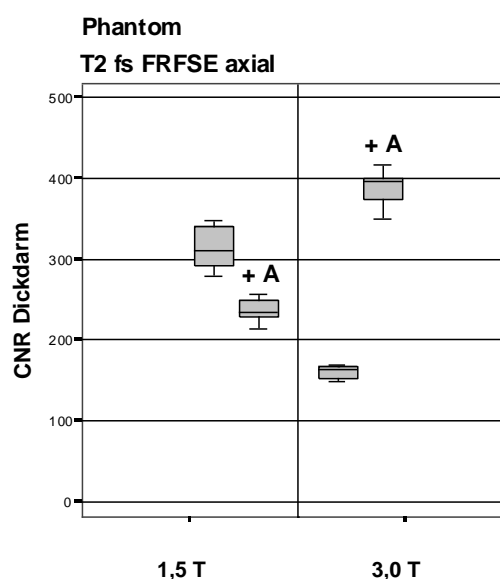


Abbildung 1.2.2

In den Abbildungen 1.2.1 und 1.2.2 sind die gemessenen CNR-Werte (n=20) aus den coronaren und axialen T2 fs FRFSE-Aufnahmen des Darmphantoms als Boxplots graphisch zusammengefasst: wie oben dargestellt zeigt Abbildung 1.2.1 einen deutlichen CNR-Verlust unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik: 1,5 T ohne ASSET: MW 446,3 mit SD 6,7 und mit ASSET: MW 124,1 mit SD 1,4. Für 3 T ergab sich ein geringerer CNR-Verlust: 3 T ohne ASSET: MW 171,3 mit SD 3,4 und mit ASSET: MW 89,4 mit SD 4,7

wie oben dargestellt zeigt Abbildung 1.2.2 einen geringeren CNR-Verlust im Vergl. zu den coronaren Schichten unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik: 1,5 T ohne ASSET: MW 313,9 mit SD 24 und mit ASSET: MW 235,4 mit SD 14. Für 3 T ergab sich ein CNR-Anstieg, wie weiter oben beschrieben möglicherweise durch das Auftreten von Artefakten bedingt: 3T ohne ASSET: MW 161 mit SD 7,6 und mit ASSET: MW 387,4 mit SD 23,2

Ergebnisbeschreibung

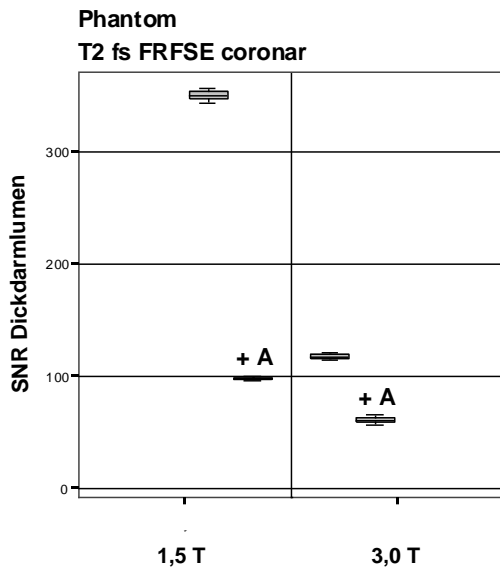


Abbildung 1.2.3

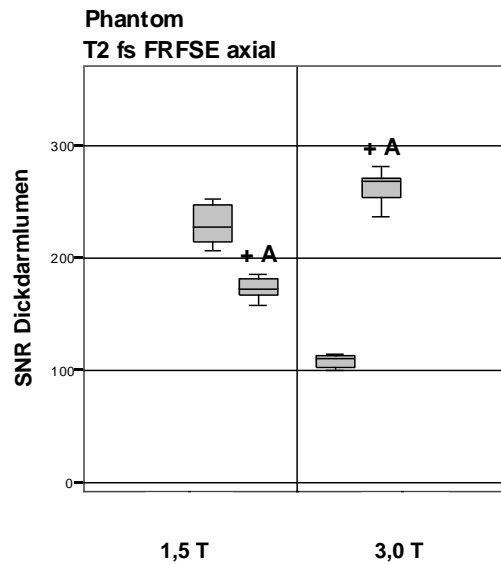


Abbildung 1.2.4

In den Abbildungen 1.2.3 und 1.2.4 sind die gemessenen SNR-Werte ($n=20$) aus den coronaren und axialen T2 fs FRFSE-Aufnahmen des Darmphantoms als Boxplots graphisch zusammengefasst: wie oben dargestellt zeigt Abbildung 1.2.3 einen deutlichen SNR-Verlust unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik: 1,5 T ohne ASSET: MW 350 mit SD 4,5 und mit ASSET: MW 98 mit SD 0,9. Für 3 T ergab sich ein geringerer SNR-Verlust: 3 T ohne ASSET: MW 118 mit SD 2,2 und mit ASSET: MW 61 mit SD 3,1

wie oben dargestellt zeigt Abbildung 1.2.4 einen geringeren SNR-Verlust im Vergl. zu den coronaren Schichten unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik: 1,5 T ohne ASSET: MW 229,6 mit SD 16 und mit ASSET: MW 171,7 mit SD 9,4. Für 3 Tesla ergab sich ein SNR-Anstieg, wie weiter oben beschrieben möglicherweise durch das Auftreten von Artefakten bedingt: 3 T ohne ASSET: MW 108 mit SD 5,1 und mit ASSET: MW 261,8 mit SD 15,4

Ergebnisbeschreibung

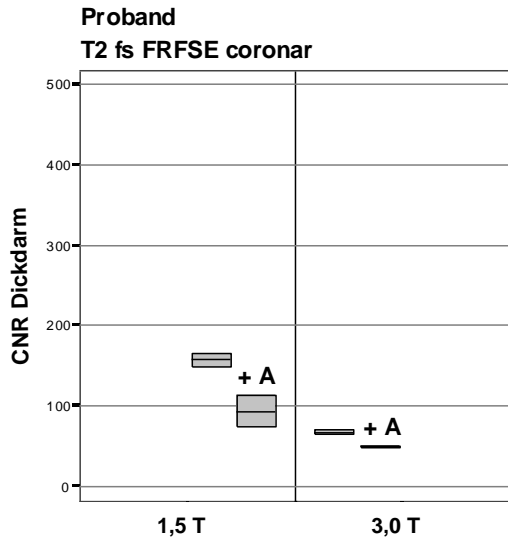


Abbildung 1.2.5

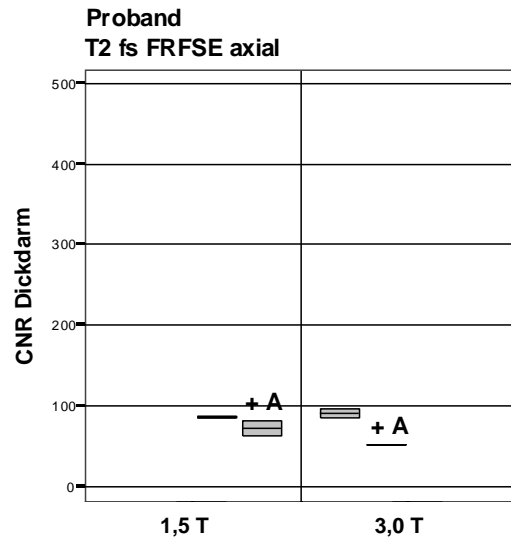


Abbildung 1.2.6

In den Abbildungen 1.2.5 und 1.2.6 sind die gemessenen CNR-Werte aus den coronaren und axialen T2 fs FRFSE-Aufnahmen der Probanden-Messung als Boxplots graphisch zusammengefasst: wie oben dargestellt zeigt Abbildung 1.2.5 einen nicht signifikanten Unterschied des CNR unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik im Vergleich zu den Messungen ohne parallele Bildgebung für 1,5 T und 3 T: 1,5 T ohne ASSET: MW 157,5 mit SD 12 und mit ASSET: MW 93,3 mit SD 27,7. 3 T ohne ASSET: MW 67,3 mit SD 4,7 und mit ASSET: MW 49,3 mit SD 2,1 wie oben dargestellt zeigt Abbildung 1.2.6 einen nicht signifikanten Unterschied des CNR unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik im Vergleich zu den Messungen ohne parallele Bildgebung für 1,5 T und 3 T: 1,5 T ohne ASSET: MW 86 mit SD 0,6 und mit ASSET: MW 72 mit SD 14. 3 T ohne ASSET: MW 91 mit SD 7,6 und mit ASSET: MW 52 mit SD 0,5

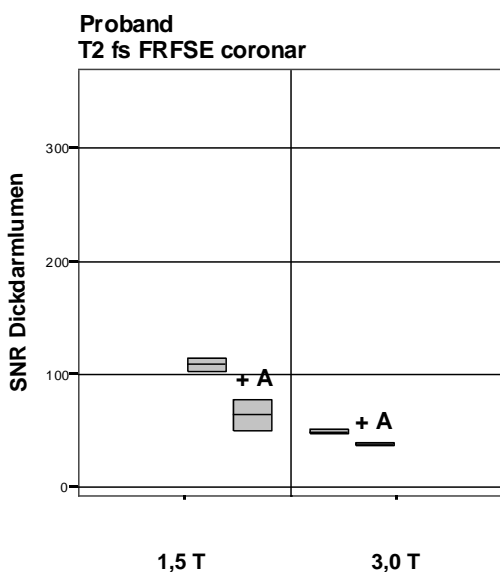


Abbildung 1.2.7

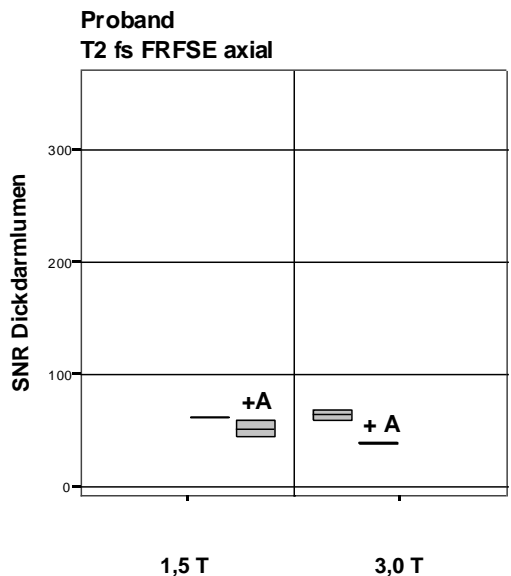


Abbildung 1.2.8

Ergebnisbeschreibung

In den Abbildungen 1.2.7 und 1.2.8 sind die gemessenen SNR-Werte aus den coronaren und axialen T2 fs FRFSE-Aufnahmen der Probanden-Messung als Boxplots graphisch zusammengefasst: wie oben dargestellt zeigt Abbildung 1.2.7 einen nicht signifikanten Unterschied des SNR unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik im Vergleich zu den Messungen ohne parallele Bildgebung für 1,5 T und 3 T: 1,5 T ohne ASSET: MW 108,5 mit SD 8,6 und mit ASSET: MW 63,7 mit SD 13,4. 3 T ohne ASSET: MW 48,9 mit SD 3,1 und mit ASSET: MW 37,7 mit SD 1,8 wie oben dargestellt zeigt Abbildung 1.2.8 einen nicht signifikanten Unterschied des SNR unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik im Vergleich zu den Messungen ohne parallele Bildgebung für 1,5 T und 3 T: 1,5 T ohne ASSET: MW 61,3 mit SD 0,1 und mit ASSET: MW 51,2 mit SD 10,3. 3 T ohne ASSET: MW 64 mit SD 6,4 und mit ASSET: MW 38,7 mit SD 0,8

1.3 Tabellarische Darstellung

CNR		Phantom cor		Phantom ax.		Proband cor.		Proband ax.	
		- A	+ A	- A	+ A	- A	+ A	- A	+ A
1,5 T	MW	446,3	124,1	313,9	235,4	157,5	93,3	86	72
	SD	6,7	1,4	24	14	12	27,7	0,6	14
	P	< 0,05		< 0,05		0,15		0,4	
3 T	MW	171,3	89,4	161,0	387,4	67,3	49,3	91	52
	SD	3,4	4,7	7,6	23,2	4,7	2,1	7,6	0,5
	P	< 0,05		< 0,05		0,08		0,09	
SNR		Phantom cor		Phantom ax.		Proband cor.		Proband ax.	
		- A	+ A	- A	+ A	- A	+ A	- A	+ A

Ergebnisbeschreibung

1,5 T	MW	350	98	229,6	171,7	108,5	63,7	61,3	51,2
	SD	4,5	0,9	16	9,4	8,6	13,4	0,1	10,3
	P	< 0,05		< 0,05		0,14		0,5	
3 T	MW	118	61	108	261,8	48,9	37,7	64,1	38,7
	SD	2,2	3,1	5,1	15,4	3,1	1,8	6,4	0,8
	P	< 0,05		< 0,05		0,07		0,11	

Tabelle 1.3: Zusammenfassung der berechneten CNR, und SNR-Werte in den axialen und koronaren T2 fs FRFSE-Aufnahmen.

+ A = mit Parallelbeschleunigung (R = 2)

- A = ohne Parallelbeschleunigung

2. T1 fs GE-Sequenz

2.1 Zusammenfassung der Ergebnisse

Phantom:

Die Auswertungen des Phantoms ergaben einen CNR- und SNR-Verlust unter Anwendung paralleler Bildgebungstechniken:

CNR:

- CNR, 1,5 T coronar: unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik zeigte sich ein ca. 40 % CNR-Verlust
- CNR, 3,0 T coronar: unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik zeigte sich ein ca. 50 % CNR-Verlust
- CNR, 1,5 T axial: unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik zeigte sich ein ca. 30 % CNR-Verlust

Ergebnisbeschreibung

- CNR, 3,0 T axial: unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik zeigte sich ein ca. 30 % CNR-Verlust

SNR:

- SNR, 1,5 T coronar: unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik zeigte sich ein ca. 50 % SNR-Verlust
- SNR, 3,0 T coronar: unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik zeigte sich ein ca. 50 % SNR-Verlust
- SNR, 1,5 T axial: unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik zeigte sich ein ca. 30 % SNR-Verlust
- SNR, 3,0 T axial: unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik zeigte sich ein ca. 30 % SNR-Verlust

Proband:

Die Auswertungen des Probanden ergaben teilweise nicht signifikante Ergebnisse und teilweise einen CNR- und SNR-Verlust unter Anwendung paralleler Bildgebungstechniken:

CNR:

- CNR, 1,5 T coronar: unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik ergab sich kein signifikanter Unterschied, es zeigte sich ein ca. 20 % CNR-Verlust
- CNR, 3,0 T coronar: unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik zeigte sich ein ca. 70 % CNR-Verlust
- CNR, 1,5 T axial: unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik zeigte sich ein ca. 60% CNR-Verlust
- CNR, 3,0 T axial: unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik zeigte sich ein ca. 55 % CNR-Verlust

SNR:

- SNR, 1,5 T coronar: unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik ergab sich kein signifikanter Unterschied, es zeigte sich ein ca. 20% SNR-Verlust
- SNR, 3,0 T coronar: unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik zeigte sich ein ca. 70 % SNR-Verlust
- SNR, 1,5 T axial: unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik zeigte sich ein ca. 60% SNR-Verlust
- SNR, 3,0 T axial: unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik zeigte sich ein ca. 55 % SNR-Verlust

Zur besseren Veranschaulichung wurden die Ergebnisse weiter unten graphisch dargestellt.

2.2 Graphische Darstellung

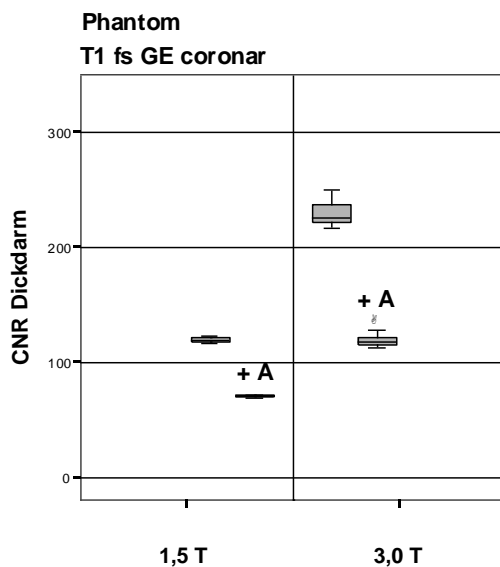


Abbildung 2.2.1

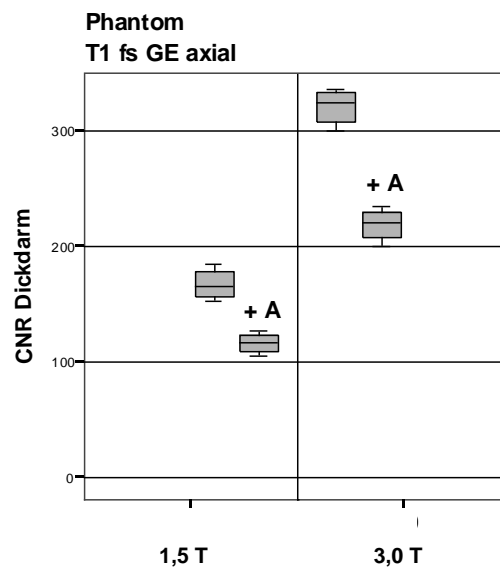


Abbildung 2.2.2

In den Abbildungen 2.2.1 und 2.2.2 sind die gemessenen CNR-Werte (n=20) aus den coronaren und axialen T1 fs GE-Aufnahmen des Darmphantoms als Boxplots graphisch zusammengefasst:

wie oben dargestellt zeigt Abbildung 2.2.1 einen geringen CNR-Verlust unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik: 1,5 T ohne ASSET: MW 120,1 mit SD 2 und mit ASSET: MW 70,8 mit SD 0,9. Für 3 T ergab sich ein etwas deutlicherer CNR-Verlust: 3 T ohne ASSET: MW 229,9 mit SD 11,8 und mit ASSET: MW 120 mit SD 6,2

wie oben dargestellt zeigt Abbildung 2.2.2 einen geringeren CNR-Verlust unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik im Vergleich zu den coronaren Schichten: 1,5 T ohne ASSET: MW 167,4 mit SD 11,5 und mit ASSET: MW 116,3 mit SD 7,4. Für 3 T ergab sich ebenfalls ein geringerer CNR-Verlust

Ergebnisbeschreibung

unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik im Vergleich zu den coronaren Schichten: 3 T ohne ASSET: MW 320,4 mit SD 13,6 und mit ASSET: MW 219,7 mit SD 11,7

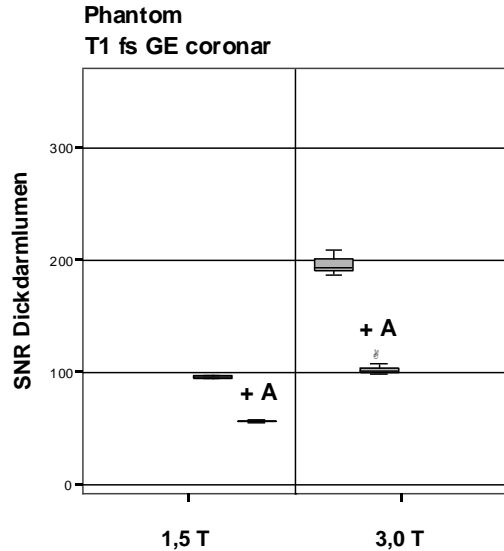


Abbildung 2.2.3

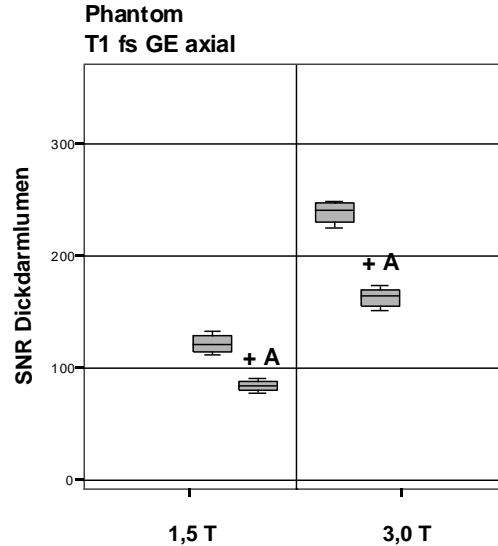


Abbildung 2.2.4

In den Abbildungen 2.2.3 und 2.2.4 sind die gemessenen SNR-Werte (n=20) aus den coronaren und axialen T1 fs GE-Aufnahmen des Darmphantoms als Boxplots graphisch zusammengefasst:

wie oben dargestellt zeigt Abbildung 2.2.3 einen SNR-Verlust von ca. 50% unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik: 1,5 T ohne ASSET: MW 96 mit SD 1,3 und mit ASSET: MW 56 mit SD 0,6. Für 3 T ergab sich ebenfalls ein SNR-Verlust von ca. 50%: 3 T ohne ASSET: MW 195,7 mit SD 7,9 und mit ASSET: MW 102,7 mit SD 4,1

wie oben dargestellt zeigt Abbildung 2.2.4 einen geringeren SNR-Verlust unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik im Vergleich zu den coronaren Schichten: 1,5 T ohne ASSET: MW 121 mit SD 7 und mit ASSET: MW 84 mit SD 5. Für 3 T ergab sich ebenfalls ein geringerer SNR-Verlust unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik im Vergleich zu den coronaren Schichten: 3 T ohne ASSET: MW 237 mit SD 9 und mit ASSET: MW 163 mit SD 7

Ergebnisbeschreibung

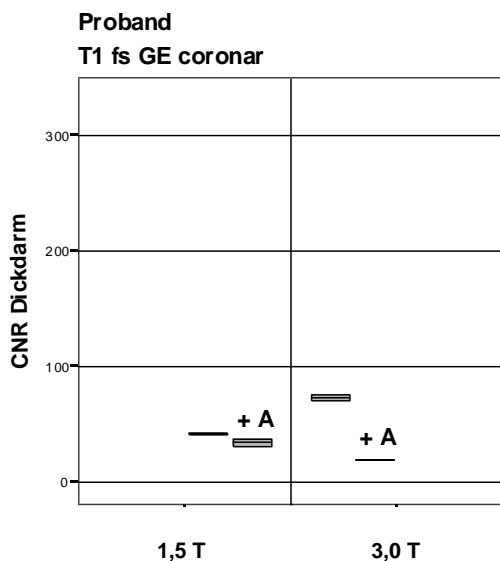


Abbildung 2.2.5

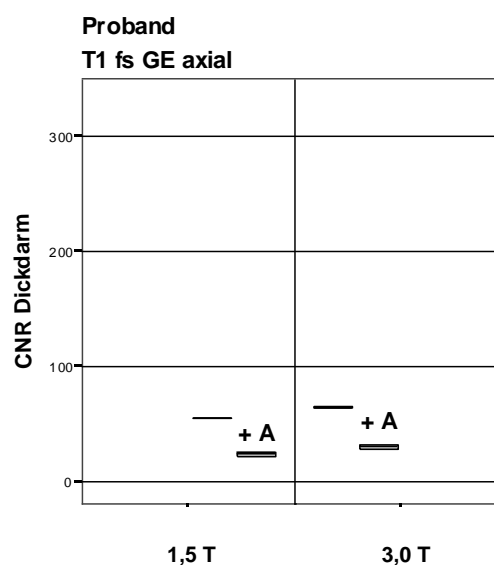


Abbildung 2.2.6

In den Abbildungen 2.2.5 und 2.2.6 sind die gemessenen CNR-Werte aus den coronaren und axialen T1 fs GE-Aufnahmen der Probanden-Messung als Boxplots graphisch zusammengefasst:

wie oben dargestellt zeigt Abbildung 2.2.5 einen nicht signifikanten Unterschied des CNR bei 1,5 T unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik im Vergleich zu den Messungen ohne parallele Bildgebung: 1,5 T ohne ASSET: MW 42 mit SD 0,4 und mit ASSET: MW 34 mit SD 4. Für 3 T dagegen ergab sich ein signifikanter Unterschied mit einem ca. 70 % CNR-Verlust: 3 T ohne ASSET: MW 73 mit SD 3 und mit ASSET: MW 19 mit SD 0,2

wie oben dargestellt zeigt Abbildung 2.2.6 einen signifikanten Unterschied des CNR unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik im Vergleich zu den Messungen ohne parallele Bildgebung: 1,5 T ohne ASSET: MW 55 mit SD 0,4 und mit ASSET: MW 23 mit SD 3. Für 3 T ergab sich ein ähnlicher CNR-Verlust: 3 T ohne ASSET: MW 64 mit SD 1 und mit ASSET: MW 30 mit SD 2

Ergebnisbeschreibung

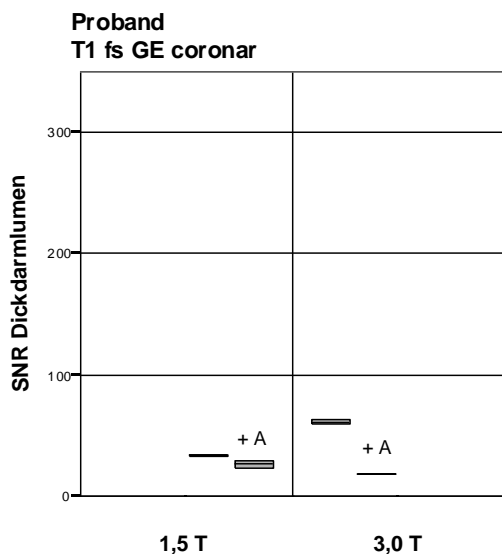


Abbildung 2.2.7

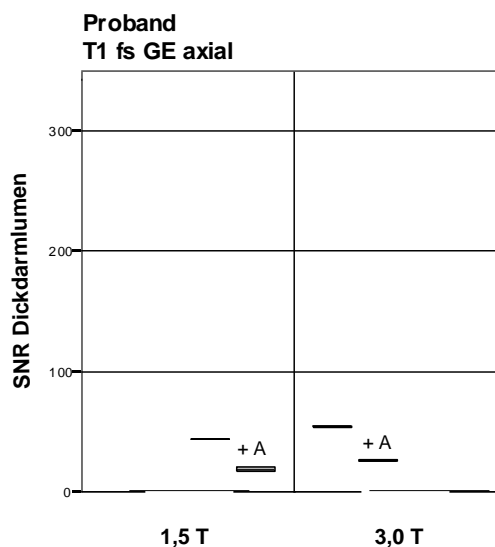


Abbildung 2.2.8

In den Abbildungen 2.2.7 und 2.2.8 sind die gemessenen SNR-Werte aus den coronaren und axialen T1 fs GE-Aufnahmen der Probanden-Messung als Boxplots graphisch zusammengefasst: wie oben dargestellt zeigt Abbildung 2.2.7 einen nicht signifikanten Unterschied des SNR bei 1,5 T unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik im Vergleich zu den Messungen ohne parallele Bildgebung: 1,5 T ohne ASSET: MW 33 mit SD 0,5 und mit ASSET: MW 26 mit SD 3. Für 3 T dagegen ergab sich ein signifikanter Unterschied mit deutlichem CNR-Verlust: 3 T ohne ASSET: MW 61 mit SD 2 und mit ASSET: MW 18 mit SD 0,001

wie oben dargestellt zeigt Abbildung 2.2.8 einen signifikanten Unterschied des SNR unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik im Vergleich zu den Messungen ohne parallele Bildgebung: 1,5 T ohne ASSET: MW 43 mit SD 0,13 und mit ASSET: MW 18 mit SD 2. Für 3 T ergab sich ein ähnlicher SNR-Verlust: 3 T ohne ASSET: MW 54 mit SD 0,5 und mit ASSET: MW 25 mit SD 0,8

2.3 Tabellarische Darstellung

CNR		Phantom cor		Phantom ax.		Proband cor.		Proband ax.	
		- A	+ A	- A	+ A	- A	+ A	- A	+ A
1,5 T	MW	120,1	70,8	167,4	116,3	42	34	55	23
	SD	2	0,9	11,5	7,4	0,4	4	0,4	3
	P	< 0,05		< 0,05		0,26		< 0,05	
3 T	MW	229,9	120	320,4	219,7	73	19	64	30
	SD	11,8	6,2	13,6	11,7	3	0,2	1	2
	P	< 0,05		< 0,05		< 0,05		< 0,05	
SNR		Phantom cor		Phantom ax.		Proband cor.		Proband ax.	
		- A	+ A	- A	+ A	- A	+ A	- A	+ A
1,5 T	MW	96	56,4	121	84	33	26	43	18
	SD	1,3	0,6	7	5	0,5	3	0,13	2
	P	< 0,05		< 0,05		0,22		< 0,05	
3 T	MW	195,7	102,7	237	163	61	18	54	25
	SD	7,9	4,1	9	7	2	0,001	0,5	0,8
	P	< 0,05		< 0,05		< 0,05		< 0,05	

Tabelle 2.3: Zusammenfassung der berechneten CNR, und SNR-Werte in den axialen und koronaren

T1 fs GE-Aufnahmen

+ A = mit Parallelbeschleunigung (R = 2)

- A = ohne Parallelbeschleunigung

3. 2D FIESTA-Sequenz

3.1 Zusammenfassung der Ergebnisse

Phantom:

Die Auswertungen des Phantoms ergaben einen CNR- und SNR-Verlust unter Anwendung paralleler Bildgebungstechniken:

CNR:

- CNR, 1,5 T coronar: unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik zeigte sich ein ca. 75 % CNR-Verlust
- CNR, 3,0 T coronar: unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik zeigte sich ein ca. 70 % CNR-Verlust
- CNR, 1,5 T axial: unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik zeigte sich ein ca. 30 % CNR-Verlust
- CNR, 3,0 T axial: unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik zeigte sich ein ca. 45 % CNR-Gewinn

SNR:

- SNR, 1,5 T coronar: unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik zeigte sich ein ca. 70 % SNR-Verlust
- SNR, 3,0 T coronar: unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik zeigte sich ein ca. 68 % SNR-Verlust
- SNR, 1,5 T axial: unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik zeigte sich ein ca. 25 % SNR-Verlust
- SNR, 3,0 T axial: unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik ergab sich kein signifikanter Unterschied, es zeigte sich ein nur ca. 6 % SNR-Verlust

Proband:

Die Ergebnisse der Probanden-Auswertungen ergaben überwiegend nicht signifikante Ergebnisse.

CNR:

- CNR, 1,5 T coronar: unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik zeigte sich ein ca. 90 % CNR-Verlust
- CNR, 3,0 T coronar: unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik zeigte sich kein Unterschied, somit war das Ergebnis nicht signifikant
- CNR, 1,5 T axial: unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik ergab sich kein signifikanter Unterschied, es zeigte sich ein ca. 50% CNR-Verlust

Ergebnisbeschreibung

- CNR, 3,0 T axial: unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik zeigte sich ein ca. 60 % CNR-Verlust

SNR:

- SNR, 1,5 T coronar: unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik ergab sich kein signifikanter Unterschied, es zeigte sich ein ca. 45% SNR-Verlust
- SNR, 3,0 T coronar: unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik ergab sich kein signifikanter Unterschied, es zeigte sich ein ca. 55 % SNR-Verlust
- SNR, 1,5 T axial: unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik zeigte sich ein ca. 35% SNR-Verlust
- SNR, 3,0 T axial: unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik zeigte sich ein ca. 70 % SNR-Verlust

Zur besseren Veranschaulichung wurden die Ergebnisse weiter unten graphisch dargestellt.

3.2 Graphische Darstellung

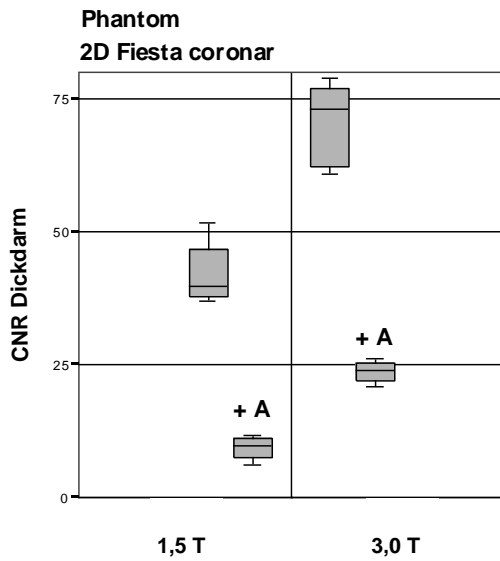


Abbildung 3.2.1

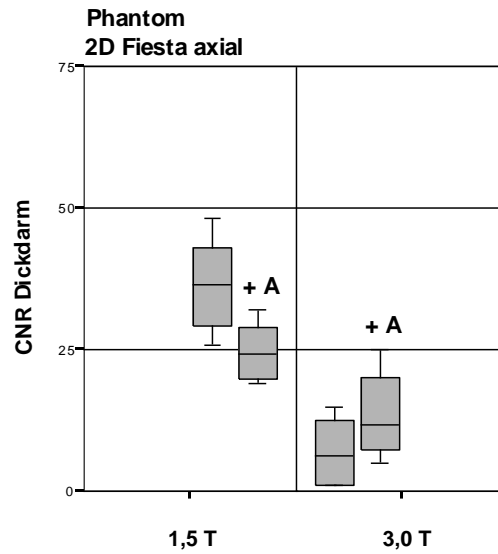


Abbildung 3.2.2

In den Abbildungen 3.2.1 und 3.2.2 sind die gemessenen CNR-Werte (n=20) aus den coronaren und axialen 2D Fiesta-Aufnahmen des Darmphantoms als Boxplots graphisch zusammengefasst: wie oben dargestellt zeigt Abbildung 3.2.1 einen deutlichen CNR-Verlust unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik: 1,5 T ohne ASSET: MW 41 mit SD 5 und mit ASSET: MW 9 mit SD 2. Für 3 T ergab sich ein ähnlich deutlicher CNR-Verlust: 3 T ohne ASSET: MW 70 mit SD 7 und mit ASSET: MW 23 mit SD 2

wie oben dargestellt zeigt Abbildung 3.2.2 einen geringeren CNR-Verlust unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik im Vergleich zu den coronaren Schichten: 1,5 T ohne ASSET: MW 37 mit SD 8 und mit ASSET: MW 24 mit SD 4. Für 3 T ergab sich ein deutlicher CNR-Gewinn unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik: 3 T ohne ASSET: MW 7 mit SD 5 und mit ASSET: MW 13 mit SD 7

Ergebnisbeschreibung

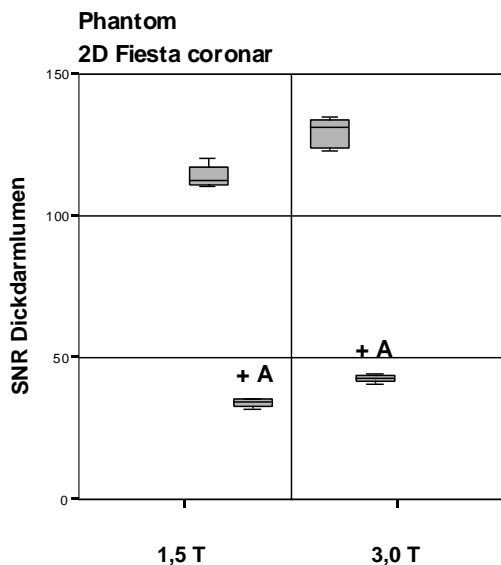


Abbildung 3.2.3

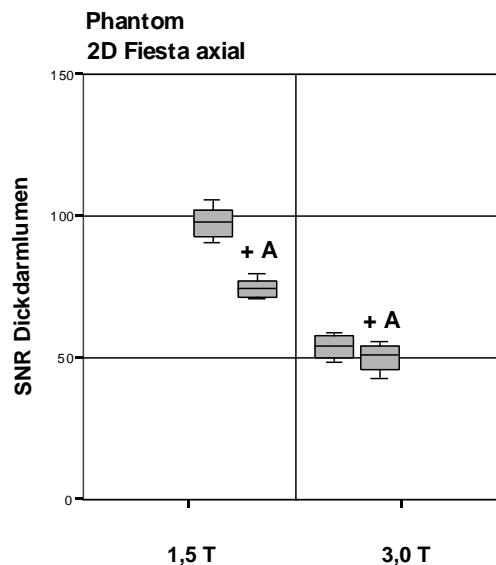


Abbildung 3.2.4

In den Abbildungen 3.2.3 und 3.2.4 sind die gemessenen SNR-Werte ($n=20$) aus den coronaren und axialen 2D Fiesta-Aufnahmen des Darmphantoms als Boxplots graphisch zusammengefasst: wie oben dargestellt zeigt Abbildung 3.2.3 einen deutlichen SNR-Verlust unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik: 1,5 T ohne ASSET: MW 113 mit SD 3 und mit ASSET: MW 34 mit SD 1. Für 3 T ergab sich ebenfalls ein deutlicher SNR-Verlust: 3 T ohne ASSET: MW 129 mit SD 4 und mit ASSET: MW 42 mit SD 1

wie oben dargestellt zeigt Abbildung 3.2.4 einen deutlich geringeren SNR-Verlust unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik im Vergleich zu den coronaren Schichten: 1,5 T ohne ASSET: MW 98 mit SD 5 und mit ASSET: MW 75 mit SD 3. Für 3 T ergab sich ein noch geringerer SNR-Verlust im Vergleich zu den coronaren Schichten, das Ergebnis war nicht signifikant: 3 T ohne ASSET: MW 53 mit SD 4 und mit ASSET: MW 50 mit SD 4

Ergebnisbeschreibung

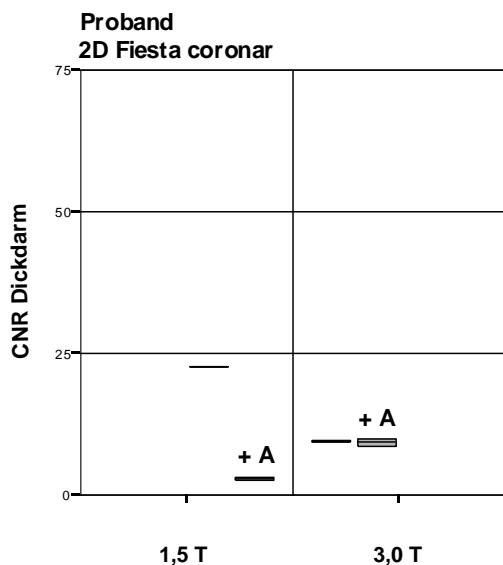


Abbildung 3.2.5

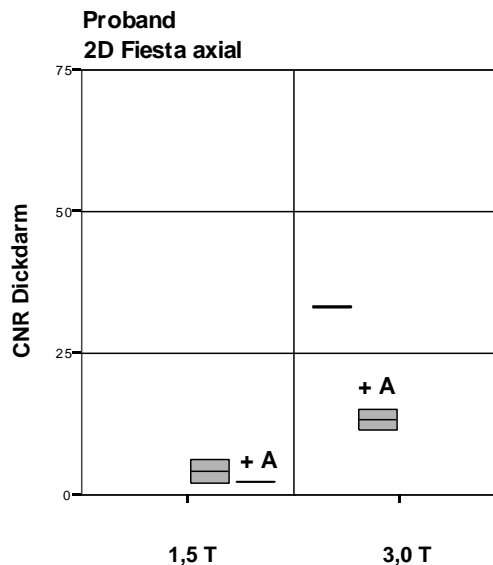


Abbildung 3.2.6

In den Abbildungen 3.2.5 und 3.2.6 sind die gemessenen CNR-Werte aus den coronaren und axialen 2D Fiesta-Aufnahmen der Probanden-Messung als Boxplots graphisch zusammengefasst:

wie oben dargestellt zeigt Abbildung 3.2.5 einen signifikanten Unterschied des CNR bei 1,5 T unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik im Vergleich zu den Messungen ohne parallele Bildgebung: 1,5 T ohne ASSET: MW 22 mit SD 0,1 und mit ASSET: MW 2 mit SD 0,4. Für 3 T dagegen ergab sich kein signifikanter Unterschied: 3 T ohne ASSET: MW 9 mit SD 0,02 und mit ASSET: MW 9 mit SD 0,9 wie oben dargestellt zeigt Abbildung 3.2.6 keinen signifikanten Unterschied des CNR für 1,5 T unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik im Vergleich zu den Messungen ohne parallele Bildgebung: 1,5 T ohne ASSET: MW 4 mit SD 2 und mit ASSET: MW 2 mit SD 0,1. Für 3 T dagegen zeigte sich ein signifikanter CNR-Verlust: 3 T ohne ASSET: MW 33 mit SD 0,1 und mit ASSET: MW 13 mit SD 2

Ergebnisbeschreibung

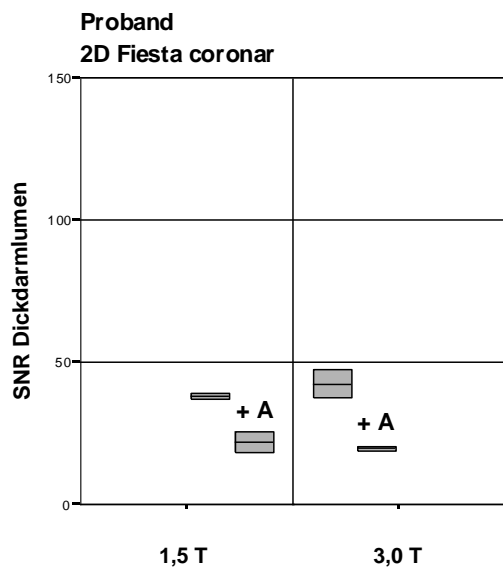


Abbildung 3.2.7

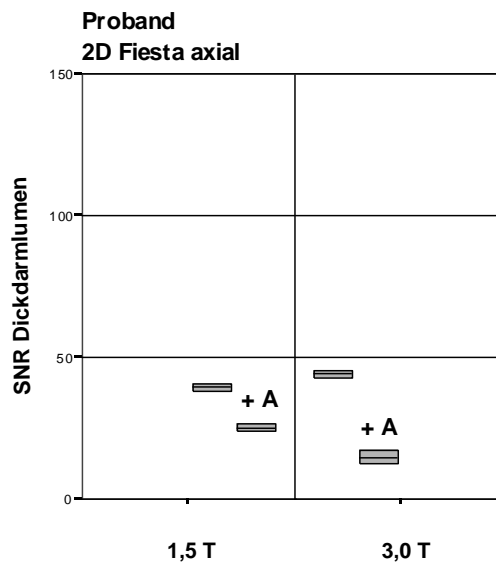


Abbildung 3.2.8

In den Abbildungen 3.2.7 und 3.2.8 sind die gemessenen SNR-Werte aus den coronaren und axialen 2D Fiesta-Aufnahmen der Probanden-Messung als Boxplots graphisch zusammengefasst:

wie oben dargestellt zeigt Abbildung 3.2.7 keinen signifikanten Unterschied des SNR bei 1,5 T und 3 T unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik im Vergleich zu den Messungen ohne parallele Bildgebung: 1,5 T ohne ASSET: MW 38 mit SD 1 und mit ASSET: MW 21 mit SD 4. 3 T ohne ASSET: MW 42 mit SD 6 und mit ASSET: MW 19 mit SD 0,9

wie oben dargestellt zeigt Abbildung 3.2.8 einen geringeren SNR-Verlust unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik im Vergleich zu den Messungen ohne parallele Bildgebung: 1,5 T ohne ASSET: MW 39 mit SD 1 und mit ASSET: MW 25 mit SD 1. Für 3 T dagegen zeigte sich ein doppelt so hoher SNR-Verlust: 3 T ohne ASSET: MW 44 mit SD 1 und mit ASSET: MW 14 mit SD 3

3.3 Tabellarische Darstellung

CNR		Phantom cor		Phantom ax.		Proband cor.		Proband ax.	
		- A	+ A	- A	+ A	- A	+ A	- A	+ A
1,5 T	MW	41	9	37	24	22	2	4	2
	SD	5	2	8	4	0,1	0,4	2	0,1
	P	< 0,05		< 0,05		< 0,05		0,53	
3 T	MW	70	23	7	13	9	9	33	13
	SD	7	2	5	7	0,02	0,9	0,1	2
	P	< 0,05		< 0,05		0,82		0,05	
SNR		Phantom cor		Phantom ax.		Proband cor.		Proband ax.	
		- A	+ A	- A	+ A	- A	+ A	- A	+ A
1,5 T	MW	113	34	98	74	38	21	39	25
	SD	3	1	5	3	1	4	1	1
	P	< 0,05		< 0,05		0,12		< 0,05	
3 T	MW	129	42	53	50	42	19	44	14
	SD	4	1	4	4	6	0,9	1	3
	P	< 0,05		0,08		0,13		< 0,05	

Tabelle 3.3: Zusammenfassung der berechneten CNR, und SNR-Werte in den axialen und koronaren 2D Fiesta -Aufnahmen

+ A = mit Parallelbeschleunigung (R = 2)

- A = ohne Parallelbeschleunigung

4. T1 FSE-Sequenz

4.1 Zusammenfassung der Ergebnisse

Phantom:

Die Auswertungen des Phantoms ergaben meist einen CNR- und SNR-Verlust unter Anwendung paralleler Bildgebungstechniken:

CNR:

- CNR, 1,5 T coronar: unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik zeigte sich ein ca. 75 % CNR-Verlust
- CNR, 3,0 T coronar: unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik zeigte sich ein ca. 43 % CNR-Verlust
- CNR, 1,5 T axial: unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik zeigte sich ein ca. 50 % CNR-Verlust
- CNR, 3,0 T axial: unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik ergab sich kein signifikanter Unterschied, es zeigte sich ein ca. 44 % CNR-Verlust,

SNR:

- SNR, 1,5 T coronar: unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik zeigte sich ein ca. 65 % SNR-Verlust
- SNR, 3,0 T coronar: unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik zeigte sich ein ca. 40 % SNR-Verlust
- SNR, 1,5 T axial: unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik zeigte sich ein ca. 40 % SNR-Verlust
- SNR, 3,0 T axial: unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik zeigte sich ein ca. 33 % SNR-Verlust

Proband:

Die Auswertungen des Probanden ergaben nicht signifikante Ergebnisse

CNR:

- CNR, 1,5 T coronar: unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik ergab sich kein signifikanter Unterschied, es zeigte sich ein ca. 54 % CNR-Gewinn
- CNR, 3,0 T coronar: unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik ergab sich kein signifikanter Unterschied, es zeigte sich ein ca. 60 % CNR-Verlust

Ergebnisbeschreibung

- CNR, 1,5 T axial: unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik ergab sich kein signifikanter Unterschied, es zeigte sich ein ca. 50% CNR-Verlust
- CNR, 3,0 T axial: unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik ergab sich kein signifikanter Unterschied, es zeigte sich ein ca. 15 % CNR-Verlust

SNR:

- SNR, 1,5 T coronar: unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik ergab sich kein signifikanter Unterschied, es zeigte sich ein ca. 50 % SNR-Verlust
- SNR, 3,0 T coronar: unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik ergab sich kein signifikanter Unterschied, es zeigte sich ein ca. 55 % SNR-Verlust
- SNR, 1,5 T axial: unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik ergab sich kein signifikanter Unterschied, es zeigte ein ca. 50 % SNR-Verlust
- SNR, 3,0 T axial: unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik ergab sich kein signifikanter Unterschied, es zeigte sich ein ca. 25 % SNR-Verlust

Zur besseren Veranschaulichung wurden die Ergebnisse weiter unten graphisch dargestellt.

4.2 Graphische Darstellung

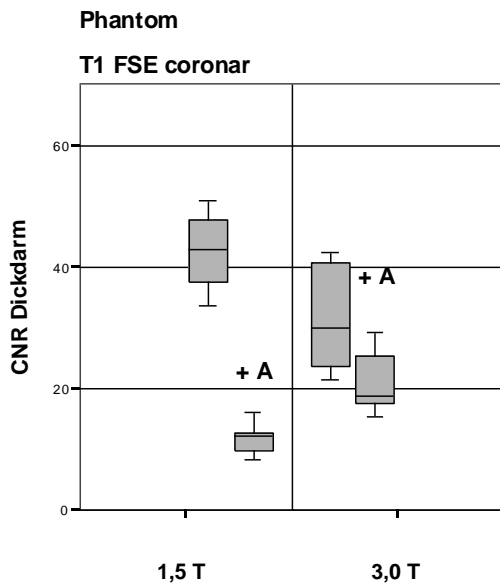


Abbildung 4.2.1

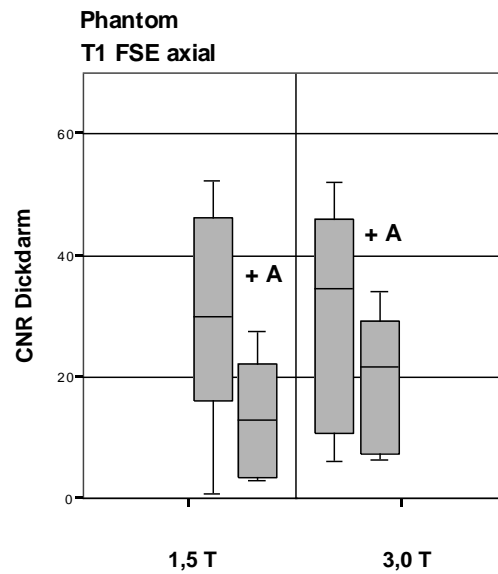


Abbildung 4.2.2

In den Abbildungen 4.2.1 und 4.2.2 sind die gemessenen CNR-Werte (n=20) aus den coronaren und axialen T1 FSE-Aufnahmen des Darmphantoms als Boxplots graphisch zusammengefasst: wie oben dargestellt zeigt Abbildung 4.2.1 einen deutlichen CNR-Verlust unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik: 1,5 T ohne ASSET: MW 42 mit SD 5 und mit ASSET: MW 11 mit SD 2. Für 3 T ergab sich ein geringerer CNR-Verlust: 3 T ohne ASSET: MW 31 mit SD 8 und mit ASSET: MW 21 mit SD 4

wie oben dargestellt zeigt Abbildung 4.2.2 einen geringeren CNR-Verlust unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik im Vergleich zu den coronaren Schichten: 1,5 T ohne ASSET: MW 28 mit SD 18 und mit ASSET: MW 14 mit SD 9. Für 3 T ergab sich ein ähnlicher CNR-Verlust unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik im Vergleich zu den coronaren Schichten: 3T ohne ASSET: MW 30 mit SD 17 und mit ASSET: MW 20 mit SD 10

Ergebnisbeschreibung

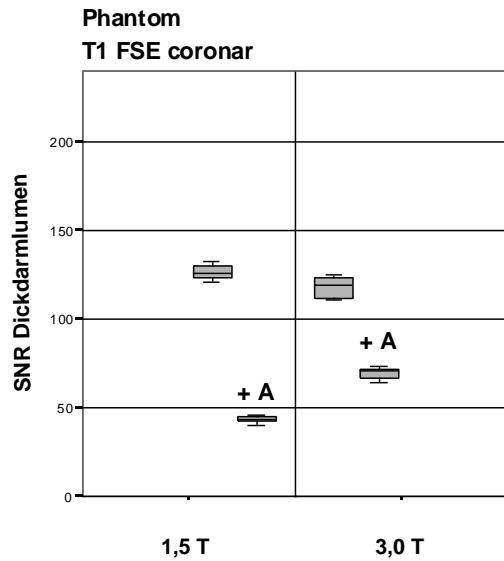


Abbildung 4.2.3

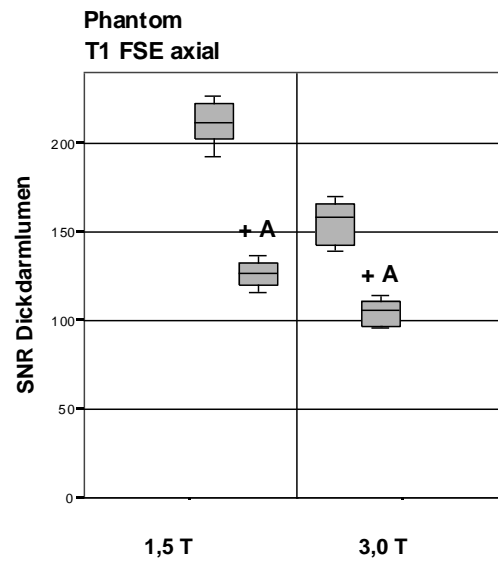


Abbildung 4.2.4

In den Abbildungen 4.2.3 und 4.2.4 sind die gemessenen SNR-Werte ($n=20$) aus den coronaren und axialen T1 FSE-Aufnahmen des Darmphantoms als Boxplots graphisch zusammengefasst:

wie oben dargestellt zeigt Abbildung 4.2.3 einen deutlichen SNR-Verlust unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik: 1,5 T ohne ASSET: MW 126 mit SD 3 und mit ASSET: MW 43 mit SD 1. Für 3 T ergab sich ein geringerer SNR-Verlust: 3 T ohne ASSET: MW 118 mit SD 5 und mit ASSET: MW 69 mit SD 3

wie oben dargestellt zeigt Abbildung 4.2.4 einen mittleren SNR-Verlust unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik im Vergleich zu den coronaren Schichten: 1,5 T ohne ASSET: MW 210 mit SD 12 und mit ASSET: MW 127 mit SD 7. Für 3 T ergab sich ein geringerer SNR-Verlust: 3 T ohne ASSET: MW 155 mit SD 11 und mit ASSET: MW 105 mit SD 7

Ergebnisbeschreibung

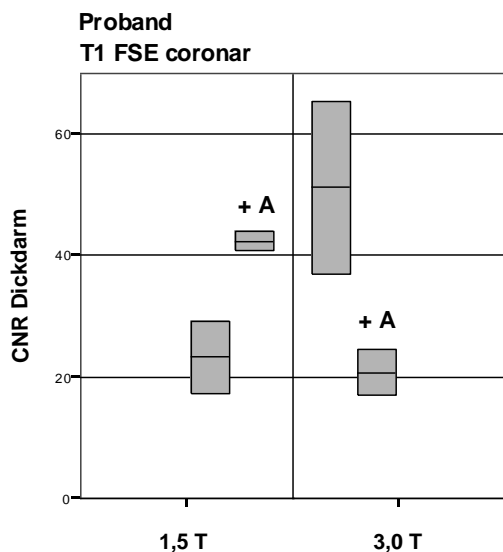


Abbildung 4.2.5

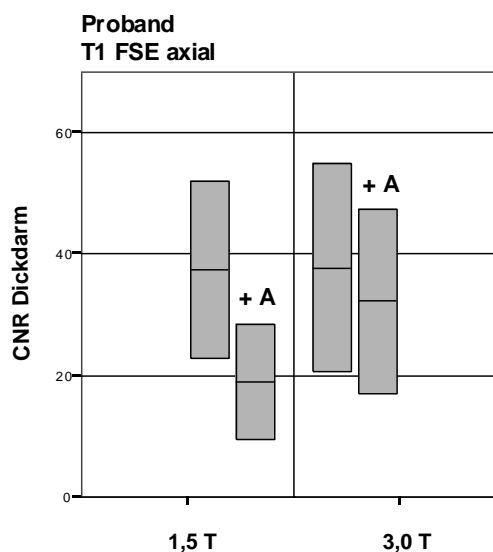


Abbildung 4.2.6

In den Abbildungen 4.2.5 und 4.2.6 sind die gemessenen CNR-Werte aus den coronaren und axialen T1 FSE -Aufnahmen der Probanden-Messung als Boxplots graphisch zusammengefasst: wie oben dargestellt zeigt Abbildung 4.2.5 keinen signifikanten Unterschied des CNR bei 1,5 T und 3 T unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik im Vergleich zu den Messungen ohne parallele Bildgebung mit einem bis ca. 60 % CNR-Verlust: 1,5 T ohne ASSET: MW 23 mit SD 8 und mit ASSET: MW 42 mit SD 2. 3 T ohne ASSET: MW 51 mit SD 19 und mit ASSET: MW 20 mit SD 5 wie oben dargestellt zeigt Abbildung 4.2.6 keinen signifikanten Unterschied des CNR unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik im Vergleich zu den Messungen ohne parallele Bildgebung für 1,5 T und 3 T wobei sich ein nur sehr geringer CNR-Verlust bei 3 T zeigte: 1,5 T ohne ASSET: MW 37 mit SD 20 und mit ASSET: MW 19 mit SD 13. 3 T ohne ASSET: MW 37 mit SD 24 und mit ASSET: MW 32 mit SD 21

Ergebnisbeschreibung

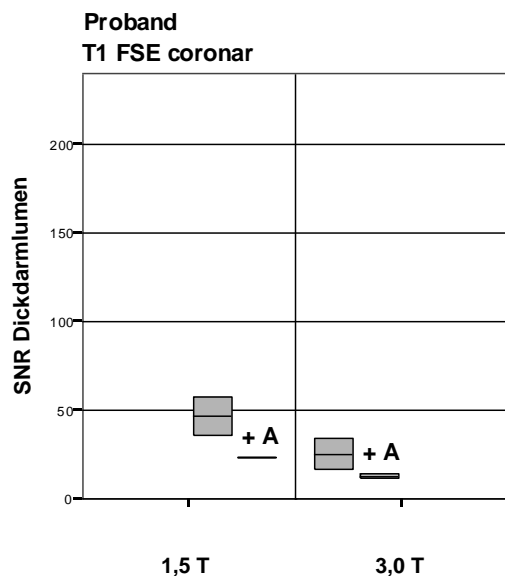


Abbildung 4.2.7

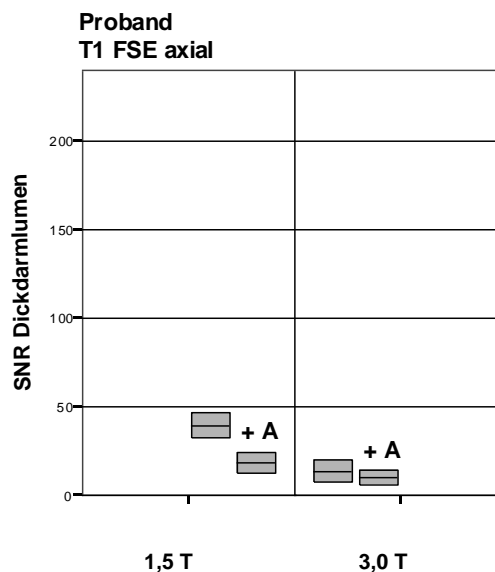


Abbildung 4.2.8

In den Abbildungen 4.2.7 und 4.2.8 sind die gemessenen SNR-Werte aus den coronaren und axialen T1 FSE -Aufnahmen der Probanden-Messung als Boxplots graphisch zusammengefasst: wie oben dargestellt zeigt Abbildung 4.2.7 keinen signifikanten Unterschied des SNR bei 1,5 T und 3 T unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik im Vergleich zu den Messungen ohne parallele Bildgebung mit einem bis ca. 50 % SNR-Verlust: 1,5 T ohne ASSET: MW 46 mit SD 14 und mit ASSET: MW 23 mit SD 0,2. 3 T ohne ASSET: MW 25 mit SD 12 und mit ASSET: MW 12 mit SD 1 wie oben dargestellt zeigt Abbildung 4.2.8 keinen signifikanten Unterschied des SNR unter Anwendung paralleler Bildgebungstechnik im Vergleich zu den Messungen ohne parallele Bildgebung für 1,5 T und 3 T wobei sich ähnlich den coronaren Schichten ein nur sehr geringer SNR-Verlust bei 3 T zeigte: 1,5 T ohne ASSET: MW 39 mit SD 10 und mit ASSET: MW 18 mit SD 8. 3 T ohne ASSET: MW 13 mit SD 8 und mit ASSET: MW 10 mit SD 5

4.3 Tabellarische Darstellung

CNR		Phantom cor		Phantom ax.		Proband cor.		Proband ax.	
		- A	+ A	- A	+ A	- A	+ A	- A	+ A
1,5 T	MW	42	11	28	14	23	42	37	19
	SD	5	2	18	9	8	2	20	13
	P	< 0,05		< 0,05		0,2		0,4	
3 T	MW	31	21	30	20	51	20	37	32
	SD	8	4	17	10	19	5	24	21
	P	< 0,05		0,15		0,3		0,8	
SNR		Phantom cor		Phantom ax.		Proband cor.		Proband ax.	
		- A	+ A	- A	+ A	- A	+ A	- A	+ A
1,5 T	MW	126	43	210	127	46	23	39	18
	SD	3	1	12	7	14	0,2	10	8
	P	< 0,05		< 0,05		0,27		0,16	
3 T	MW	118	69	155	105	25	12	13	10
	SD	5	3	11	7	12	1	8	5
	P	< 0,05		< 0,05		0,4		0,7	

Tabelle 4.3: Zusammenfassung der berechneten CNR, und SNR-Werte in den axialen und koronaren

T1 FSE -Aufnahmen

+ A = mit Parallelbeschleunigung (R = 2)

- A = ohne Parallelbeschleunigung

5. SNR in den axialen und coronaren T1 gewichteten Aufnahmen des Darmphantom mit und ohne KM bei 3 T

5.1 Graphische Darstellung

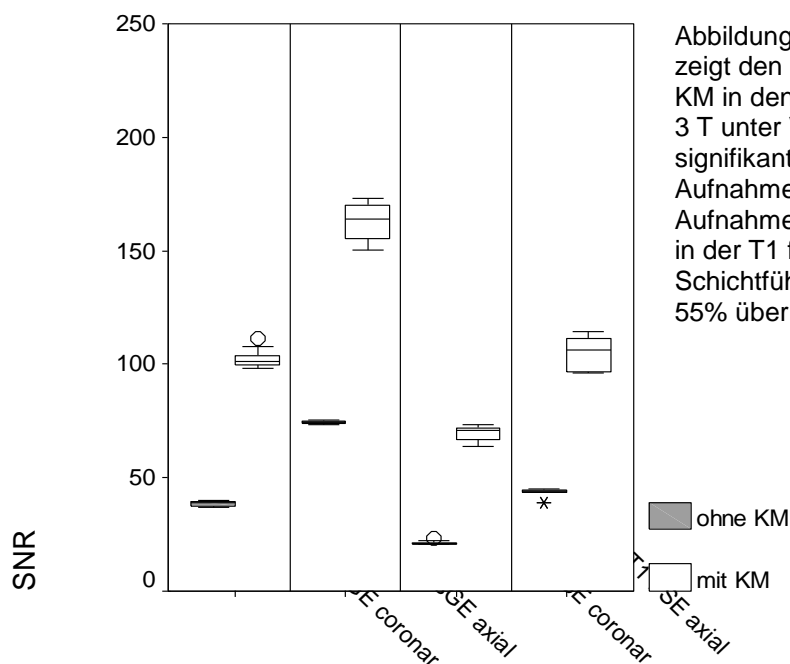


Abbildung: 5.1 zeigt den Vergleich des SNR mit und ohne KM in den T1 gewichteten Aufnahmen bei 3 T unter Verwendung von ASSET: signifikant höheres SNR bei GE -und FSE-Aufnahmen mit KM im Vergleich zu den Aufnahmen ohne KM, höchste SNR-Werte in der T1 fs GE-Aufnahme in axialer Schichtführung wobei die Werte mit KM ca. 55% über den Werten ohne KM liegen.

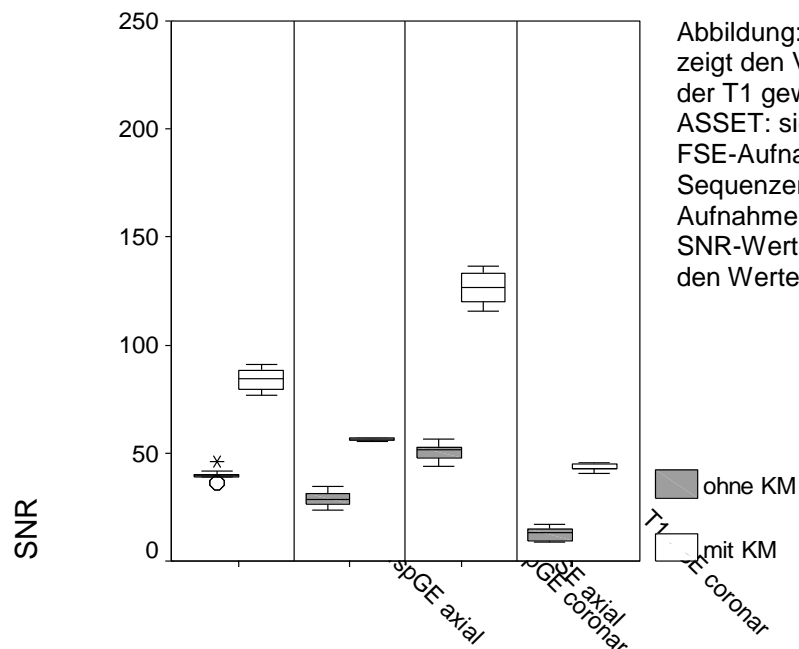
5.2 Tabellarische Zusammenfassung

T1 fs GE		Phantom cor.		Phantom ax.	
SNR		mit KM	ohne KM	mit KM	ohne KM
3 T	MW	103	38	163	74
	SD	4	1	7	0,6
	P	< 0,05		< 0,05	
T1 FSE		Phantom cor.		Phantom ax.	
SNR		mit KM	ohne KM	mit KM	ohne KM
3 T	MW	69	21	105	43
	SD	3	0,8	7	2
	P	< 0,05		< 0,05	

Tabelle 5.2: Zusammenfassung der berechneten SNR-Werte in den axialen und koronaren T1 fs GE-Aufnahmen und T1 FSE-Aufnahmen mit und ohne Kontrastmittel der Phantom-Messungen bei 3 T und mit ASSET-Beschleunigung.

6. SNR in den axialen und coronaren T1 gewichteten Aufnahmen des Darmphantom mit und ohne KM bei 1,5 T

6.1 Graphische Darstellung



6.2 Tabellarische Zusammenfassung

T1 fs GE		Phantom cor.		Phantom ax.	
SNR		mit KM	ohne KM	mit KM	ohne KM
1,5 T	MW	56	28	84	39
	SD	0,5	3	4,9	2
	P	< 0,05		< 0,05	
T1 FSE		Phantom cor.		Phantom ax.	
SNR		mit KM	ohne KM	mit KM	ohne KM
1,5 T	MW	43	12	127	50
	SD	1,5	2,9	7	3,7
	P	< 0,05		< 0,05	

Tabelle 6.2: Zusammenfassung der berechneten SNR-Werte in den axialen und koronaren T1 fs GE-Aufnahmen und T1 FSE-Aufnahmen mit und ohne Kontrastmittel der Phantom-Messungen bei 1,5 T und mit ASSET-Beschleunigung.

7. CNR in den axialen und coronaren T1 gewichteten Aufnahmen des Darmphantom mit und ohne KM bei 3 T

7.1 Graphische Darstellung

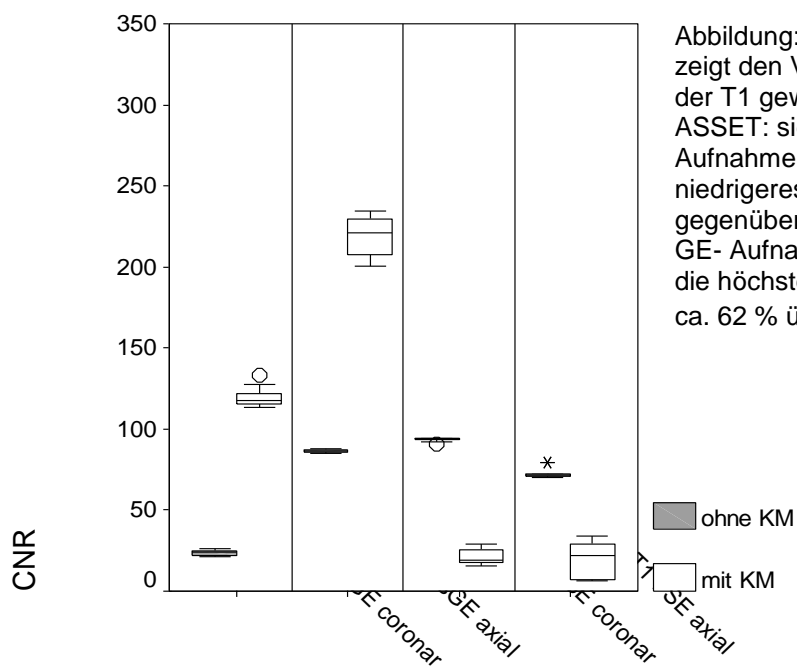


Abbildung: 7.1 zeigt den Vergleich des CNR mit und ohne KM der T1 gewichteten Aufnahmen bei 3 Tesla mit ASSET: signifikant höheres CNR nur der GE-Aufnahmen mit KM, demgegenüber signifikant niedrigeres CNR der FSE- Aufnahmen mit KM gegenüber den Aufnahmen ohne KM. Die T1 fs GE- Aufnahme in axialer Schichtführung weist die höchsten CNR-Werte auf und liegt mit KM ca. 62 % über den Werten ohne KM.

7.2 Tabellarische Zusammenfassung

T1 fs GE		Phantom cor.		Phantom ax.	
CNR		mit KM	ohne KM	mit KM	ohne KM
3 T	MW	120	23	219	86
	SD	6	1,5	11	0,9
	P	< 0,05		< 0,05	
T1 FSE		Phantom cor.		Phantom ax.	
CNR		mit KM	ohne KM	mit KM	ohne KM
3 T	MW	21	93	20	72
	SD	4,8	1	10	3
	P	< 0,05		< 0,05	

Tabelle 7.2: Zusammenfassung der berechneten CNR-Werte in den axialen und koronaren T1 fs GE-Aufnahmen und T1 FSE- Aufnahmen mit und ohne Kontrastmittel der Phantom-Messungen bei 3 T und mit ASSET-Beschleunigung.

8. CNR in den axialen und coronaren T1 gewichteten Aufnahmen des Darmphantom mit und ohne KM bei 1,5 T

8.1 Graphische Darstellung

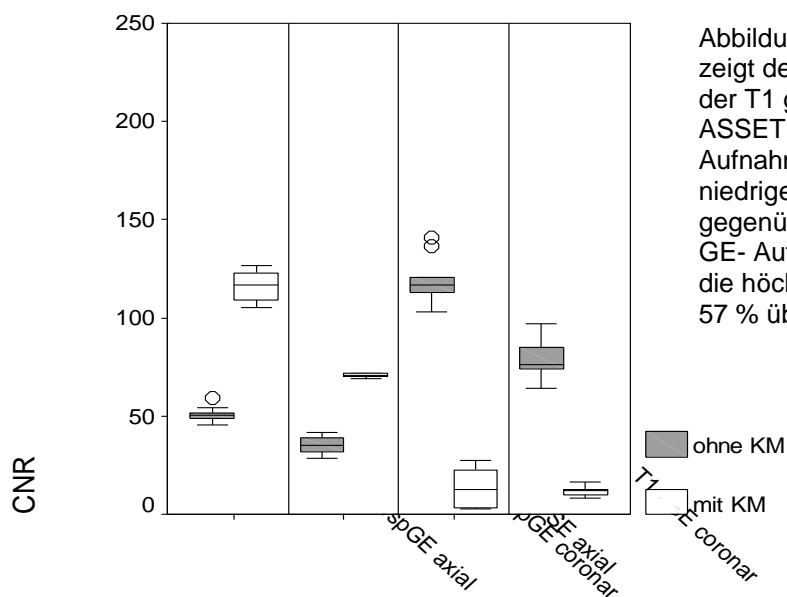


Abbildung: 8.1 zeigt den Vergleich des CNR mit und ohne KM der T1 gewichteten Aufnahmen bei 1,5 Tesla mit ASSET: signifikant höheres CNR nur der GE-Aufnahmen mit KM, demgegenüber signifikant niedrigeres CNR der FSE- Aufnahmen mit KM gegenüber der Aufnahmen ohne KM. Die T1 fs GE- Aufnahme in axialer Schichtführung weist die höchsten CNR-Werte auf und liegt mit KM ca. 57 % über den Werten ohne KM.

8.2 Tabellarische Zusammenfassung

T1 fs GE		Phantom cor.		Phantom ax.	
CNR		mit KM	ohne KM	mit KM	ohne KM
1,5 T	MW	70	35	116	50
	SD	0,9	4	7	3,9
	P	< 0,05		< 0,05	
T1 FSE		Phantom cor.		Phantom ax.	
CNR		mit KM	ohne KM	mit KM	ohne KM
1,5 T	MW	11	78	14	118
	SD	2	9,7	9,5	11,5
	P	< 0,05		< 0,05	

Tabelle 8.2: Zusammenfassung der berechneten CNR-Werte in den axialen und koronaren T1 fsGE-Aufnahmen und T1 FSE- Aufnahmen mit und ohne Kontrastmittel der Phantom-Messungen bei 1,5 T und mit ASSET-Beschleunigung.

V. Diskussion

1. Einschränkungen der MRT-Darmbildgebung

Die Darmbildgebung ist aufgrund der Häufigkeit der Darmerkrankungen von enormer Wichtigkeit. Wie in Kapitel I erläutert ergeben sich mit den verschiedenen bildgebenden Verfahren zur Darmdarstellung immer mehr oder weniger große Einschränkungen. Erwähnenswert ist hierbei, dass mit der MRT in einer einzelnen Untersuchung sowohl die Darmanatomie und Funktionsuntersuchungen des Darms als auch die Darmumgebung erfasst werden können, ohne Anwendung von ionisierender Strahlung oder invasiven Maßnahmen. Bereits ohne Kontrastmittel erhält man ein aussagefähiges Bildmaterial. Die Vorbereitung ist bei der Enterographie für den Patienten wenig belastend und sieht vor ca. 1 Stunde vor der Untersuchung ca. 1-2 l eine 2 % ige mannitolhaltige wässrige Lösung oral einzunehmen. (9)

Eine Optimierung der MR-Darmdarstellung ist dabei wünschenswert. Ein Problem bei der Darmbildgebung besteht in der Peristaltik, die oft nur unzureichend durch medikamentöse Zufuhr einer i. v. Spasmolyse durch z. B. 1 Amp. Butylscopolamin (20 mg) reduziert werden kann, so dass bei längerer Meßzeit die Gabe wiederholt werden muß. Die Einschränkung solcher Medikamente liegt vor allem in der kurzen Halbwertszeit, d. h. ihre Wirksamkeit ist nur auf wenige Minuten nach der Applikation beschränkt. Auch Kontraindikationen sind zu berücksichtigen wie z. B. bei tachykarden Herzrhythmusstörungen, Prostatahyperplasie, Engwinkelglaukom, Myasthenia gravis, etc.. In diesen Fällen kann ersatzweise die Verwendung von 1 mg Glucagon i. v. erforderlich sein. (9) (36)

Ein weiteres Problem ist die Verlagerung der Abdominalorgane durch die Atemtätigkeit: Durchschnittlich kommt es durch die Atemtätigkeit zu Bewegungen der Abdominalorgane um ca. 1,4 cm. Durch Atemanhaltetechniken mit schnellen Untersuchungssequenzen kann aber auch dieses Problem gelöst werden. Allerdings sind viele erkrankte Patienten häufig nicht in der Lage z. B. Atemanhaltephasen von 15-30 Sekunden durchzuhalten. Ein weiteres Problem resultiert aus der Eigenschaft, dass Fett bedingt durch sein starkes Signal – speziell bei Verwendung von Oberflächenspulen- bei Bewegung die stärksten Artefakte produziert. (31) Durch eine Verkürzung der Untersuchungszeit, die hier durch eine Reduktion der Phasenkodierschritte mittels paralleler Bildgebungstechniken erreicht wird, werden

die Artefakte, speziell solche, die durch die Peristaltik bedingt sind, reduziert. Gleichzeitig kommt es aber durch die Reduktion der Phasenkodierschritte zu einem Verlust des SNR. Im Folgenden wird anhand der ermittelten Ergebnisse diskutiert, ob der zu erwartende CNR und SNR-Verlust durch Anwendung paralleler Bildgebungstechniken bei 1,5 Tesla und bei 3 Tesla signifikant ist und ob die Anwendung paralleler Bildgebungstechniken unter Einsatz höherer Feldstärken (3Tesla) zu einem signifikant geringeren SNR-Verlust im Vergleich zu niedrigeren Feldstärken (1,5 Tesla) führt. Diskutiert werden soll weiterhin, welche der untersuchten Sequenzen vor dem Hintergrund der Phantom Ergebnisse für die Darmbildgebung am besten geeignet erscheinen.

2. Funktionsprinzip der parallelen Bildgebung

Bereits in Kapitel III wurde ein orientierender Überblick über die Funktionsweise der parallelen Bildgebung geliefert. Als Einstieg in die Diskussion soll nun eine vertiefte Darstellung der parallelen Bildgebung erfolgen: Nach der konventionellen MRT-Methode werden die Rohdaten sequenziell erfasst, das bedeutet, dass ein Signalecho nach dem anderen ausgelesen wird – somit wird die konventionelle MRT davon bestimmt, wie viel Zeit benötigt wird, um die einzelnen Echozeilen auszulesen. Die empfangenen MRT-Daten sind analoge Daten, die aber in digitalisierter Form im K-Raum vorliegen müssen. Deshalb werden die Daten in eine Matrix überführt, indem die einzelnen Datenpunkte entlang der Koordinaten K_x (horizontale Richtung entspricht der Frequenzrichtung) und K_y (vertikale Richtung entspricht der Phasenrichtung) eingelesen werden. Die Fourier-Transformation überführt den K-Raum (Zeitdomäne) in den Bildraum (Frequenzdomäne) oder umgekehrt. Die Werte des K-Raums entsprechen den räumlichen Frequenzen des Bildraums. Bei der konventionellen MRT entspricht ein Phasenkodierschritt einer Zeile im K-Raum (K-Linie), das bedeutet, es wird eine Zeile in der Matrix in einer TR ausgelesen.

Die Akquisitionszeit wird somit durch folgende Formel ausgedrückt:

$$TA = N_y * TR$$

N_y steht für die Anzahl der K-Linien. (37)

Wie der Formel zu entnehmen ist, wird die Akquisitionszeit verkürzt, indem man die Anzahl der K-Linien reduziert. Bei der Half-Fourier-Technik spart man Scanzeit, indem nur ca. die Hälfte des K-Raumes abgetastet wird und die fehlenden K-Raumzeilen dann rekonstruiert werden können, wegen der Symmetrie des K-Raumes kann aber dadurch höchstens ein Beschleunigungsfaktor von 2 erzielt werden.

Bei der parallelen Bildgebung wird die Abtastdichte im K-Raum periodisch reduziert, indem die Abstände zwischen den K-Raumzeilen vergrößert werden. Mit Hilfe von phasengesteuerten Spulenanordnungen, die aus zwei oder mehreren Empfangsspulen bestehen, wird durch unterschiedliche räumliche Empfindlichkeiten der Einzelspulen eine gleichzeitige Signalerfassung möglich, indem die komplementären Spulenelemente genutzt werden. Ein Spulenarray arbeitet ähnlich einem Gradientensystem mit unterschiedlichen Empfindlichkeitskodierungen. Jedoch kann das Spulenarray im Vergleich zum Gradientensystem gleichzeitig über die einzelnen Spulenelemente das Signal erfassen und ist somit zu einer deutlich schnelleren Bildakquisition befähigt. Der Faktor, um den die Messlinien reduziert werden, wird als Reduktionsfaktor oder Beschleunigungsfaktor R bezeichnet. Die Dauer der Datenakquisition wird um den Reduktionsfaktor R vermindert. Der Reduktionsfaktor R muss kleiner oder gleich der Anzahl der Spulenelemente sein. Im Unterschied zum rectangular FoV werden die entstandenen Einfaltungsartefakte bei der parallelen Bildgebung durch eine mathematische Operation wieder entfaltet bzw. das Bild rekonstruiert. Voraussetzung ist dabei die Kenntnis der räumlichen Spulenempfindlichkeitscharakteristik die in einem Präscan erfasst wird.

Bei der parallelen Bildgebung erhält man für jedes Spulenelement ein Bild mit Einfaltungen. Für jedes Voxel des unterabgetasteten K-Raumes in jedem der eingefalteten Bilder ist die Signalintensität die Summe des Signals aus der Originalposition, abgewandelt durch die jeweilige Spulenempfindlichkeit plus dem Signal der Einfaltungen, ebenfalls abgewandelt durch die jeweilige Spulenempfindlichkeit. Anders ausgedrückt hängen die Einzelwichtungen der Einfaltungen von den örtlichen Spulenempfindlichkeitswerten ab. Durch Kenntnis der Spulenempfindlichkeiten können nun die jeweils überlagerten Signalbeiträge für jeden Bildpunkt in dem reduzierten Messfeld durch lineare Algebra getrennt werden – man erhält somit ein Bild mit vollem FoV, frei von Einfaltungen. (38) Da das SNR zur Quadratwurzel der Messzeit proportional ist, kommt es mit Verkürzung der

Messzeit unter Verwendung der parallelen Bildgebung zu einem Verlust des SNR. Wie in Kapitel II bereits beschrieben, führt der theoretisch zu erwartende SNR-Verlust bei $g=1$ und $R=2$ zu einem Verlust von $\sqrt{2}$ bzw. ca. 30 %. (39, 40)

2.1 Theoretischer SNR Verlust

Der theoretisch zu erwartende SNR-Verlust von ca. 30 % unter Verwendung paralleler Bildgebung wurde auch in dieser Studie bei folgenden Phantomsequenzen gefunden:

- T2 fs FRFSE-Sequenz: Ein CNR und SNR-Verlust ergab sich bei den axialen Schichten bei 1,5 Tesla mit bis zu 25 %.
- T1 fs GE-Sequenz: Ein CNR und SNR-Verlust ergab sich bei den axialen Schichten bei 1,5 Tesla und bei 3 Tesla mit bis zu 30 %.
- 2D FIESTA-Sequenz: Ein CNR und SNR-Verlust ergab sich bei den axialen Schichten bei 1,5 Tesla um ca. 30 %.
- T1 FSE-Sequenz: Ein SNR-Verlust ergab sich bei den axialen Schichten bei 1,5 Tesla bis ca. 30 %.

Der theoretisch zu erwartende SNR-Verlust von ca. 30 % unter Verwendung paralleler Bildgebung wurde in dieser Studie nur bei folgender Probandensequenz gefunden:

- 2D Fiesta-Sequenz: Ein SNR-Verlust bei den axialen Schichten bei 1,5 Tesla von ca. 35 %

Zu dieser theoretischen Annahme ergaben sich folgende Abweichungen:

Phantommessungen:

- Bei der T2 FRFSE-Sequenz ergab sich bei 3 Tesla ein CNR und SNR-Anstieg der axialen Schichten von ca. 60 %, bei der 2D Fiesta-Sequenz bei 3 Tesla sogar ein CNR-Anstieg von ca. 93 % und ein nur geringer SNR-Abfall von ca. 5 %. Bei der T2 FRFSE-Sequenz lagen die CNR und SNR-Verluste in coronarer Schichtorientierung bei 1,5 bzw. 3 T deutlich höher um 70 % bzw. um 50 %.
- Bei der T1 fs GE-Sequenz lagen die CNR und SNR-Verluste in coronarer Schichtorientierung bei 1,5 bzw. 3 T ebenfalls höher, um ca. 40 % bzw. 48 %.
- Bei der 2D Fiesta-Sequenz lagen die CNR und SNR-Verluste in coronarer Schichtorientierung bei 1,5 bzw. 3 T zwischen 70-75 %.

- Bei der T1 FSE-Sequenz lagen die CNR und SNR-Verluste in coronarer Schichtorientierung bei 1,5 T ebenfalls höher, zwischen 65-72 % und bei 3 T nur gering höher, zwischen 30-45 %.

Probandmessungen:

- Bei der T1 fs GE-Sequenz ergab sich ein CNR und SNR-Verlust von ca. 70-75 % bei den coronaren 3 Tesla-Aufnahmen und ein CNR und SNR-Verlust bei den axialen 1,5 und 3 Tesla-Aufnahmen von ca. 55 %.
- Bei der 2D Fiesta-Sequenz ergab sich ein CNR-Verlust in coronarer Schichtorientierung bei den 1,5 Tesla von ca. 90 %.
- Die Ergebnisse bei den T2 FRFSE- und T1 FSE-Sequenzen waren nicht signifikant.

2.2 Erläuterung des g-Faktors

Bei der Verwendung besserer und schnellerer Gradientensysteme und der hiermit verbundenen Messzeitreduktion kommt es ebenfalls zu einem vergleichbaren SNR-Verlust jedoch bringt die parallele Bildgebung eine zusätzliche Bildqualitätseinschränkung mit sich: Die geometrische Beziehung der Spulenelemente wird durch einen Geometriefaktor angegeben, der aussagt, wie in dem erstellten Bild das Rauschen verteilt ist. Unter optimalen Bedingungen liegt der Wert von g bei 1.

2.3 Abhängigkeit von der Schichtorientierung

Auffällig ist bei den oben dargestellten Ergebnissen das sich der erwartete SNR-Verlust nur in axialer Schichtorientierung findet.

Eine Erklärung für den höheren CNR und SNR-Verlust in coronarer Schichtorientierung gegenüber den axialen Schichten ist die Abhängigkeit des g-Faktors von der Schichtorientierung und der Phasenkodierrichtung. Geometrisch günstiger ist es, wenn die Spulenelemente entlang der Phasenkodierung angeordnet sind und somit zu einer Verbesserung des SNR führen. (41) (38) (42) (43)

Wie in der Dissertation/Studie von Matthias Korn „Spulenkonzeppte zur schnellen und bewegungskompensierten MR Bildgebung von Kleintieren“ (2009) gezeigt wird, kommt es zu signifikanten Unterschieden des SNR in axialer und sagittaler Schichtorientierung unter Verwendung einer kleinen Oberflächenspule zur Verstärkung des Signals zur Aufnahme bewegungskompensierter Bilder im Tierversuch, wobei das SNR in axialer Schichtorientierung signifikant höhere Werte

erzielte als in sagitaler Schichtorientierung. In der Arbeit von Sharon Gustard et al. (2001) wurde die Abhängigkeit des Signals von der Schichtorientierung am Gehirn bestimmt. Hier wurde das höchste Signal in den schräg-axialen Schichten und das niedrigste Signal in den coronaren Schichten gemessen. In der Studie von Niendorff et al. (2005) wurde gezeigt, dass es unter Verwendung von SENSE in coronarer Schichtorientierung im Randbereich des Bildes zu lokalen Rauschverstärkungen kommt, was zu einem SNR-Verlust führte. (41) (38) (42) (43, 44) (45) (46) (47)

Meine Messungen zeigen neben deutlich niedrigerem CNR und SNR bei den coronaren Aufnahmen, was z. T. durch die Unterschiede bei der Schichtorientierung zu erklären ist, auch einzelne signifikante CNR und SNR-Werte die bei den axialen Probandenmessungen unter 30 % liegen, im Einzelnen bei den T1 fs GE-Aufnahmen und den 2D Fiesta-Aufnahmen.

2.4 Beschleunigungsfaktor

Der erwartete SNR-Verlust von 30 % wird teilweise überschritten, wie bereits erklärt, durch Unterschiede in der Schichtorientierung, aber auch durch andere Faktoren, die den g-Faktor erhöhen:

Dies führt zu einem weiteren Faktor, dem Beschleunigungsfaktor. Wie in der Arbeit von Wiesinger et al. (2004) gezeigt, steigt der g-Faktor ab einer kritischen Höhe des Beschleunigungsfaktors exponentiell an und führt so gemäß unten aufgeführter Beziehung zu einem erheblichen SNR-Verlust und damit zu einer Bildqualitätsverminderung. (27)

$$SNR = \frac{SNR}{g \sqrt{R}}$$

Da aber in unserer Studie eine 4-Kanal-Spule verwendet wurde, wäre ein Reduktionsfaktor von 4 möglich gewesen. Es wurde aber nur ein Reduktionsfaktor von 2 verwendet, sodass dieser keine eindeutige Erklärung für den erhöhten SNR-Verlust gestaltet. (27)

2.5 Spulenarray

Wie bereits erwähnt, ist der g-Faktor abhängig von der Anordnung der Spulenelemente. Für die parallele Bildgebung wurden spezielle Spulenanordnungen entwickelt, die das SNR verbessern. Die Oberflächenspulen werden direkt auf das

Messobjekt aufgebracht. Dadurch erhält man eine bessere lokale Empfindlichkeit, die empfangene Signalstärke steigt an und der Rauschbeitrag wird geringer: Somit führt eine Optimierung der Spulengeometrie zu einer Verbesserung des SNR. Bei einer Phasensteuerung wird das MR-Signal mit mehreren eng benachbarten Spulen akquiriert. Hierbei kommt es darauf an, dass die Spuleneinzelemente entkoppelt sind und somit jedes Spulenelement als eigener Datensatz akquiriert und hierdurch ein optimales SNR erhalten wird. (48)

Durch die Verwendung einzelner kleinerer Spulenelemente ist die Eindringtiefe in das Gewebe zwar geringer, jedoch wird durch die erhöhte Anzahl der Einzelspulen die geringere Eindringtiefe wieder kompensiert. (49)

Das bessere Spulen-Design ist z. B. in neueren Geräten wie dem Siemens Avanto realisiert. Dort dürfte auch in sagittaler und koronarer Schicht ein geringerer SNR-Abfall zu erwarten sein.

2.6 Algorithmen der Bildrekonstruktion

Zur Bildrekonstruktion wird jedes Spulenelement einzeln erfasst und die einzelnen Spulenempfindlichkeitsprofile werden durch einen Vorabskan gemessen, entweder durch einen Prescan oder die Autokalibrierung:

In dieser Studie erfolgte der Kalibrierungsscan durch einen Prescan (ASSET Calibration).

Beim Prescan wird vor der Messung ein niedrig aufgelöster 3 D - Datensatz aufgenommen. Der Vorteil besteht dabei darin, dass nur ein Datensatz für mehrere nachfolgende Messungen in beliebiger Schichtorientierung benötigt wird. Ein Nachteil ist, dass der Prescan in der Regel mit einer anderen Pulssequenz als der eigentlichen Messesequenz akquiriert wird und bei nachfolgenden Objektbewegungen ein neuer Prescan erforderlich wird; ansonsten wären Bildfehler die Folge. Um die o. g. Bildfehler zu vermeiden, wurde in neueren Softwareplattformen (Siemens, Avanto) Philips, die Autokalibrierung entwickelt. Hierbei wird für jede neue Messung die Spulensensitivität neu bestimmt. Dies kann vor, während oder nach der Messung geschehen. Die Autokalibrierung eignet sich somit besonders bei bewegten Objekten und flexiblen Spulenarrays. Die Stabilität dieser Empfindlichkeitsinformation ist ausschlaggebend; bei Fehlern oder Inkonsistenz der Kalibrierung resultieren Einfaltungen.

Die exakte Spulenempfindlichkeit ist ausschlaggebend für die SENSE-Rekonstruktion. Zunächst muss sichergestellt werden, dass die

Spulenempfindlichkeiten für die Aufschlüsselung der exakten Komplementärinformation während des Bildakquisitionsprozesses bekannt sind. Beachtet werden muss weiterhin, dass jedes Rauschen in der Spulenempfindlichkeit in die abschließende Rekonstruktion des Bildes fortgeleitet wird. (50)

Die Rekonstruktion des uneingefalteten Endbildes kann entweder durch einen K-raumbasierten oder den bildraumbasierten Algorithmus erfolgen.

K-raumbasierte Algorithmen gehören zu den SMASH-Verfahren. Das von Siemens verwendete GRAPPA ist darunter einzuordnen.

Dabei werden zunächst die fehlenden K-Raumlinien rekonstruiert und erst dann wird durch die Fourier-Transformation das uneingefaltete Bild erstellt. Bei dem K-raumbasierten Algorithmus ist im Allgemeinen die Bildqualität besser; man erhält weniger Artefakte und ein höheres SNR. Ein weiterer Vorteil besteht darin, dass die Spulensensitivitäten mit der gleichen Pulssequenz wie der zum eigentlichen Scan verwendeten aufgenommen werden. Da jedoch für jeden neuen Scan eine neue Sensitivitätsmessung erforderlich ist, wird insgesamt etwas mehr Zeit benötigt (aber nur ca. 5 %).

Bei GRAPPA werden viele Linien an die Autokalibrierungslinie angepasst und das für jede Spule. Dadurch erhält man die Wichtungsfaktoren, sodass sich die fehlenden K-Raumzeilen rekonstruieren lassen. Letztlich wird für jede Spule ein vollständiger K-Raum gefüllt, sodass bei z. B. 4 Spulen 4 voll rekonstruierte K-Räume entstehen. Die vollen K-Räume werden mittels dem Quadratsummen-Algorithmus zu einem Bild rekonstruiert. Der Vorteil besteht im verbesserten SNR und weniger Artefakten. Die Spulensymmetrie muss nicht exakt sein, da komplette K-Räume für das Bild erstellt werden.

Bildraumbasierter Algorithmus:

Gegenüber den K-Raumbasierten SMASH-Verfahren unterscheidet man die bildraumbasierten Algorithmen SENSE, PILS und ASSET.

SENSE: (Sensitivity Encoding): Das SNR von SENSE-Bildern ist zur Quadratwurzel der Messzeit proportional. Zunächst werden alle unterabgetasteten K-Räume der einzelnen Spulenelemente mittels der Fourier-Transformation in den Bildraum transferiert. Das fertige Bild entsteht dann, indem aus den Einzelbildern unter Entfernung der Signalsuperpositionen (Einfaltungen) ein uneingefaltetes Bild mit vollem FoV rekonstruiert wird. Die Pixel im vollen FoV sind mit der Spulensensitivität ihrer richtigen Lage gewichtet. Das Signal aller örtlich bekannten Pixel und

Spulenkanäle wird in eine Matrix eingelesen, d. h. diese Matrix beschreibt die Sensitivitäten aller Spulenelemente mit den R-superponierten Positionen.

Die Dimension dieser Matrix wird demnach durch den Beschleunigungsfaktor R bestimmt, multipliziert mit der Anzahl der Spulenelemente. Für die Lösung des entstandenen linearen Gleichungssystems müssen nur die einzelnen örtlichen Spulensensitivitäten bekannt sein, sodass mit einer einfachen Matrixinversion die Bilder entfaltet werden können. Die Matrixinversion muss für jedes Pixel des reduzierten FoV erfolgen, um das volle FoV zu erhalten. Sie ist immer dann mathematisch erlaubt, wenn die Anzahl der eingefalteten Punkte kleiner oder gleich der Anzahl der genutzten Spulenkanäle in Phasenkodierrichtung ist.

Bei dem auch in kommerziellen Plattformen verwendeten mSENSE (z. B. Siemens) wird nicht der Prescan, sondern die Autokalibrierung zum Erhalt der Spulensensitivitätskarte genutzt. Einige K-Raumlinien werden ohne Unterabtastung mit normaler Dichte in der Mitte des K-Raumes aufgenommen. Zusätzlich wird eine Rausch-Korrelationsmatrix zwischen den Spulenelementen ermittelt. Es werden niedrig aufgelöste Bilder aus den Referenzlinien erstellt. Mit der mSENSE-Methode werden Artefakte und SNR gleichzeitig optimiert (ohne die Rausch-Korrelationsmatrix würde man die gleichen Ergebnisse wie bei SENSE erhalten). Die Ergebnisse von SENSE, mSENSE und GRAPPA sind miteinander vergleichbar. Falls ein Objekt größer als das gewählte FoV ist, würden bei SENSE Supereinfaltungen entstehen, die aber bei GRAPPA nicht auftreten. In einem solchen Fall wäre es dann sinnvoller die GRAPPA-Methode anzuwenden. (41) (38) (42) (43)

In dieser Studie sowohl am 3 Tesla-Gerät als auch am 1,5 Tesla-Gerät wurden miteinander vergleichbar eine 4-Kanal-Phased-Array-Oberflächenspulen der Firma GE, ein einmaliger Prescan und der bildraumbasierte Algorithmus (ASSET) verwendet.

2.7 Rauschbeitrag

Ein weiterer Gesichtspunkt zur Bildqualitätseinschränkung ist das Rauschen. Der g-Faktor variiert innerhalb des Messfeldes, sodass ein inhomogenes Rauschen im Bild entsteht. (41) (38) (42) (43)

Aus diesem Grund wurde - auch wie in Kapitel III erklärt - das SNR an drei verschiedenen Orten des Bildes gemessen. Anschließend wurde ein Mittelwert gebildet, um das nicht homogen verteilte Rauschen im Bild auszugleichen.

In jedem MR-Bild wird das Signal durch ein mehr oder weniger starkes Rauschen überlagert. Durch thermische Bewegungen ergibt sich ein gaußverteiltes Rauschen. Signalverluste sind bedingt durch Widerstände, die an den Leiterbahnen auftreten, also den ohmschen Verlusten, die bei Verwendung von gut leitendem Material minimiert werden.

Um ein MR-Signal zu erzeugen, muss über eine Sendespule ein Hochfrequenz-Strom/Signal eingestrahlt werden, um die Probe anzuregen. Durch diesen Vorgang kommt es jedoch zu einem Wirbelstrom im magnetischen Feld. Die Energie, die für das Auftreten dieses Wirbelstroms aufgewendet wird, steht nicht mehr zur Erzeugung des MR-Signals zur Verfügung, ist folglich verloren. Dies ist ein Verlust durch die Sendeleistung (induktiver Verlust). Sowohl die ohmschen als auch die induktiven Verluste können durch eine optimale Spulengeometrie verringert werden. Zu dielektrischen Verlusten kommt es durch Potenzialunterschiede, z. B. Potenzialunterschiede zwischen Spule und MR-System oder Spule und Probe. Dies führt zu elektrischen Wechselströmen im Nahfeld der Spule, wodurch es zur Absorption von Sendeleistung kommt. Diese absorbierte Energie ist für die Anregung der Probe verloren. Zu Strahlungsverlusten kommt es dadurch, dass durch das Senden die Hochfrequenzspule einerseits ein elektrisches und magnetisches Nahfeld und andererseits ein elektromagnetisches Fernfeld erzeugt. Die Empfangsspule nimmt neben dem thermischen Rauschen aus dem Nahfeld gleichermaßen thermisches Rauschen aus dem Fernfeld auf. Dielektrische und Strahlungsverluste lassen sich z. B. durch eine gute HF-Abschirmung vermindern. Bei der parallelen Bildgebung ist die Kodierung gemischtförmig und somit weniger orthogonal im Vergleich zur konventionellen Technik, sodass es hier zu einem erhöhten Rauschbeitrag kommt. Die parallele Bildgebung ist also empfindlicher gegenüber Rauschen. (51)

Die Auswertungen des Probanden ergaben relativ heterogene Ergebnisse, wobei insgesamt auffiel, dass CNR und SNR bei den Auswertungen des Probanden deutlich geringer als bei den Phantommessungen waren. Eine Erklärung für die geringeren Signalintensitäten bei dem Probanden gegenüber dem Phantom ist, dass neben dem thermischen Rauschen hier auch das biologische/physiologische Rauschen berücksichtigt werden muss (schwer zu kontrollierende tagesperiodische Einflüsse, natürliche Leistungsschwankungen, Patientenbewegung, Atmung,

Herzschlag, Peristaltik etc.), das bei den Phantommessungen keine Rolle spielt dürfte. (41) (38) (42) (43)

Neben der optimalen geometrischen Beziehung, dem g-Faktor, der wie gesagt abhängig von Schichtorientierung, Beschleunigung und der Anordnung der Spulenelemente ist, müssen einerseits die zu untersuchenden anatomischen Strukturen und andererseits die unterschiedlichen Sequenztypen in Bezug auf die SNR-Veränderung berücksichtigt werden. (52) (53)

Im nächsten Abschnitt erfolgt ein Überblick der verschiedenen Sequenzcharakteristika.

3. Erläuterung der jeweiligen Sequenzeigenschaften

3.1 Spezielle Gesichtspunkte bei der T2 FRFSE-Sequenz

Bei der FRFSE-Sequenz wird die Fast Recovery-Technik angewandt, um die TR zu verkürzen. Zur Rephasierung der Spins wird ein 180°-HF-Impuls eingestrahlt und um die transversale Magnetisierung wieder in die longitudinale Ebene zurückzubringen, wird ein 90°-HF-Impuls eingestrahlt –bei kurzer Akquisitionszeit. Durch die Verkürzung der TR wird jedoch das CNR und SNR verschlechtert.

Da wie bereits oben erwähnt das SNR zur Quadratwurzel der Messzeit proportional ist, wird mit der Verkürzung der Messzeit unter Anwendung der parallelen Bildgebung das SNR theoretisch um ca. 30 % (bei $g = 1$ und $R = 2$) verringert. Bei dieser Sequenz kommt es durch die Fast Recovery-Technik zu einem weiteren Verlust des CNR und SNR, welche jedoch im Vergleich mit und ohne Parallelbildgebung bereits berücksichtigt ist. (23)

3.2 Spezielle Gesichtspunkte bei der T1 FSE-Sequenz

Bei der T1 FSE-Sequenz werden pro Anregung mehrere 180°-Impulse eingestrahlt und zwischendurch der Phasenkodiergradient eingeschaltet, sodass mehrere Echos mit nur einer Anregung gemessen werden können. So erhält man eine Serie von Spinechos, die Echozuglänge. Die TR muss bei dieser Sequenz länger als bei der SE-Sequenz gewählt werden, da die Einstrahlung mehrerer 180°-Impulse Zeit benötigt.

Durch den wiederholt eingestrahlt 180°-Refokussierungsimpuls kommt es zu einem größeren Magnetisierungstransfer-Kontrast bei T1-gewichteten Bildern (insbesondere bei Verwendung eines Kontrastmittels).

Sofern TE kurz gewählt wird, erhält man ein T1-gewichtetes Bild. Da die Kombination aus kurzer TE und großer ETL zu vermindertem Kontrast und unscharfen Bildern führt, kann nur eine kleine ETL verwendet werden, sodass die Anzahl der Echos für T1-gewichtete Bilder begrenzt ist. In der vorliegenden Arbeit wurde eine ETL von 3 verwendet.

Insgesamt ist bei FSE-Sequenzen im Vergleich zur SE-Sequenz die Akquisitionszeit verkürzt, ohne daß das SNR zu sehr leidet. (23)

3.3 Spezielle Gesichtspunkte bei der T1 fs GE-Sequenz

Bei der in dieser Studie verwendeten Gradientenechosequenz handelt es sich um eine gespoilte Sequenz, der verwendete Flip-Winkel betrug 50° . Es handelt sich um sehr schnelle Sequenzen mit kurzer TR. Aufgrund des reduzierten Flip-Winkels verbleibt ein Teil der Längsmagnetisierung in der z-Achse, durch Dephasierung der Transversalmagnetisierung baut sich die Längsmagnetisierung bis zur nächsten Anregung wieder auf. Ein Gleichgewichtszustand ist erreicht, (steady state free precession) sobald sich durch die Anregung die gleiche Menge Längsmagnetisierung vermindert, die durch die Erholung bis zur nächsten Anregung wieder aufgebaut wird. Durch das schnelle Spoiling wird die restliche Transversalmagnetisierung aber immer wieder zerstört.

Diese Sequenz ist empfindlich gegenüber Feldinhomogenitäten, da das Signal mit $T2^*$ zerfällt, aber durch die rasche Akquisitionszeit unempfindlich gegenüber Bewegungsartefakten ist. (23)

3.4 Spezielle Gesichtspunkte bei der FIESTA-Sequenz

Diese Sequenz gehört zu den Gradientenechosequenzen und ist eine gradientenrephasierte SSFP-Sequenz. Hierbei werden die FID- und die Echo-Komponente zur Bilderzeugung genutzt. Die Magnetisierung wird regelmäßig nach der Datenakquisition rephasiert.

Durch die kurze TR muss die Akquisitionszeiten entsprechend schnell sein. Gegenüber den normalen Gradientenechosequenzen sind SNR und CNR verbessert.

Bei Inhomogenitäten des B_0 -Magnetfeldes ist die FIESTA-Sequenz artefaktanfällig. Das gilt daher speziell für 3 T.

Durch den reduzierten Flip-Winkel der Gradientenechosequenzen kommt es zu einer Verkürzung der TR ohne wesentliche Bildqualitätseinbußen. Falls der Flip-Winkel

jedoch zu stark verkleinert wird, steht nicht genug Transversalmagnetisierung zur Verfügung und das Signal wird zu schwach. (28)

4. Vergleich 1,5 Tesla und 3 Tesla.

Der Vorteil der erhöhten Feldstärke von 3 T gegenüber 1,5 T besteht in der proportional höheren Stärke des MR-Signals. Bei 3 T werden etwa 1280 Hz genutzt. Im Vergleich dazu werden z. B. bei 2 Tesla nur etwa 420 Hz verwendet, was letztendlich zu einem schwächeren Signal führt.

Das SNR ist direkt proportional zur Feldstärke. Zu beachten ist, dass das MR-Signal quadratisch mit der höheren Feldstärke wächst, während das Rauschen mit höherer Feldstärke nur linear zunimmt. Im Idealfall wäre also beim Wechsel von 1,5 Tesla zu 3 Tesla eine Verdopplung des SNR die Folge. (54)

4.1 Theoretische SNR/CNR-Erhöhung unter Verdopplung der Feldstärke

Die theoretische Verdopplung des CNR und SNR bei einer Verdopplung der Magnetfeldstärke von 1,5 auf 3 Tesla wurde in unserer Studie annähernd bei folgenden Sequenzen erreicht:

Phantomauswertung:

- Die T1 fs GE-Aufnahme zeigt ohne ASSET bei den coronaren Schichten eine Verdopplung des SNR bei einer Verdopplung der Magnetfeldstärke. Unter Verwendung von ASSET kommt es nicht ganz zu einer Verdopplung des SNR. Bei den axialen Schichten sowohl mit als auch ohne ASSET wird eine Verdopplung des SNR bei einer Verdopplung der Magnetfeldstärke nicht ganz erreicht. Etwas schlechtere Ergebnisse ergaben sich für das CNR, hier sind die axialen Schichten sowohl mit als auch ohne ASSET nahe an einer Verdopplung des CNR bei einer Verdopplung der Magnetfeldstärke. Dies wird bei den coronaren Schichten nicht erreicht, die coronaren ASSET-Aufnahmen sind etwas schlechter als die Aufnahmen ohne ASSET.
- Die T1 FSE-Aufnahme zeigt bei den coronaren ASSET-Aufnahmen fast eine Verdopplung des CNR bei einer Verdopplung der Magnetfeldstärke. Dies wird nicht bei den Aufnahmen ohne ASSET und nicht für das SNR mit und ohne ASSET erreicht.
- Die 2D FIESTA-Aufnahmen zeigen bei den coronaren ASSET-Aufnahmen eine Verdopplung des CNR bei einer Verdopplung der Magnetfeldstärke. Dies

Diskussion

wird nicht bei den Aufnahmen ohne ASSET und nicht für das SNR mit und ohne ASSET erreicht.

Probendauswertung:

- Die 2D FIESTA-Aufnahmen zeigen bei den axialen und coronaren ASSET-Aufnahmen einen CNR-Anstieg bei einer Verdopplung der Magnetfeldstärke der mehr als doppelt so viel beträgt, während es zu keiner Verdopplung des CNR bei den coronaren Schichten ohne ASSET kommt. Eine Verdopplung des SNR wird in den axialen und coronaren Schichten, mit und ohne ASSET nicht erreicht.

Durch höhere Magnetfeldstärken wird der g-Faktor in der Parallelbildgebung reduziert, was sich positiv auf das SNR auswirkt. Bei der parallelen Bildgebung kommt es zu einem inhomogenen Rauschhintergrund. Fraglich ist ob das Hintergrundrauschen bei 3 T geringer ist als bei 1,5 Tesla und es somit möglicherweise zu einem geringeren SNR-Verlust bei 3 T im Vergleich zu 1,5 Tesla kommt. (55)

Dagegen zeigen die Phantommessungen, dass die erwartete Verdopplung des SNR zum Teil nicht erreicht wird, was unter Berücksichtigung der verschiedenen physikalischen Eigenschaften bei der Bildgebung mit höherer Feldstärke erklärbar ist.

Phantommessungen:

T2 fs FRFSE-Aufnahmen:

CNR:

- coronare Aufnahmen ohne ASSET: Abfall des CNR von ca. 60%, coronare Aufnahmen mit ASSET: Abfall des CNR von ca. 30%
- axiale Aufnahmen ohne ASSET: Abfall des CNR von ca. 50%, axiale Aufnahmen mit ASSET: Anstieg des CNR von ca. 40%

SNR

- coronare Aufnahmen ohne ASSET: Abfall des SNR von ca. 70%, coronare Aufnahmen mit ASSET: Abfall des SNR von ca. 40%
- axiale Aufnahmen ohne ASSET: Abfall des SNR von ca. 50%, axiale Aufnahmen mit ASSET: Anstieg des SNR von ca. 35%

2D FIESTA-Aufnahmen:

CNR:

- coronare Aufnahmen ohne ASSET: Anstieg des CNR von ca. 40%, coronare Aufnahmen mit ASSET: wie weiter oben gezeigt Verdopplung des CNR
- axiale Aufnahmen ohne ASSET: Abfall des CNR von ca. 80%, axiale Aufnahmen mit ASSET: Abfall des CNR von ca. 45%

SNR

- coronare Aufnahmen ohne ASSET: Anstieg des SNR von ca. 13%, coronare Aufnahmen mit ASSET: Anstieg des SNR von ca. 20%
- axiale Aufnahmen ohne ASSET: Abfall des SNR von ca. 45%, axiale Aufnahmen mit ASSET: Abfall des SNR von ca. 33%

T1 FSE-Aufnahmen:

CNR:

- coronare Aufnahmen ohne ASSET: Abfall des CNR von ca. 28%, coronare Aufnahmen mit ASSET: wie weiter oben gezeigt zeigte sich fast eine Verdopplung des CNR
- axiale Aufnahmen ohne ASSET: Anstieg des CNR von ca. 7%, axiale Aufnahmen mit ASSET: Abfall des CNR von ca. 30%

SNR

- coronare Aufnahmen ohne ASSET: Abfall des SNR von ca. 7%, coronare Aufnahmen mit ASSET: Anstieg des SNR von ca. 40%
- axiale Aufnahmen ohne ASSET: Abfall des SNR von ca. 25%, axiale Aufnahmen mit ASSET: Abfall des SNR von ca. 18%

Probandenmessungen:

T1 fs GE-Aufnahmen:

CNR:

- coronare Aufnahmen ohne ASSET: Anstieg des CNR von ca. 40%, coronare Aufnahmen mit ASSET: Abfall des CNR von ca. 45%
- axiale Aufnahmen ohne ASSET: Anstieg des CNR von ca. 15%, axiale Aufnahmen mit ASSET: Anstieg des CNR von ca. 25%

SNR

- coronare Aufnahmen ohne ASSET: Anstieg des SNR von ca. 45%, coronare Aufnahmen mit ASSET: Abfall des SNR von ca. 30%
- axiale Aufnahmen ohne ASSET: Anstieg des SNR von ca. 20%, axiale Aufnahmen mit ASSET: Anstieg des SNR von ca. 28%

T1 FSE-Aufnahmen:

CNR:

- coronare Aufnahmen ohne ASSET: Anstieg des CNR von ca. 55%, coronare Aufnahmen mit ASSET: Abfall des CNR von ca. 50%
- axiale Aufnahmen ohne ASSET: zeigen keinen Unterschied, axiale Aufnahmen mit ASSET: Anstieg des CNR von ca. 40%

SNR

- coronare Aufnahmen ohne ASSET: Abfall des SNR von ca. 45%, coronare Aufnahmen mit ASSET: Abfall des SNR von ca. 48%
- axiale Aufnahmen ohne ASSET: Abfall des SNR von ca. 67%, axiale Aufnahmen mit ASSET: Abfall des SNR von ca. 45%

4.2 Verschlechterung des SNR/CNR unter Verdopplung der Feldstärke

Unerwartet ergab sich aber im Gegensatz zu den weiter oben gezeigten Ergebnissen bei einzelnen Sequenzen eine Verschlechterung des SNR und CNR bei 3 T:

Zur besseren Veranschaulichung werden die Ergebnisse hier nochmals aufgelistet:

Phantomauswertungen:

T2 fs FRFSE-Aufnahmen:

CNR:

- coronare Aufnahmen ohne ASSET: Abfall des CNR von ca. 60%, coronare Aufnahmen mit ASSET: Abfall des CNR von ca. 30%
- axiale Aufnahmen ohne ASSET: Abfall des CNR von ca. 50%

SNR

- coronare Aufnahmen ohne ASSET: Abfall des SNR von ca. 70%, coronare Aufnahmen mit ASSET: Abfall des SNR von ca. 40%
- axiale Aufnahmen ohne ASSET: Abfall des SNR von ca. 50%

2D FIESTA-Aufnahmen:

CNR:

- axiale Aufnahmen ohne ASSET: Abfall des CNR von ca. 80%, axiale Aufnahmen mit ASSET: Abfall des CNR von ca. 45%

SNR:

- axiale Aufnahmen ohne ASSET: Abfall des SNR von ca. 45%, axiale Aufnahmen mit ASSET: Abfall des SNR von ca. 33%

T1 FSE-Aufnahmen:

CNR:

- coronare Aufnahmen ohne ASSET: Abfall des CNR von ca. 28%,
- axiale Aufnahmen mit ASSET: Abfall des CNR von ca. 30%

SNR

- coronare Aufnahmen ohne ASSET: Abfall des SNR von ca. 7%,
- axiale Aufnahmen ohne ASSET: Abfall des SNR von ca. 25%, axiale Aufnahmen mit ASSET: Abfall des SNR von ca. 18%

Probandenmessungen:

T1 fs GE-Aufnahmen:

CNR:

- coronare Aufnahmen mit ASSET: Abfall des CNR von ca. 45%

SNR

- coronare Aufnahmen mit ASSET: Abfall des SNR von ca. 30%

T1 FSE-Aufnahmen:

CNR:

- coronare Aufnahmen mit ASSET: Abfall des CNR von ca. 50%

SNR

- coronare Aufnahmen ohne ASSET: Abfall des SNR von ca. 45%, coronare Aufnahmen mit ASSET: Abfall des SNR von ca. 48%
- axiale Aufnahmen ohne ASSET: Abfall des SNR von ca. 67%, axiale Aufnahmen mit ASSET: Abfall des SNR von ca. 45%

2D FIESTA-Aufnahmen:

CNR:

- coronare Aufnahmen ohne ASSET: Abfall des CNR von ca. 60%, coronare Aufnahmen mit ASSET: Abfall des CNR von ca. 78%

SNR

- coronare Aufnahmen mit ASSET: Abfall des SNR von ca. 10%
- axiale Aufnahmen mit ASSET: Abfall des SNR von ca. 45%

T2 FRFSE-Aufnahmen:

CNR:

- coronare Aufnahmen ohne ASSET: Abfall des CNR von ca. 60%, coronare Aufnahmen mit ASSET: Abfall des CNR von ca. 50%
- axiale Aufnahmen mit ASSET: Abfall des CNR von ca. 28%

SNR

- coronare Aufnahmen ohne ASSET: Abfall des SNR von ca. 55%, coronare Aufnahmen mit ASSET: Abfall des SNR von ca. 40%
- axiale Aufnahmen mit ASSET: Abfall des SNR von ca. 40%

4.3 Homogenität des Magnetfeldes

Die Homogenität des B1-Feldes hängt vom Aufbau der sendenden Spule, dem Bildobjekt und der Wellenlänge ab.

Das durch den MR-Tomographen gebildete Magnetfeld B0 muss, um es messbar zu machen, aus der Z-Ebene in die X-Y-Ebene gekippt werden. Dies geschieht durch eine HF-Spule, die durch das Einstrahlen von Energie eine Transversalmagnetisierung herbeiführt. Das B1-Feld ist entstanden. Es ist ein zweites Magnetfeld, das senkrecht zur B0-Feldrichtung verläuft. Der Drehwinkel, der zur Drehung der Magnetisierung von Mz in die Mxy-Richtung benötigt wird, ist der sogenannte Kippwinkel bzw. der Pulswinkel. In unserer Studie wurde zur B1-Felderzeugung die fest in das Gerät eingebaute Bodycoil der Sendespule verwendet. Bei Sendespulen ist es wichtig, dass die Anregung der Probe homogen ist.

Sofern die Sendeleistung konstant ist, ist die B1-Feldstärke proportional zur Empfindlichkeit dieser Spule. Beim Senden entstehen das elektromagnetische Nahfeld sowie ein elektromagnetisches Fernfeld, das nicht zur Erzeugung des MR-Signals beiträgt. Die Energie, die aufgebracht wird, um das elektromagnetische Fernfeld zu erzeugen, steht für die Erzeugung des MR-Signals nicht zur Verfügung. Diese Strahlungsverluste können baubedingt minimiert werden, indem das MRT in HF-undurchlässigen Räumen in einen sogenannten Faradayschen Käfig eingebaut wird. Die HF-Abschirmung wird jedoch vorwiegend gegen den Einfluss äußerer

Störsignale genutzt wie z. B. durch Radiosender, Mobiltelefone etc. (41) (38) (44) (55)

4.4 Unterschied der Wellenlänge

Die Wellenlänge in der Luft beträgt für 1,5 Tesla 468 cm und für 3 Tesla 234 cm. Im menschlichen Körper wird die Wellenlänge deutlich verkürzt. Da die Wellenlänge bei 3 Tesla nur ca. halb so groß ist im Vergleich zu 1,5 Tesla, weist sie eine ähnliche geometrische Dimension wie das zu untersuchende Objekt auf. In unserer Studie ist die Wellenlänge ca. 26 cm lang und entspricht so in etwa der Dimension des Abdomens. Aufgrund dieses Phänomens kommt es zu sogenannten Radiofrequenzinterferenzen mit Inhomogenitäten des RF-Feldes, die zur Bildstörung mit Signalverlusten führen. (56) (57)

4.5 Shadingartefakte

Das B₀-Magnetfeld, die Spulen sowie das Radiofrequenzfeld weisen häufig Inhomogenitäten auf, die dann im Gesamten zu Bildstörungen führen; es entstehen Shadingartefakte.

4.6 Magnetische Suszeptibilität

Die magnetische Suszeptibilität beschreibt die Eigenschaft der unterschiedlichen Magnetisierbarkeit von Geweben oder Fremdmaterial, abhängig vom Gewebe/Material und von der Magnetfeldstärke. Die Suszeptibilität erhöht sich mit steigendem Magnetfeld. Besonders an Luft-Gewebe-Grenzen kommt es zu starken Änderungen der magnetischen Suszeptibilität und dadurch zu Artefakten, die meist in Bildverzerrungen resultieren. Zusätzlich nehmen Suszeptibilitätsartefakte mit dem vergrößerten FoV, das für die Abdomenbildgebung benötigt wird, zu.

SE-Sequenzen sind im Vergleich zu Gradientenechosequenzen weniger anfällig für Suszeptibilitätsartefakte. EPI-Sequenzen sind ebenfalls anfälliger für Suszeptibilitätsartefakte. Hierbei kann- anders als bei der kartesischen K-Raumabtastung- die Abtastung auch entlang einer Spiralbahn mittels zweier gleichzeitig betriebener Gradienten durchgeführt werden. (58) (59) (50)

4.7 Chemischer Verschiebungsartefakt

Der Artefakt aufgrund der chemischen Verschiebung tritt in der Frequenzkodierichtung auf. Durch die Verdopplung der Feldstärke von 1,5 auf 3 Tesla kann das TE halbiert werden, sodass eine schnellere Fettsättigung erreicht wird, denn der chemische Verschiebungsartefakt ist proportional zur Feldstärke. Eine

Reduktion dieses Artefaktes erhält man durch Erhöhung der Bandbreite, wodurch sich jedoch das SNR reduziert (Verdopplung der Bandbreite reduziert das SNR um ca. 30 %). (59)

5. Zeitersparnis

Durch die Verwendung der parallelen Bildgebung ergab sich in dieser Studie eine erhebliche Zeitersparnis, die im Mittel für 1,5 und 3 Tesla 47 % betrug.

Meist wurden mittels der Parallelbildgebung eine Verbesserung oder zumindest nicht signifikante Ergebnisse des SNR und CNR erreicht. Daneben wurden nur einzelne schlechtere SNR/CNR-Werte mit ASSET gemessen. Insgesamt überwiegt aber die Verbesserung der Bildgebung unter Verwendung paralleler Bildgebung, insbesondere bei höherer Feldstärken. Zu berücksichtigen ist hierbei auch, dass die Probenauswertungen bei dem T2 FRFSE und den T1 FSE-Sequenzen nicht signifikante Ergebnisse ergaben, sodass der CNR und SNR-Verlust mit paralleler Bildgebung gegenüber ohne paralleler Bildgebung nicht schlechter wird und als Gewinn die reduzierte Zeit bleibt.

6. Vergleich mit und ohne Kontrastmittel

6.1 Relaxationszeiten

Unter Erhöhung der Feldstärke kommt es zu einer Veränderung der Relaxationszeiten. Bei der Verwendung von 3 Tesla verlängert sich die T1-Relaxationszeit, sodass man zum Erzielen der gleichen Signalintensität bei 3 T im Vergleich zu 1,5 T das TR verlängern sollte. Allerdings würde sich dann auch die Scanzeit verlängern. Die T2-Relaxationszeit ist weitgehend unabhängig von der Feldstärke. (54) In einer Studie von Pruessman et al. wurde allerdings gezeigt, dass sich die Relaxationszeiten von T2 und T2* unter Verwendung einer höheren Feldstärke verkürzen, mit der Folge, dass es zu vermehrter Bildverwischung und zu Artefakten kommt. (50)

6.2 Vergleich der Asset-Sequenzen mit und ohne Kontrastmittel bei 1,5 und 3 Tesla

Es wurden die T1-gewichteten Asset-Sequenzen mit und ohne Kontrastmittel bei 1,5 und bei 3 Tesla verglichen:

Bei beiden Feldstärken zeigte sich erwartungsgemäß ein signifikant höheres SNR der GE- und FSE-Aufnahmen mit KM im Vergleich zu denen ohne KM, wobei sich die höchsten SNR-Werte bei 3 T in den T1 fs GE-Aufnahmen in axialer

Schichtführung fanden, die um 55 % über den Werten ohne KM lagen. Für 1,5 T zeigten die axialen T1 FSE-Aufnahmen Signalverstärkungen um 60 % gegenüber den Werten ohne KM.

Bei 3 T und 1,5 T zeigte sich ein signifikant höheres CNR in den GE-Aufnahmen mit KM im Vergleich zu denen ohne KM, wobei die höchsten CNR-Werte in axialer Schichtorientierung bei 3 T um 62 % und bei 1,5 T um 57 % über den Werten ohne KM fanden. Ein signifikant niedrigeres CNR zeigte sich in den FSE-Bildern mit KM im Vergleich zu denen ohne KM, wobei sich die niedrigsten CNR-Werte bei 1,5 T in axialer Schichtführung fanden. Sie lagen um 89 % unter den Werten mit KM.

Die aus der Gadolinium-Präsenz resultierende T1-Relaxationszeitverkürzung fällt bei 3 T gegenüber 1,5 T relativ stärker aus, sodass die Signalerhöhung bei 3 Tesla ausgeprägter erscheint als bei 1,5 Tesla.

Diese theoretischen Überlegungen lassen sich auch in den Ergebnissen der vorliegenden Studie finden. Es wurde gezeigt, dass das SNR und CNR der mit ASSET erzeugten Bildern mit Kontrastmittel bei 3 Tesla deutlich höher lagen im Vergleich zu 1,5 Tesla. Als einzige Ausnahme zeigten sich beim SNR der axialen T1 FSE-Aufnahmen 20 % höhere Werte bei 1,5 T gegenüber 3 Tesla möglicherweise durch Shadingartefakte bedingt.

7. Studienlimitationen

7.1 Methodisch bedingte Einschränkungen

7.1.1 Einschränkung durch die SNR-Bestimmung

Es wurden verschiedene Methoden zur SNR-Bestimmung beschrieben, die sich durch Messung auf einem Einzelbild, auf einem Bildpaar oder auf einer Folge von Bildern unterscheiden. Die gängigste und bekannteste Methode zur SNR-Bestimmung, die Zwei-Region-Methode, wurde auch in dieser Studie verwendet. Hierbei werden zwei verschiedene Untersuchungsregionen (ROI) in ein Einzelbild gelegt, eine der ROI's in das interessierende Gewebe zur Bestimmung der Signalintensität, die andere ROI in den Bildhintergrund zur Bestimmung der Rauschintensität. Um bei dieser Methode genaue Werte zu erhalten, muss die Bedingung erfüllt sein, dass das Rauschen im Bild homogen verteilt ist. Durch die in unserer Studie angewendete parallele Bildgebung wird das Rauschen aber im Hintergrund beeinflusst, da das Rauschen durch den g-Faktor mitbestimmt ist, der wie oben beschrieben von verschiedenen Faktoren abhängt. Das statistische

Rauschen beschreibt die Intensitätsverteilung des Bildsignals in Gegenwart des Rauschens. Das Rauschen folgt in den Rohdaten, also vor der Fourier-Transformation einer Gauß-Verteilung. Durch die Fourier-Transformation, also durch die Bildrekonstruktion, folgt das Rauschen aber schließlich einer Rayleigh-Verteilung. Im Gegensatz zur Gauß-Funktion ist die Rayleigh-Funktion asymmetrisch. Durch diese Asymmetrie ist die Wahrscheinlichkeit, dass ein Signalbeitrag vom Mittelwert abweicht, höher als dass der Signalbeitrag genau dem Mittelwert entspricht. Diese Abweichungen vom Mittelwert können als zusätzliches Rauschen dargestellt werden, gekennzeichnet ist diese statistische Änderung des Signals durch eine zufällige Erniedrigung oder Erhöhung des Rauschens um den Mittelwert. Bei der Zwei-Region-Methode wurde, um genaue Messwerte zu erhalten, wie im Methodikteil beschrieben, ein Korrekturfaktor bei der Berechnung des SNR verwendet, der auf der Annahme basiert, dass das Rauschen der Rayleigh-Verteilung folgt. In Studien konnte allerdings unter Verwendung paralleler Bildgebungstechniken gezeigt werden, dass die vermutete Rayleigh-Verteilung für die Einkanal-Rekonstruktion bestätigt wird, aber dass sich im Mehrkanalbetrieb eine Abweichung des Rauschens von der Rayleigh-Verteilung ergab. In unserer Studie wurde eine 4-Kanal-Spule verwendet, sodass hier von Messfehlern auszugehen ist. In Studien wurde gezeigt, dass die Differenz-Methode zur SNR-Bestimmung genauere Ergebnisse bei nur gering größerem Messaufwand ergab: Bei der Differenz-Methode erhält man zwei identische Bilder durch wiederholte Messungen. Zur Berechnung werden die Bilder voneinander subtrahiert, die Standardabweichung des im Subtraktionsbild gemessenen Signals gilt dann als Rauschen. (34)

7.1.2 Einschränkung durch die Probandmessung

Insbesondere die Messung nur eines einzelnen Probanden ist für die Übertragung der Phantomergebnisse auf den Menschen unzureichend, dennoch lassen sich erste Tendenzen erkennen. Weitere Studien sind nötig um eine fundierte Aussage bezüglich der Bildqualität in vivo treffen zu können.

7.2 Single-Shot-Technik

Zu den größten Nutznießern der parallelen Bildgebung zählen die Single-Shot-Technik wie die EPI- oder Haste-Sequenz. Neben der schnelleren Bildgebung führt die parallele Bildgebung auch zu einer Verringerung der Artefakte durch Verkürzung der Echozuglänge bei dieser Technik. Das Gewebe wird hierbei nur einmal angeregt

und anschließend werden dann alle K-Linien ausgelesen. Die Signalintensitäten nehmen im Laufe eines Echozuges exponentiell durch die transversalen T2/T2* Effekte ab, sodass am Ende des Echozuges nur noch geringste Signalintensitäten vorliegen. Es kommt zur Reduktion des SNR vom Gesamtbild und zur Unschärfe. Durch die parallele Bildgebung werden die Echozüge verkürzt und damit die transversalen Relaxationseffekte vermindert, letztlich wird hierdurch das Gesamt-SNR erhöht. Der SNR-Verlust ist nur sehr gering bis gar nicht vorhanden oder das SNR wird sogar etwas besser. Diese Technik konnte in unserer Studie nicht angewendet werden, weil die Excite-Software 10 und 11 der verwendeten MRT-Geräte kein Asset für SSFSE-Sequenzen implementiert hat.

7.3 Einschränkungen durch SAR

In dieser Studie wurde wie bereits oben erwähnt zur Einstrahlung des RF-Feldes, also als Sendespule, die in die Geräte eingebaute sog. Körperspule verwendet. Der unterschiedliche Durchmesser der Tunnelöffnung (3 Tesla 55 cm und 1,5 Tesla 60 cm) muss in dieser Studie berücksichtigt werden, da die Größe der HF-Leistung, die zum Auslenken eines bestimmten Winkels erforderlich ist, proportional zur Tunnelöffnung ist. Andererseits ist auch die Sendeleistung des Transmitters für 1,5 T und 3 T-MRT unterschiedlich.

Unter Verdopplung der Feldstärke von 1,5 auf 3 steigt die im Körper aufgenommene Energie (SAR steigt mit dem Quadrat der Feldstärke an) bedingt durch die höhere Resonanzfrequenz um den Faktor 4 an, sodass bei 3 Tesla das vorgegebene SAR-Limit von 2 W/kg schneller erreicht wird. Nur unter Inkaufnahme einer Scanzeitverlängerung oder einer SNR-Verschlechterung, indem man die TR erhöht, die Schichtanzahl verringert oder den Flip-Winkel reduziert, kann die aufgenommene Energie verringert werden. Durch die schnellere Bildgebung bei Asset wird die SAR-Limitation nicht so schnell erreicht. (54) (50) (60)

8. Ausblick

Durch die Verwendung höherer Feldstärken zur MR-Messung erhält man zwar einerseits ein stärkeres Signal, aber andererseits nimmt die Inhomogenität des HF-Feldes zu. Der Verbesserung der Spulen sind Grenzen gesetzt, z. B können die individuellen Gegebenheiten eines jeden zu messenden Objektes nicht ausreichend ausgeglichen werden. Über die technische Verbesserung der Spulen kann nur eine

allgemeine Optimierung erfolgen. Darüber hinaus wurden Methoden der Nachbearbeitung verbessert und weiterentwickelt.

Neuere Methoden umfassen das lokale Phased-Array-Senden und die Parallele Anregung:

Phased-Array-Senden: Es werden Sendearrays verwendet, deren Elemente individuell angesteuert werden können. Nur so ist es möglich Amplitude und Phasenlage individuell anzupassen. In Studien konnte gezeigt werden, dass sich hierbei die Homogenität des HF-Feldes verbessert.

Parallele Anregung (parallel excitation PEX, Transmit sensitivity Encoding):

In Analogie zum parallelen Empfangen wird beim parallelen Senden die HF-Energie durch ein Spulenarray appliziert, wobei die verschiedenen Arrayelemente eine unterschiedliche räumliche Verteilung ihrer Sendeempfindlichkeiten aufweisen.

Da jedes Arrayelement mit einem eigenen Sendekanal ausgestattet ist, der separat angesteuert werden kann, wird es möglich, eine Unterabtastung des K-Raums zu erreichen und hierdurch die selektiven Pulse zu verkürzen. Das parallele Senden kann neben der Verkürzung auch zur Homogenisierung des HF-Feldes genutzt werden. (61)

9. Schlussfolgerung

9.1 Welche Sequenz ist für die Darmbildgebung am besten geeignet?

Wie oben in der Darstellung der Ergebnisse gezeigt, müssen die Unterschiede der Phantom- und Probandmessungen, die Unterschiede der Schichtorientierung und der Feldstärke berücksichtigt werden.

In Bezug auf den theoretisch zu erwartenden SNR-Verlust von ca. 30 % unter Verwendung paralleler Bildgebung haben sich für die Phantommessungen in axialer Schichtorientierung die T1 fs GE-, die T1 FSE-, 2D FIESTA- und die T2 FRFSE-Sequenz mit einem maximalen SNR-Verlust von ca. 30 % als gut geeignet erwiesen. Weitet man die Eignung auf die coronare Schichtorientierung aus, so hat sich gezeigt, dass die T1 fs GE-Sequenz am geeignetsten ist, da dabei die SNR-Verluste in coronarer Schichtorientierung nur um 50 % liegen, während die SNR-Verluste in coronarer Schichtorientierung der T1 FSE-, 2D Fiesta- und der T2 FRFSE-Sequenzen um 20 % höher liegen.

Für die Probandmessungen hat sich unter Anwendung von ASSET gezeigt, dass die 2D Fiesta-Sequenz in axialer Schichtorientierung mit einem maximalen SNR-Verlust von 35 % am besten geeignet ist. Erwähnt werden muss hier aber, dass der SNR-

Verlust in coronarer Schichtführung um 90 % liegt, sodass diese Sequenz nur in axialer Schichtorientierung verwendet werden sollte. Als zusätzlich geeignet haben sich die T1 FSE- und die T2 FRFSE-Sequenz mit insgesamt nicht signifikanten Ergebnissen gezeigt. Sie sind somit in coronarer Schichtorientierung der Fiesta-Sequenz überlegen und sollten daher bevorzugt für die coronare Schichtorientierung verwendet werden.

Unter Verdopplung der Feldstärke findet sich die theoretische Verdopplung für CNR und SNR bei der Phantommessung bei der T1 fs GE-Sequenz mit SNR- und CNR-Verdopplung in axialer und coronarer Schichtorientierung und bei der Probandmessung bei der 2D Fiesta in coronarer Schichtführung für CNR und SNR, während die axiale Schichtführung deutlich schlechtere Ergebnisse ergibt und somit nicht geeignet erscheint.

Nach Applikation von Kontrastmittel zeigte sich die als am besten geeignete Sequenz die T1 fs GE-Sequenz, da damit sowohl bei 1,5 T als auch bei 3 T die SNR- und CNR-Werte mit Kontrastmittel den Werten ohne KM signifikant überlegen waren und das SNR mit KM zwischen 55 und 62 % über den Werten ohne KM lag.

Nicht geeignet dagegen erscheint die FSE-Sequenz, da sich hier ein signifikant niedrigeres CNR mit KM im Vergleich zu den Sequenzen ohne KM ergab und bei 1,5 T in axialer Schichtführung um 89 % unter den Werten mit KM lag.

In unserer Studie zeigte sich unter der Gadolinium-Gabe eine von der Erhöhung der Feldstärke relativ unabhängige T1-Relaxationszeitverkürzung, sodass die Signalerhöhung bei 3 Tesla ausgeprägter erscheint als bei 1,5 Tesla.

Insgesamt sind die Ergebnisse, unter Berücksichtigung der deutlichen Verkürzung der Untersuchungszeit um 47 %, gut bis ausreichend und entsprechen weitgehend den Erwartungen und theoretischen Überlegungen. Die insgesamt überwiegend geringeren Signalintensitäten bei den Probandmessungen gegenüber den Phantommessungen sind am ehesten dadurch zu erklären, dass bei den Probandmessungen neben dem thermischen Rauschen auch das biologische/physiologische Rauschen berücksichtigt werden muss.

Abschließend ist festzuhalten, dass insgesamt bei den Phantom- und Probandmessungen die Gradientenechosequenzen den Spinechosequenzen überlegen sind und die axiale Schichtorientierung günstiger im Vergleich zur coronaren Schichtorientierung ist.

VI. Anhang

1. Abkürzungsverzeichnis

AutoSMASH	simultaneous acquisition of spatial harmonics
Amp.	Ampulle
bzw.	beziehungsweise
°C	Grad Celsius
CNR	Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis (contrast-to-noise ratio)
CT	Computertomographie
2D-FT-Rekonstruktion	zweidimensionale Fourier-Transformation
d. h.	das heißt
EKG	Echokardiographie
etc.	et cetera
EPI-Sequenz	Echoplanare-Sequenz
FoV	field of view
GE	General Electric
g-Faktor	Geometriefaktor
GRAPPA	generalized auto-calibrating partially parallel acquisition
GRE	Gradientenecho
HASTE-Sequenz	half Fourier-acquired single shot spin echo-Sequenz
HF-Impuls	Hochfrequenzimpuls
i. v.	intravenös
KM	Kontrastmittel
magn.	magnetisch
max.	maximal
MHz	Megahertz
mmol	Millimol
MRT	Magnetresonanztomographie
mT	Millitesla
MW	Mittelwert
mSENSE	modified Sensitivity Encoding
NEX	Number of Excitations
o. g.	oben genannt

Anhang

PD	protonendichtegewichtet
PEX	parallel excitation
PILS	parallel imaging with localized sensitivities
ppm	parts per million
PVC	Polyvinylchlorid
R	Reduktionsfaktor
RF-Impuls	Radiofrequenzimpuls
ROI	region-of-interest
s	Sekunde
SAR	Spezifische Absorptionsrate
SCIC-Filter	surface coil intensity correction filter
SD	Standardabweichung
SE	Spin-Echo
SENSE	sensitivity encoding
SI	Signalintensität
SMASH	simultaneous acquisition of spatial harmonics
SNR	signal-to-noise ratio (Signal-zu-Rausch-Verhältnis)
SSFP	steady-state free precession
T	Tesla
TE	Echozeit

2. Literaturverzeichnis

1. Classen D, Kochsiek. Innere Medizin. Erkrankungen des Gastrointestinalsystems. Urban & Schwarzenberg, München 1996; Kapitel 11, Seite 572-637.
2. Sailer J, Peloschek P, Schober E, Schima W, Reinisch W, Vogelsang H. Diagnostic value of CT enteroclysis compared with conventional enteroclysis in patients with Crohn's disease. *AJR Am J Roentgenol* 2005; 185(6): 1575-81.
3. Schiebler T. Dickdarm aus Anatomie. Springer, Berlin 2005; Kapitel 8, Seite 538-540 und 577-580.
4. Schiebler T. Dünndarm aus Anatomie: Springer, Berlin 2005; Kapitel 8, Seite 569-577.
5. Schmidt R, Thews G. Colon aus Physiologie des Menschen. Springer 1990; Kapitel 29, Seite 722-776.
6. Sushil K. Myoelectrical and Contractile Activities of the Gastrointestinal Tract in Schuster Atlas of Gastrointestinal Motility in Health and Disease. Hrsg: Schuster, Crowell, Koch.p. 1 -15. BCDecker, London 2002.
7. Johnson L. Functional gastric morphology in Physiology of the gastrointestinal tract. Hrsg: LR Johnson, Raven Press, New York 1981; 517-550.
8. Schmidt R, Thews G. Dünndarm aus Physiologie des Menschen. Springer, Berlin/Heidelberg 1990; Kapitel 29, 763-772.
9. Luboldt W. Gastrointestinaltrakt. MRT von Abdomen und Becken Thieme, Stuttgart 2000; Kapitel 5.
10. Hahn E, Riemann J. Gastroenterologie. Hrsg: Wilhelm Haverkamp, Felix Herth, Helmut Messmann. Thieme 1996.
11. Herlinger H. A modified technique for the double-contrast small bowel enema. *Gastrointest Radiol* 1978; 3(2): 201-7.
12. Herlinger H. The small bowel enema and the diagnosis of Crohn's disease. *Radiol Clin North Am* 1982; 20(4): 721-42.
13. Dancygier H. Endoskopische Sonographie in der Gastroenterologie. Thieme, Stuttgart 1997.
14. Frühmorgen P. Gastroenterologische Endoskopie - Ein Leitfadens zur Diagnostik. Springer, Berlin/Heidelberg 1999.
15. Sander R. Flexible gastroenterologische Endoskopie - Diagnose und Therapie. Stuttgart, Kohlhammer 1994.

16. Hahne M, Adamek HE, Schilling D, Riemann JF. Wireless capsule endoscopy in a patient with obscure occult bleeding. *Endoscopy* 2002; 34(7): 588-90.
17. Daas AY, Small MB, Pinkas H, Brady PG. Safety of conventional and wireless capsule endoscopy in patients supported with nonpulsatile axial flow Heart-Mate II left ventricular assist device. *Gastrointest Endosc* 2008; 68(2): 379-82.
18. Fischer D, Shreiber R, R E. Localisation of the wireless capsule endoscopy in its passage through the gastrointestinal tract. *Gastrointestinal Endoscopy* 2001.
19. Margulis AE. *Modern Imaging of the Alimentary Tube*. Springer 1998.
20. Thurn P, Bücheler E, Lackner Kea. *Einführung in die radiologische Diagnostik*. Thieme 1998.
21. Schober E, Turetschek K, Schima W, et al. Methyl cellulose enteroclysis spiral CT: Technique, examination quality and complications. *Book of Abstracts, American Roentgen Ray Society* 1997; 36.
22. Yacoub JH, Obara P, Oto A. Evolving role of MRI in Crohn's disease. *J Magn Reson Imaging* 2013; 37(6): 1277-89.
23. Weishaupt D, Köchli V, Marincek B. *Wie funktioniert MRI?* Springer 2003; Seite 41-45 und 47-60.
24. Hombach V. *Kursbuch und Repetitorium: Schattauer*, Stuttgart 2006; Seite 27-30.
25. Wood ML, Runge VM, Henkelman RM. Overcoming motion in abdominal MR imaging. *AJR Am J Roentgenol* 1988;150(3): 513-22.
26. Zand KR, Reinhold C, Haider MA, Nakai A, Rohoman L, Maheshwari S. Artifacts and pitfalls in MR imaging of the pelvis. *J Magn Reson Imaging* 2007;26(3): 480-97.
27. Wiesinger F, Boesiger P, Pruessmann KP. Electrodynamics and ultimate SNR in parallel MR imaging. *Magn Reson Med* 2004;52(2): 376-90.
28. Frahm J, Gyngell ML, Hänicke W. *Rapid Scan Techniques*. Chap. 7, pp 165-203. *Magnetic Resonance Imaging*, 2nd edition. Stark DD, Bradley WG (eds.). Mosby, St. Louis 1992.

29. Nitz W. Praxiskurs MRT: Thieme, Stuttgart 2007;Seite 38-72.
30. Chavhan GB, Babyn PS, Jankharia BG, Cheng HL, Shroff MM. Steady-state MR imaging sequences: physics, classification, and clinical applications. Radiographics 2008;28(4):1147-60.
31. Laniado M, Makowiec F, Dammann F, Jehle EC, Claussen CD, M. S. Eur Radiol, August 1997; Volume 7, Issue 7, pp 1035-1042; Perianal complications of Crohn disease: MR imaging findings.
32. Braun J. Vorlesung „Bildgebende Verfahren in der Medizin“ Magnetresonanztomographie II. Informatik JB-IfM, editor. Campus Benjamin Franklin Hindenburgdamm 30 12200 Berlin 2007.
33. Lobmayr R. Praktische Aspekte der parallelen Bildgebung in der MRT. In; 2005.
34. Dietrich O, Raya JG, Reeder SB, Reiser MF, Schoenberg SO. Measurement of signal-to-noise ratios in MR images: influence of multichannel coils, parallel imaging, and reconstruction filters. J Magn Reson Imaging 2007;26(2):375-85.
35. Sardanelli F, G. DL. Biostatistics for Radiologists. Springer 2008.
36. Dosda R, Marti-Bonmati L, Ronchera-Oms CL, Molla E, Arana E. Effect of subcutaneous butylscopolamine administration in the reduction of peristaltic artifacts in 1.5-T MR fast abdominal examinations. Eur Radiol 2003;13(2):294-8.
37. Deshmane A, Gulani V, Griswold MA, Seiberlich N. Parallel MR imaging. J Magn Reson Imaging;36(1):55-72.
38. Bammer R, Schoenberg SO. Current concepts and advances in clinical parallel magnetic resonance imaging. Top Magn Reson Imaging 2004;15(3):129-58.
39. Pruessmann KP, Weiger M, Scheidegger MB, Boesiger P. SENSE: sensitivity encoding for fast MRI. Magn Reson Med 1999;42(5):952-62.
40. Griswold MA. MR Abdomen. Thieme 2005;
41. Dietrich O, Schoenberg S. O. IPAT: Applikation für schnelle und kardiovaskuläre MRT. Electromedica 70 2002; Heft 2.

42. Maderwald S, Ladd ME. Parallel imaging in magnetic resonance imaging. Radiologie up2 date Ausgabe 02, Juni 2005; Volume 5 Seite 113-134.
43. Blaimer M, Breuer F, Mueller M, Heidemann RM, Griswold MA, Jakob PM. SMASH, SENSE, PILS, GRAPPA: how to choose the optimal method. Top Magn Reson Imaging 2004;15(4):223-36.
44. Niendorf T, Saranathan M, Lingamneni A, Pedrosa I, Spencer M, Cline H, et al. Short breath-hold, volumetric coronary MR angiography employing steady-state free precession in conjunction with parallel imaging. Magn Reson Med 2005;53(4):885-94.
45. Korn M. Spulenkonzepte zur schnellen und bewegungskompensierten MR Bildgebung von Kleintieren; Dissertation Medizinische Physik NMR Bildgebung. Vorgelegt an der Ruprecht-Karls-Universität Heidelberg 2009;Seite 20-21, 26-29, 34-35, 51-56, 95-97.
46. Gustard S, Fadili J, Williams EJ, Hall LD, Carpenter TA, Brett M, et al. Effect of slice orientation on reproducibility of fMRI motor activation at 3 Tesla. Magn Reson Imaging 2001;19(10):1323-31.
47. Hohl C, Honnef D, Krombach G, Ocklenburg C, Muhlenbruch G, Wenzl TG, et al. [Pediatric bowel MRI--accelerated parallel imaging in a single breathhold]. Rofo 2008;180(5):402-9.
48. Müller M. Dreidimensionale Konfigurationen von NMR Phased-Array Spulen mit vielen Einzelementen. Dissertation Physik. Vorgelegt an der Julius-Maximilians-Universität Würzburg 2010;Seite 73-81.
49. Zhu Y, Hardy CJ, Sodickson DK, Giaquinto RO, Dumoulin CL, Kenwood G, et al. Highly parallel volumetric imaging with a 32-element RF coil array. Magn Reson Med 2004;52(4):869-77.
50. Pruessmann KP. Parallel imaging at high field strength: synergies and joint potential. Top Magn Reson Imaging 2004;15(4):237-44.
51. Pruessmann KP. Encoding and reconstruction in parallel MRI. NMR Biomed 2006;19(3):288-99.

52. Lotz J, Doker R, Noeske R, Schuttert M, Felix R, Galanski M, et al. In vitro validation of phase-contrast flow measurements at 3 T in comparison to 1.5 T: precision, accuracy, and signal-to-noise ratios. *J Magn Reson Imaging* 2005;21(5):604-10.
53. Hinton DP, Wald LL, Pitts J, Schmitt F. Comparison of cardiac MRI on 1.5 and 3.0 Tesla clinical whole body systems. *Invest Radiol* 2003;38(7):436-42.
54. Chang KJ, Kamel IR, Macura KJ, Bluemke DA. 3.0-T MR imaging of the abdomen: comparison with 1.5 T. *Radiographics* 2008;28(7):1983-98.
55. Gutberlet M, Schwinge K, Freyhardt P, Spors B, Grothoff M, Denecke T, et al. Influence of high magnetic field strengths and parallel acquisition strategies on image quality in cardiac 2D CINE magnetic resonance imaging: comparison of 1.5 T vs. 3.0 T. *Eur Radiol* 2005;15(8):1586-97.
56. Choi JY, Kim MJ, Chung YE, Kim JY, Jones AC, de Becker J, et al. Abdominal applications of 3.0-T MR imaging: comparative review versus a 1.5-T system. *Radiographics* 2008;28(4):e30.
57. Noeske R, Seifert F, Rhein KH, Rinneberg H. Human cardiac imaging at 3 T using phased array coils. *Magn Reson Med* 2000;44(6):978-82.
58. Heidemann RM, Seiberlich N, Griswold MA, Wohlfarth K, Krueger G, Jakob PM. Perspectives and limitations of parallel MR imaging at high field strengths. *Neuroimaging Clin N Am* 2006;16(2):311-20.
59. Merkle EM, Dale BM, Paulson EK. Abdominal MR imaging at 3T. *Magn Reson Imaging Clin N Am* 2006;14(1):17-26.
60. Merkle EM, Dale BM. Abdominal MRI at 3.0 T: the basics revisited. *AJR Am J Roentgenol* 2006;186(6):1524-32.
61. Ullmann P, Junge S, Wick M, Seifert F, Ruhm W, Hennig J. Experimental analysis of parallel excitation using dedicated coil setups and simultaneous RF transmission on multiple channels. *Magn Reson Med* 2005;54(4):994-1001.
62. Gee MS, Harisinghani MG. MRI in patients with inflammatory bowel disease. *J Magn Reson Imag* 2011;33:527-534.

3. Eidesstattliche Versicherung

„Ich, Anandi Depiereux, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema:

„Parallel beschleunigte MR Bildgebung zum Aufspüren entzündlicher Darmerkrankungen: Überprüfung geeigneter Pulssequenzen am Darmphantom und in vivo bei 1,5 und 3,0 T.“

selbständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt habe.

Alle Stellen, die wörtlich oder dem Sinn nach auf Publikationen oder Vorträgen anderer Autoren beruhen, sind als solche in korrekter Zitierung (siehe „Uniform Requirements for Manuscripts (URM)“ des ICMJE-www.icmje.org) kenntlich gemacht. Die Abschnitte zu Methodik (insbesondere praktische Arbeiten, Laborbestimmungen, statistische Aufarbeitung) und Resultaten (insbesondere Abbildungen, Graphiken und Tabellen) entsprechen den URM (s.o) und werden von mir verantwortet.

Meine Anteile an etwaigen Publikationen zu dieser Dissertation entsprechen denen, die in der untenstehenden gemeinsamen Erklärung mit dem Betreuer, angegeben sind. Sämtliche Publikationen, die aus dieser Dissertation hervorgegangen sind und bei denen ich Autor bin, entsprechen den URM (s.o) und werden von mir verantwortet.

Die Bedeutung dieser eidesstattlichen Versicherung und die strafrechtlichen Folgen einer unwahren eidesstattlichen Versicherung (§ 156, 161 des Strafgesetzbuches) sind mir bekannt und bewusst“.

Berlin, den 22.06.2015

Anandi Depiereux

4. Danksagung

An erster Stelle möchte ich meinen besonderen Dank Herrn Univ.-Professor Dr. med. B. Hamm für die wissenschaftliche Förderung und die Ermöglichung meiner Promotionsarbeit aussprechen.

Ebenso gebührt Herrn Priv.-Doz. Dr. med. R. Röttgen mein besonderer Dank für die Überlassung des Themas und die fachlich kompetente und außerordentlich hilfsbereite Begleitung dieser Arbeit.

Bedanken möchte ich mich des Weiteren bei Herrn Priv.-Doz. Dr. med. H. Bruhn der mich sowohl bei der Durchführung der Untersuchungen aber auch bei der Ausarbeitung des theoretischen Teils beraten hat.

Für die kollegiale Zusammenarbeit danke ich den medizinisch technischen Assistenten der Klinik für Strahlenheilkunde.

Bei Frau Dr. med. Nina Bärenstrauch und bei Herrn Dr. med. Dominik Geisel bedanke ich mich für die freundschaftliche Hilfe während der Anfertigung dieser Dissertation.

Zuletzt danke ich meinem Ehemann und meinen Kindern für die stetige Unterstützung während der gesamten Arbeit.

5. Lebenslauf

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