

**Hochfeld Magnet-Resonanz-Tomographie
der Wirbelsäule bei 3,0 Tesla
mit paralleler Bildgebung**

**Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Hohen Medizinischen Fakultät
der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität
Bonn**

**Miriam Klöcker
aus Euskirchen**

2011

Angefertigt mit der Genehmigung
der Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: PD Dr. med. W. Willinek
2. Gutachter: Prof. Dr. med. V. A. Coenen

Tag der Mündlichen Prüfung: 05.09.2011

Aus der Klinik für Radiologie der Universität Bonn
Direktor: Prof. Dr. med. Hans Heinz Schild

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis.....	4
1 Einleitung.....	6
1.1 Einführung	6
1.2 Grundlagen.....	8
1.2.1 Relaxationszeiten.....	8
1.2.2 Artefakte.....	9
1.2.3 SAR.....	11
1.2.4 SE- und TSE-Sequenzen	11
1.2.5 Echozeiten	12
1.2.6 Parallele Bildgebung und Half Fourier-Technik	12
1.2.7 Variable Refokussierung.....	14
2 Material und Methoden.....	16
2.1 Bildgebendes Verfahren	16
2.2 Probanden.....	17
2.3 Auswertung.....	17
2.3.1 Kontrastmessung	17
2.3.2 Bildqualität	19
2.3.3 Statistik.....	19
3 Ergebnisse.....	21
3.1 Vergleich der Untersuchungen bei 1,5 T und bei 3,0 T	21
3.1.1 Untersuchung des Kontrastes bei 1,5 T und bei 3,0 T mittels ANOVA mit Messwiederholung	21
3.1.2 Darstellung des Kontrastverhaltens mittels Liniendiagrammen.....	22
3.1.3 Untersuchung des Kontrastes bei 1,5 T und bei 3,0 T durch qualitative Bewertung	25
3.2 Untersuchung des Kontrastverhaltens bei 3,0 T und paralleler Bildgebung unter Veränderung von Echozeit und Winkel des Refokussierungspulses.....	26
3.2.1 Explorative Datenanalyse	26
3.2.2 Multivariate ANOVA: Untersuchung des Kontrastverhaltens bei 3,0 T und paralleler Bildgebung unter Veränderung von Echozeit und Winkel des Refokussierungspulses	33

3.3	Statistischer Vergleich der Untersuchung bei ausgewählten Echozeiten unter Beibehaltung aller eingesetzter Winkel des Refokussierungspulses.....	39
3.3.1	Ergebnisse für die Echozeit 80 ms.....	40
3.3.2	Ergebnisse für die Echozeit 100 ms.....	40
3.3.3	Ergebnisse für die Echozeit 120 ms.....	41
3.4	Qualitative Bildbeurteilung	42
4	Diskussion.....	44
4.1	Auswirkungen von Methoden und Probanden auf die Untersuchungsergebnisse ...	45
4.2	Vergleich der Untersuchungen bei 1,5 T und bei 3,0 T	47
4.2.1	Beinflussende Faktoren	47
4.2.2	Vergleich der Untersuchungen bei 1,5 T und 3,0 T	48
4.3	Untersuchungen bei 3,0 T und paralleler Bildgebung:.....	53
	Einfluss von Echozeit und Winkel des Refokussierungspulses auf den Kontrast.....	53
4.3.1	Beurteilung der Datensichtung	53
4.3.2	Kombinationen von Refokussierungswinkel und Echozeit bei 3,0 T und paralleler Bildgebung	54
5	Zusammenfassung	58
6	Anhang	60
7	Literaturverzeichnis.....	72
8	Danksagung	78

Abkürzungsverzeichnis

ACQ:	acquired
ANOVA:	analysis of variance
AV:	arteriovenös
BS:	Bandscheibe
FAS:	Flip Angle Sweep
FDA:	Food and Drug Administration
FID:	Free Induction Decay = freier Induktionsabfall
FOV:	Field Of View = Untersuchungsfeld
GE:	Gradientenecho – Sequenz
HWS:	Halswirbelsäule
HF:	Hochfrequenz
IR:	inversion recovery (Inversionswiederherstellungssequenz)
KN:	Knochen
LIQ:	Liquor
m:	Meter
MHz:	Megahertz
ms:	Millisekunden
mT:	Millitesla
MS:	Multiple Sklerose
MR:	Magnetresonanz
MRT:	Magnet-Resonanz-Tomographie
MY:	Myelon
NMR:	Nuklearmagnetische Resonanz
NSA:	Normalised Site Attenuation = normierte Messplatzdämpfung
PI:	Parallel Imaging = Parallele Bildgebung
ppm:	parts per million
Q:	Quartil
R:	Reduktionsfaktor
REC:	required
RF:	Refokussierungsimpuls
ROI:	Region Of Interest, umschriebener Bereich von Interesse
SAR:	specific absorption ratio
SE:	Spin – Echo
SENSE:	SENSitive Encoding
SNR:	Signal-to-Noise-Ratio = Signal zu Rausch Verhältnis
T:	Tesla
TE:	Time to Echo = Echozeit
TR:	Time to Repeat = Repetitionszeit
TSE:	Turbo-Spin-Echo-Sequenz

1 Einleitung

1.1 Einführung

Nuclear Magnetic Resonance Imaging (NMRI) Tomography - im deutschen Sprachgebrauch Kernspintomographie – heute als Magnetresonanztomographie (MRT) bezeichnet – nutzt den hohen Gehalt von Wasserstoffprotonen des menschlichen Körpers für die Bildgebung und hat für die heutige Diagnostik der Wirbelsäule und des Spinalkanals einen hohen Stellenwert erlangt. Vorteile dieser Schnittbildgebung gegenüber der Computertomographie sind die fehlende ionisierende Strahlung, die Möglichkeit beliebige anatomische Schnittebenen anzufertigen sowie der hohe Weichteilkontrast, was durch die unterschiedlichen Relaxationszeiten erklärt ist. Die anatomischen Strukturen der Wirbelsäule wie der kortikale Knochen, die Spongiosa, Bandscheibe, epidurales Fett, Liquor, Rückenmark und Bandapparat können somit unterschiedlich kontrastiert dargestellt werden. Der hohe Weichteilkontrast der MRT ermöglicht somit eine exaktere Darstellung u. a. der Degeneration der Bandscheibe, intramedullärer Prozesse, von entzündlichen Veränderungen der Wirbelsäule oder des Spinalkanals als die Computertomografie. Der Vorteil der hohen Weichteilkontraste hat dazu geführt, dass die MRT bereits seit Ende der 80er Jahre ein etabliertes Verfahren in der Routinediagnostik darstellt. Hauptsächlich wurden MR-Tomographen mit 0,5 bis 1,5 T Feldstärke eingesetzt. Zum Zeitpunkt der eigenen Studien war 1,5 T die am meisten verbreitete Feldstärke für die MRT-Bildgebung der Wirbelsäule.

Die Magnet-Resonanz-Technik ist vor allem wegen der geringen Belastung für den Patienten in der Diagnostik von Wirbelsäulenerkrankungen am besten geeignet. Gemäß einer Statistik der Krankenkassen ist etwa jeder dritte Deutsche von Rückenschmerzen betroffen, jedes zweite Schmerzgefühl kommt vom Rücken. Somit stellt der Rückenschmerz heutzutage das häufigste Schmerzproblem dar und gilt gleichzeitig als Hauptgrund für Krankmeldungen. Das Hauptmanifestationsalter liegt zwischen 45 und 59 Jahren. Der hierdurch bedingte Arbeitsausfall verursacht volkswirtschaftlich enorme Kosten. Eine wirkungsvolle und kausale Therapie ist unumgänglich, diese kann nur auf exakter Diagnostik und Ursachenfindung aufbauen.

Vor diesem Hintergrund ist die MRT ein fester Bestandteil des komplexen Themas Rückenschmerz geworden.

Mit der Einführung der Hochfeldtechnologie – also höher als 1,5 T - eröffneten sich neue Möglichkeiten für die MRT-Bildgebung. Man erhoffte sich hiervon, dass sein potentiell höheres Signal u. a. in eine Messzeitverkürzung und/oder in eine höhere Auflösung investiert werden könnte.

Neben dem Signalgewinn mit höherer Feldstärke sind aber einige andere Faktoren bei Aufnahmen höherer Feldstärke im Vergleich zu 1,5 T MRT zu beachten.

Dies betrifft nicht nur den Gewebkontrast, der durch gewebespezifisch andere Relaxationszeiten (T1-, T2-) bei höherer Feldstärke verändert sein kann

(Kapitel Relaxationszeiten). Neben den auch bei den bisher üblichen Feldstärken bekannten physiologisch bedingten Bildartefakten können auch physikalisch bedingte wie Suszeptibilitäts- und B1-Artefakte (Kapitel Artefakte) auftreten, die eine Diagnosestellung erschweren können. Darüber hinaus greift die Limitation der nach der IEC Norm erlaubten spezifischen Absorptionsrate (engl.: „specific absorption ratio“, kurz: SAR) eher, d. h., diese wirkt den potentiell möglichen kürzeren Messzeiten entgegen (Kapitel SAR). Von diesen SAR-Limitationen sind besonders TSE Sequenzen, die sogenannten „Arbeitspferde“ der MR-Diagnostik betroffen (Kapitel TSE).

Einen Ausweg aus diesem Dilemma könnte die bereits Mitte der 90er Jahre entwickelte parallele Bildgebung bringen (Kapitel parallele Bildgebungstechnik).

Hiermit kann z. B. bei den TSE-Sequenzen die Zahl der energiereichen 180°-Refokussierungspulse reduziert werden, womit zugleich auch eine Messzeitreduktion ermöglicht wird. Allerdings ist hier zu berücksichtigen, dass der Einsatz einer parallelen Bildgebungstechnik zu einem Signalverlust führen kann.

Andere Techniken, wie zum Beispiel Flip Angle Sweep (FAS) ermöglichen eine variable Reduktion der 180°-Refokussierungspulse auf kleinere Werte

(Kapitel variable Refokussierungstechniken), also auch eine Verminderung der Einstrahlungsenergie. Als Konsequenz erlaubt dies eine dichtere Folge der Refokussierungspulse und damit auch kürzere Messzeiten. Allerdings muss darauf geachtet werden, dass unter Umständen der Gewebkontrast hierdurch verändert werden kann (Kapitel variable Refokussierung).

1.2 Grundlagen

1.2.1 Relaxationszeiten

Ein Vorteil der MRT ist wie bereits oben erwähnt der hohe Weichteilkontrast. Dieser wird im Wesentlichen durch die T1- (Längs) und T2- (Quer)-Relaxationszeiten bestimmt. Unterschiedliche Gewebe weisen für sie charakteristische Relaxationswerte auf, wobei die T1-Zeiten mit zunehmender Feldstärke wachsen, während die T2-Zeiten erst bei höheren Feldstärken signifikant verändert werden.

Dieses Phänomen lässt sich wie folgt erklären:

Wird ein System von Wasserstoffprotonen in einem Magnetfeld Hochfrequenzpulsen entsprechend der Resonanzfrequenz (proportional dem Magnetfeld) ausgesetzt, absorbiert es ein Teil der Energie und wird als Folge aus dem thermischem Gleichgewicht gebracht. Nach dem Ausschalten der Hochfrequenzpulse gibt das System mit einer bestimmten Zeitkonstante seine aufgenommene Energie wieder ab, es kehrt in den Ausgangszustand zurück. Dieser Prozess ist von der Kopplung der Wasserstoffkerne an die umgebenden Atome bzw. Moleküle abhängig. Hierbei wird zum einen Energie an die Umgebung, den Atomen bzw. Molekülen abgegeben (T1-Zeit), zum anderen wird Energie zwischen den Wasserstoffprotonen ausgetauscht (T2-Zeit).

Die T2-Relaxationszeit spiegelt also die Interaktion zwischen den Protonen, d.h. den Wasserstoffkernen, wider. Im Gegensatz zu der T1-Zeit, die wie bereits zuvor erwähnt proportional mit der Feldstärke wächst, wird die T2-Zeit erst bei höheren Feldstärken signifikant verändert. Mit anderen Worten: eine eins-zu-eins Übertragung von etablierten 1,5 T Sequenzen auf höhere Feldstärken führt nicht ohne weiteres zu gleichen Gewebekontrasten.

Die oben angeführten Randbedingungen zeigen also, dass zur Erzielung des aus der 1,5 T MRT Diagnostik gewohnten Bildkontrastes, die Scanparameter nicht ohne Anpassung bzw. Überprüfung an den Hochfeldgegebenheiten übernommen werden dürfen.

1.2.2 Artefakte

1.2.2.1 Physiologisch bedingte Artefakte

Ein Problem stellen die physiologisch bedingten Artefakte dar. Sie können sowohl durch periodische (wie Pulsationen der Gefäße und Liquor, Atmungsbewegungen) als auch durch aperiodische (wie Kieferbewegungen, Schlucken, Husten) Bewegungen bedingt sein und damit diagnostisch relevante Strukturen überlagern und im Extremfall eine Bewertung unmöglich machen. Um solche Bildstörungen zu kompensieren werden Techniken (wie Flusskompensation, Unterdrückung der Einfaltung) genutzt

(Gieseke et al., 1989; Uhlenbrock, 1992) die in den Sequenzen integriert sind. Nicht kooperative Patienten stellen ein großes Problem dar. Hier sind besonders kurze Aufnahmezeiten notwendig, im Extremfall ist eine Narkose erforderlich.

Diese Kompensationstechniken gelten für alle Feldstärken, insofern soll hier nicht weiter darauf eingegangen werden.

1.2.2.2 Chemische Verschiebung

Auch die chemische Verschiebung tritt bei allen Feldstärken auf, wobei diese sich aber mit Erhöhung der Magnetfeldstärke verstärkt, was somit zu stärkeren „chemical-shift“-Artefakten führen kann. Dies bedeutet, dass vor allem wasser- und fetthaltige Gewebe gegeneinander verschoben abgebildet werden. Ursache hierfür ist eine Verkleinerung der Frequenzbandbreite bei der Frequenzkodierung. Dieser Effekt könnte aber auch positiv genutzt werden wie z. B. zur besseren Fett-Wassertrennung.

1.2.2.3 Suszeptibilitäts- und Metallartefakte

An Gewebegrenzen, d. h., an Stellen mit sehr großen Suszeptibilitätsunterschieden, kommt es zu Magnetfeldinhomogenitäten in Form von Signalverschiebungen, zu sogenannten Suszeptibilitätsartefakten. Diese bewirken Bildverzerrungen und Auslöschungen (Baudendistel et al., 2004) und treten vor allem an den Übergängen zu Luft, Metall und anderen Stoffen auf. So erscheinen z. B. eisen- und kalkhaltige Strukturen dunkler. Suszeptibilitätseffekte nehmen in ihrer Intensität mit steigender Feldstärke (Schild HH, 2005) zu. Nun werden in der klinischen Routinediagnostik je nach Fragestellung im Allgemeinen unterschiedliche Sequenztypen eingesetzt.

Gradientenechosequenzen (GRE) sind – wie allgemein bekannt – wesentlich sensitiver für Suszeptibilitätseffekte als Spinecho (SE, TSE) Sequenzen. Da die vorliegende Studie auf T2-gewichtete TSE Sequenzen beschränkt ist, sind in erster Näherung keine ausgeprägten Artefakte aufgrund der Suszeptibilität zu erwarten. Erklärt werden kann dies damit, dass zur Signalrefokussierung im Gegensatz zu Gradientenechosequenzen, wo die Refokussierung mit Gradientenschaltungen bewirkt wird, Hochfrequenzpulse zum Einsatz kommen. Allerdings sind bei höheren Feldstärken Suszeptibilitätseffekte auch bei den TSE-Sequenzen nicht mehr zu vernachlässigen. Hiervon sind z. B. eisenhaltige Strukturen im Bereich des Mesencephalons betroffen (Nucleus ruber).

Metallische Fremdkörper wie z. B. Schmuck, Piercings und auch Implantate können ferromagnetische Artefakte verursachen, da sie häufig eisen- oder nickelhaltig sind.

Sie prägen sich mit höherer Feldstärke stärker aus.

Unter bestimmten Randbedingungen je nach Größe und Form können metallische Fremdkörper Energie aus dem HF-Feld absorbieren und zu Verbrennungen führen. Dies gilt in dem gleichen Maße auch für nicht-ferromagnetische Metalle, im Bild führen sie nur zu lokalen Auslöschungen. Mittlerweile gibt es MR-kompatible Implantate (Shellock et al., 2003; Heidemann et al., 2004).

Auch Tätowierungen können zu Verbrennungen führen (metallhaltige Farbstoffe).

Die Ausprägung von Suszeptibilitäts- und ferromagnetischen Artefakten können mit Anwendung der parallelen Bildgebung vermindert werden (Gieseke J und Uhlenbrock 1992)

1.2.2.4 B1-Inhomogenitäten

Das Magnetfeld wird mit B0-Feld, das Hochfrequenzfeld (HF) mit B1-Feld bezeichnet. Bei der Magnet-Resonanz ist die Frequenz proportional dem Magnetfeld, d. h., mit höherer Feldstärke erhöht sich die Frequenz, die Wellenlänge ist reziprok, d. h., sie verkürzt sich. Für 1,5 T ergibt sich eine Frequenz von 64 MHz, resultierend eine Wellenlänge von 52 cm, für 3,0 T ergibt sich die doppelte Frequenz von 128MHz, daraus resultiert eine Wellenlänge von 26 cm. Da nun der menschliche Körper in vielen Fällen in seiner Ausdehnung größer als 26 cm ist, kann man sich leicht vorstellen, dass es hier zu Überlagerungen von Wellenbäuchen mit Wellentälern kommen kann. Solche extremen Überlagerungen von 90° Phasenverschiebungen führen zu Auslöschungen.

Außerdem weisen unterschiedliche Gewebe unterschiedliche Reflektions- und Beugungseigenschaften auf. Besonders Gewebe in der Peripherie sind hiervon betroffen (Kuhl et al., 2007). Erste Ergebnisse zeigen, dass die Wirbelsäule hiervon nicht betroffen ist (Nelles et al., 2007).

1.2.3 SAR

Die spezifische Absorptionsrate (engl.: „specific absorption ratio“, kurz: SAR) ist ein Maß für die pro Zeiteinheit aufgenommene Energie und damit ein Maß für die Erwärmung des untersuchten Gewebes. Sie steigt proportional zum Quadrat der Feldstärke, wodurch auch das Risiko einer möglichen Überwärmung des untersuchten Gewebes steigt.

Die zulässigen SAR bedingten Grenzen (IEC) sind für alle Feldstärken gleich; allerdings bedeutet dies nicht, dass bei allen Feldstärken Sequenzen mit identischen Parametern einsetzbar sind.

Von diesen SAR Bedingungen sind insbesondere die sogenannten TSE Sequenzen, die „Arbeitspferde“ der MR-Diagnostik betroffen (Kapitel TSE). Da mit steigender Feldstärke die einzustrahlende Energie der Hochfrequenz (HF ist proportional der Feldstärke, s. Kap. 1.2.2.4) quadratisch ansteigt und damit auch die Erwärmung, müssen zur Einhaltung der SAR-Grenzen z. B. bei den TSE-Sequenzen die Abstände der HF-Pulsfolge vergrößert werden. Diese Veränderungen können zu Messzeitverlängerungen führen, so dass sich der potentielle Vorteil des Signalgewinns der höheren Feldstärken reduziert sein kann.

1.2.4 SE- und TSE-Sequenzen

Das eigentliche „Arbeitspferd“ für die klinische Diagnostik stellen die T2 gewichteten schnellen Sequenzen (TSE) dar. Aber gerade diese Sequenzen benötigen eine schnelle Aufeinanderfolge von HF-Pulsen und sind somit besonders energiereich, was bei höheren Feldstärken zu erheblichen Einschränkungen führen kann. Für die Energiereduktion können die TSE-Sequenzen mit anderen Techniken kombiniert werden. Da hiermit die Qualität der Aufnahmen beeinflusst werden kann, wurden die T2-gewichteten TSE Sequenzen in unserer Studie untersucht, wobei die klassischen SE-Sequenz als Referenz diente.

Die klassische SE- und die TSE-Sequenz seien hier folgend kurz erläutert. Bei der klassischen Spin-Echo (SE) Sequenz wird zunächst ein 90° -Anregungspuls eingestrahlt. Unmittelbar danach kommt es in einer kurzen Zeit zum Verlust der Phasenkohärenz der Protonen und damit zur Abnahme der Transversalmagnetisierung. Mit einer Einstrahlung eines 180° -Pulses nach einer Zeit entsprechend $TE/2$ kann ein relativ großer Teil der Protonen wieder in Phasenkohärenz kommen, d. h., die Spins werden hier rephasiert. Diese Rephasierung ermöglicht somit ein Echo der durch den 90° -Puls angeregten Spins, welche zur Signalmessung genutzt werden kann.

Pro Anregung erfolgt ein Phasenkodierungsschritt; n Einzelmessungen im Abstand TR sind erforderlich um alle Phasenkodierungen zu erfassen. Die Zeit zwischen den 90° -Pulsen wird als TR bezeichnet.

Die klassische Turbo-Spin-Echo (TSE) Sequenz ermöglicht nahezu ohne Verlust des SE-Charakters eine deutliche Messzeitverkürzung.

Erreicht wird dies durch die Applikation eines Zuges von 180° -Pulsen, eines Echozuges pro Anregung. Der Faktor der Messzeitverkürzung entspricht dann der Zahl der Refokussierungspulse, der Echos.

Dies bedeutet aber auch, dass die effektive Echozeit (Bildkontrast) nach unten beschränkt ist, auch bedeutet es, dass die SAR Grenzen eher erreicht werden.

1.2.5 Echozeiten

Durch die Länge der Echozeit (TE), die Zeit, die zwischen Anregung und Signalmessung vergeht, lassen sich die anatomischen Strukturen unterschiedlich wichten.

Grundsätzlich lässt sich sagen, dass bei einer langen T_2 -Zeit Gewebe mit höherem Wassergehalt heller erscheinen, und somit eine Kontrastverstärkung ermöglichen. So stellt sich z. B. der Liquor bei T_2 -gewichteten Aufnahmen weiß dar, ebenso stellen sich in der Regel entzündliche Prozesse aufgrund ihres höheren Wassergehalts heller dar.

1.2.6 Parallele Bildgebung und Half Fourier-Technik

Die parallele Bildgebung (engl.: „parallel imaging“, kurz: PI) reduziert die aufzunehmenden Bilddaten, die bei sonst konstanten Parametern die Aufnahmezeit bestimmen. Hierbei werden in den mathematischen Bilddatenraum, k -Raum genannt, die gewonnenen Bilddaten zeilenweise abgelegt.

Der Abstand der k-Raum-Zeilen wird durch die Größe des Untersuchungsfeldes (engl.: field of view, kurz: FOV) und Matrix charakterisiert. Da der k-Raum spiegelsymmetrisch aufgebaut ist, könnte rein mathematisch ohne Informationsverlust auf seine untere bzw. obere Hälfte verzichtet werden.

Allerdings reduziert sich hier das Signal damit um die Quadratwurzel 2, d. h., der Signalverlust beträgt etwa 40%. Die K-Raum-Symmetrie wird unter anderem bei der Half-Fourier-Technik und bei Verfahren der „parallelen Bildgebung“ genutzt (Prüssmann) (Heidemann et al., 2004). Wenn nun nur jede zweite Zeile aufgenommen wird, spricht man von einem Reduktionsfaktor (R) von 2. Das resultierende Bild entspricht einer Halbierung des FOV's in Phasenkodierrichtung, d. h., alle über dieses Betrachtungsfeld hinausragenden Strukturen werden in das Bild eingefaltet. Grundvoraussetzung für ein einfallungsfreies Bild ist, dass die durch PI ausgelassenen Zeilen rekonstruiert werden können.

Hierzu sind mindestens zwei voneinander unabhängige Empfangsspulen notwendig. Anwendungen mit einem höheren R-Faktor erfordern entsprechend mehrere Empfangsspulen.

Demnach korreliert der Reduktionsfaktor mit der Anzahl der zur Verfügung stehenden Spulen (Pruessmann et al., 1999). Hiermit kann nach Erfassung der Spulensensitivität der Datenempfang simultan und voneinander unabhängig durchgeführt werden.

Die endgültige lineare Bildrekonstruktion erfolgt somit im Anschluss an die Datenakquisition (Pruessmann et al., 1999; Heidemann et al., 2003). Zusammenfassend gesagt messen mehrere einzelne Spulen simultan jeweils ein separates FOV, das nach Beenden der Aufnahme zu einem Gesamtbild zusammengefügt wird. Dies führt insgesamt zu einer deutlich verkürzten Messdauer. Als Nachteil der parallelen Bildgebung ist bei sonst identischen Parametern das verringerte Signal-zu-Rausch Verhältnis zu nennen, das um den Faktor \sqrt{R} vermindert wird (Pruessmann et al., 2004). Andererseits erweitert die parallele Bildgebung das Wahlspektrum anderer Parameter, wodurch der Signalverlust teilweise und Artefakte wie z.B. Suszeptibilitätseffekte (s. Kap. Artefakte) kompensiert werden können. Aufgrund des höheren potentiellen Signals bei höheren Feldstärken ist die PI sicherlich häufiger nutzbringend einsetzbar als bei 1,5 T (Wiesinger et al., 2006), sondern häufig sogar ein Muss.

1.2.7 Variable Refokussierung

Die zulässige SAR Grenze wird, wie schon eingangs erwähnt, in der Hochfeld-MRT eher erreicht. Besonders die TSE-Sequenzen sind hiervon betroffen, da mit diesen eine große Zahl aufeinander folgender 180° -Pulse appliziert werden (Henning et al., 2003; Gieseke et al., 2004., von Falkenhausen et al., 2006). Techniken, wie zum Beispiel Hyperecho (Henning et al., 2004) und Flip Angle Sweep (FAS) ermöglichen eine variable Reduktion der 180° -Refokussierungspulse auf kleinere Werte, d.h. eine deutliche Verminderung der Einstrahlungsenergie. So kann die Kombination von Hochfeld-MRT und FAS einen sinnvollen synergistischen Ablauf in der heutigen MRT ermöglichen. Der Trick der variablen Refokussierungstechnik besteht darin, dass nur ein einziger 180° -Refokussierungspuls, eingestrahlt wird und die nächsten folgenden Pulse entsprechend einer exponentiellen Funktion schnell auf einen kleineren vorgewählten Endpuls fallen. Alle anderen folgenden einzustrahlenden Pulse behalten diesen kleinen Endwert. Eine geschickte Anpassung der Pulsfolge ermöglicht Aufnahmen bei nur minimalem Signalverlust. Die Energiereduktion erlaubt eine dichtere Pulsfolge und somit auch deutlich kürzere Messzeiten.

Allerdings könnten auch mit dieser Technik Änderungen des Gewebekontrasts auftreten, was bei einer Erstellung neuer Sequenzen eine Sequenzüberprüfung notwendig macht.

Damit ergibt sich natürlich die Frage, warum TSE Sequenzen dieses Typs bisher nicht stets eingesetzt wurden. Kürzeste Messzeiten lassen sich mit sogenannten „Single-shot“-Sequenzen erreichen. Sie erfordern aber aufgrund ihrer langen Echozüge (hohe Zahl von aufeinander folgenden 180° HF-Pulsen) meist relativ lange TEs wie sie z. B. zur Darstellung der Gallengangwege eingesetzt werden. Diese TEs (>600 ms) sind aber für neuroradiologische Fragestellungen zu lang. Eine Möglichkeit zur Verkürzung der Echozeit besteht in der Kombination von paralleler Bildgebung und FAS (Gieseke et al., 2004). Da die Hochfeld-MRT mehr Signal bringt, können diese Verfahren den nicht mehr tolerablen Signalverlust bei 1,5 T kompensieren. Entsprechende Kombinationen wurden bereits mit positiven Resultaten erprobt und sollen auch hier eingesetzt werden (Morakkabati et al., 2006).

Die vorausgehenden Erläuterungen zeigen, dass die Parameterwahl unter Berücksichtigung tolerabler Untersuchungszeiten einer diagnostisch relevanten Sequenz mit ausreichendem Signal und Gewebskontrasten sehr komplex ist.

Ein Anlass unserer Arbeit war, den Einfluss verschiedener Parameter auf die diagnostische Bildgebung bei der T2-Wichtung zu erfassen und gegebenenfalls Empfehlungen für eine optimale Wahl von Sequenzparametern zu geben.

Zur Ermittlung dieses Zusammenhangs mussten somit unter Berücksichtigung tolerabler Untersuchungszeiten und optimierten Gewebskontrast Messungen mit Variation verschiedener Parameter durchgeführt werden.

Der Einfluss der ausgewählten Parameter auf den Gewebskontrast soll in der vorliegenden Studie evaluiert werden. Hierzu wurde folgendes untersucht:

Vergleich des Kontrasts bei 1,5 Tesla und 3,0 Tesla mit

1. Einsatz paralleler Bildgebung
2. Anwendung der variablen Refokussierungstechnik (FAS)
3. Variation der Echozeit.

Mit diesen Messungen sollen Empfehlungen von Parametersätzen für T2-gewichtete Sequenzen ermittelt werden, die dann in der MR-Diagnostik klinische Fragestellungen wie degenerative Veränderungen, spinale Ischämien, Multiple Sklerose (MS), Tumoren sowie Traumata angewendet werden können.

2 Material und Methoden

2.1 Bildgebendes Verfahren

Die Untersuchungen wurden an einem 3,0 T-MRT-System (Achieva, Philips Healthcare, Best Niederlande) mit einer SENSE-fähigen 8-Mehrkanalspule (Neurovaskular Coil) und einem 1,5 T-MRT-System (Intera, Philips Healthcare, Best Niederlande) unter Verwendung der Standard-HWS-Spule durchgeführt.

In Tabelle 3 sind die jeweiligen technischen Parameter aufgeführt. Die TR wurde den längeren T1-Relaxationszeiten angepasst. Tabelle 4 zeigt die Kombinationen von Refokussierungspuls (RF) und Echozeit bei 3 T und Verwendung von paralleler Bildgebung, in diesem Fall SENSE. Für die Datenakquisition bei 1,5 T und 3 T ohne SENSE wurde stets ein Anregungsimpuls von 90° gewählt, die Echozeiten betragen 60, 80, 100 und 120 ms.

Parameter	1,5 T	3 T	3 T mit SENSE
TR (ms)	3000	4500-5000	4500-5000
TE (ms)	60-120	60-120	60-120
FOV (mm)	300,00	300,00	300,00
SENSE-Faktor	-	-	4
Schnittführung	Sagittal	Sagittal	sagittal
Ortsauflösung (mm):			
ACQUIRED	0,73 x 0,95 x 3,00	0,73 x 0,95 x 3,00	0,84 x 0,94 x 3,00
RECORDED	0,59 x 0,59 x 3,00	0,59 x 0,59 x 3,00	0,67 x 0,67 x 3,00
Anzahl der Schichten	13	13	13
Schichtdicke (mm)	3	3	3
NSA	4	2	2

Tabelle 1: Übersicht der technischen Parameter (T: Tesla, SENSE: SENSitive Encoding, ms: Millisekunden, TR: time to repeat (Repetitionszeit), TE: time to echo (Echozeit), FOV: field of view (Untersuchungsfeld) NSA: normalised site attenuation (normierte Messplatzdämpfung))

RF \ TE	180°	160°	130°	115°	105°	90°	75°	60°	45°	30°
120ms	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X
110ms		X		X			X			
100ms		X	X	X	X	X	X	X	X	X
90ms		X		X			X			
80ms		X	X	X	X	X	X	X	X	X
70ms		X		X			X			
60ms		X		X		X	X			

Tabelle 2: Übersicht der Kombination der jeweiligen Refokussierungspulse (RF) und der verwendeten Echozeit (TE) bei 3 Tesla mit SENSE (SENSitive Encoding) ms: Millisekunden (gekennzeichnet durch X)

2.2 Probanden

In dieser Studie wurden acht gesunde Probanden untersucht (3 männlich, 5 weiblich, durchschnittliches Alter: 26,25 Jahre, durchschnittliches Gewicht: 66 Kilogramm) untersucht. Vor der Untersuchung wurde den Probanden ein Frage- und Einwilligungsbogen ausgehändigt, wobei die Probanden zu jeder Zeit die Einwilligung zur Teilnahme an der Studie zurückziehen konnten. Eine Zustimmung der hiesigen Ethikkommission liegt vor, die laufende Nummer lautet 188/03. Zum Untersuchungszeitpunkt lagen keine Kontraindikationen wie Schwangerschaft oder ferromagnetische Implantate vor.

Die Untersuchungen wurden außerhalb des klinischen Routinebetriebes durchgeführt, die Dauer der Untersuchung betrug ca. eine Stunde bei 3,0 T und 20 Minuten bei 1,5 T jeweils inklusive Rüstzeit.

2.3 Auswertung

2.3.1 Kontrastmessung

Die durchgeführten Messungen wurden hinsichtlich des Bildkontrastes für die anatomischen Strukturen Bandscheibe, Wirbelkörper, Myelon und Liquor miteinander verglichen.

Gemessen wurden die jeweiligen Werte mit ROIs (engl.: region of interest, kurz: ROI) mit definierter PIXEL Zahl (mindestens 100 PIXEL).

Die Auswertung wurde mit Hilfe einer Bildbetrachtungs- und Verarbeitungssoftware („eFilm Workstation“) vorgenommen. Da aufgrund der Größe der Bandscheibe ein ROI mit mindestens 100 PIXEL nicht sicher nur innerhalb der Bandscheibe zu platzieren war, wurde dieses Gewebe insgesamt dreimal gemessen. Als Bedingung galt eine Mindestzahl von 40 PIXEL und ein sicher platziertes ROI. Die drei gemessenen Werte wurden dann nach Absprache mit einem Statistiker für medizinische Biometrie der Universität Bonn gemittelt. Alle ROIs wurden von demselben Untersucher in der jeweils gleichen anatomischen Region platziert.



Abbildung 1: Beispiel der ROI (region of interest) Platzierung (gilt für 1,5 Tesla und 3,0 Tesla)
LI: Liquor, MY: Myelon, KN: Knochen: B: Bandscheibe

Für die Ermittlung des Kontrastes wurde folgende Formel verwendet:

$$\text{Kontrast (C) : } C = \frac{|ROI 1 - ROI 2|}{[ROI 1 + ROI 2]}$$

2.3.2 Bildqualität

Die Bildqualität wurde mittels einer subjektiven Graduierung von einem erfahrenen neuroradiologischen Gutachter auf einer Skala von eins bis vier bewertet.

Vier Punkte wurden für ausgezeichnete Bilder vergeben, ein Punkt für schlechte bis nicht beurteilbare Bilder.

4	exzellent	Exakte Darstellung der Wirbelkörper, des Spinalkanals und der Bandscheibe
3	Diagnose möglich	Kleine Artefakte (Bewegung, Liquor-Pulsation), die die Bildinterpretation nicht stören
2	Diagnose fraglich	Beurteilung der zu bewertenden Strukturen durch größere Artefakte gestört
1	Nicht verwertbar	Keine Diagnose möglich

2.3.3 Statistik

Die Daten wurden mit Hilfe des Programms „Superior Performance Software System“ (kurz: SPSS, Version 14, Hersteller: SPSS GmbH software) statistisch ausgewertet und tabellarisch angeordnet.

Für metrische Variablen wurde eine explorative Datenanalyse durchgeführt, die der Sichtung der Daten diente. Im Anschluss wurde eine Varianzanalyse mit Messwiederholungen (engl.: analysis of variance, kurz: ANOVA) angewandt, welche die Gruppen von miteinander in Beziehung stehenden, abhängigen Variablen analysiert.

Mittels dieser Prozedur ließen sich signifikante von nicht signifikanten Daten trennen. Diese signifikanten Daten (die Kombination aller Refokussierungspulse, mit den ausgewählten Echozeiten 80, 100 und 120 ms) wurden einer Post-Hoc-Analyse nach Bonferroni unterzogen. Werte $p < 0,05$ wurden hier jeweils als statistisch signifikant angesehen.

Zur graphischen Darstellung der Ergebnisse wurden boxplots verwendet.

Die obere und untere Begrenzungslinie dieses graphischen Elements wird jeweils durch das obere und untere Quartil (Q) festgelegt, der Median ist als horizontale Linie in der Box ablesbar.

Die vertikalen Linienendpunkte stellen die Extremwerte dar, liegen diese Werte zu weit (mehr als 1,5 (Q3-Q1)) entfernt werden sie einzeln dargestellt (oval). Als zusätzliches graphisches Element dienen Liniendiagramme.

Als weiteres Programm wurde „Excel“ (Microsoft Corporation, Version 11.0, aus dem Jahr 2003 bei windows xp) verwendet.

Die statistische Datenanalyse wurde in enger Zusammenarbeit mit dem Institut für medizinische Biometrie, Informatik und Epidemiologie (Leiter Dr. R. Fimmers) angefertigt.

3 Ergebnisse

3.1 Vergleich der Untersuchungen bei 1,5 T und bei 3,0 T

3.1.1 Untersuchung des Kontrastes bei 1,5 T und bei 3,0 T mittels ANOVA mit Messwiederholung

Das Kontrastverhalten der verschiedenen anatomischen Strukturen Bandscheibe, Knochen, Liquor und Myelon zeigt sowohl eine deutliche Abhängigkeit von der Echozeit, als auch von der Magnetfeldstärke.

Bei 1,5 T werden signifikant höhere Kontrastwerte erreicht. Mit kürzer werdender Echozeit zeigt sich tendenziell auch eine Abnahme des Kontrastverhaltens.

In dieser ersten statistischen Untersuchung (engl.: analysis of variance, kurz: ANOVA) wurden die Kontraste für Bandscheibe (BS), Knochen (KN), Liquor (LIQ) und Myelon (MY) bei 1,5 T und 3,0 T paarweise miteinander verglichen.

Ziel dieser Untersuchung war es, signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Gewebekontrasten bei den verschiedenen Magnetfeldstärken herauszuarbeiten.

Tabelle 3 zeigt die Ergebnisse dieser Untersuchung.

Signifikante Ergebnisse sind mit * markiert und zusätzlich fettgedruckt.

Kontrast	Kontrast	Signifikanz
1,5 T	3,0 T	
Bandscheibe vs. Knochen	Bandscheibe vs. Knochen	p<0,001*
Bandscheibe vs. Myelon	Bandscheibe vs. Myelon	p=0,001*
Bandscheibe vs. Liquor	Bandscheibe vs. Liquor	p<0,001*
Knochen vs. Myelon	Knochen vs. Myelon	p=0,548
Knochen vs. Liquor	Knochen vs. Liquor	p=0,389
Liquor vs. Myelon	Liquor vs. Myelon	p=0,001*

Tabelle 3: Untersuchung des Kontrastes bei 1,5 Tesla (T) und 3,0 T (mit * gekennzeichnete Wert ist signifikant (p < 0,05))

Die Aufnahmen bei 1,5 T erreichen höhere Werte für den Kontrast. Bis auf das Kontrastverhalten von Knochen-Myelon und Knochen-Liquor zeigt sich ein signifikanter Unterschied bezüglich des Kontrastes zwischen den beiden Magnetfeldstärken.

3.1.2 Darstellung des Kontrastverhaltens mittels Liniendiagrammen

Die folgenden Abbildungen 2-7 zeigen Liniendiagramme, die das Kontrastverhalten widerspiegeln. Die blaue Kurve zeigt den Verlauf bei 1,5 T, die rosa Kurve entsprechend bei 3,0 T.

Eine Auflistung der Werte ist in Tabelle 4 im Anhang zu finden.

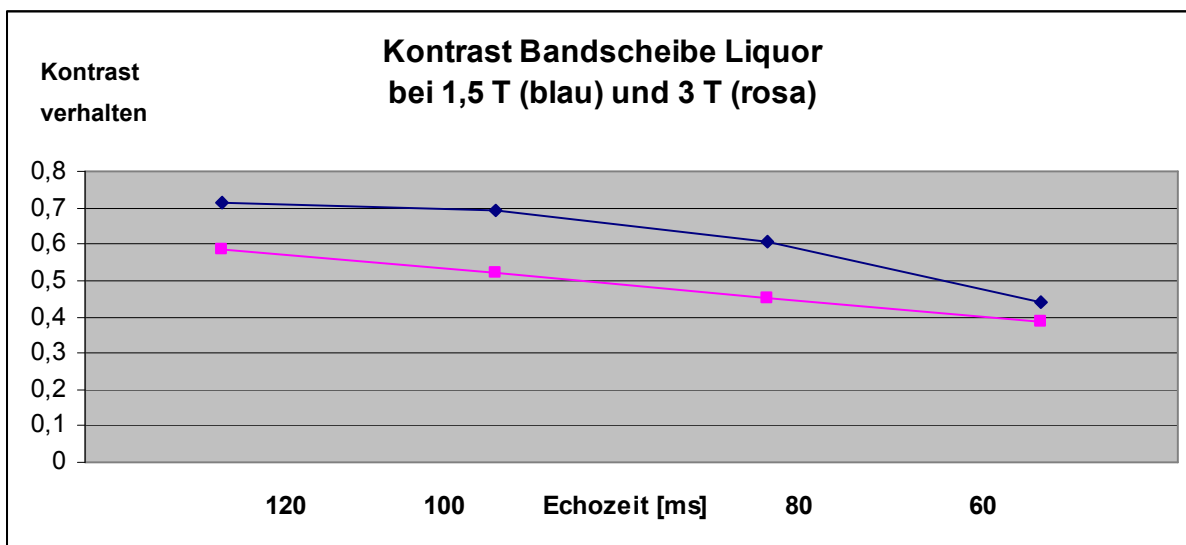


Abbildung 2: Kontrast Bandscheibe Liquor bei 1,5 T (Tesla) und bei 3,0 T (Tesla), ms: Millisekunden

Die Grafik zeigt, dass das Kontrastverhalten zwischen Bandscheibe und Liquor vergleichbar ist, wobei 1,5 T höhere Werte aufweist. Mit fallender Echozeit fällt dann bei beiden Feldstärken der Kontrast, allerdings nähern sich die Werte bei einer Echozeit von 60 ms fast ganz an. Die Kontrastdifferenz beträgt bei Echozeiten ab 80ms und größer etwa 15%.

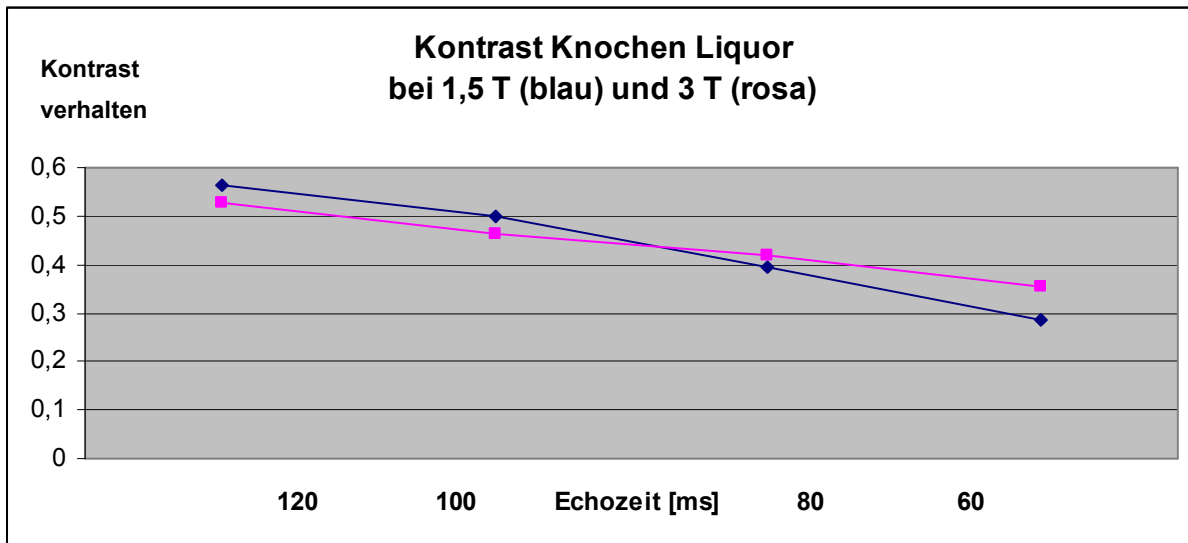


Abbildung 3: Kontrast Knochen Liquor bei 1,5 T (Tesla) und bei 3,0 T (Tesla), ms: Millisekunden

Der Kontrast zwischen Knochen und Liquor zeigt für beide Feldstärken ein sehr ähnliches Verhalten.

Auffällig ist, dass die Steigung der Kontrastwerte in Abhängigkeit von der Echozeit bei 3,0 T kleiner ist als die bei 1,5 T, so dass sich für die kürzeren Echozeiten bei 3,0 T höhere Kontrastwerte ergeben.

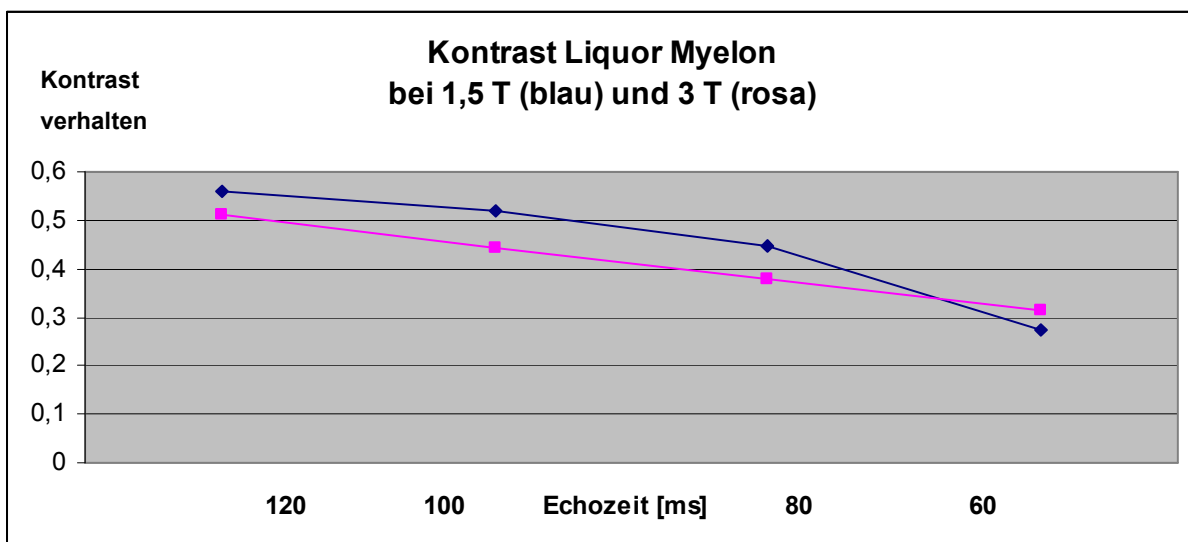


Abbildung 4: Kontrast Liquor Myelon bei 1,5 T (Tesla) und bei 3,0 T (Tesla), ms: Millisekunden

Diese Darstellung zeigt für den Kontrast zwischen Liquor und Myelon bei 1,5 T und 3,0 T ein vergleichbares Verhalten der Werte.

Die Differenz zwischen den beiden Feldstärken ist minimal. Sie beträgt 5 – 10%. Allerdings werden bei 3,0 T auch hiermit kürzeren Echozeiten höhere Werte erreicht.

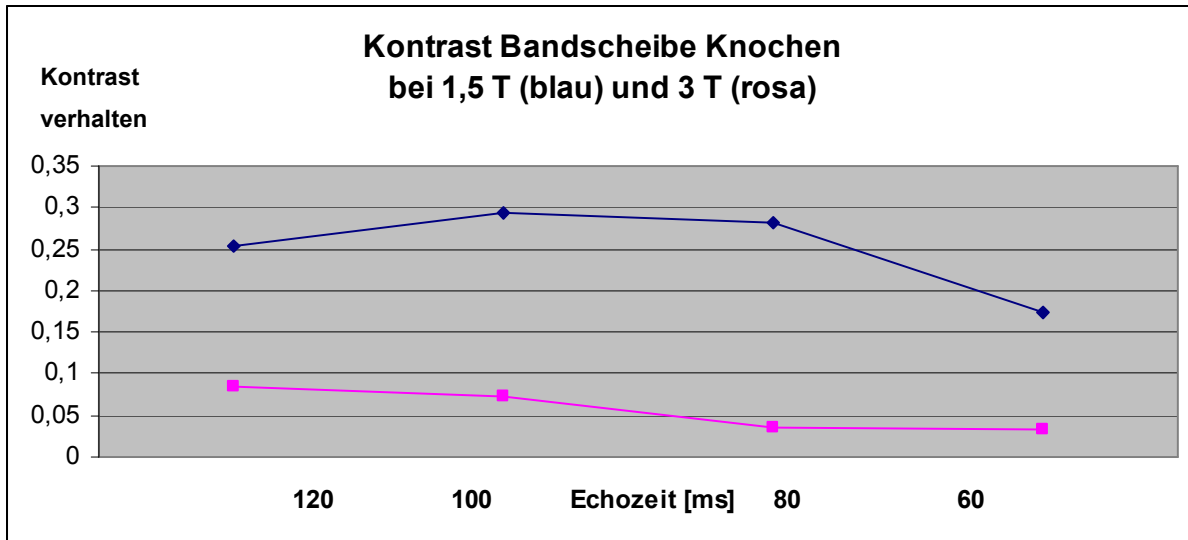


Abbildung 5: Kontrast Bandscheibe Knochen bei 1,5 T (Tesla) und bei 3,0 T (Tesla), ms: Millisekunden

Der Kontrast zwischen Bandscheibe und Knochen ist bei 3,0 T deutlich geringer als bei 1,5 T und beträgt etwa 20 - 30%. Er nimmt mit fallender Echozeit um etwa 5% ab. Dagegen nimmt der Kontrast bei 1,5 T hier mit fallender Echozeit zunächst bis auf TE = 100ms um etwa 5% zu, fällt dann ab TE = 80ms um etwa 20%.

Ein ähnliches Verhalten ergibt sich für den Kontrast sowohl zwischen Bandscheibe und Myelon als auch zwischen Knochen und Myelon.

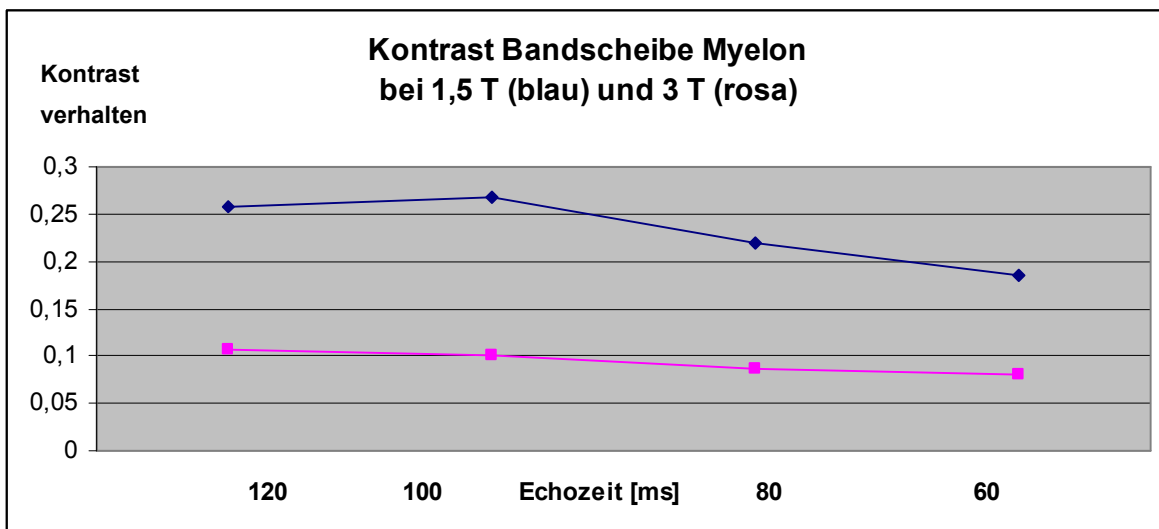


Abbildung 6: Kontrast Bandscheibe Myelon bei 1,5 T (Tesla) und bei 3,0 T (Tesla), ms: Millisekunden

Auch hier weist der Kontrast zwischen Bandscheibe und Myelon bei 3,0 T geringere Werte auf. Die Kontrastdifferenz beträgt für längere Echozeiten zwischen 15 und 20%, bei kurzer TE nur noch etwa 10%. Der Kontrastabfall ist bei 3,0 T vernachlässigbar, während er bei 1,5T um etwa 10% fällt.

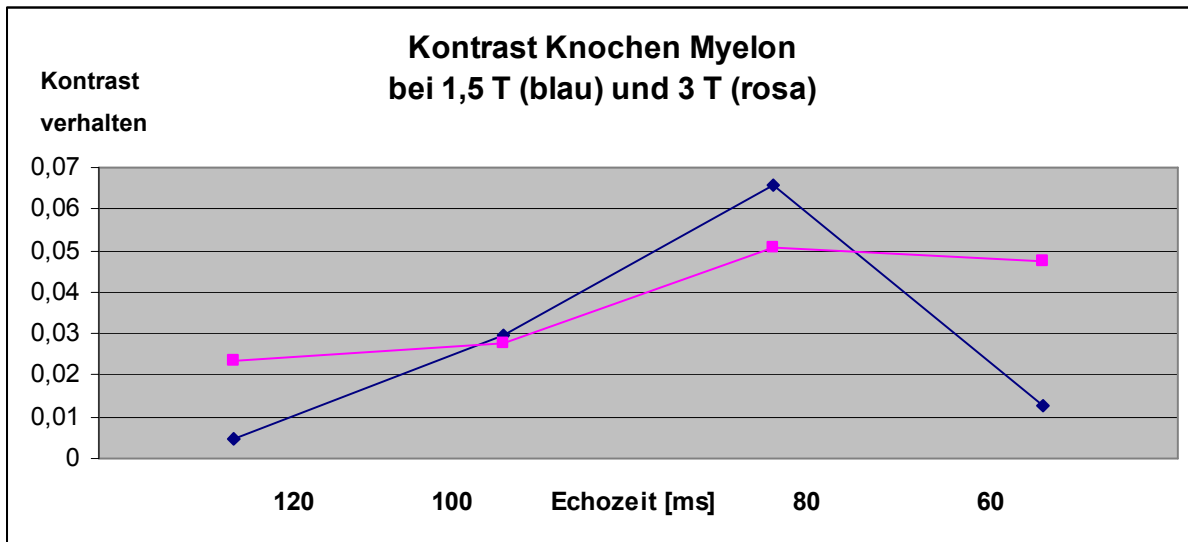


Abbildung 7: Kontrast Knochen Myelon bei 1,5 T (Tesla) und bei 3,0 T (Tesla), ms: Millisekunden

Der Kontrast zwischen Knochen und Myelon ist sowohl für 1,5 T als auch für 3,0 T minimal. Auffällig ist trotzdem, dass beide Feldstärken bei der Echozeit 80 ms ihr Kontrastmaximum zeigen, wenn auch die Kontrastdifferenz der beiden Feldstärken zu den langen Echozeiten nur etwa 5% beträgt. Ebenso ist bemerkenswert, dass der Kontrast bei 3,0T signifikant (5-fach) höher als bei 1,5T ist.

3.1.3 Untersuchung des Kontrastes bei 1,5 T und bei 3,0 T durch qualitative Bewertung

Die qualitative Bewertung der Aufnahmen bei 1,5 T und 3,0 T wurde mittels eines visuellen Vergleiches durch einen erfahrenen Radiologen durchgeführt. Hierbei wurden die Kontraste verschiedener Gewebe nicht zueinander wie in den Kapitel 3.1.2 zuvor bestimmt, vielmehr wurde der Gesamtkontrast und die Abgrenzbarkeit von direkt benachbarten Strukturen analysiert. Letzteres ist auch von höherer klinischer Relevanz.

Für die Qualitätsbewertung des Kontrastverhaltens wurde folgender Maßstab zugrunde gelegt:

3	Kontrast bei 3,0 T höher, Aufnahmen homogener als bei 1,5 T
2	Kein Unterschied hinsichtlich des Kontrastes bei 1,5 T und 3,0 T
1	Kontrast bei 3,0 T schlechter, Aufnahmen inhomogener als bei 1,5 T

Eine entsprechende Tabelle findet sich im Anhang mit der Nummer 5.

Die Auswertung zeigt eindeutig, dass die anatomischen Strukturen in den 3,0 T Aufnahmen einen höheren Kontrast aufweisen. Der Kontrast wird mit abnehmender Echozeit stärker bei 3,0 T.

3.2 Untersuchung des Kontrastverhaltens bei 3,0 T und paralleler Bildgebung unter Veränderung von Echozeit und Winkel des Refokussierungspulses

3.2.1 Explorative Datenanalyse

Die TSE-Sequenzen wurden mit der FAS-Technik kombiniert. Um den Einfluss dieser Technik in Kombination mit der Echozeit auf den Kontrast zu ermitteln, führen wir eine explorative Datenanalyse durch. In dieser Untersuchung zeigt sich, dass das Kontrastverhalten sowohl von der Echozeit als auch vom Winkel des Refokussierungspulses (FAS) abhängt.

Tendenziell nimmt der Kontrast mit steigender Echozeit zu, ebenso nimmt auch der Kontrast mit steigendem Refokussierungswinkel zu. Bei diesen Messungen wurde für alle Echozeiten (TE) der Refokussierungswinkel (RF) systematisch variiert (siehe auch Tabelle 2). Eine explorative Datenanalyse wurde zu Beginn der statistischen Auswertung durchgeführt, um eine Übersicht der Werte zu erhalten.

Die untersuchten Kombinationen von TE und RF wurden miteinander verglichen, die Abbildungen 8-19 zeigen exemplarisch die graphische Darstellung für das Kontrastverhalten Knochen–Liquor, Liquor–Myelon, Bandscheibe–Knochen und Bandscheibe–Myelon mit Hilfe von boxplots (Erklärung: siehe 2.3.3).

In Kapitel 3.2.1 wurde dargestellt, dass der Kontrast Knochen zu Liquor und Myelon zu Liquor mit steigender Echozeit zunimmt.

Dieses Kontrastverhalten gilt auch für alle Flipwinkel. Außerdem ist der Anstieg des Kontrastes als Funktion der Echozeit bei kleineren Flipwinkeln steiler (Abb. 8-13).

Im Kapitel 3.2.1 wurde für den Kontrast Bandscheibe zu Knochen und Bandscheibe zu Myelon ermittelt, dass der Kontrast mit steigender Echozeit nur minimal ansteigt. Das gleiche Verhalten ergibt sich auch bei allen eingesetzten Flipwinkeln (Abb. 15-20).

Eine eindeutige Tendenz, wie in den Abbildungen 8-13 lässt sich hier nicht beobachten. Auch die Spannweite der Werte ist relativ groß, wobei hier die Ausreißer, dargestellt durch die vertikalen Endpunkte, des Kontrastes Bandscheibe-Knochen eine diskrete Tendenz zeigen, ebenfalls mit der Echozeit anzusteigen.

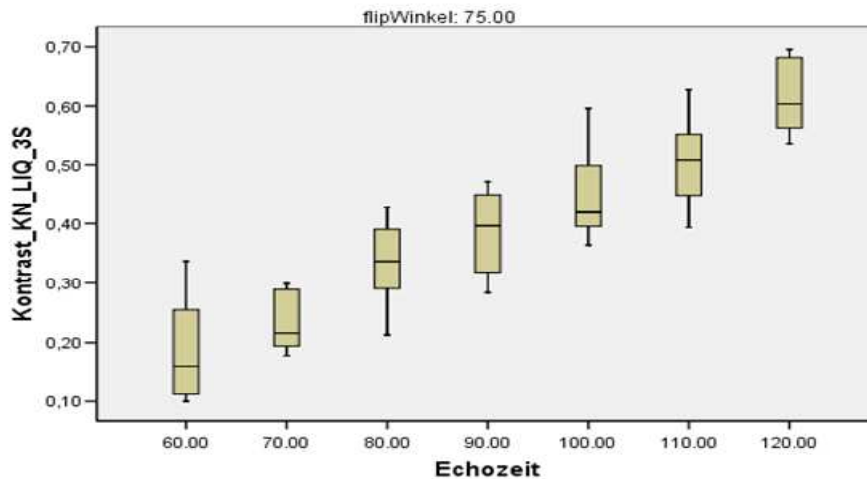


Abbildung 8 : Kontrast Knochen-Liquor (KN_LIQ)

Flip Winkel 75°, Echozeit 60,70, 80, 90, 100, 110, 120 ms (Millisekunden) bei 3,0 Tesla und SENSE (3S)

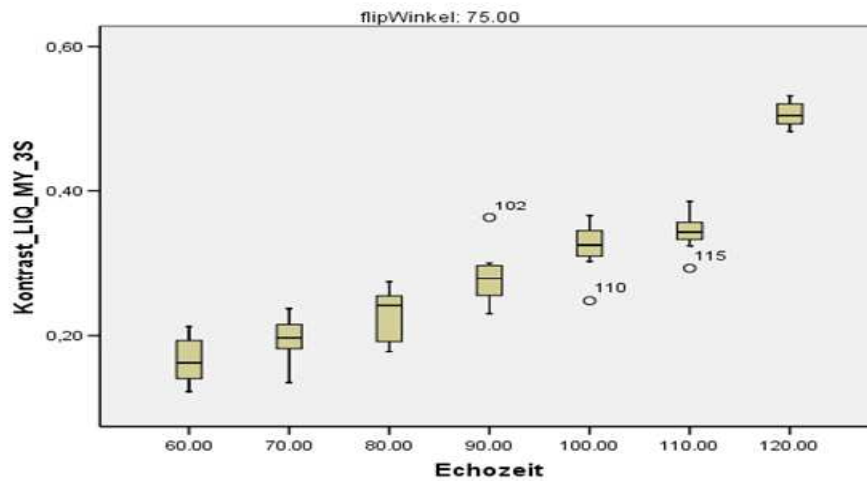


Abbildung 9: Kontrast Liquor-Myelon (LIQ_MY)

Flip Winkel 75°, Echozeit 60,70, 80, 90, 100, 110, 120 ms (Millisekunden) bei 3,0 Tesla und SENSE (3S)

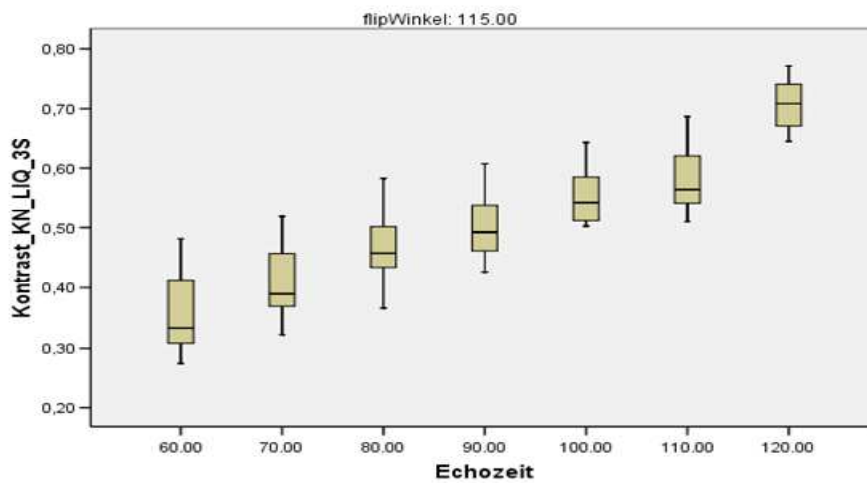


Abbildung 10: Kontrast Knochen-Liquor (KN_LIQ)

Flip Winkel 115°, Echozeit 60,70, 80, 90, 100, 110, 120 ms (Millisekunden) bei 3,0 Tesla und SENSE (3S)

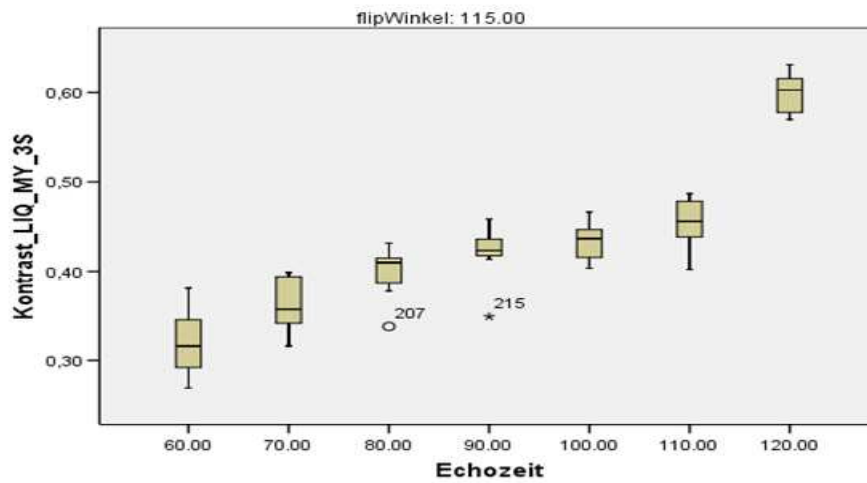


Abbildung 11: Kontrast Liquor_Myelon (LIQ_MY)

Flip Winkel 115°, Echozeit 60,70, 80, 90, 100, 110, 120 ms (Millisekunden) bei 3,0 Tesla und SENSE (3S)

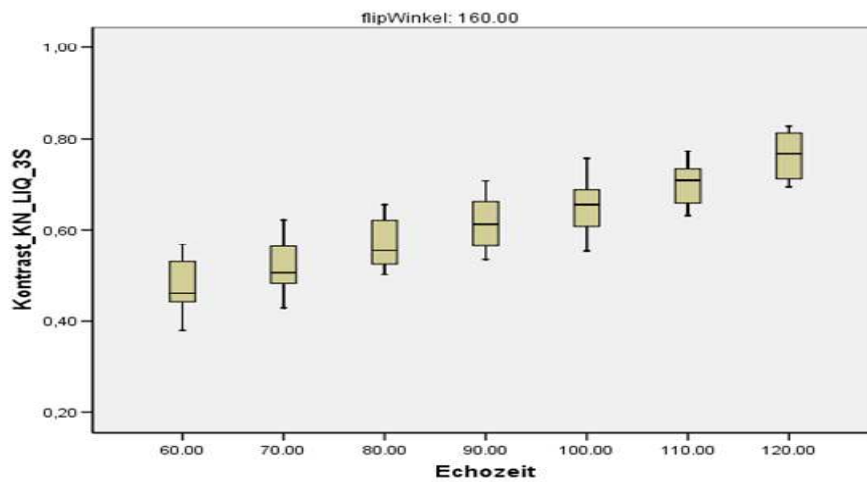


Abbildung 12: Kontrast Knochen_Liquor (KN_LIQ)

Flip Winkel 160°, Echozeit 60,70, 80, 90, 100, 110, 120 ms (Millisekunden) bei 3,0 Tesla und SENSE (3S)

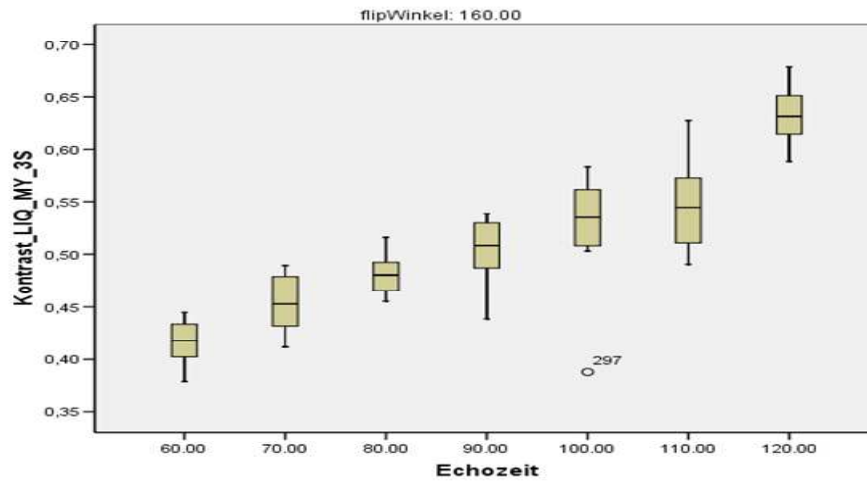


Abbildung 13: Kontrast Liquor_Myelon (LIQ_MY)

Flip Winkel 160°, Echozeit 60,70, 80, 90, 100, 110, 120 ms (Millisekunden) bei 3,0 Tesla und SENSE (3S)

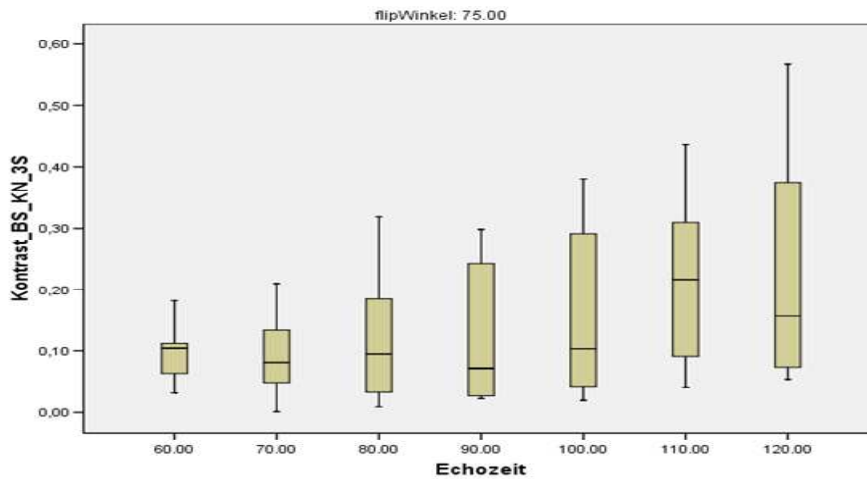


Abbildung 14: Kontrast Bandscheibe_Knochen (BS_KN)

Flip Winkel 75°, Echozeit 60,70, 80, 90, 100, 110, 120 ms (Millisekunden) bei 3,0 Tesla und SENSE (3S)

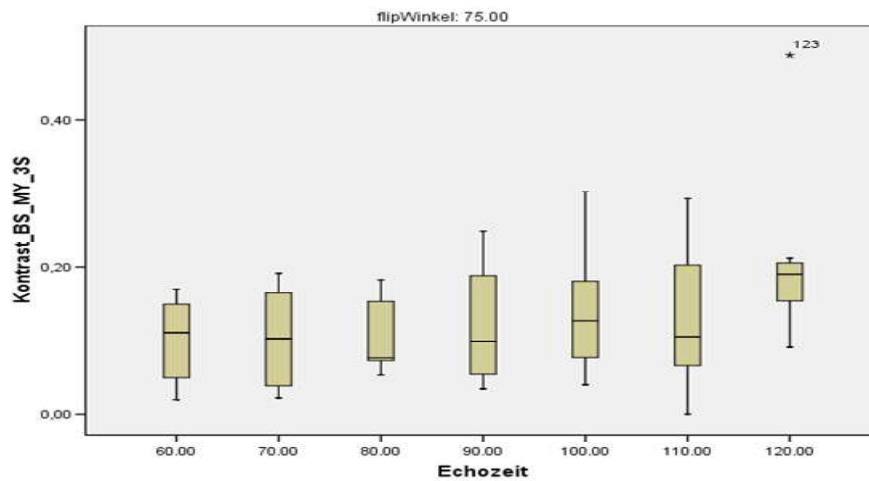


Abbildung 15: Kontrast Bandscheibe_Myelon (BS_MY)

Flip Winkel 75°, Echozeit 60,70, 80, 90, 100, 110, 120 ms (Millisekunden) bei 3,0 Tesla und SENSE (3S)

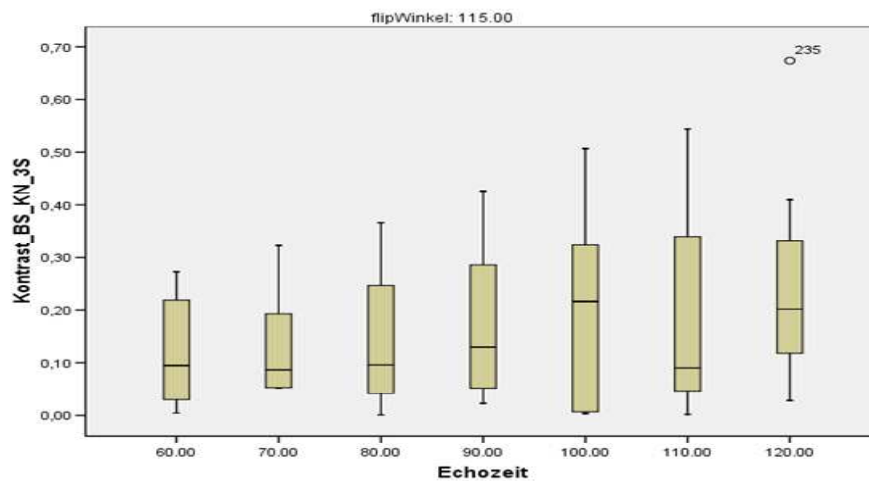


Abbildung 16: Kontrast Bandscheibe_Knochen (BS_KN)

Flip Winkel 115°, Echozeit 60,70, 80, 90, 100, 110, 120 ms (Millisekunden) bei 3,0 Tesla und SENSE (3S)

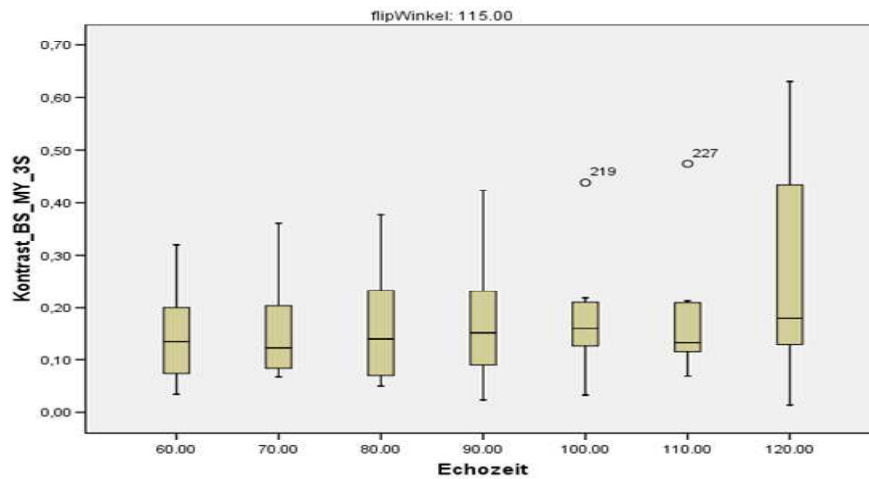


Abbildung 17: Kontrast Bandscheibe_Myelon (BS_MY)

Flip Winkel 115°, Echozeit 60,70, 80, 90, 100, 110, 120 ms (Millisekunden) bei 3,0 Tesla und SENSE (3S)

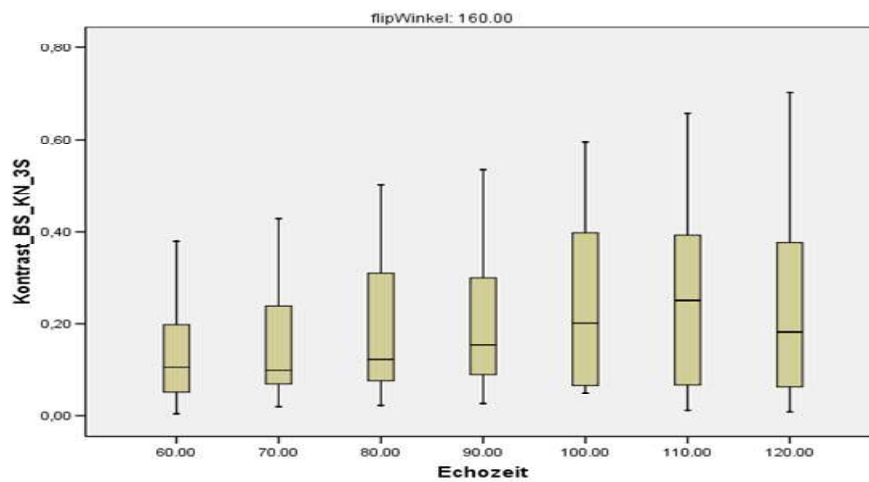


Abbildung 18: Kontrast Bandscheibe_Knochen (BS_KN)

Flip Winkel 160°, Echozeit 60,70, 80, 90, 100, 110, 120 ms (Millisekunden) bei 3,0 Tesla und SENSE (3S)

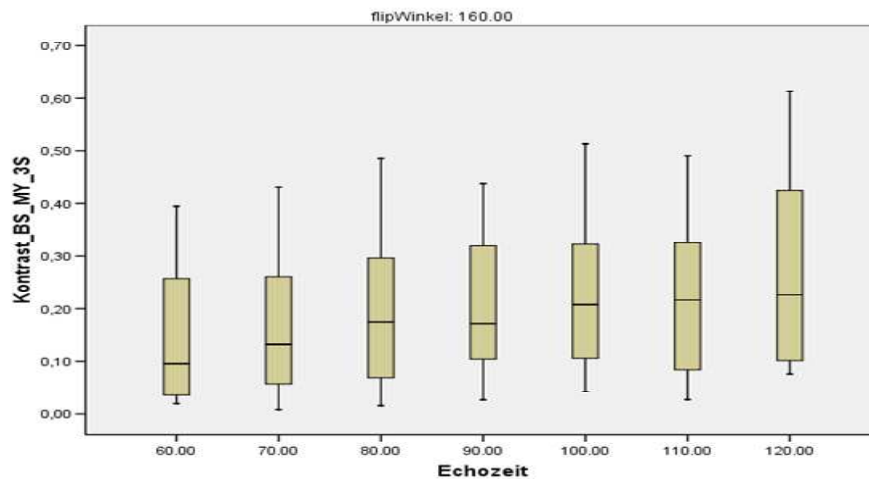


Abbildung 19: Kontrast Bandscheibe_Myelon (BS_MY)

Flip Winkel 160°, Echozeit 60,70, 80, 90, 100, 110, 120 ms (Millisekunden) bei 3,0 Tesla und SENSE (3S)

3.2.2 Multivariate ANOVA: Untersuchung des Kontrastverhaltens bei 3,0 Tesla und paralleler Bildgebung unter Veränderung von Echozeit und Winkel des Refokussierungspulses

Die Varianzanalyse (engl.: analysis of variance, kurz: ANOVA) ordnet Gruppen von miteinander in Beziehung stehenden, abhängigen Variablen. Mittels dieser Prozedur lassen sich signifikante von nicht signifikanten Daten trennen. Dies soll helfen, eine geeignete Kombination von Echozeit und Flipwinkel für den maximalen Kontrast zu finden.

Die Liniendiagramme der Abbildungen 20-25 spiegeln das Kontrastverhalten bei verschiedenen Echozeiten als Funktion der Refokussierungswinkel wider. Die Tabellen 6-11 mit den Messwerten finden sich im Anhang.

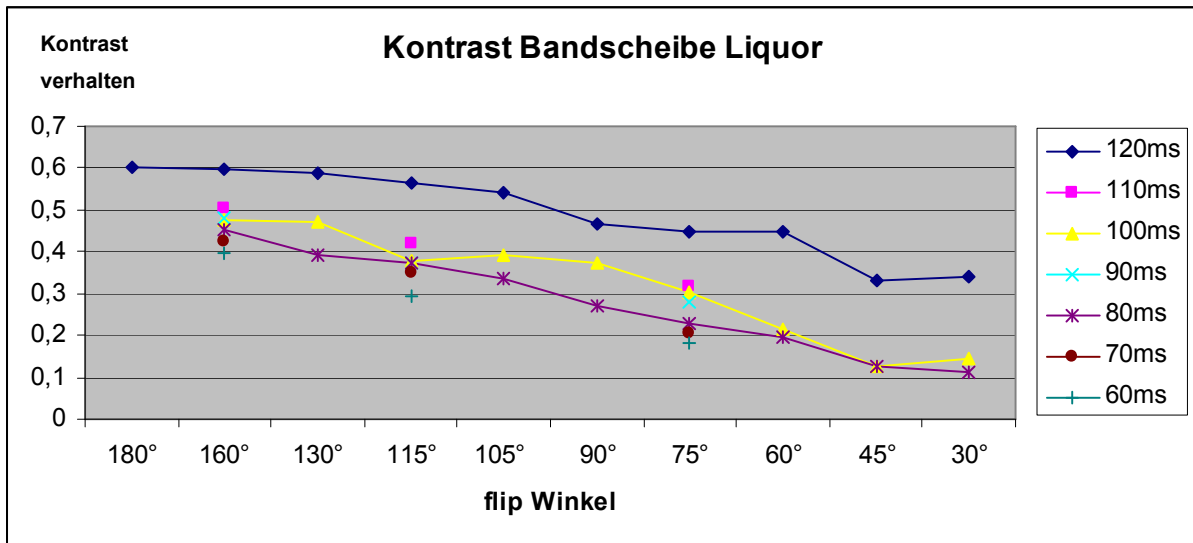


Abbildung 20: Kontrast Bandscheibe Liquor bei 3,0 T (Tesla) in Abhängigkeit von Echozeit und flip Winkel
ms: Millisekunden

Der Kontrast Bandscheibe zu Liquor (Abb. 20) nimmt mit kleiner werdenden Refokussierungswinkel bei allen Echozeiten ab, wobei der Kontrast bei der längsten Echozeit (TE = 120ms) im gesamten Verlauf höher ist.

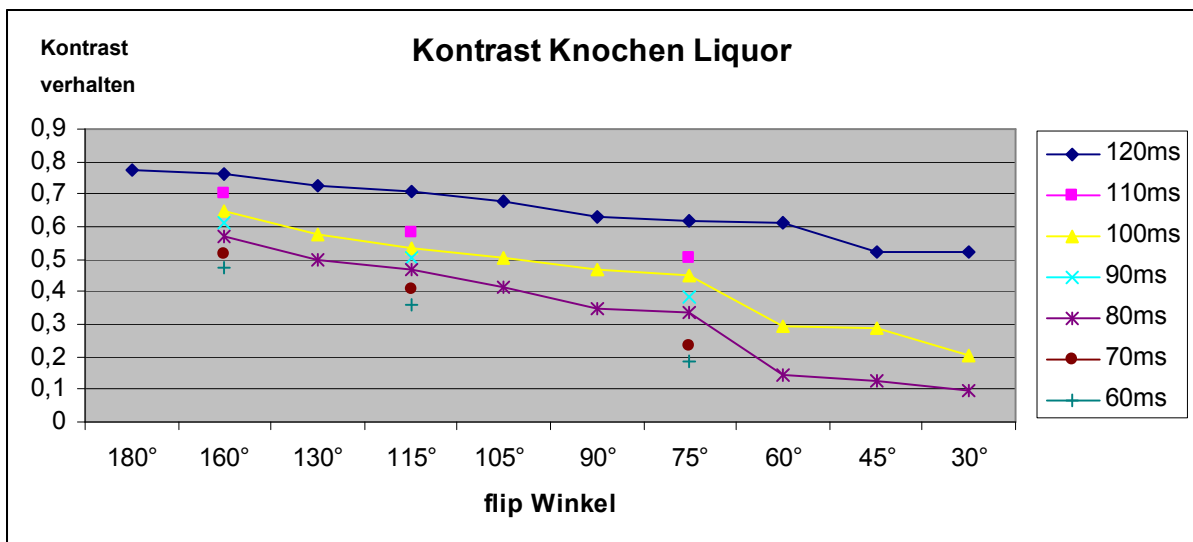


Abbildung 21: Kontrast Knochen Liquor bei 3,0 T (Tesla) in Abhängigkeit von Echozeit und flip Winkel
ms: Millisekunden

Die obige Grafik zeigt, dass der Kontrast zwischen Knochen und Liquor sich ähnlich dem Kontrast zwischen Bandscheibe und Liquor verhält. Entsprechendes gilt auch für den Kontrast Liquor Myelon.

Der Kontrast eines jeden Gewebes zu Liquor ist bei der Echozeit 120ms stets signifikant höher. Bei den kürzeren Echozeiten fällt der Kontrast ab den Flipwinkel 75° stärker ab.

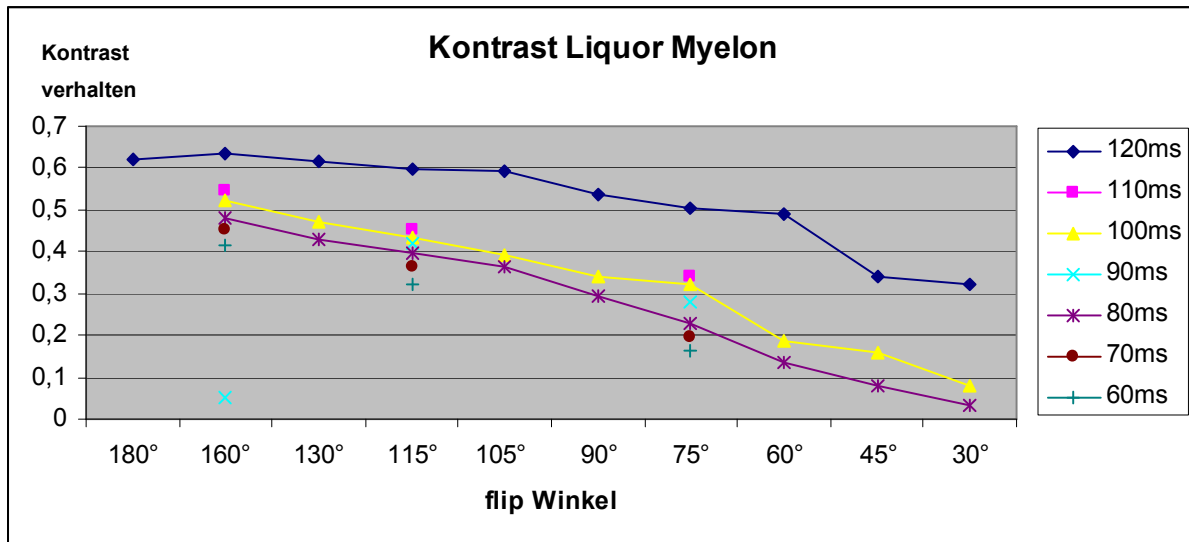


Abbildung 22: Kontrast Liquor Myelon bei 3,0 T (Tesla) in Abhängigkeit von Echozeit und flip Winkel
ms: Millisekunden

Auffällig beim Kontrastverhalten von Liquor und Myelon ist, dass der Kontrast bei Echozeiten kürzer als 120ms signifikant kleiner ist, so dass bei Flipwinkeln ab etwa 75° der Kontrast um den Faktor 3 sinkt.

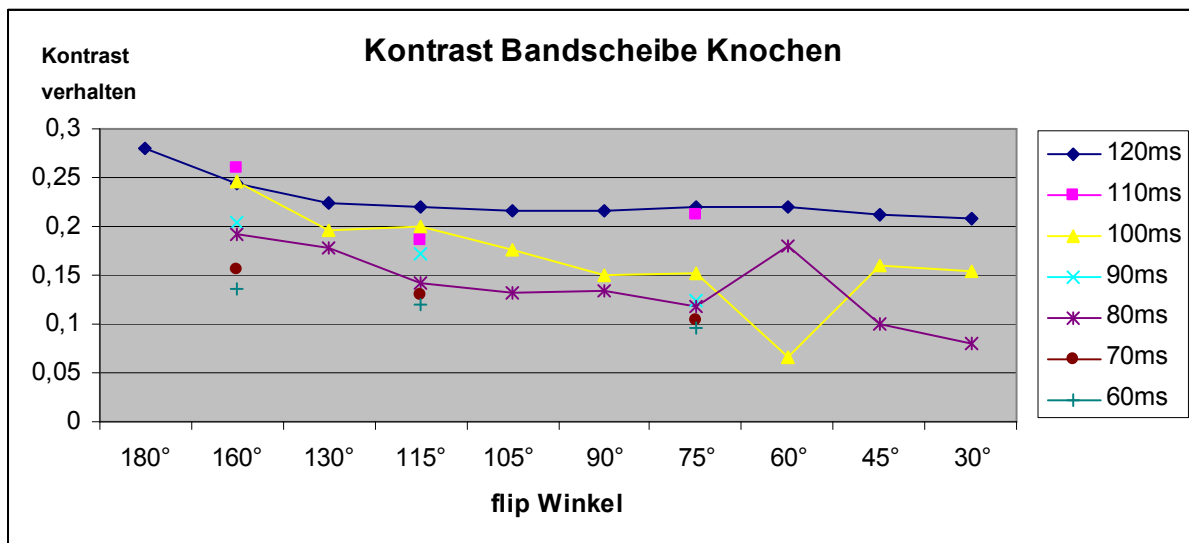


Abbildung 23: Kontrast Bandscheibe Knochen bei 3,0T (Tesla) in Abhängigkeit von Echozeit und flip Winkel
ms: Millisekunden

Der Kontrast zwischen Bandscheibe und Knochen ist bei den langen Echozeiten 110 – 120ms am höchsten, er fällt bei den Flipwinkeln von 180° bis 130° etwa linear ab und hält sich dann nahezu konstant. Dagegen nimmt der Kontrast bei den kürzeren Echozeiten hin zu den kleineren Winkeln stetig ab.

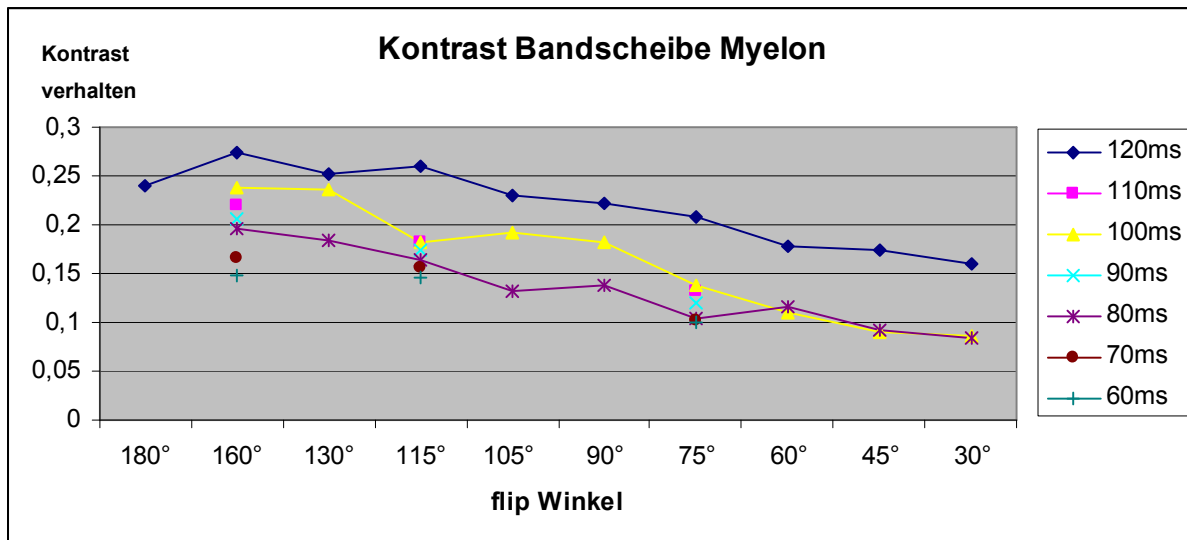


Abbildung 24: Kontrast Bandscheibe Myelon bei 3,0T (Tesla) in Abhängigkeit von Echozeit und flip Winkel
ms: Millisekunden

Der Kontrast zwischen Bandscheibe und Myelon ist auch hier bei der Echozeit 120 ms am höchsten. Er ist zwischen 180° und 115° konstant und nimmt dann mit den kleineren Winkeln stetig ab.

Der Kontrast ist bei allen anderen Echozeiten geringer und fällt mit abnehmenden Winkel stetig ab, so dass bei Winkeln kleiner als 75° die Bandscheiben kaum vom Myelon zu unterscheiden sind.

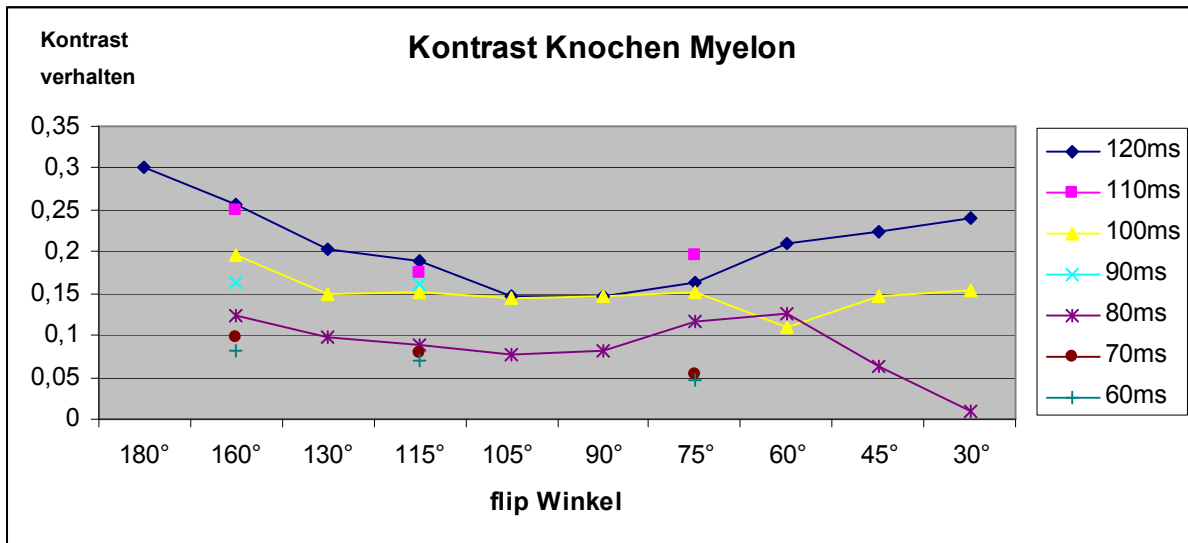


Abbildung 25: Kontrast Knochen Myelon bei 3,0 T (Tesla) in Abhängigkeit von Echozeit und flip Winkel
ms: Millisekunden

Das Kontrastverhalten von Knochen und Myelon unterscheidet sich vollständig von den bisher beschriebenen Untersuchungen anderer Gewebskontraste.

Auch hier weisen die langen Echozeiten von 110ms und 120ms in seinem gesamten Verlauf den höchsten Kontrast auf, wobei hier die Besonderheit ist, dass von 180°-Winkel bis 105° auf etwa die Hälfte absinkt, dann ein Plateau aufweist und ab 75° wieder stetig zu höheren Werten ansteigt. Bei der Echozeit 100ms bleibt der Kontrast ab dem 130°-Winkel konstant auf dem gleichen Niveau, weist sogar zwischen 105° und 75° den identischen Kontrast wie bei den längeren Echozeiten von 110° und 120° auf. Auffallend ist der drastische Abfall bei der Echozeit 80ms ab den Winkel 60°. Das Verhalten bei kürzeren Echozeiten konnte hier aus technischen Gründen nicht ermittelt werden.

Die Abbildungen 26-28 zeigen permutativ die Kontraste zwischen Bandscheibe, Knochen, Liquor und Myelon bei konstanten Echozeiten (120ms, 100 ms, 80 ms) als Funktion des Refokussierungswinkels (180° - 30°). Die Kurven bei einer TE=120ms zeigen einen deutlich höheren Kontrast aller Gewebe zu Liquor als zu anderen Gewebe, wobei der Kontrast Gewebe zu Liquor mit kleineren Winkeln leicht abnimmt. Ab etwa 60° verstärkt sich die Abnahme, bleibt aber noch höher als die anderen Gewebskontraste.

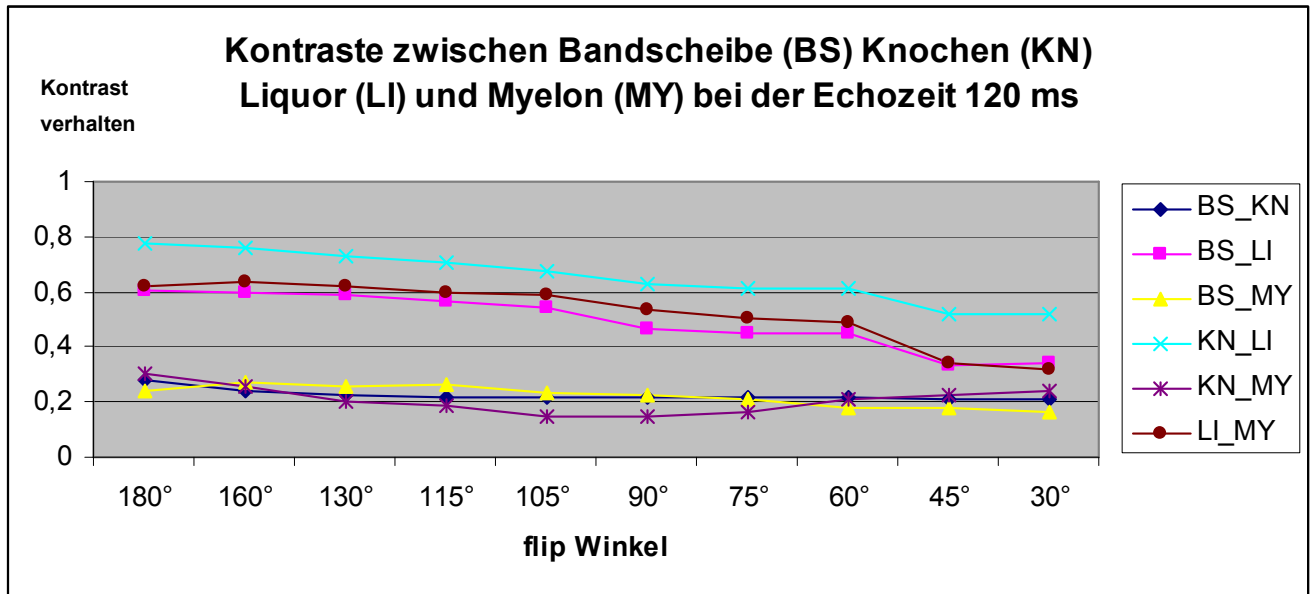


Abbildung 26: Kontraste zwischen Bandscheibe (BS) Knochen (KN) Liquor (LI) und Myelon (MY) bei der Echozeit 120 ms (Millisekunden)

Ein ähnliches Kontrastverhalten ist auch bei der Echozeit 100ms zu beobachten, wobei der Kontrastabfall mit abnehmenden Winkeln steiler ist. Ab etwa 60° wird die Gewebedifferenzierung somit schwieriger.

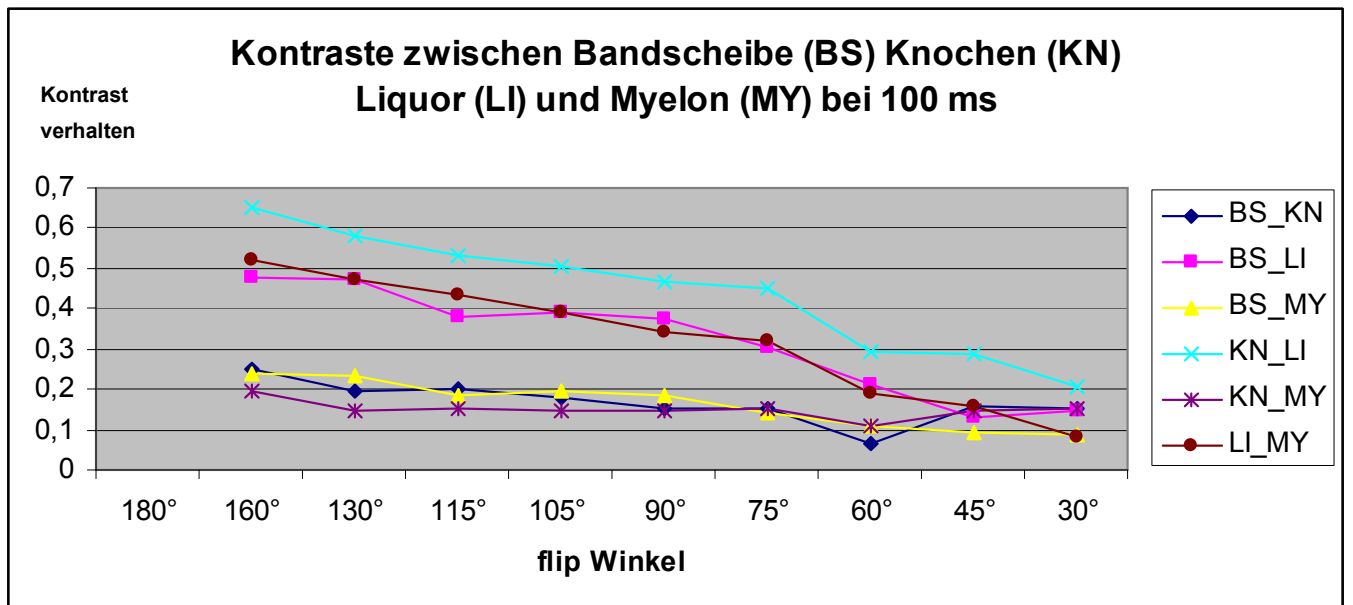


Abbildung 27: Kontraste zwischen Bandscheibe (BS) Knochen (KN) Liquor (LI) und Myelon (MY) bei der Echozeit 100 ms (Millisekunden)

Auch bei einer Echozeit 80 ms ist ein ähnliches Verhalten festzustellen, wobei die Kontrastabnahme mit kleineren Winkeln noch ausgeprägter ist, so dass ab Winkeln kleiner 75° eine Gewebisdifferenzierung nicht mehr möglich ist.

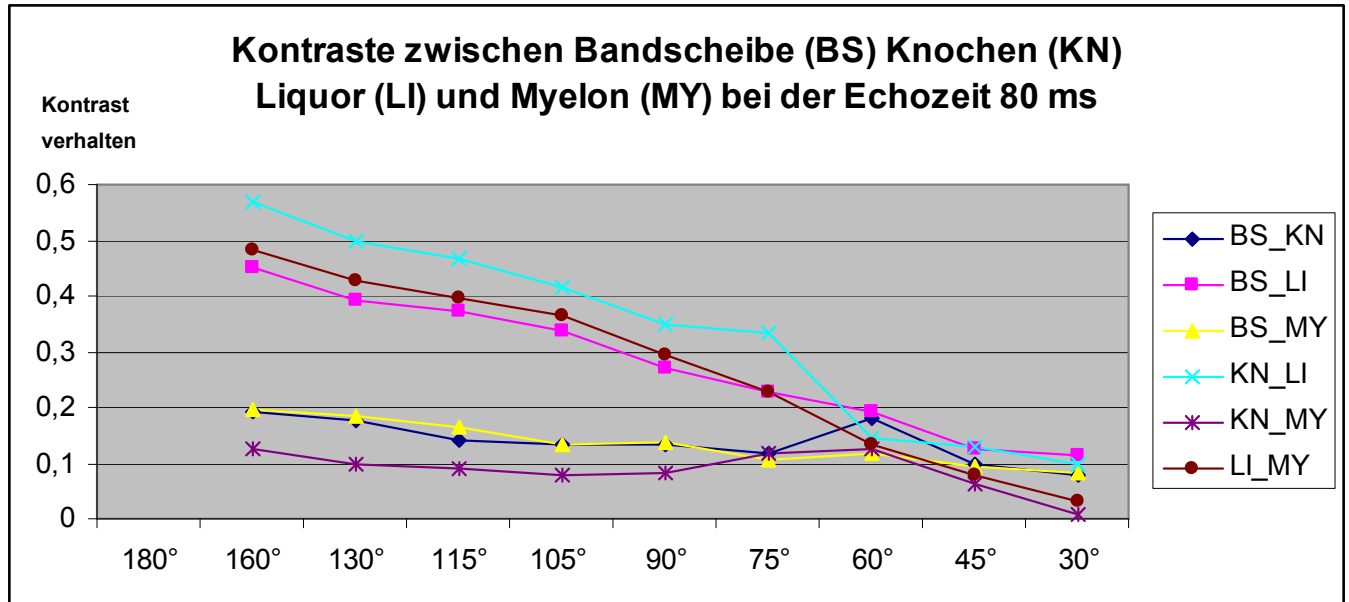


Abbildung 28: Kontraste zwischen Bandscheibe (BS) Knochen (KN) Liquor (LI) und Myelon (MY) bei der Echozeit 80 ms (Millisekunden)

Aus den gezeigten Liniendiagrammen wird deutlich, dass bei allen Echozeiten der flip Winkel einen maßgeblichen Einfluss auf das Kontrastverhalten hat.

Je kleiner der Winkel des Refokussierungspulses, desto geringer wird in erster Näherung der ermittelte Wert für den Kontrast. Bei allen drei Echozeiten weisen Gewebe zu Liquor den höchsten Kontrast auf, dementsprechend zwischen anderen Gewebsebenen einen geringeren Kontrast.

Die Tabellen 6-11 mit den Werten der Grafiken finden sich im Anhang.

3.3 Statistischer Vergleich der Untersuchung bei ausgewählten Echozeiten unter Beibehaltung aller eingesetzter Winkel des Refokussierungspulses

Nach Auswertung der Ergebnisse und in Absprache mit dem Institut für medizinische Biometrie der Universität Bonn werden zur besseren Anschauung weiterhin alle Flipwinkel in die Berechnungen einbezogen.

Als Echozeiten werden jedoch nur noch 80 ms, 100 ms und 120 ms in die Berechnungen einbezogen. Die ausgegliederten Echozeiten erfüllten in den Auswertungen nicht das geforderte Signifikanzniveau. Die Berechnungen erfolgten mittels einer Post-Hoc-Analyse nach Bonferroni. Dies ist eine Analyse mit Daten, die a priori nicht bekannt waren. In unserem Fall also die durch die ANOVA gefundenen signifikanten Ergebnisse.

Hier wurden die einzelnen Flipwinkel für jede Echozeit anhand des Kontrastverhaltens untereinander verglichen.

3.3.1 Ergebnisse für die Echozeit 80 ms

Bei den Kontrasten zwischen Knochen und Liquor, bzw. Liquor und Myelon unterscheiden sich einzelne Winkel signifikant voneinander. Die Ergebnisse sind Tabelle 12 und 13 zu entnehmen. Für alle oben nicht genannten Kontraste (Bandscheibe-Knochen, Bandscheibe-Myelon, Bandscheibe-Liquor, Knochen-Myelon) konnte kein signifikantes Ergebnis ermittelt werden.

Für die Kontraste zwischen Knochen-Liquor und Liquor-Myelon finden sich signifikante Unterschiede bei der Wahl der Winkel.

Bei dem Kontrast zwischen Knochen-Liquor fällt vor allem auf, dass sich niedrig und hoch gewählte Refokussierungspulse bezüglich des Gewebekontrastes deutlich voneinander unterscheiden.

Besonders zu erwähnen ist, dass sich fast alle Winkel deutlich vom RF 160° abgrenzen. Durch die Wahl dieses Winkels wurden die höchsten Werte erzielt. (z. B. Tabelle 7: Kontrast Knochen vs. Liquor: bei 160° und TE 80 ms: 0,569 vs. 0,098 bei 30° und TE 80 ms).

Dieses Ergebnis geht auch schon aus den boxplots hervor (Abb. 12-13), die für den Winkel 160° eine sehr geringe Streubreite zeigen.

3.3.2 Ergebnisse für die Echozeit 100 ms

Für die Echozeit von 100 ms finden sich nur für den Kontrast zwischen Knochen und Liquor und Liquor und Myelon signifikante Unterschiede. Für alle übrigen Kontraste (Bandscheibe-Knochen, Bandscheibe-Myelon, Bandscheibe-Liquor, Knochen-Myelon) konnte kein signifikantes Ergebnis ermittelt werden. Resultate sind den Tabellen 14 und 15 zu entnehmen.

Bei der Echozeit 100 ms konnten für die genannten Gewebe signifikante Unterschiede im Kontrastverhalten gefunden werden, diese bestehen wiederum hauptsächlich zwischen kleinen und großen Winkeln. Ebenso grenzen sich fast alle anderen Winkel bezüglich des Gewebekontrastes von dem Winkel 160° ab, dies fällt vor allem bei dem Kontrast zwischen Liquor und Myelon auf. Diese Ergebnisse ähneln denen bei der Echozeit 80 ms: dort fanden wir auch beim Kontrast zwischen Knochen und Liquor und Liquor und Myelon signifikante Unterschiede, vor allem im Vergleich mit den größer gewählten Winkeln des Refokussierungspulses (z.B. Tabelle 8: für den Kontrast Liquor-Myelon bei TE 100 ms und RF 160° 0,522 vs. 0,081 bei TE 100 ms und RF 30° , siehe dazu auch Tabelle 14).

Dies zeigt sich wiederum auch in den boxplots (Abb. 8-13).

3.3.3 Ergebnisse für die Echozeit 120 ms

Genauso wie bei der TE von 80 und 100 ms, finden sich auch für die TE 120 ms nur signifikante Unterschiede bei den Kontrasten zwischen Knochen und Liquor und Liquor und Myelon. Für alle übrigen Kontraste (Bandscheibe-Knochen, Bandscheibe-Myelon, Bandscheibe-Liquor, Knochen-Myelon) konnte kein signifikantes Ergebnis ermittelt werden. Die Ergebnisse sind aus den Tabellen 16 und 17 ersichtlich.

Bei der Analyse (multivariate ANOVA) der Ergebnisse für die Echozeit 120 ms soll noch einmal erwähnt werden, dass insgesamt die Werte aller Echozeiten einen signifikanten Unterschied zu den Werten bei der Echozeit 120 ms zeigen (siehe dazu 3.3.1).

In der einzelnen Betrachtung der Winkel der Echozeit 120 ms fällt nun auf, dass sich auch wieder die kleineren Winkel deutlich von den größeren unterscheiden (z. B. Tabelle 7: Kontrast Knochen-Liquor: gemessener Wert bei 160° und TE 120 ms: 0,763 vs. 0,520 bei 30° und TE 120 ms; siehe dazu auch Tabelle 16).

Die Abgrenzung zu RF 160° und RF 180° ist jedoch nicht so eindrücklich wie in den bisherigen Untersuchungen. Die Tendenz, die schon anhand der Ergebnisse bei den Echozeiten 80 und 100ms zu erkennen war, zeigt sich jedoch auch hier wieder deutlich. Auffällig ist jedoch, dass das Signifikanzniveau bei 120 ms erst bei größeren Winkeln erreicht wird. So war bei einer TE von 80 ms zwischen dem Kontrast Liquor-Myelon noch ein signifikanter Unterschied zwischen 60° und 105° nachweisbar, der bei 120 ms nicht mehr vorhanden ist.

3.4 Qualitative Bildbeurteilung

In der qualitativen Beurteilung der Bilddaten wurden die Bilddaten wie folgt bewertet:

4	exzellent	Exakte Darstellung der Wirbelkörper, des Spinalkanals und der Bandscheibe
3	Diagnose möglich	Kleine Artefakte (Bewegung, CSF-Pulsation), die die Bildinterpretation nicht stören
2	Diagnose fraglich	Beurteilung der zu bewertenden Strukturen durch größere Artefakte gestört
1	Nicht verwertbar	Keine Diagnose möglich

Die Abbildung 29 soll die Ergebnisse dieser Untersuchung veranschaulichen. Die Tabelle 18 mit den dazugehörigen Werten findet sich im Anhang.

Dieser qualitativen Analyse liegen diagnostische Kriterien zugrunde, d. h., sie sind nicht eins zu eins auf die Analyse der gemessenen Gewebskontraste übertragbar.

Hier wird nicht nur der Kontrast zwischen zwei Gewebsarten ermittelt, sondern stets das Gesamtbild beurteilt. Dazu gehören die exakte Darstellung verschiedener Gewebsstrukturen und die Überlagerung von Artefakten.

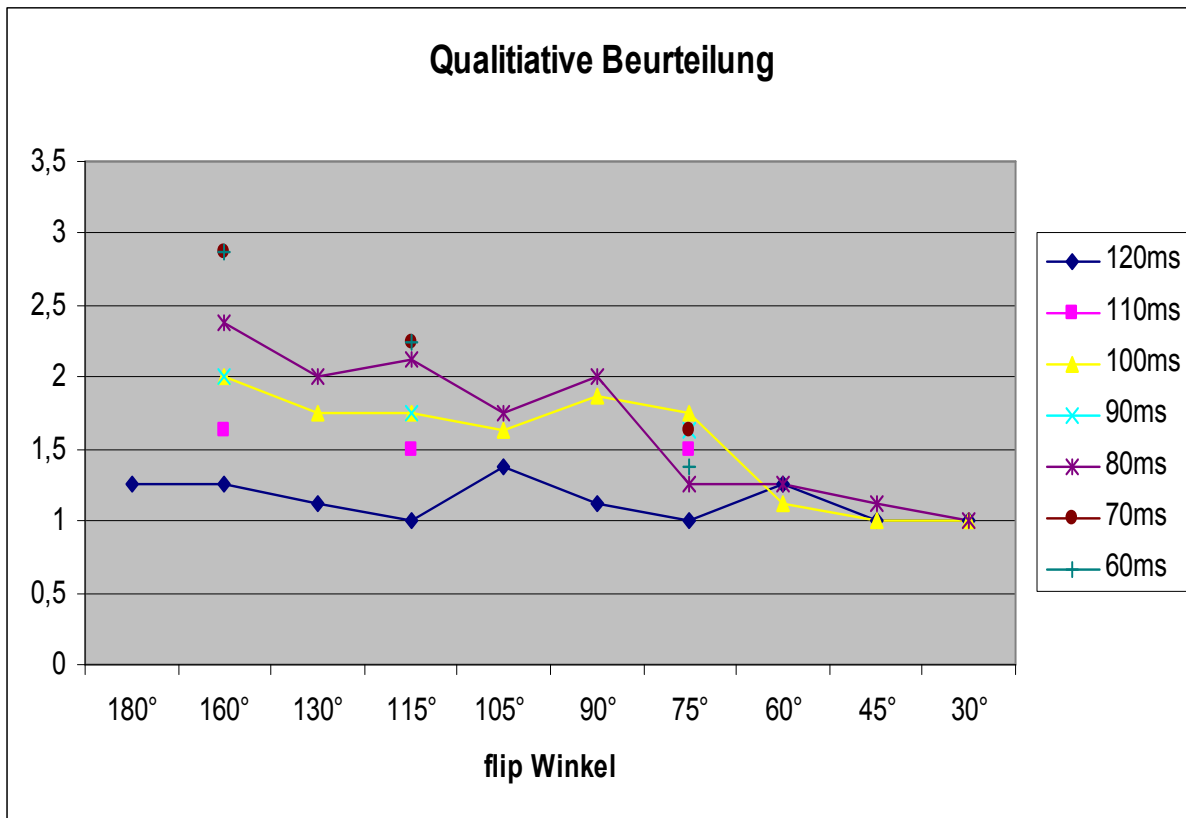


Abbildung 29: Qualitative Beurteilung der Bilddaten bei 3,0 T (Tesla) in Abhängigkeit von Echozeit und flip Winkel auf einer Skala von 1 (nicht verwertbar) bis 4 (exzellent), ms: Millisekunden

Die qualitative Beurteilung zeigt hinsichtlich des Verhaltens als Funktion vom Flipwinkel einen ähnlichen Trend wie bei den Kontrastmessungen, die Qualität nimmt auch hier mit kleineren Winkeln ab. Hinsichtlich der Echozeit unterscheidet sich die qualitative Bewertung jedoch von den bisherigen Rechnungen.

Hier werden bei kürzeren Echozeiten eindeutig kontrastreichere Daten gefunden. Dies zeigte sich auch im qualitativen Vergleich zwischen 1,5 und 3,0 T.

4 Diskussion

Mit Zulassung (seit 1998 durch die FDA) höherer Feldstärken für die klinische Routinediagnostik wurden in den letzten Jahren von verschiedenen Herstellern neue Hochfeldsysteme, vornehmlich 3,0 T für den Klinikbetrieb entwickelt.

Das 3,0 T Hochfeld weist im Vergleich zu 1,5 T potentiell ein doppelt so hohes Signal-zu-Rausch Verhältnis auf, dies sollte somit Aufnahmen höherer räumlicher Auflösung in vergleichbarer Messzeit oder aber eine deutliche Messzeitreduktion ermöglichen. Dies ließ sich aber nicht einfach umsetzen. Limitierend waren unter anderem die zulässige SAR Grenzwerte, diese werden bei Hochfeldsystemen eher erreicht. Die Erklärung hierfür ist, dass die Resonanzfrequenz proportional zur Feldstärke steigt und damit auch die Energieeinstrahlung. Für Anwendungen mit klassischen TSE-Sequenzen bedeutet dies bei höherer Feldstärke wie z. B. bei 3,0 T eine Messzeitverlängerung, da die Abstände (engl. „echospacing“) zwischen ihren Refokussierungspulsen vergrößert werden müssten. Folglich konnte der Signalvorteil nicht vollständig ausgenutzt werden. Zunächst war die erste Generation der 3,0 T Hochfeldsysteme nur für Hirnuntersuchungen vorteilhaft einsetzbar.

Zur Lösung dieser Problematik konnten weitere Entwicklungen wie parallele Bildgebungstechniken (Pruessmann et al., 1999; Sodickson et al., 1997) und variable Refokussierungswinkel (Hennig et al., 2003; Gieseke et al., 2004) eingesetzt werden. Daneben war zu berücksichtigen, dass die Sequenzen aufgrund unterschiedlicher Relaxationszeiten bei verschiedenen Feldstärken – insbesondere der T1-Zeiten – nicht eins zu eins von 1,5 T auf 3,0 T übertragbar waren (Fischer et al., 1999; Baudendistel et al., 2004). Daher mussten zunächst die Kontrastparameter zur Gewinnung der gewohnten bzw., gewünschten Gewebekontraste angepasst und in klinischen Studien verschiedener anatomischer Bereiche und Fragestellungen überprüft werden. Ebenso war der Einsatz von paralleler Bildgebung (SENSE) bei Wirbelsäulenuntersuchungen mit den vorhandenen Spulen bislang nur eingeschränkt möglich. Mittels neuen Entwicklungen wie der 16- oder 32-Kanal Neurovaskuläre-Halswirbelsäulenspule, die nun auch eine Kombination mit SENSE ermöglicht, waren die technischen Voraussetzungen für kürzere Messzeiten und für eine höhere räumliche Auflösung in akzeptablen Untersuchungszeiten gegeben.

Da bislang keine systematischen Untersuchungen der Wirbelsäule bei 3,0 T hinsichtlich des Kontrastverhaltens in Kombination mit den oben genannten Techniken vorlagen, war es Ziel der vorliegenden Dissertation MRT-Untersuchungen des Kontrastverhaltens der Halswirbelsäule bei 3,0 T mit und ohne Einsatz der parallelen Bildgebung und mit einer variablen Refokussierungswinkeltechnik („Flip Angle Sweep“-Technik, FAS; (Gieseke et al., 2004)). durchzuführen. Diese Technik ermöglicht – wie in der Einleitung ausgeführt (Kap 1.2.7) - eine Reduktion der Einstrahlungsenergie pro Zeitintervall. Sie erlaubt somit, die Zahl der Pulse pro Intervall zu erhöhen. Letzteres kann zur Messzeitverkürzung genutzt werden.

Es ist schon länger bekannt und mit vielen Studien belegt (eine Auswahl: Kuhl et al., 2005; Kurihara et al., 2002; Willinek et al., 2004; Morakkabati et al., 2006), dass die parallele Bildgebung insbesondere in der Hochfeld-MRT vorteilhaft eingesetzt werden kann. Die erfolgreiche Kombination von Flip Angle Sweep und paralleler Bildgebung ist ebenfalls untersucht worden (Morakkabati-Spitz et al., 2006; Gieseke et al., 2005b).

Auch können durch schnellere Akquisitionen der Sequenzen Bewegungsartefakte vermindert werden (Morakkabati-Spitz et al., 2006).

Mit Hilfe der vorliegenden Untersuchungen sollen Sequenzen im klinischen Alltag etabliert werden, die

1. eine deutliche Verkürzung der Untersuchungszeit und
2. geeignete Kontraste der Gewebe ermöglichen.

Als Referenz dienten die Standardsequenzen aus der Routinediagnostik bei 1,5 T.

4.1 Auswirkungen von Methoden und Probanden auf die Untersuchungsergebnisse

Methoden:

Die Qualität eines Bildes hängt von mehreren Faktoren ab. Ein Problem stellen die physiologisch bedingten Artefakte dar. Sie können sowohl durch periodische als auch aperiodische Bewegungen bedingt diagnostisch relevante Strukturen überlagern und im Extremfall eine Bewertung unmöglich machen (s. Kap. 1.2.2.1).

In den heutigen Standardsequenzen sind entsprechende Kompensationstechniken integriert.

Aufgrund des höheren Signals bei höherer Feldstärke könnten derartige Artefakte bei 3,0 T stärker ausgeprägt sein. Dies geht in die visuelle Analyse der diagnostischen Bildqualität ein. Nicht kooperative Patienten stellen ein großes Problem dar. Hier sind besonders kurze Aufnahmezeiten notwendig, im Extremfall ist eine Narkose erforderlich. In unserer experimentellen Studie waren nur gesunde Probanden eingeschlossen, insofern war auch der Einfluss von Suszeptibilitätseffekten auf den Kontrast pathologischer Prozesse für die gewählten Sequenzen nicht zu berücksichtigen.

Da Suszeptibilitätsartefakte bei TSE-Sequenzen nur eine untergeordnete Rolle spielen und da in der gesunden Wirbelsäule keine eisenhaltigen Strukturen vorliegen, waren diese für unsere Studie nicht relevant (s. Kap. 1.2.2.3)

Die Veränderung der Relaxationszeiten (s.u.) bei 3,0 T im Vergleich zu 1,5 T, nämlich die Zunahme von T1 um etwa 35 – 45% (Koenig et al., 1984; Bottomley et al., 1984) und die geringfügige Abnahme von T2 um etwa 5 – 10%, sind bei der Kontrastoptimierung und –evaluierung als Parameter zu berücksichtigen (Baudendistel et al., 2004) (s. Kap. Methoden).

Probanden:

Für die vorliegende Untersuchung konnten wir acht gesunde, freiwillige Probanden gewinnen (3 männlich, 5 weiblich, durchschnittliches Alter: 26,25 Jahre, Altersbereich 23-33, durchschnittliches Gewicht: 66 Kilogramm). Bei all diesen Probanden waren keine pathologischen oder degenerativen Veränderungen wie z. B. ein Bandscheibenprolaps oder eine Spinalkanalstenose, nachweisbar. Bekanntlich hält die Bandscheibe im Alter weniger Wasser gebunden und kann dadurch hypointens erscheinen. Dieser Effekt konnte aber aufgrund des niedrigen Alters der Probanden in unserer Studie vernachlässigt werden. Entsprechende Messungen wären sicherlich von Interesse. Ebenso wäre das Kontrastverhalten beim Bandscheibenvorfall von Interesse. Offen ist auch die Frage, welche Auswirkungen eine Spinalkanalstenose mit konsekutiver Kompression des Myelons auf den Kontrast hat.

Unsere experimentelle Studie beschränkte sich auf die Analyse zur Vergleichbarkeit von Standardsequenzen bei 1,5 T und 3,0 T und der Analyse verschiedener Sequenzparameter auf das Kontrastverhalten. Aus diesem Grunde ergab sich die Beschränkung auf vergleichbare Probanden.

Es soll aber hier darauf hingewiesen werden, dass Studien zu Kontrastveränderungen bei den oben genannten pathologischen Prozessen von Interesse sein können. So können sich aufgrund des unterschiedlichen Wassergehalts pathologischer Prozesse die Relaxationszeiten ändern.

4.2 Vergleich der Untersuchungen bei 1,5 T und bei 3,0 T

4.2.1 Beeinflussende Faktoren

Wie schon in der Einleitung erwähnt können einige physikalische Größen bei 3,0 T im Vergleich zu 1,5 T zu Veränderungen des Bildkontrastes führen, darauf soll im Folgenden genauer eingegangen werden.

4.2.1.1 Relaxationszeiten

Insbesondere sind hier die veränderten Relaxationszeiten bei 3,0 T im Vergleich zu 1,5 T zu berücksichtigen. So nehmen bei 3,0 T die T1-Relaxationszeiten um 30% bis 45% (Koenig et al., 1984; Bottomley et al., 1984) zu. Allerdings sind diese Veränderungen der T1-Zeiten der jeweiligen Gewebe relativ zu 1,5 T uneinheitlich (Ethofer et al., 2003), was eine unterschiedliche Kontrastcharakteristik bei identischer Sequenzwahl der beiden Feldstärken bedingt. Noch komplexer wird dies dadurch, dass die T2-Relaxationszeiten anders als die T1-Zeiten sich um 5% bis 10% verkürzen (Stanisz et al., 2005). Anzumerken ist hier, dass die Angaben zu den Relaxationszeiten in der Literatur doch erheblich schwanken. Ursache hierfür dürfte sein, dass die Messtechniken bei höherer Feldstärke nicht ausgereift sind. So wurden bisher B1-Inhomogenitäten, die eine Signaländerung und damit auch eine Kontraständerung über das Betrachtungsfeld bewirken können nicht weiter berücksichtigt (Kuhl et al., 2008).

4.2.1.2 Artefakte

Bewegungen, chemische Verschiebung („chemical shift“) und Suszeptibilitätssprünge können unter anderem zu Artefakten im Bild führen (Gieseke, 1989). Die Frequenzbandbreite – damit auch die chemische Verschiebung – wurde so eingestellt, dass „chemical shift“ Artefakte vermieden werden konnten.

Ganzkörperbewegungen traten bei unseren Probandenuntersuchungen nicht auf. Andere Bewegungsartefakte wie Schlucken und Pulsationen waren in allen Untersuchungen nicht ausgeprägt und somit nicht relevant.

Suszeptibilitätsartefakte spielten in unsere Studie keine Rolle. Erklärt werden kann dies damit, dass bei TSE Sequenzen die Signalrefokussierung mit Hochfrequenzpulsen vorgenommen wird (siehe Kapitel 1).

Im Folgenden soll nun auf den in dieser Studie durchgeführten Vergleich des Kontrastverhaltens bei 1,5 T und 3 T eingegangen werden.

4.2.2 Vergleich der Untersuchungen bei 1,5 T und 3,0 T

Liquor weist stets aufgrund der langen Relaxationszeiten (T_1 , T_2), insbesondere der T_2 Zeiten, einen höheren Kontrast gegenüber allen anderen Geweben auf.

Der Vergleich Liquor-Bandscheibe (siehe Abb. 2) zeigt, dass der Kontrastverlauf als Funktion von TE bei 1,5 T steiler ist und sein Maximum bereits bei etwa einer TE = 100 ms erreicht. Der Kontrastanstieg bei 3,0 T ist linearer als bei 1,5 T und steigt auch bis zur TE = 120ms an.

Erklärt werden kann die höhere Linearität bei 3,0 T damit, dass beim gewählten TR = 4500ms die T_1 -Relaxation weitgehend abgeklungen ist, während bei 1,5 T die T_1 -Relaxation bei der gewählten TR=3000ms noch nicht vollständig abgeklungen ist. Somit dürfte die T_1 -Zeit bei 3,0 T kaum noch eine Rolle spielen, während sie sich bei 1,5T noch auf den Kontrast auswirkt. Dieses Verhalten zeigt sich besonders beim Kontrast der kürzeren Echozeiten, so dass der Kontrast mit kürzeren TE bei 3,0 T höher als bei 1,5 T sein kann (z. B. Knochen zu Liquor).

Dazu kommt, dass die Bandscheibe, aufgebaut aus einem äußeren Faserring (Anulus fibrosus) und einem inneren Gallertkern (Nucleus pulposus), aus kollagenhaltigem Faserknorpel besteht, d. h., der Wasseranteil ist hier relativ gering. Hierdurch erscheint die Bandscheibe signalarm.

Bestätigt wird dies durch die Untersuchungen von Dardzinski et al. (1997). Sie zeigten, dass die Relaxationszeiten des Knorpels mit der Dicke variieren, was auf den höherem Wassergehalts des Gallertkerns zurückgeführt werden kann.

Peterfy et al. (1996) fanden heraus, dass bei kürzeren Echozeiten eine Dreischichtung des Knorpels erkennbar ist, die mit stärkerer T2 Wichtung (>80 ms) abnimmt.

Da die Bandscheibe bei 1,5 T ein geringeres Signal als bei 3,0 T aufweist, zeigt sich bei 1,5 T ein höherer Kontrast. Für die klinische Qualitätsbewertung ist aber die eindeutige Darstellung der Gewebe wichtig. Ob die T2-Verkürzung bei der Bandscheibe eine Kontrastverminderung bei 3,0 T bewirken kann oder nicht, ist mit unseren Daten nur spekulativ zu beantworten.

Der Kontrast von Liquor-Knochen als Funktion der TE verhält sich bei beiden Feldstärken sowohl im Verlauf als auch in der Höhe annähernd analog. Lediglich bei kürzeren TE Zeiten zeigen die 3,0 T Aufnahmen einen etwas höheren Kontrast als bei 1,5 T. Ursache für das relativ hohe Signal dürfte die fetthaltige Spongiosa des Knochens sein; denn Fett ist durch sehr kurze T1-Zeiten und kurze T2-Zeiten charakterisiert. Somit lassen sich diese Strukturen bei allen TEs exakt darstellen, was für die Diagnostik gewünscht ist. Das relativ hohe Signal fetthaltiger Gewebe bedingt aber auch eine Kontrastabnahme relativ zum Liquor, dennoch sind diese Strukturen visuell eindeutig abgrenzbar.

Da Liquor eine extrem lange T1-Relaxationszeit aufweist (etwa 4000ms bei beiden Feldstärken), ist der Liquor mit dem gewählten TR bei 1,5 T noch nicht genügend relaxiert, das hat für kürzere TEs einen geringeren Kontrast zur Folge. Das TR bei 3,0 T dagegen wurde deutlich länger gewählt, so dass der Liquor eine höhere Magnetisierung erreicht, also vollständiger relaxiert ist. Damit kann auch der höhere Kontrast bei 3T mit kürzerer TE, erklärt werden.

Die Kontrastanalyse Liquor-Myelon zeigt einen nahezu parallelen Verlauf der 1,5 T und 3,0 T Kontrastkurven. Bei beiden Feldstärken nimmt der Kontrast mit kürzer werdender TE ab. Das Myelon gliedert sich in graue und weiße Substanz.

Die graue Substanz befindet sich zentral und enthält hauptsächlich Nervenzellkörper. Die weiße Substanz befindet sich peripher und besteht aus den zugehörigen Axonen. Diese Axone sind von einer lipidreichen Biomembran umgeben, die zu dem Signal des Myelons führen.

Bei der kurzen TE = 60° schneiden sich die Kurven. Spekulativ kann angenommen werden, dass die T2-Zeit von Myelon bei höherer Feldstärke verkürzt ist.

Daraus kann gefolgert werden, dass bei 3,0 T Aufnahmen des Myelons mit einem TE = 60° noch eine relativ starke T2-Wichtung besitzen.

Das Myelon ist also noch relativ signalarm ist, mit anderen Worten, die Signaldifferenz zwischen Liquor und Myelon ist noch relativ groß, wodurch auch der Kontrast groß wird.

Der Knochen besteht aus signalintensiver, fetthaltiger Spongiosa im Inneren, umrahmt von einer, aufgrund des geringeren Wassergehaltes, signalarmen Kortikalis.

Der Vergleich des Kontrastverhaltens des Knochens zu Liquor, Myelon und Bandscheibe zeigt, dass der Kontrast zwischen Bandscheibe und Knochen am stärksten ausgeprägt ist, wobei der Kontrast bei 1,5 T höher ist. Die Analyse zeigt weiter, dass bei 1,5 T der Kontrast bei 100 ms und 80 ms höher ist, als bei der TE 120 ms. Als Erklärung kann die kurze T1-Zeit des Fettes dienen. Das Kontrastverhalten der Bandscheibe ist insgesamt sehr gering und nimmt mit kürzer werdender Echozeit immer weiter ab.

Es muss hier darauf hingewiesen werden, dass die ermittelten Kontrastwerte sowohl bei 1,5 T, als auch bei 3,0 T insgesamt sehr niedrig sind. Somit stellt sich die Frage, ob diese ermittelten Unterschiede bei der Bewertung nicht überschätzt werden, d.h., ob sie überhaupt noch von diagnostischer Relevanz sind.

In dem Vergleich Bandscheibe-Myelon zeigen sich stärkere Kontraste für 1,5 T, hier findet sich bei der TE 100 ms der höchste Kontrast, bei 3,0 T ist dies bei der TE 120 ms. Insgesamt sind die Werte jedoch bei beiden Feldstärken sehr gering.

Die Kontrastwerte Knochen-Myelon sind auffallend niedrig, lediglich bei der TE 80 ms zeigen sich bei beiden Feldstärken Kontrastwerte größer als 0,05. Bei 3,0 T liefert jedoch auch die TE 60 ms brauchbare Werte.

Bei Knochen und Myelon handelt es sich wieder um fettreiche Strukturen, die entsprechend ihrer kurzen Relaxationszeit bei sehr langen TEs keinen Kontrastanstieg mehr liefern.

In der qualitativen Beurteilung ist es kaum möglich, den Kontrast analog den Messungen der einzelnen Strukturen durchzuführen. Vielmehr wird hier das Gesamtbild beurteilt. Kontrastmessungen zwischen zwei Gewebsarten allein spiegeln somit nicht die diagnostische Qualität wieder. Das Bewertungskriterium war hier die exakte Darstellung der Wirbelkörper, des Spinalkanals und der Bandscheibe. Dazu gehört auch die eindeutige Abgrenzung unmittelbar benachbarter Gewebsstrukturen.

Eine qualitative Bewertung ist aber auch von hohem Interesse, da sie der Routinebewertung am nächsten kommt. Natürlich gehen hier die Erfahrungen und auch die gewohnten Kontraste in der Bildbewertung ein. Aus diesem Grund müssen stets qualitative Bewertungen vorgenommen werden.

Die qualitative Beurteilung der Aufnahmen wurde von einem erfahrenen Radiologen diagnostisch hinsichtlich der Gewebisdifferenzierung durchgeführt. Die Bewertung der Aufnahme als Ganzes ergab im Feldstärkenvergleich bei 3,0 T eine signifikant höhere Differenzierung relevanter Gewebsstrukturen als bei 1,5 T. Obwohl die gemessenen ROIs bei 1,5 T höhere Kontraste lieferten, widerspricht dies nur scheinbar unseren Ergebnissen der Kontrastmessung.

Die Auswertung anhand der ROIs zeigte tendenziell, dass längere Echozeiten höhere Kontrastwerte erbrachten. In der qualitativen Beurteilung hingegen wurden die Aufnahmen mit abnehmenden Echozeiten besser, insbesondere die Aufnahmen bei 3T wurden bei den kürzeren Echozeiten höher bewertet. Dies ist nur scheinbar ein Widerspruch zu unseren Messungen. Dies kann man sich ganz einfach damit klarmachen, dass ja bekanntermaßen der Liquor bei einer T2-Wichtung weiß wird, d. h., mit längerer Echozeit wird der Kontrast zu anderen Gewebsstrukturen höher. Da der Liquor bei unseren Echozeiten stets ausreichend T2-gewichtet ist, folgt auch stets ein signifikant höherer Kontrast zur unmittelbaren Umgebung. Für die Bewertung des Gesamtkontrastes gehen somit die anderen Strukturen dominanter in der Bewertung ein.

Unserem Wissen nach sind bisher keine Kontrastmessungen der Wirbelsäule in der Literatur beschrieben, folglich sahen wir es als notwendig an, entsprechende Untersuchungen durchzuführen. Wir haben uns hierbei auf die Halswirbelsäule beschränkt.

Andere Autoren ermittelten mit Messungen verschiedener Strukturen, dass diese bei 3,0 T einen höheren Kontrast aufweisen als bei 1,5 T. Biswas et al. zeigten 2005, dass der Kontrast in Gehirntumoren im Tiermodell bei 3,0 T signifikant höher ist als bei 1,5 T. Für die Innenohrstrukturen fanden Lane et al. (2004) eine Verdopplung des Kontrasts bei 3,0 T. Einen ebenso signifikant erhöhten Kontrast bei 3,0 T im Vergleich zu 1,5 T fanden Fischbach et al. 2005 in einer MRT-Studie an Knorpelläsionen.

Hingegen zeigen die Kontraste nach einer kardialen Studie von Spors et al. (2004) bei 3,0 T in TSE-Sequenzen keinen signifikanten Unterschied zu 1,5 T, die qualitative (visuelle) Auswertung ergab sogar schlechtere Ergebnisse.

Wie schon zuvor mehrfach erwähnt sind die unterschiedlichen Relaxationszeiten der verschiedenen Gewebsstrukturen wesentliche Gründe für das veränderte Kontrastverhalten bei unterschiedlichen Feldstärken. Ein weiterer wichtiger Aspekt ist die B1-Homogenität über das gesamte Betrachtungsfeld, was zu lokalen Kontrastverfälschungen führen kann und somit auch zu einer geringeren Bildqualität von 3,0 T Aufnahmen des Herzens und des Abdomens führen kann. Aufnahmen mit einem kleineren Aufnahmefeld sind hiervon weniger betroffen. Aus letzteren Gründen wurde früher angenommen, dass Hochfeld MRT primär nur für Hirnuntersuchungen geeignet seien.

Legt man die Untersuchungen von Fischer et al. (1993) zur Feldstärkenabhängigkeit zugrunde, sollten die Kontraste mit höherer Feldstärke abnehmen. Allerdings muss hier der Signalgewinn mit Feldstärkensteigerung berücksichtigt werden. Letzteres kann eine scheinbare Kontrastumkehr bewirken. Ob diese Messungen so gültig sind, muss mittlerweile in Frage gestellt werden, da in dieser älteren Arbeit B1-Inhomogenitäten nicht berücksichtigt werden konnten.

Insofern stellt unsere Studie nicht unbedingt einen Widerspruch zu den Studien anderer Autoren dar. Außerdem sind nicht alle Parameter wie TR, TE, Flipwinkel, Echospacing etc. ohne weiteres von einer Feldstärke auf eine andere direkt zu übertragen. Hinzu kommt, dass nicht alle Geräte die gleichen technischen Möglichkeiten aufweisen.

Schlussfolgerung:

Die qualitativen Bewertungen an gesunden Probanden zeigen, dass die diagnostische Bildqualität bei 3,0 T höher eingeschätzt wird.

Allerdings muss darauf hingewiesen, dass es sich bei dieser Studie um gesunde Probanden handelt, d. h., hierbei traten keine Pathologien auf.

Diese Erkenntnisse können nicht ohne weiteres auf Patientenuntersuchungen mit Pathologien übertragen werden. Läsionen weisen im Allgemeinen einen höheren Wassergehalt auf, d. h., für ihre bessere Kontrastierung zum umgebenden Gewebe ist – wie auch unsere Kontrastmessungen zeigen – eine stärkere T2-Wichtung hilfreich.

Diese Tatsache kann dazu führen, dass für die diagnostische Sequenz doch längere Echozeiten nötig sind. Letzteres bedeutet, dass weitere Studien notwendig sind, um eindeutige Empfehlungen hinsichtlich der zu wählenden Sequenzparameter zu geben.

4.3 Untersuchungen bei 3,0 T und paralleler Bildgebung:

Einfluss von Echozeit und Winkel des Refokussierungspulses auf den Kontrast

4.3.1 Beurteilung der Datensichtung

Aufgrund des potentiell höheren Signal-zu-Rausch Verhältnis bei höheren Feldstärken sollten kürzere Messzeiten erzielbar sein. Allerdings steigt bei höheren Feldstärken auch proportional die Hochfrequenz und somit auch die einzustrahlende Energie. Letzteres kann wiederum eine Messzeitverlängerung bewirken, was durch die SAR-Grenzen bedingt ist. Um den Vorteil höherer Feldstärken dennoch zu nutzen, wurden bei 3,0 T weitere Messungen im Teil II dieser Studie durchgeführt. Da die parallele Bildgebung eine Möglichkeit für eine Reduktion von HF-Belastung darstellt, wurde sie in unserer Studie eingesetzt (s. Tabelle Sequenzen). Hierbei wurde auf ausreichendes Signal geachtet. Eine weitere Möglichkeit zur Minimierung der einzustrahlenden HF-Energie und damit auch eine Möglichkeit zu einer deutlichen Messzeitverkürzung stellt die Anwendung mit variablen Refokussierungswinkeln (FAS) dar. Im Gegensatz zur parallelen Bildgebung kann sich hier aber auch der Kontrast ändern. Somit wurden in unserem Experiment Messungen sowohl mit vorgegebenen FAS Winkeln als Funktion der Echozeit als auch die Echozeit als Funktion der FAS-Winkel durchgeführt.

Wie zu erwarten steigt mit der Echozeit auch der Kontrast der Strukturen zu Liquor an (Abb. 8-13).

Der Grund für dieses Verhalten sind die langen Relaxationszeiten des Liquors, im Wesentlichen ist dies auf die lange T₂-Relaxationszeit des Liquors zurückzuführen. Dagegen zeigt der Vergleich der Gewebe Bandscheibe-Knochen und Bandscheibe-Myelon (Abb. 14-19) keine Änderung des Kontrastes mit steigender Echozeit.

4.3.2 Kombinationen von Refokussierungswinkel und Echozeit bei 3,0 T und paralleler Bildgebung

Mit Hilfe einer multivarianten Datenanalyse (ANOVA) soll die optimale Kombination von Echozeit und Refokussierungswinkel gefunden werden.

Die Kontrastanalysen der Gewebe zu Liquor bei 3,0 T mit paralleler Bildgebung und variablen Refokussierungswinkeln ergab erwartungsgemäß ein deutliches Ansteigen des Kontrastes mit länger werdender Echozeit und größer werdendem Flip Winkel. Ursache hierfür dürften, wie schon zuvor mehrfach erwähnt, die langen Relaxationszeiten sein. Außerdem ist der Kontrast bei allen Flipwinkeln im Vergleich zu den kleineren Echozeiten bei einer Echozeit 120 ms signifikant höher.

Mit kleinerem Flip Winkel steigt der T1-Einfluss, insofern müsste der Kontrast abnehmen, was unsere Messungen auch bestätigen.

Der Kontrast fällt mit Winkeln kleiner oder gleich 75° rapide ab, d. h., Aufnahmen in dieser Konstellation sind nicht mehr eindeutig zu verwerten.

(Liniendiagramme in Kapitel 3.2.2 und die Tabellen 6-11 im Anhang).

Diese Ergebnisse stimmen auch mit den Ergebnissen anderer Publikationen überein. So beschreiben Nitz et al. (2007), dass es im Vergleich der Refokussierungswinkel 180° und 120° zu einem SNR-Verlust von 20% für das Myelon und 17% für den Liquor bei der Applikation mit einem kleineren Winkel kommt. Auch nach Nitz et al. (2007) nimmt der Kontrast zwischen Liquor und Myelon mit kleiner werdendem Flip Winkel um 15% ab (Hyperecho).

Der Kontrastvergleich des Knochens mit Liquor, Bandscheibe und Myelon ergibt, dass lediglich bei Knochen und Liquor eine deutliche Differenzierung des Kontrastes bei allen Echozeiten möglich ist.

Der Kontrast von Knochen zu Bandscheibe als Funktion des Flipwinkels verhält sich bei den Echozeiten 120 und 110 ms nahezu identisch.

Hier kommt es beim Kontrast Knochen-Bandscheibe zwischen 180° und 130° nur zu einem kleinen Abfall der ermittelten Werte, anschließend verlaufen sie zwischen 130° bis 30° plateauartig. Die Kontrastcharakteristik ist bei den kürzeren Echozeiten ähnlich, wenn auch seine Werte etwas kleiner sind, außerdem sinkt der Kontrast mit abnehmenden Winkeln etwas stärker.

Aufgrund dieses Ergebnisses allein sind nur die langen Echozeiten (110-120 ms) für einen Einsatz bei allen Winkeln geeignet.

Auch der Kontrast Knochen Myelon erreicht bei den langen Echozeiten (110-120 ms) in Kombination mit den hohen Flip Winkeln die höchsten Werte. Der Kontrast, sinkt bei allen Echozeiten mit abnehmenden Winkeln. Bemerkenswert erscheint jedoch, dass der Kontrast zwischen den FAS-Winkel 105° - 75° ein Plateau erreicht und von 75° - 30° noch einmal ansteigt. Letzteres ist bei langen Echozeiten 120 und 110 ms am meisten ausgeprägt. Die extreme Abweichung der Kontrastwerte mit den FAS-Winkeln bei der TE 80 ms können nur mit einem systematischen Messfehler erklärt werden. Den Anstieg ab 75° könnte durch das Fett des Knochenmarks verursacht sein, da sich mit kleineren Winkeln T1-Einfluss verstärken kann, allerdings ist dies nicht gesichert.

Der Kontrast zwischen Bandscheibe und Myelon ergibt erwartungsgemäß auch für die Echozeit 120 ms höchste Werte. Nach dem Winkel ab 115° kommt es zu einem etwa linearen Abfall. Bei den kürzeren Echozeiten beginnt der lineare Abfall schon ab etwa 130° , wobei hier die Kontrastwerte der verschiedenen Echozeiten ab 75° und kleiner nicht mehr unterscheidbar sind. Auch dies könnte mit dem stärkeren T1-Einfluss bei kleineren Winkeln erklärt werden.

In der qualitativen Beurteilung wird bestätigt, dass der Kontrast mit kleiner werdendem Flip Winkel abnimmt. Bezüglich der Echozeit zeigt sich jedoch ein Anstieg des Kontrastes mit abnehmender Echozeit. Dieses Ergebnis zeigte sich auch schon im Vergleich von 1,5 T und 3,0 T. Wie dort bereits erläutert (siehe Kapitel 4.2.2) ist dies kein Widerspruch zu der quantitativen Auswertung, denn bei einer ausreichenden T2-Wichtung, wie es in unserer Studie der Fall ist, wird der Liquor heller und der Kontrast zu den anderen Strukturen wird damit auch signifikant höher. Bei der Bewertung des Gesamtbildes haben die anderen Strukturen einen größeren Einfluss.

Die Abhängigkeit des Signals von dem Refokussierungswinkel stellten ebenfalls von Falkenhausen et al. (2006a) in einer Studie zu Leberuntersuchungen fest, hier reduzierte sich mit abnehmendem Flip Winkel auch die Signalintensität.

Da es sich hier um andere anatomische Strukturen und somit auch um andere Relaxationszeiten handelt, können diese Ergebnisse nicht als Beleg dienen, aber letztlich immerhin als Hinweis.

Hennig et al. stellten 2003 eine der FAS ähnliche Technik vor, hier ist der 180° Puls des Echozugs stets in der Mitte des k-Raums platziert (die mittleren k-Raumlinien weisen das meiste Signal auf, während die äußeren entsprechend einer Gaußverteilung abnehmen). Dieser bringt erwartungsgemäß das meiste Signal. Nachteil dieser Technik ist, dass bei einem langen Echozug die Bilder unschärfer werden („blurring“). Diese Artefakte sind zum einem dadurch bedingt, dass die Winkel - insbesondere der in der Mitte des k-Raums platzierte 180° -Winkel ist in dieser Technik primär für das Signal verantwortlich - nicht präzise eingehalten werden und zum anderem, dass die äußeren Linien des k-Raums wesentlich weniger Signal bringen und somit mit längerem Echozug eine Bildqualitätseinbuße bewirken. Je kleiner der Endwinkel ist, umso stärker fällt das Signal. Wenn der Endwinkel nun 160 - 180° beträgt, also keine Variation des Refokussierungswinkels stattfindet, ist das Gesamtsignal maximal, was durch unsere Untersuchungen teilweise bestätigt werden kann, wobei hier häufiger das Maximum bei 160° liegt.

Die in unserer Studie eingesetzte Technik (Gieseke et al., 2004) weist unter anderem einen markanten Unterschied auf, hier ist der Startwinkel des Echozuges 180° und nicht in der Mitte des k-Raums platziert ist, sondern ein paar Linien niedriger. Einerseits bringt dieser Winkel dann nicht mehr das maximale Signal, andererseits liefern dann die kleineren in der Nähe des k-Raumzentrums mehr Signal. Somit ist diese Technik weniger anfällig für die sogenannten „blurring“-Artefakte - primär durch nicht präzise 180° -Winkel verursacht und folglich können längere Echozüge eingesetzt werden.

Durch SAR-Limitation bedingt konnte der 180° -Puls als Endrefokussierungswinkel, also ohne variable Refokussierungstechnik, jedoch nur in Kombination mit der Echozeit 120 ms verwendet werden.

Hennig et al. zeigten 2003 aber auch, dass mit ihrer Technik längere Echozeiten gewählt werden müssen, um eine T2 Wichtung analog zur konventionellen Technik zu erhalten, d.h., die effektive Echozeit der konventionellen Technik stimmt nicht mit der der Hyperecho-Technik überein.

FAS ermöglicht die Applikation kleinerer und damit energieärmerer Winkel und somit eine Reduktion der SAR (Gieseke et al., 2005a). Aufgrund dieser Tatsache können mehr HF-Pulse pro Zeiteinheit eingestrahlt und dadurch eine Messzeitverkürzung erreicht werden.

Anders gesagt, die Verwendung von größeren Winkeln erfordert aufgrund der Energieerhöhung eine Verlängerung der einzelnen Refokussierungspulse („echo spacing“) und damit eine Verlängerung der Scandauer.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die Kombination von FAS und paralleler Bildgebung in der Hochfeld-MRT durchaus sinnvoll erscheint.

Die Veränderung des Refokussierungswinkels zwischen 180° und 115° liefert brauchbare Daten, kleinere Winkel sind vorsichtiger zu wählen. Je kleiner der Refokussierungswinkel, desto stärker wirkt sich der T1 Einfluss aus. Dadurch erscheint das Bild dunkler, d.h. kontrastärmer.

Hinsichtlich der Echozeit zeigt sich, wie bereits erläutert, dass für die Kontrastierung stärkere T2-Wichtungen notwendig sind. Vor allem in Hinblick auf Läsionen, die im Allgemeinen einen höheren Wassergehalt aufweisen, kann also auch zur diagnostischen Beurteilung der Einsatz längere TE notwendig werden.

5 Zusammenfassung

Die Hochfeld-Magnetresonanztomographie bei 3,0 Tesla (T) ist mittlerweile im klinischen Alltag etabliert. Als ihr größter Vorteil wird das erhöhte Signal-zu-Rausch Verhältnis angesehen. Nachteilig kommt es zu einem schnelleren Erreichen der Grenze der Spezifischen-Absorption-Rate und erhöhter Anfälligkeit für Suszeptibilitätsartefakte. Diese Probleme können heute durch Einsatz paralleler Bildgebungsverfahren wie Sensivity Encoding (SENSE) und Refokussierungstechniken (engl.: flip angle sweep, kurz: FAS) gelöst werden. Vor diesem Hintergrund untersucht die vorliegende Studie die Halswirbelsäule acht gesunder Probanden mittels einer Spule, die SENSE-fähig ist und eine Veränderung des Winkels des Refokussierungspulses erlaubt.

Im ersten Teil werden unter Veränderung der Echozeit Aufnahmen bei 1,5 T und 3,0 T anhand des Parameters Kontrast miteinander verglichen.

Im zweiten Teil werden unter kontinuierlicher Veränderung von Echozeit und Winkel des Refokussierungspulses Daten akquiriert und wiederum bezüglich des Kontrastes verglichen. Die Datenauswertung erfolgte sowohl quantitativ unter Verwendung von explorativer Datenanalyse und Post-Hoc Analyse nach Bonferroni (SPSS, Version 14, excel, Version 2003), als auch qualitativ durch einen erfahrenen Radiologen.

Die quantitative Betrachtung der Daten bei 1,5 T und 3,0 T ergab, dass die Kontrastverhältnisse bei 1,5 T durchschnittlich höher waren als bei 3,0 T. Im Vergleich der beiden Feldstärken unterschieden sich alle Kontraste bis auf Knochen-Myelon und Knochen-Liquor signifikant voneinander. Sowohl bei 1,5 T als auch bei 3,0 T lässt sich eine Abhängigkeit der Kontrastes von der Echozeit erkennen: mit kürzer werdender Echozeit nimmt der Kontrast ab. Die qualitative Analyse zeigte, dass die Kontraste bei 3,0 T subjektiv besser bewertet wurden.

Bei kontinuierlicher Veränderung der Echozeit und des Winkels des Refokussierungspulses, konnte festgestellt werden, dass sich statistisch die Echozeit 120 ms signifikant von den anderen Echozeiten abgrenzt und hier auch insgesamt die höchsten Kontraste zu verzeichnen waren. Darüber hinaus zeigte sich ein deutlicher Abfall des Kontrastes ab den Winkeln 75° und kleiner. Dies wird durch die qualitative Beurteilung gestärkt, hier werden jedoch kürzere Echozeiten als überlegen bewertet.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die Kombination von SENSE und FAS auch mit Variation der Echozeit eine klinisch einsetzbare Untersuchungstechnik darstellt, die gleichzeitig die Gesamtaufnahmedauer der Messesequenzen reduzieren kann.

6 Anhang

Parameter	1,5 T	3 T	3 T mit SENSE
TR (ms)	3000	4500-5000	4500-5000
TE (ms)	60-120	60-120	60-120
FOV (mm)	300,00	300,00	300,00
SENSE-Faktor	-	-	4
Schnittführung	Sagittal	Sagittal	sagittal
Ortsauflösung (mm):			
ACQUIRED	0,73 x 0,95 x 3,00	0,73 x 0,95 x 3,00	0,84 x 0,94 x 3,00
RECORDED	0,59 x 0,59 x 3,00	0,59 x 0,59 x 3,00	0,67 x 0,67 x 3,00
Anzahl der Schichten	13	13	13
Schichtdicke (mm)	3	3	3
NSA	4	2	2

Tabelle. 1: Übersicht der technischen Parameter (T: Tesla, SENSE: SENSitive Encoding, TR: time to repeat (Repetitionszeit), TE: time to echo (Echozeit), FOV: field of view (Untersuchungsfeld) NSA: normalised site attenuation (normierte Messplatzdämpfung))

RF	180°	160°	130°	115°	105°	90°	75°	60°	45°	30°
TE										
120ms	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X
110ms		X		X			X			
100ms		X	X	X	X	X	X	X	X	X
90ms		X		X			X			
80ms		X	X	X	X	X	X	X	X	X
70ms		X		X			X			
60ms		X		X		X	X			

Tabelle. 2: Übersicht der Kombination der jeweiligen Refokussierungspulse (RF) und der verwendeten Echozeit (TE) bei 3 Tesla mit SENSE (SENSitive Encoding) (gekennzeichnet durch X)

Kontrast	Kontrast	Signifikanz
1,5 T	3,0 T	
Bandscheibe vs. Knochen	Bandscheibe vs. Knochen	p<0,001*
Bandscheibe vs. Myelon	Bandscheibe vs. Myelon	p=0,001*
Bandscheibe vs. Liquor	Bandscheibe vs. Liquor	p<0,001*
Knochen vs. Myelon	Knochen vs. Myelon	p=0,548
Knochen vs. Liquor	Knochen vs. Liquor	p=0,389
Liquor vs. Myelon	Liquor vs. Myelon	p=0,001*

Tabelle 3: Untersuchung des Kontrastes bei 1,5 Tesla (T) und 3,0 T (mit * gekennzeichnete Wert ist signifikant (p < 0,05))

	Bandscheibe Knochen	Bandscheibe Liquor	Bandscheibe Myelon	Knochen Liquor	Knochen Myelon	Liquor Myelon
TE 120						
1,5 T	0,25333	0,71426	0,25714	0,56276	0,00474	0,55997
3,0T	0,08452	0,58531	0,10764	0,52685	0,02333	0,50979
TE 100						
1,5 T	0,29472	0,69172	0,26759	0,49863	0,02945	0,52044
3,0T	0,07306	0,51897	0,10068	0,46349	0,02782	0,44135
TE 80						
1,5 T	0,28154	0,60857	0,21984	0,39464	0,06577	0,44877
3,0T	0,03617	0,44974	0,08689	0,4204	0,05088	0,3776
TE 60						
1,5 T	0,17394	0,43859	0,18613	0,28651	0,01261	0,27497
3,0T	0,03279	0,38444	0,08014	0,35614	0,04748	0,31397

Tabelle 4: Kontrastverhalten Bandscheibe, Knochen, Liquor, Myelon bei 1,5 T (Tesla) und bei 3,0 T (Tesla) (TE: time to echo= Echozeit)

Echozeit (ms)	Mittelwert	Standardabweichung
120	2,375	0,74402381
100	2,75	0,46291005
80	2,75	0,46291005
60	3	0

Tabelle 5: Qualitative Beurteilung hinsichtlich Kontrastverhalten

bei 1,5 T (Tesla) und 3,0 T (Tesla) auf einer Skala von 1-3

(3: 3,0T besser; 2: 3,0T ergibt keinen Unterschied zu 1,5T; 1: 3,0T schlechter)

RF / TE	180°	160°	130°	115°	105°	90°	75°	60°	45°	30°
120ms	0,602	0,597	0,588	0,566	0,541	0,467	0,446	0,450	0,333	0,339
110ms		0,504		0,421			0,317			
100ms		0,475	0,470	0,379	0,392	0,373	0,304	0,214	0,128	0,146
90ms		0,480		0,374			0,278			
80ms		0,451	0,392	0,373	0,338	0,272	0,227	0,194	0,124	0,114
70ms		0,426		0,349			0,207			
60ms		0,396		0,294			0,182			

Tabelle 6: Errechnete Werte für den **Kontrast** zwischen Bandscheibe und Liquor

(RF = Refokussierungsimpuls; TE = Echozeit)

RF / TE	180°	160°	130°	115°	105°	90°	75°	60°	45°	30°
120ms	0,775	0,763	0,728	0,707	0,677	0,631	0,616	0,614	0,522	0,52
110ms		0,700		0,581			0,504			
100ms		0,651	0,578	0,533	0,505	0,467	0,448	0,293	0,289	0,204
90ms		0,615		0,502			0,385			
80ms		0,569	0,497	0,467	0,417	0,349	0,334	0,144	0,128	0,098
70ms		0,519		0,409			0,234			
60ms		0,477		0,358			0,186			

Tabelle 7: Errechnete Werte für den **Kontrast** zwischen Knochen und Liquor

(RF = Refokussierungsimpuls; TE = Echozeit)

RF / TE	180°	160°	130°	115°	105°	90°	75°	60°	45°	30°
120ms	0,619	0,633	0,618	0,599	0,592	0,537	0,506	0,490	0,342	0,321
110ms		0,546		0,454			0,342			
100ms		0,522	0,473	0,433	0,392	0,341	0,321	0,188	0,158	0,081
90ms		0,0503		0,419			0,281			
80ms		0,481	0,429	0,398	0,363	0,293	0,228	0,134	0,079	0,033
70ms		0,453		0,362			0,195			
60ms		0,416		0,320			0,165			

Tabelle 8: Errechnete Werte für den **Kontrast** zwischen Liquor und Myelon

(RF = Refokussierungsimpuls; TE = Echozeit)

RF / TE	180°	160°	130°	115°	105°	90°	75°	60°	45°	30°
120ms	0,280	0,244	0,224	0,220	0,217	0,217	0,220	0,220	0,213	0,208
110ms		0,261		0,187			0,213			
100ms		0,247	0,196	0,200	0,177	0,151	0,152	0,067	0,160	0,154
90ms		0,205		0,173			0,125			
80ms		0,193	0,178	0,142	0,133	0,134	0,118	0,181	0,100	0,080
70ms		0,157		0,130			0,104			
60ms		0,136		0,120			0,096			

Tabelle 9: Errechnete Werte für den **Kontrast** zwischen Bandscheibe und Knochen

(RF = Refokussierungspuls; TE = Echozeit)

RF / TE	180°	160°	130°	115°	105°	90°	75°	60°	45°	30°
120ms	0,240	0,274	0,252	0,260	0,231	0,223	0,209	0,179	0,175	0,161
110ms		0,221		0,182			0,132			
100ms		0,238	0,236	0,183	0,193	0,182	0,139	0,111	0,090	0,086
90ms		0,207		0,174			0,121			
80ms		0,197	0,185	0,164	0,133	0,138	0,105	0,116	0,093	0,084
70ms		0,167		0,156			0,103			
60ms		0,149		0,146			0,101			

Tabelle 10: Errechnete Werte für den **Kontrast** zwischen Bandscheibe und Myelon

(RF = Refokussierungsimpuls; TE = Echozeit)

RF / TE	180°	160°	130°	115°	105°	90°	75°	60°	45°	30°
120ms	0,302	0,256	0,203	0,189	0,146	0,146	0,163	0,209	0,224	0,241
110ms		0,25		0,175			0,195			
100ms		0,197	0,149	0,151	0,144	0,148	0,152	0,11	0,147	0,154
90ms		0,164		0,16			0,117			
80ms		0,124	0,099	0,089	0,078	0,081	0,116	0,125	0,064	0,009
70ms		0,098		0,079			0,053			
60ms		0,081		0,071			0,047			

Tabelle 11: Errechnete Werte für den **Kontrast** zwischen Knochen und Myelon

(RF = Refokussierungsimpuls; TE = Echozeit)

RF	30°	45°	60°	75°	90°	105°	115°	130°	160°
30°		p = 1	p = 1	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*
45°	P =1		p =1	p =0,003*	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*
60°	p =1	p =1		p =0,01*	p =0,004*	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*
75°	p <0,001*	p =0,003*	p =0,01*		p =1	p =0,84	p =0,19*	p =0,01*	p <0,001*
90°	p <0,001*	p =0,01*	p =0,004*	p =1		P =1	p =6	p =0,005*	p <0,001*
105°	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*	p =0,84	p =1		P =1	p =1	p <0,001*
115°	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*	p =0,19*	p =0,06	p =1		p =1	p =0,2
130°	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*	p =0,01*	p =0,005*	p =1	p =1		p =1
160°	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*	p =0,003*	p =0,2	p =1	

Tabelle 12: **Kontrast Knochen vs. Liquor** (Echozeit 80 ms) (RF = Refokussierungsimpuls)

(mit * gekennzeichnete Wert ist signifikant (p < 0,05))

RF	30°	45°	60°	75°	90°	105°	115°	130°	160°
30°		p = 1	p = 1	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*
45°	P =1		p =1	p =0,001*	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*
60°	p =0,043*	p =1		p =0,013*	p =0,001*	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*
75°	p <0,001*	p =0,001*	p =0,013*		p =0,026*	p =0,026*	p =0,001*	p =0,001*	p <0,001*
90°	p <0,001*	p =0,001*	p =0,001*	p =0,026*		p =0,010*	p =0,001*	p =0,001*	p <0,001*
105°	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*	p <0,010*		P =1	p <0,023*	p <0,001*
115°	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*	p =1		p =1	p <0,001*
130°	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001**	p <0,001*	p <0,023*	p =1		p =0,234
160°	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*	p =0,001*	p =0,001*	p =0,234	

Tabelle 13: Kontrast Liquor vs. Myelon (Echozeit 80 ms) (RF = Refokussierungsimpuls)

(mit * gekennzeichnete Wert ist signifikant (p < 0,05))

RF	30°	45°	60°	75°	90°	105°	115°	130°	160°
30°		p = 1	p = 1	p <0,001*	p <0,002*	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*
45°	p =1		p =1	p =0,24	p =0,107	p <0,012*	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*
60°	p =1	p =1		p =0,285	p =0,128	p <0,014*	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*
75°	p <0,002*	p =0,24	p =0,285		p =1	p =1	p =0,517	p =0,096	p <0,001*
90°	p <0,001*	p =0,107	p =0,128	p =1		p =1	p =1	p =0,288	p <0,001*
105°	p <0,001*	p <0,012*	p <0,014*	p =1	p =1		p =1	p =1	p <0,033*
115°	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*	p =0,517	p =1	p =1		p =1	p =0,749
130°	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*	p =0,096	p =0,288	p =1	p =1		p =1
160°	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*	p <0,033*	p =0,749	p =1	

Tabelle 14: **Kontrast Knochen vs. Liquor** (Echozeit 100 ms) (RF = Refokussierungsimpuls)

(mit * gekennzeichnete Wert ist signifikant ($p < 0,05$))

RF	30°	45°	60°	75°	90°	105°	115°	130°	160°
30°		p = 1	p = 0,21	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*
45°	p =1		p =1	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*
60°	p =0,21	p =1		p <0,003*	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*
75°	p <0,001*	p <0,001*	p <0,003*		p =1	p =0,99	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*
90°	p <0,001*	p =0,107	p =0,128	p =1		p =1	p =1	p =0,288	p <0,001*
105°	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*	p =0,99	p =1		p =1	p <0,028*	p <0,001*
115°	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*	p =1		p =1	p <0,009*
130°	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*	p <0,028*	p =1		p =1
160°	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*	p <0,009*	p =1	

Tabelle 15: Kontrast Liquor vs. Myelon (Echozeit 100 ms) (RF = Refokussierungsimpuls)

(mit * gekennzeichnete Wert ist signifikant (p < 0,05))

RF	30°	45°	60°	75°	90°	105°	115°	130°	160°	180°
30°		p = 1	p = 1	p = 1	p = 1	p <0,013*	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001
45°	p =1		p =0,916	p =0656	p =0,436	p <0,003*	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001
60°	p =1	p =0,916		p =1	p =1	p =1	p =1	p =0,653	p <0,033*	p <0,021*
75°	p =1	p =0,656	p =1		p =1	p =1	p =0,475	p <0,048*	p <0,001*	p <0,001*
90°	p =1	p =0,436	p =1	p =1		p =1	p =1	p =0,142	p <0,003*	p <0,002*
105°	p =0,104	p <0,003*	p =1	p =1	p =1		p =1	p =1	p =0,288	p 0,173
115°	p <0,013*	p <0,001*	p =1	p =0,475	p =1	p =1		p =1	p =1	p =1
130°	p <0,001*	p <0,001*	p =0,653	p =0,048*	p <0,001*	p =0,142	p =1		p =1	p =1
160°	p <0,001*	p <0,001*	p <0,033*	p <0,001*	p <0,003*	p =0,288	p =1	p =1		p =1
180°	p <0,001*	p <0,001*	p <0,021*	p <0,001*	p <0,002*	p =0,173	p =1	p =1	p =1	

Tabelle 16: **Kontrast Knochen vs. Liquor** (Echozeit 120 ms) (RF = Refokussierungsimpuls)

(mit * gekennzeichnete Wert ist signifikant ($p < 0,05$))

RF	30°	45°	60°	75°	90°	105°	115°	130°	160°	180°
30°		p = 1	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001
45°	P =1		p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001*	p <0,001
60°	p <0,001*	p <0,001*		p =1	p =1	p =1	p =1	p =0,299	p =0,14	p =0,283
75°	p <0,001*	p <0,001*	p =1		p =1	p =0,101	p =0,066	p =0,002*	p =0,004*	p =0,002*
90°	p <0,001*	p <0,001*	p =1	p =1		p =1	p =1	p =0,164	p =0,68	p =0,153
105°	p <0,001*	p <0,001*	p =1	p =0,101	p =1		P =1	p =1	p =1	p 0,1
115°	p <0,001*	p <0,001*	p =1	p =0,066	p =1	p =1		p =1	p =1	p =1
130°	p <0,001*	p <0,001*	p =0,299	p =0,004*	p =0,164	p =1	p =1		p =1	p =1
160°	p <0,001*	p <0,001*	p =0,14	p <0,002*	p =0,068	p =0,288	p =1	p =1		p =1
180°	p <0,001*	p <0,001*	p =0,283	p <0,002*	p =0,153	p =0,1	p =1	p =1	p =1	

Tabelle 17: **Kontrast Liquor vs. Myelon** (Echozeit 120 ms) (RF = Refokussierungsimpuls)

(mit * gekennzeichnete Wert ist signifikant (p < 0,05))

RF / TE	180°	160°	130°	115°	105°	90°	75°	60°	45°	30°
120ms	1,25 +/- 0,46291005	1,25 +/- 0,46291005	1,125 +/- 0,35355339	1 +/- 0	0,146	1,375 +/- 0,51754917	1 +/- 0	1,25 +/- 0,46291005	1 +/- 0	1 +/- 0
110ms		1,625 +/- 0,51754917		1,5 +/- 0,53452248			1,5 +/- 0,53452248			
100ms		2 +/- 0,75592895	1,75 +/- 0,70710678	1,75 +/- 0,70710678	1,625 +/- 0,51754917	1,875 +/- 0,64086994	1,75 +/- 0,70710678	1,25 +/- 0,46291005	1 +/- 0	1 +/- 0
90ms		2 +/- 0,75592895		1,75 +/- 0,70710678			1,625 +/- 0,51754917			
80ms		2,375 +/- 0,74402381	2 +/- 0,75592895	2,125 +/- 0,83452296	1,75 +/- 0,70710678	2 +/- 0,75592895	1,25 +/- 0,46291005	1,25 +/- 0,46291005	1,125 +/- 0,35355339	1 +/- 0
70ms		2,875 +/- 0,35355339		2,25 +/- 0,46291005			1,625 +/- 0,51754917			
60ms		2,875 +/- 0,35355339		2,25 +/- 0,46291005			1,375 +/- 0,51754917			

Tabelle 18: Qualitative Beurteilung für Daten bei 3 Tesla und paralleler Bildgebung, Variation Echozeit und flip Winkel (TE = Echozeit; RF = Refokussierungsimpuls) Skala von 1 (nicht verwertbar) bis 4 (exzellent)

7 Literaturverzeichnis

- 1) Alkemper T, Heindel W. Ganzkörper-MR-Tomographie. Stuttgart: Thieme Verlag, 2006
- 2) Baudendistel KT, Heverhagen JT, Knopp MV. Klinische MRT bei 3 Tesla: Aktueller Stand. Radiologe 2004; 44: 11-18. DOI: 10.1007/s00117-003-0995-3
- 3) de Bazelaire CMJ, Duhamel GD, Rofsky NM, Alsop DC. MR Imaging Relaxation Times of Abdominal and Pelvic Tissues Measured in Vivo at 3.0 T: Preliminary Results. Radiology 2004; 230: 652-659. DOI: 10.1148/radiol.2303021331
- 4) Biswas J, Nelson CB, Runge VM, Wintersperger BJ, Baumann SS, Jackson CB, Patel T. Brain tumor enhancement in magnetic resonance imaging: Comparison of signal-to-noise ratio (SNR) and contrast-to-noise ratio (CNR) at 1.5 versus 3 tesla. Invest. radiol. 2005; 40: 792-797
- 5) Bottomley PA, Foster TH, Argersinger RE, Pfeifer LM. A review of normal tissue hydrogen NMR relaxation times and relaxation mechanisms from 1-100 MHz: dependence on tissue type, NMR frequency, temperature, species, excision, and age. Med Phys.1984;11: 425-448
- 6) Dardzinski BJ, Mosher TJ, Li S, Van Slyke MA, Smith MB. Spatial variation of T2 in human articular cartilage. Radiology 1997; 205: 546-550
- 7) Ethofer T, Mader I, Seeger U, Helms G, Erb M, Grodd W, Ludolph A, Klose U. Comparison of Metabolite T1 Relaxation Times in Different Brain Regions at 1.5 and 3 Tesla. Proc Intl Soc Magn Reson Med 2003; 50: 1296-1301
- 8) von Falkenhausen M, Gieseke J, Träber F, Morakkabati-Spitz N, Lutterbey G, Schild HH. Modulation des Refokussierungswinkels in TSE Sequenzen mit FAS (Flip Angle Sweep). Fortschr Röntgenstr 2006a; 178: 18-21 DOI: 10.1055/s-2006-940979
- 9) Von Falkenhausen MM, Lutterbey G, Morakkabati-Spitz N, Walter O, Gieseke J, Blomer R, Willinek WA, Schild HH, Kuhl CK. High – field – strength MR imaging of the liver at 3.0 T: intraindividual comparative study with MR imaging at 1.5 T. Radiology 2006b; 241: 156–166. DOI: 10.1148/radiol.2411051221

- 10) Von Falkenhausen M, Meyer C, Lutterbey G, Morakkabati N, Walter O, Gieseke J, Blomer R, Willinek WA, Kuhl CK, Schild HH. Intra-Individual comparison of image contrast in SPIO-enhanced liver MRI at 1.5 T and 3.0 T. *Eur Radiol* 2007; 17: 1256–1261. DOI 10.1007/s00330-006-0484-y
- 11) Fischbach F, Bruhn H, Unterhauser F, Ricke J, Wieners G, Felix R, Weiler A, Schröder RJ. Magnetic Resonance Imaging of Hyaline Cartilage Defects at 1.5T and 3.0T: Comparison of Medium T2-weighted Fast Spin Echo, T1-weighted Two-Dimensional and Three-Dimensional Gradient Echo Pulse Sequences. *Acta Radiologica* 2005; 46: 67-73
- 12) Fischer HW, Rinck PA, van Haverbeke Y, Muller RN. Nuclear relaxation of human brain grey and white matter: Analysis of field dependence and implications for MRI. *Magn Reson Med* 1990, 16: 317-334
- 13) Frayne R, Goodyear BG, Dickhoff P, Lauzon ML, Sevick RJ. Magnetic resonance imaging at 3.0 Tesla: challenges and advantages in clinical neurological imaging. *Invest Radiol* 2003; 38: 385-402
- 14) Gieseke J, Neufang KFR, Zanella FE, Lorenz R. Einsatzmöglichkeiten von kleinen paarig angeordneten Oberflächenspulen und Möglichkeiten der Reduktion physiologisch bedingter Artefakte. Schneider GH, Vogler E, Kocever K: 6. Grazer Radiologisches Symposium 1989: 516-521
- 15) Gieseke J. Artefakte durch magnetische Suszeptibilität. In: *Radiologische Diagnostik XII*, Hrsg Ulrich Mödder. Stuttgart: Thieme, 1986
- 16) Gieseke J, Morakkabati-Spitz N, Kuhl CK, Lutterbey G, von Falkenhausen M, Schild HH. SAR-Reduktion mit variabler HF-Refokussierung und paralleler Bildgebung bei 3T. *Fortschr Röntgenstr* 2004; 176: 82-89 DOI: 10.1055/s-2004-827809
- 17) Gieseke J, Wattjes MP, Lutterbey G, von Falkenhausen M, Blömer R, Gür O, Manka C, Schild HH, Kuhl CK. Ultra Fast T2-weighted TSE sequences using Flip Angle Sweep with Half-Fourier and SENSE at 3T. *Fortschr Röntgenstr* 2005a; 177: 52-56 DOI: 10.1055/s-2005-865252

- 18) Gieseke J, Kuhl C, Wattjes M, Falkenhausen M von, Morakkabati-Spitz N, Manka C, Schild HH, Lutterbey G. Messzeitverkürzung bei TSE-T2-gewichteten MR-Aufnahmen des gesamten Hirns durch Kombination von paralleler Bildgebung und variabler Refokussierungstechnik bei 3.0T. *Fortschr Röntgenstr* 2005b; 177: 83-87 DOI: 10.1055/s-2005-867613
- 19) Graf H, Schick F, Claussen CD, Seemann MD.
MR-Bildgebung der Innenohrstrukturen: Vergleich der hochaufgelösten Messung bei 1,5 T und 3 T. *Fortschr Röntgenstr* 2004; 176: 17-20
DOI: 10.1055/s-2004-814672
- 20) Heidemann RM, Özsarlak Ö, Parizel PM, Michiels J, Kiefer B, Jellus V, Müller M, Breuer F, Blaimer M, Griswold MA, Jakob P. A brief review of parallel magnetic resonance imaging. *Eur Radiol* 2003; 13: 2323-2337. DOI: 10.1007/s00330-003-1992-7
- 21) Heidemann RM, Griswold MA, Mueller M, Blaimer M, Kiefer B, Schmitt M, Jakob PM. Möglichkeiten und Grenzen der parallelen MRT im Hochfeld. *Radiologe* 2004; 44: 49-55
- 22) Hennig J, Weigel M, Scheffler K. Multiechosequences with variable refocusing flipangles: optimization of signal behavior using smooth transitions between pseudo steady states (TRAPS). *Magn Reson Med* 2003; 49: 527–535
- 23) Knake S, Triantafyllou C, Wald LL, Wiggins G, Kirk GP, Larsson PG, Stufflebeam SM, Foley MT, Shiraishi H, Dale AM, Halgren E, Grant PE. 3T phased array MRI improves the presurgical evaluation in focal epilepsies. *NEUROLOGY* 2005; 65: 1026-1031
- 24) Koenig SH, Brown RD 3rd, Adams D, Emerson D, Harrison CG. Magnetic field dependence of $1/T_1$ of protons in tissue. *Invest Radiol*. 1984;19: 76-81
- 25) Kornaat PR, Reeder SB, Koo S, Brittain JH, Yu H, Andriacchi TP, Gold GE. MR imaging of articular cartilage at 1.5T and 3.0T: comparison of SPGR and SSFP sequences. *Osteoarthritis Cartilage* 2005;.13: 338-344
- 26) Krüger G, Kastrup A, Glover GH. Neuroimaging at 1.5 T and 3.0 T: comparison of oxygenationsensitive magnetic resonance imaging. *Magn Res Med* 2001; 45: 595–604 DOI: 10.1002/mrm.1081

- 27)Kuhl CK, Kooijman H, Gieseke J, Schild HH. Effects of B1-Inhomogeneity on breast MR-Imaging at 3.0T. *Radiology* 2007; 244: 929-930
- 28)Kuhl CK, Kooijman H, Gieseke J, Schild HH. Breast MR imaging at 3.0T - Response. *Radiology* 2008 248: 319-320
- 29)Kuhl CK, Gieseke J, von Falkenhausen M, Textor J, Gernert S, Sonntag C, Schild HH. Sensitivity Encoding for Diffusion-weighted MR Imaging at 3.0 T: Intraindividual Comparative Study. *Radiology* 2005; 234: 517–526. DOI: 10.1148/radiol.2342031626
- 30)Kurihara Y, Yakushiji YK, Tani I, Nakajima Y, Van Cauteren M. Coil Sensitivity Encoding in MR Imaging Advantages and Disadvantages in Clinical Practice. *AJR* 2002; 178: 1087-1091
- 31)Lane JI, Ward H, Witte J, Bernstein MA, Driscoll CLW. 3-T Imaging of the Cochlear Nerve and Labyrinth in Cochlear-Implant Candidates: 3D Fast Recovery Fast Spin-Echo versus 3D Constructive Interference in the Steady State Techniques. *AJNR Am J Neuroradiol* 2004; 25: 618–622
- 32)Lenk S, Ludescher B, Martirosan P, Schick F, Claussen CD, Schlemmer HP. Hochauflösende 3.0 Tesla MRT der carpalen Ligamente und des TFCC *Fortschr Röntgenstr* 2004; 176: 664-667 DOI: 10.1055/s-2004-813112
- 33)Lin C, Bernstein MA, Huston J, Fein SB. In-vivo and in-vitro measurements of T1 relaxation at 3.0T. *Proc Intl Soc Mag Reson Med* 2001; 9: 1391
- 34)Morakkabati-Spitz N, Schild HH, Kuhl CK, Lutterbey G, von Falkenhausen M, Träber F, Gieseke J. Female Pelvis: MR Imaging at 3.0 T with Sensitivity Encoding and Flip-Angle Sweep Technique. *Radiology* 2006; 241: 538-545
- 35)Natt O, Watanabe T, Boretius S, Frahm J, Michaelis T. High-resolution 3D MRI of mouse brain reveals small cerebral structures in vivo. *Journal of Neuroscience Methods* 2002; 120: 203-209 DOI:10.1016/S0165-0270(02)00211-X
- 36)Nelles M, König RS, Gieseke J, Marjolijn M, Guerand-van-Battum GM, Kukuk, Schild HH, Willinek W. Dual Source Parallel RF Transmission for Clinical MR Imaging of the Spine at 3,0 T: Intraindividual Comparison with Conventional Single-Source Transmission. *Radiology* 2010; 257: 743-753
DOI 10.1148/radiol.10092146

- 37)Nitz WR, Faulkner WH, Schmeets SH, Desai NK, Runge VM. In: Praxiskurs MRT: Anleitung zur MRT Physik über klinische Bildbeispiele. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2007, 42-43 ISBN 3131397217, 9783131397218
- 38)Peterfy CG, Genant HK. Emerging applications of magnetic resonance imaging in the evaluation of articular cartilage. Radiol Clin North Am.1996; 34:195-213
- 39)Pfleiderer B, Christ M, Kugel H, Heindel W. Einfluss der Schichtdicke und Echozeit für die fMRT des auditorischen Cortex bei 3T. Fortschr Röntgenstr 2004; 176 DOI: 10.1055/s-2004-827772
- 40)Pruessmann KP, Weiger M, Scheidegger MB, Boesiger P. SENSE: sensitivity encoding for fast MRI. Magn Reson Med 1999; 42: 952-962
- 41)Pruessmann KP. Parallel Imaging at High Field Strength: Synergies and Joint Potential. Top Magn Reson Imaging 2004; 15: 237-244
- 42)Reiser M, Semmler W. Magnetresonanztomographie. Berlin: Springer Verlag 2. Auflage 1997
- 43)Rossi C, Boss A, Lindig TM, Martirosian P, Steidle G, Mätzler W, Claussen CD, Klose U, Schick F. Diffusion Tensor Imaging of the Spinal Cord at 1.5 T and 3.0 Tesla. Fortschr Röntgenstr 2007;179: 219 - 224
- 44)Saupe N, Prüssmann KP, Luechinger R, Bösigler P, Marincek B, Weishaupt D. MR Imaging of the Wrist: Comparison between 1.5- and 3-T MR Imaging—Preliminary Experience. Radiology 2005; 234: 256-264. DOI: 10.1148/radiol.2341031596
- 45)Shellock FG. Reference manual for magnetic resonance safety. Salt Lake City, Utah: Amirsys, Inc., 2003
- 46)Schild HH. Klinische Hochfeld-MRT. Fortschr Röntgenstr 2005; 177: 621-631 DOI: 10.1055/s-2005-858048
- 47)Schild HH. made easy MRI. Berlin: Schering, 1990
- 48)Sodickson DK, Manning WJ. Simultaneous acquisition of spatial harmonics (SMASH): Fast imaging with radiofrequency coil arrays. Magn Reson Med 1997; 38: 591-603 OI 10.1002/mrm.1910380414

- 49) Sosna J, Pedrosa I, Dewolf WC, Mahallati H, Lenkinski RE, Rofsky NM. MR imaging of the prostate at 3 tesla. Comparison of an external phased-array coil to imaging with an endorectal coil at 1.5 tesla. *Academic Radiology* 2004; 11: 857-862
- 50) Spors B, Grothoff M, Noeske R, Freyhardt P, Durak M, Schwinge K, Felix R, Gutberlet M. Vergleich verschiedener kardialer MRT Sequenzen zwischen 1.5 und 3.0 T bezüglich Bildqualität, Signal- und Kontrast-zu-Rausch Verhältnis. *Fortschr Röntgenstr* 2004; 176 DOI: 10.1055/s-2004-827590
- 51) Stanisz GJ, Odobina EE, Pun J, Escaravage M, Graham SJ, Bronskill MJ, Henkelman RM. T_1 , T_2 relaxation and magnetization transfer in tissue at 3T. *Magn Reson Med*, 2005; 54: 507-12 DOI: 10.1002/mrm.20605
- 52) Uhlenbrock D. Kernspintomographie der Wirbelsäule und des Spinalkanals. Georg Thieme Verlag Stuttgart – New York, 1992
- 53) Wiesinger F, Van de Moortele PF, Adriany G, De Zanche N, Ugurbil K, Pruessmann KP. Potential and feasibility of parallel MRI at high field. *NMR Biomed* 2006; 19: 368-378 DOI: 10.1002/nbm.1050
- 54) Willinek WA, Gieseke J, von Falkenhausen M, Born M, Hadizadeh D, Manka C, Textor J, Schild HH, Kuhl CK. Sensitivity Encoding (SENSE) for High Spatial Resolution Time-of-Flight MR Angiography of the Intracranial Arteries at 3.0 T. *Fortschr Röntgenstr* 2004; 176: 21-26 DOI: 10.1055/s-2004-814673

8 Danksagung

Mein Dank gebührt an erster Stelle Herrn Privatdozent Dr. med. W. Willinek für die freundliche Überlassung des Themas und die sehr nette Betreuung während meiner Doktorandenzeit.

Ganz besonders erwähnt werden soll Herr Dr. Gieseke. Seine sehr lehrreiche Unterstützung und geduldige Betreuung in dieser Zeit weiß ich sehr zu schätzen.

Ohne seinen stetigen Optimismus wäre die vorliegende Arbeit sicher nicht möglich gewesen.

Mein Dank gilt ebenso Prof. Dr. med. H.H. Schild und allen anderen Mitarbeitern der Radiologischen Universitätsklinik für die freundliche Aufnahme.

Außerdem erwähnt werden sollen Herr Doktor Fimmers aus dem Institut für Medizinische Biometrie und seine Mitarbeiter, vor allem Herr Höller, die mir bei der Auswertung der zahlreichen Ergebnisse eine große Hilfe waren.

Meiner Familie und meinen Freunden möchte ich besonders danken, denn sie haben mich trotz mancher Tiefen stets motiviert.

Danke an meinen Freund, der nie den Glauben an mich verloren hat.