Universitätsklinikum Ulm

Klinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie

Ärztlicher Direktor: Prof. Dr. med. Hans-Jürgen Brambs

Sektion Neuroradiologie

Sektionsleitung: Prof. Dr. med. Bernd Schmitz

Darstellung und Quantifizierung der Myelonbewegung mittels MRT unter Einsatz von Cine True Fast Imaging with Steady-State Precession Sequenzen und Phasenkontrast

Dissertation zur Erlangung des Doktorgrades der Medizin der Medizinischen Fakultät der Universität Ulm

Vorgelegt von

Melina Lucienne Kienzle

Geboren in Überlingen/Bodensee

2011

Amtierender Dekan: Prof. Dr. Thomas Wirth

1. Berichterstatter: Prof. Dr. med. Bernd Schmitz

2. Berichterstatter: Prof. Dr. med. Marc-Eric Halatsch

Tag der Promotion: 13.01.2012

für meine Familie

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis i

Abkürzungsverzeichnis iii

1. Einleitung 1

1.1. Liquorfluss und Myelonbewegung 1

1.2. MRT und Myelondarstellung 2

1.3. Sequenzen für die zeitaufgelöste Darstellung des Myelons 3

1.3.1. Cine True FISP-Sequenz 3

1.3.2. 2-D Phasenkontrastsequenz 6

1.3.3. Andere Methoden 7

1.4. Zielsetzung der Arbeit 9

2. Material und Methoden 10

2.1. Probanden 10

2.2. MRT 11

2.3. Quantitative Bestimmung der Bewegung des Myelons mittels Cine True FISP-Sequenz 12

2.3.1. Untersuchungsmodalität 12

2.3.2. Auswertung mittels kardialer Software 13

2.3.3. Manuelle Abstandsmessung 15

2.3.4. Grafische Bewegungsdarstellung des Myelons mittels MRT M-Mode Software 16

2.4. Quantitative Bestimmung der kranio-kaudalen Bewegung des Myelons mittels 2-D Phasenkontrastdarstellung 18

2.4.1. Untersuchungsmodalität 18

2.4.2. Auswertung 19

2.5. Statistik 20

3. Ergebnisse 21

3.1. Beschreibung der Myelonbewegung mittels Cine True FISP-Sequenz 21

3.1.1. Betrachtung der Filmsequenzen der Cine True FISP-Sequenzen 21

3.1.2. Ermittlung des anterior-posterioren Bewegungsausmaßes mittels kardialer Software 23

3.1.3. Manuelle quantitative Bestimmung der anterior-posterioren Bewegung des Myelons 27

3.1.4. Grafische Bewegungsdarstellung des Myelons mittels MRT M-Mode Software 29

3.2. Quantitative Bestimmung der kranio-kaudalen Bewegung des Myelons mittels Phasenkontrastsequenz 34

3.3. Zusammenfassung der Ergebnisse 39

4. Diskussion 41

4.1. Diskussion von Material und Methoden 41

4.1.1. Probanden 41

4.1.2. Eignung der Sequenzen 42

4.1.3. Auswertung der Cine True FISP-Sequenzen 46

4.1.4. Auswertung der 2D-Phasenkontrastsequenz 50

4.2. Diskussion der Ergebnisse 51

5. Zusammenfassung 55

6. Literaturverzeichnis 57

Danksagung 61

Abkürzungsverzeichnis

BWK	Brustwirbelkörper
BWS	Brustwirbelsäule
CISS	Constructive Interference in Steady-State
CSPAMM	Complementary Spatial Modulation of Magnetization
CT	Computertomographie
EKG	Elektrokardiogramm
FA	Flip Angle (Pulswinkel)
FFE	Fast Field Echo
FIESTA	Fast Imaging Employing Steady-State Acquisition
FISP	Fast Imaging with Steady-State Precession
FLASH	Fast Low Angle Shot
FOV	Field of View
FSE	Fast-Spinecho
GRE	Gradientenecho
HF	Herzfrequenz
HWK	Halswirbelkörper
HWS	Halswirbelsäule
Ligg. dentata	Ligamenta dentata
LV	Left Ventricle (Linke Kammer des Herzens)
MPRAGE	Magnetization Prepared Rapid Gradient Echo
MR	Magnetresonanz
MRT	Magnetresonanztomograph
MRI	Magnet Resonance Imaging (Magnetresonanztomographie)
MTA	Medizinisch Technische(r) Assistent(-in)
M-Mode	Motion-Mode (Bewegungsmodus)
PC	Phase Contrast (Phasenkontrast)
PIV	Particle Image Velocimetry

PSIF	Reversed Fast Imaging with Steady-state Precession
RF-Impuls	Radiofrequenz-Impuls
ROI	Region of Interest
RR-Abstand	Zeitlicher Abstand von 2 R-Zacken im Elektrokardiogramm
SPAMM	Spatial Modulation of Magnetization
SSFP	Steady-State Free Precession
STIR	Short Time Inversion Recovery
SNR	Signal-to-Noise-Ratio
T	Tesla
TE	Time-to-Echo (Echozeit)
TM-Mode	Time Motion-Mode
TSE	Turbo-Spinecho
TR	Time-to-Repetition (Repetitionszeit)
VENC	Velocity Encoding (Geschwindigkeitskodierung)
2-D	2-dimensional

1. Einleitung

1.1. Liquorfluss und Myelonbewegung

Der Begriff der Pulsation wird in der Medizin zumeist der rhythmischen Herztätigkeit zugeschrieben. Hiervon leitet sich auch der Ausdruck *Puls* ab, der die rhythmische Blutbewegung in den arteriellen Gefäßen beschreibt.
Auch das Myelon befindet sich nicht regungslos innerhalb des Spinalkanals, vielmehr zeigt es eine rhythmische Bewegung. Diese soll mit dem Blutfluss und der Liquorpulsation zusammenhängen, wobei der genaue Mechanismus noch nicht vollständig geklärt ist.

Die Liquorneubildung erfolgt durch Abpressen von Blut aus arteriovenösen Gefäßgeflechten, den Plexus choroidei [35], die in den Hirnventrikeln liegen. Der Liquorfluss scheint abhängig von der Herztätigkeit zu sein. Das heißt, die treibende Kraft hinter der Liquorbewegung ist wahrscheinlich der Wechsel zwischen Systole und Diastole des Herzens. Die Kontraktion des Herzens resultiert in einem pulsatilen Blutfluss, es erfolgt eine Expansion von Hirnarterien, eine Blutfüllung der Hirnkapillaren und eine damit verbundene Hirnparenchymausweitung. Es kommt zu einer rhythmischen Pulsation von Hirngewebe und den choroidalen Plexus [16]. Bedingt durch den arteriellen Bluteinstrom in die intrakraniellen Gefäße in der Systole kommt es bei nahezu konstantem venösen Volumen zu einem Volumenausgleich durch Liquorfluss [7,13]. Es erfolgt eine Liquorverschiebung nach kaudal in den spinalen Subarachnoidalraum. Ein Fluss von spinal zurück in kraniale Liquorräume erfolgt sehr wahrscheinlich während der Diastole, wenn der Druck in den arteriellen Gefäßen niedrig ist. Ein Volumenausgleich ist somit die Konsequenz des starren knöchernen Schädels, in dem die Kompartimente Blut, Gehirnparenchym und Liquor sich gegenseitig bedingen und die Volumenänderung eines der Kompartimente von einer gegenläufigen Volumenänderung der anderen Komponenten begleitet wird. Diese Gesetzmäßigkeit wird als Monro-Kellie-Doktrin beschrieben [14, 26].

Der Liquor unterliegt einer Zirkulation. Diese führt ausgehend von den intracerebralen Ventrikeln in den subarachnoidalen Raum, in dem der Liquor von Arachnoidalzotten (Pacchionische Granulationen) resorbiert und wieder in die venöse Blutbahn aufgenommen wird. So wird er zwei- bis dreimal pro Tag komplett ausgetauscht. Der spinale Liquorfluss erfolgt sowohl in kaudale als auch in kraniale Richtung, wobei in den spinalen Wurzeltaschen zusätzlich Rückresorption stattfinden soll [21].

Ein Zusammenhang zwischen Herztätigkeit und damit Blutfluss, Liquorfluss und der Myelonpulsation wird angenommen, auch wenn noch keine Einigkeit darüber besteht welche Kraft die treibende ist [7,8,11,16,33]. In mehreren Studien wird die stärkste Bewegung des Myelons in den kranialen Anteilen beschrieben [14,16].
Nach derzeitigem Wissensstand bewegt sich das Myelon in kranio-kaudale, aber auch in anterio-posteriore Richtung. Neben der hauptsächlichen anterio-posterioren Richtung, bewegt sich das Myelon auch in andere Richtungen der Transversalebene. Diese Ausschläge sind jedoch nur sehr gering ausgeprägt. Da jedes Individuum unterschiedliche physische Voraussetzungen mitbringt, bewegt sich jedes Myelon verschiedenartig [11,16]. Trotzdem scheint jedoch die Myelonbewegung Gesetzmäßigkeiten zu folgen, die in der vorliegenden Arbeit betrachtet werden.

1.2. MRT und Myelondarstellung

Durch ihre hohe Weichteilauflösung ist die Magnetresonanztomographie (MRT) die Methode der Wahl in der Darstellung des Spinalkanals und des Myelons. Hierbei ist die sagittale Ebene von größter Bedeutung, da Wirbelkörper, Bandscheiben, Spinalkanal, Myelon und Neuroforamina gleichzeitig und über mehrere Segmente beurteilt werden können. Axiale Aufnahmen parallel zu den Bandscheibenfächern zeigen gut die Lagebeziehung von Bandscheibenvorfällen zu Duralsack und Myelon und ermöglichen beispielsweise die Quantifizierung einer spinalen

Stenose. Koronare Schnittebenen sind selten notwendig und können aber für die Beurteilung von paravertebralen Prozessen wie Tumoren und Abszessen hilfreich sein.
Die Standarduntersuchung der Wirbelsäule umfasst sagittale T1- und T2-gewichtete Turbo-Spinecho Sequenzen (TSE) in Schichtdicken von 3 - 4 mm. Diese werden um transversale T2-gewichtete TSE- oder T2*-gewichtete Gradientenechosequenzen (GRE) auf der Höhe des pathologischen Befundes ergänzt. Fettunterdrückte STIR Sequenzen (Short Time Inversion Recovery) können für den Nachweis eines Wirbelkörperödems nützlich sein. Eine Kontrastmittelgabe (Gadoliniumverbindungen) ist für die häufige Fragestellung nach degenerativen Veränderungen nicht notwendig. Für die Diagnostik von entzündlichen und tumorösen Veränderungen jedoch werden T1-gewichtete Sequenzen nach intravenöser Kontrastmittelinjektion angefertigt.

Der Liquorfluss kann die oben genannten statischen Sequenzen stören. Es kommt zu Signalauslöschungen bei beschleunigtem Liquorfluss. Sich im Liquorfluss bewegende Strukturen wie arachnoidale Septen, Zystenwände oder auch Spinalnervenwurzeln verwischen innerhalb des Erstellungszeitraumes einer Bildserie und erscheinen damit verschwommen oder entziehen sich der Abbildung. Da diese Strukturen diagnostisch von Bedeutung sein können, ist es von Interesse MRT-Sequenzen zu etablieren, die diese Strukturen zeitlich aufgelöst abbilden können.
Ein gutes Beispiel für eine bewegte Struktur kann dabei das Myelon selbst sein. Es ist somit ein geeignetes Studienobjekt, um neue Methoden zur zeitaufgelösten Darstellung in der MRT-Diagnostik zu prüfen.

1.3. Sequenzen für die zeitaufgelöste Darstellung des Myelons

1.3.1. Cine True FISP-Sequenz

Die Schwierigkeit, ein sich bewegendes Objekt hochauflösend mittels MRT darzustellen, zeigte sich bereits beim Versuch der Darstellung der Herzmuskelbewe-

gungen [1]. In der Herzdiagnostik wird das Problem bereits routinemäßig mit der Cine True FISP Bewegungsanalyse gelöst.
Neu ist es, diese Methode auch für ZNS-Strukturen und Liquorflussmessungen einzusetzen. Unter anderem zeigten Reubelt et al., dass die Cine True FISP-Sequenz eine geeignete Methode ist, Gehirnpulsation und liquorflussabhängige Bewegungen intrakranieller Strukturen darzustellen [29].

Die Fast Imaging with Steady-State Precession (FISP)-Sequenz gehört zu den Gradientenechosequenzen (GRE). Im Gegensatz zu den Spinechosequenzen wird bei den GRE-Sequenzen kein 180°-Radiofrequenzimpuls (RF-Impuls) für die Umkehr der Dephasierung der Spins benötigt. Wie die Bezeichnung Gradientenechosequenz schon vorweg nimmt, wird die Rephasierung der Spins durch einen umgekehrt polarisierten Frequenzgradientenimpuls erwirkt .
Durch den Wegfall dieses RF-Impulses wird der Abstand zwischen den Anregungsimpulsen sehr klein. Es ergeben sich kurze Repetitionszeiten (TR), weshalb schnelle Bildaufnahmen möglich werden. Diese kurzen Aufnahmezeiten und die damit verbundene geringe Anfälligkeit gegenüber Bewegungsartefakten machen die GRE-Sequenzen interessant für die hier vorliegende Fragestellung. Es sollen sehr detaillierte Strukturen mittels der Cine True FISP-Sequenz dargestellt werden, die feine Konturen besitzen und einer Bewegung unterliegen. Es bedarf also einer Sequenz mit einer guten räumlichen und zeitlichen Auflösung.

Die FISP-Sequenz ist eine spezielle GRE-Sequenz. Sie gehört zu den Steady-State Free Precession (SSFP)-Sequenzen, bei welchen die transversale Magnetisierung über mehrere Echos erhalten bleibt. Bei jedem folgenden RF-Impuls addieren sich zusätzlich die transversalen Magnetisierungen. Auch die Phasenkohärenz der Spins zwischen den Anregungsimpulsen bleibt erhalten und es entsteht ein so genannter Steady-State. Dies führt zu einer Verbesserung der Signalintensität und somit der Bildqualität. Das heißt, es summiert sich eine gute zeitliche und

räumliche Auflösung mit einer verbesserten Signalintensität. Dieses resultiert in besseren Darstellungsqualitäten.
Die True FISP-Sequenz ist eine weiterentwickelte, stark T2-gewichtete SSFP-Sequenz, das heißt Gewebe mit langer T2-Zeit wird besonders gut dargestellt. Blut oder Liquor haben zum Beispiel eine lange T2-Zeit. In der Herzdiagnostik profitiert man von dem guten Kontrast zwischen Herzmuskel und Blut, wobei das Augenmerk der hier vorliegenden Arbeit auf dem guten Myelon-zu-Liquor-Kontrast liegt.

Das Problem der Darstellung einer bewegten Struktur wird mit dem Cine Modus gelöst (daher *Cine* True FISP). Die Idee dafür entstand in der Herzdiagnostik. Durch den rhythmischen Ablauf der Herzkontraktion können die Einzelbildaufnahmen auf mehrere Herzschläge verteilt werden. Die Messzeiten pro Herzschlag werden kürzer und die Artefakte somit geringer. Die Myelonpulsation verläuft so rhythmisch wie die Herzkontraktion [12,32]. Beide zeigen eine rhythmische Bewegung, was heißt, dass das Prinzip auf die Myelonbildgebung übertragbar sein muss. Bei Ableitung eines EKGs während des Scans kann somit die Myelonbewegung über mehrere Herzzyklen gemessen werden. Wenn man die Messungen zusammenfügt, wird die Bewegung des Myelons als Film nachvollziehbar. Quantitative Analysen des Bewegungsausmaßes und auch die zeitliche Einordnung in Bezug auf den Herzzyklus werden somit möglich [29].

Ergänzend ist die besondere Empfindlichkeit gegenüber Flussbewegungen (Flow sensitivity) von SSFP-Sequenzen zu erwähnen [18,20,27,36]. Diese resultiert daraus, dass bei SSFP-Sequenzen sehr schnelle Aufnahmen möglich sind. Statischer Liquor erscheint im Cine-Modus der True FISP-Sequenz sehr hell und fließender Liquor wird je nach Geschwindigkeit in Graustufen dargestellt.

1.3.2. 2-D Phasenkontrastsequenz

Bisher werden die Phasenkontrastsequenzen in der klinischen Praxis hauptsächlich für die Gefäßdarstellung genutzt. Es kann der Blutfluss beispielsweise der Nierenarterie oder der Aorta dargestellt und quantifiziert werden. In der Herzdiagnostik werden Flussmessungen vorgenommen, die Aussagen über das Auswurfvermögen des Herzens und über die Flusseigenschaften durch Herzklappen möglich machen.

Diese Methode wird auch für die Charakterisierung und Quantifizierung von Liquorfluss eingesetzt [2,8,12,16,23]. Das Ausmaß der Bewegung des pulsierenden Myelons sollte ebenfalls mit der Phasenkontrastmessung zu quantifizieren sein. Gehirnpulsation wurde mit der Phasenkontrastsequenz bereits betrachtet. [3,7,14,26]

Die Phasenkontrastsequenzen sind Gradientenechosequenzen. Es wird ein bipolarer Gradientenimpuls zusätzlich zu der Hochfrequenzanregung angelegt (vgl. Abbildung 1). Dadurch werden ortsfeste, sich nicht bewegende Spins in Phase versetzt und sofort wieder rephasiert. Der Betrag der Feldveränderung ist bei stationären, also ortsfesten Spins gleich null.

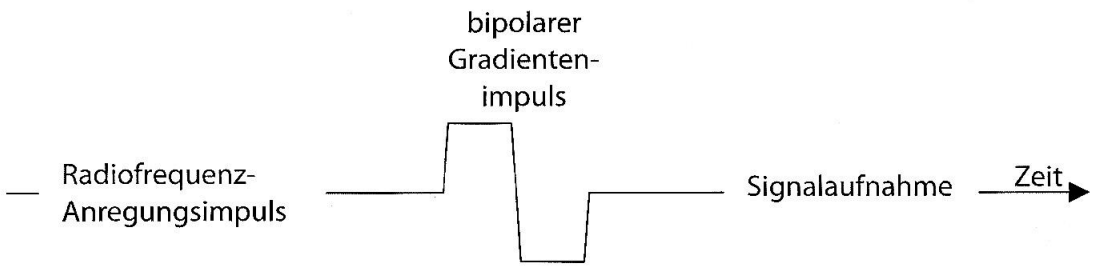


Abbildung 1: Schematische Darstellung eines bipolaren Gradientenimpulses über die Zeit, wie er bei der 2-D Phasenkontrastsequenz genutzt wird. Es erfolgt auf einen positiven Impuls sofort ein negativer Impuls. Abbildung aus [36].

Stationäre Strukturen werden somit nicht dargestellt. Das Signal, das von den Spins ausgeht, verändert sich jedoch, wenn sich eine Struktur bewegt. Wenn zum Beispiel Liquor fließt, werden die Spins des Liquors in Phase versetzt, jedoch durch ihren Ortswechsel nicht gleichwertig rephasiert. Dieses Signal entspricht dann dem Betrag der Differenz aus dem ersten und dem zweiten Impuls und ist proportional zur Geschwindigkeit des Spins. Je schneller sich der Spin bewegt, desto größer ist der Betrag der Phase der Magnetisierung.
Hieraus kann auf die Geschwindigkeit des zu untersuchenden Objektes geschlossen werden. Phasenkontrastaufnahmen stellen immer die Geschwindigkeit der sich bewegenden Spins dar. Die Signalstärke wird bildlich in Graustufen übersetzt. Weiße Strukturen bedeuten einen Fluss in Richtung Gradientenausrichtung und hohe Geschwindigkeiten. Dunkelgraue Strukturen bedeuten einen Fluss entgegengesetzt der Gradientenrichtung und/oder niedrige Geschwindigkeiten. Um Datensätze zu erstellen, die nur die Geschwindigkeiten darstellen und die Flussrichtung vernachlässigen, werden mehrere Messungen mit variierender Ausrichtung des bipolaren Gradientenimpulses vorgenommen. Aus der Geschwindigkeit kann dann auf die zurückgelegte Strecke, in diesem Fall auf das Bewegungsausmaß des pulsierenden Myelons geschlossen werden [3,14,26].

1.3.3. Andere Methoden

In der Literatur finden sich verschiedene andere Methoden zur Untersuchung der Gehirn- bzw. Myelonbewegung mittels MRT-Techniken. Viele Studien beziehen sich auf die Pulsation des Gehirns. Myelon und Cerebrum sind hinsichtlich ihrer Darstellungseigenschaften gut zu vergleichen, da sie nach derzeitigem Wissensstand einer herzzyklusabhängigen Pulsationsbewegung unterliegen, ähnliche Gewebeeigenschaften haben und in Liquor gebettet sind. Das heißt, es ist ein hoher Kontrast von Parenchym zu Liquor gegeben.

Kranio-kaudale Myelonbewegung wurde in der Vergangenheit neben der Phasenkontrastdarstellung auch mit sogenannten Tagging-Sequenzen erfasst. Tagging-

Methoden wurden zuerst in Studien zu Herzmuskelwandbewegungen verwendet, bevor man sie auch für die Bewegung des Gehirns und Myelons einsetzte.
CSPAMM- oder SPAMM- (Complementary Spatial Modulation of Magnetization) Sequenzen sind Tagging-Sequenzen. Sie quantifizierten ebenfalls nur eine unidirektionale Bewegung des Nervengewebes [22,34]. Neben der Pulsationsbewegung, die Herz und Gehirn gemeinsam haben, ist der Myokard-zu-Blut-Kontrast vergleichbar mit dem Hirnparenchym-zu-Liquor-Kontrast, weshalb dieser Sequenztransfer sinnvoll erscheint. Kohgo verwendete jedoch zusätzlich zu seiner SPAMM-Tagging-Sequenz eine spezielle Software (PIV= Particle Image Velocimetry), um die Bewegungen besser sichtbar zu machen [22]. Hierbei wurde das Gitternetz der Tag-Linien, in Partikelgruppen zusammengefasst, sichtbar gemacht. Die alleinige Betrachtung der Tagging-Sequenz stellte sich bei Kohgo als nicht verwertbar dar, da aufgrund der geringen Bewegung des Myelons die Bewegung nicht zu quantifizieren war.

Eine weitere Darstellungsmethode der Myelonbewegung ist die kardial getriggerte Turbo-Fast Low Angle Shot (Turbo-FLASH) Gradientenecho-Sequenz. In den meisten Studien wurde bislang nur die Bewegung in kranio-kaudaler Richtung gemessen. Diese Turbo-FLASH-Sequenz dagegen wurde auch für transversale Schnittebenen, nach anterior bzw. posterior und in seitliche (laterale) Richtung, genutzt [11]. Die FLASH-Sequenz wurde ebenfalls in der Herzwandbewegungsdiagnostik angewandt [1].
Feinberg und Mark verwendeten eine Velocity Density Imaging-Sequenz mittels 2-D Fourier Technik, die Aufschluss über Liquorfluss und Cerebrumbewegungen geben konnte [10]. Mittels einer zweidimensionalen (2-D) Fast Imaging Employing Steady-State Acquisition (FIESTA)-Sequenz, die auch zu den SSFP-Sequenzen gehört, konnten Bewegungen von Kleinhirntonsillen bestimmt werden [4].

1.4. Zielsetzung der Arbeit

Die übliche stationäre Darstellung in der Standard-MRT Untersuchung berücksichtigt die pulsatile Bewegung des Myelons nicht. Eine zeitliche Auflösung ist hier nicht vorgesehen. Daher stellen sich bewegte Strukturen in konventionellen MRT-Aufnahmen schlecht dar.

Es sollen die Bewegungen des Myelons im Liquorfluss in ihrem Ausmaß und zeitlichen Ablauf beschrieben werden. Dazu kommt die Cine True FISP-Sequenz und die 2-D Phasenkontrastsequenz zur Anwendung. Ziel der Studie ist es, an gesunden Probanden die physiologische Myelondynamik zu dokumentieren. Es werden Bewegungscharakteristika und Bewegungsdaten von Gesunden gesammelt. Grundlagen werden geschaffen, um auch abweichende, also pathologische Veränderungen im Spinalkanal erkennen zu können. Die Frage ist, ob sich die Cine True FISP-Sequenz und die 2-D Phasenkontrastsequenz dazu eignen, intraspinale Bewegungen darzustellen und zu quantifizieren.

2. Material und Methoden

2.1. Probanden

Untersucht wurde eine Gruppe von 13 Probanden, wovon 10 Probanden weiblichen und 3 männlichen Geschlechts waren. Das Alter erstreckte sich von 22 bis 26 Jahren, wobei das Durchschnittsalter bei 24 Jahren lag. Es handelte sich bei den Probanden um eine einheitliche Gruppe von Studenten und jungen Berufsanfängern.

Einschlusskriterien für die prospektive Studie waren das Mindestalter von 18 Jahren, keine mutmaßliche Pathologie des Spinalkanals, anamnestisch keine neurologischen Auffälligkeiten und eine schriftliche Einwilligung des Probanden. Ausschlusskriterien waren neben der Verneinung der oben genannten Kriterien höhergradige Herzrhythmusstörungen zum Zeitpunkt der Untersuchung, Epilepsie, Platzangst, ein deutlich reduzierter Allgemeinzustand oder Temperaturregulationsstörungen, eine fragliche oder gesicherte Schwangerschaft, MRT-ungeeignete oder unklare Implantate, Prothesen oder medizinische Hilfsgeräte sowie mangelnde Einwilligungsfähigkeit des Probanden.

Die Probanden erhielten einen standardisierten Aufklärungsbogen, welcher Inhalt und Ziel der Studie erläuterte, Risikofaktoren für eine MRT-Untersuchung abfragte und den Ablauf der Untersuchung darlegte. Der Aufklärungsbogen enthielt Hinweise zum Datenschutz sowie zur anonymisierten Weiterverwendung und Speicherung der Probandendaten. Zudem wurden die Probanden mündlich von ärztlicher Seite über Ablauf und Risiken der Untersuchung aufgeklärt.
Alle Probanden dokumentierten mit ihrer Unterschrift ihr Einverständnis zu der Teilnahme an der Studie und der anonymisierten Weiterverwendung ihrer Daten.
Die Studie wurde von der unabhängigen Ethikkommission der Universität Ulm positiv begutachtet.

2.2. MRT

Die Messungen wurden an einem Magnetresonanztomographen (Achieva 3.0T, R2.6, Philips Medical Systems, Best, Niederlande) mit einer Feldstärke von 3 Tesla durchgeführt. Sie erstreckten sich über einen Zeitraum von 2 Wochen im Zeitraum März bis April 2009.

Zum Senden und Empfangen der Hochfrequenzsignale wurde eine kardiale 32-Kanal Oberflächenspule des gleichen Herstellers verwendet. Die Probanden wurden einmal während der Messungen umgelagert, um die verschiedenen Bereiche der Wirbelsäule zu erfassen.

Es wurden außerdem den Probanden MR-kompatible Elektroden für die EKG-gestützten Sequenzen angelegt. Dies diente dazu, kontinuierlich gemessene Daten im Nachhinein zugehörenden Herzphasen zuzuordnen und wird als retrospektives Triggern bezeichnet. Die Software des MR-Scanners konnte nun die R-Zacke jedes QRS-Komplexes detektieren. Einzelne Herzphasen wurden so identifiziert. Da die Bewegung des Myelons gleichmäßig zyklisch ist, konnte jedem Zeitpunkt in der Herzphase eine Lokalisation des Myelons zugeordnet und dieses über mehrere Herzzyklen gemessen werden.

Nach Erstellung von Übersichtssequenzen in 3 Ebenen (Survey) wurden T2-gewichtete TSE Sequenzen der HWS (Halswirbelsäule) und BWS (Brustwirbelsäule) in sagittaler Schnittführung für die orientierende anatomische Beurteilung erstellt. Dann erfolgte die eigentliche Messung mit der True FISP und der Phasenkontrastsequenz.

Die Parameter der studienrelevanten Sequenzen sind in Tabelle 1 ersichtlich. Die True FISP-Sequenz wurde in sagittaler (gesamtes Myelon) und transversaler (Wirbelsäulenhöhe HWK 4 und 7, BWK 8 und 12) Ausrichtung angefertigt.

Für die Auswertung wurden lediglich die transversalen Sequenzen genutzt, deren Parameter die Tabelle 1 zeigt.

Tabelle 1: Parameter der Cine True FISP-Sequenz und der 2-D Phasenkontrastsequenz

Sequenz	**Cine True FISP**	**2-D Phasenkontrast**
Schichtposition	transversal	transversal
Time to Repeat [ms]	6,2	14
Time to Echo [ms]	3,1	8,4
Flipwinkel [Grad]	50	20
Field of View [mm²]	250 x 199	250 x 200
Matrix	500 x 396	312 x 247
Schichtdicke [mm]	3	3
Anzahl der Schichten	3	1
Phasen/Herzzyklus	25	27

2.3. Quantitative Bestimmung der Bewegung des Myelons mittels Cine True FISP-Sequenz

2.3.1. Untersuchungsmodalität

Es wurden retrospektiv EKG-getriggerte Cine True FISP-Sequenzen der HWS und BWS in sagittaler Schnittführung sowie transversal auf den Höhen HWK 4, HWK 7, BWK 8 und BWK 12 angefertigt. Es wurde je Wirbelkörperhöhe die Bewegung des Myelons kontinuierlich gemessen, anhand der EKG-Triggerung in der zeitlichen Reihenfolge den jeweiligen Herzphasen zugeordnet und in 25 Phasen dargestellt. Die Auswertung erfolgte mittels des Tool Argus auf der Modalitätenauswertestation (Siemens, Erlangen). In der transversalen Schnittführung wurden je Höhe 3 Schichten aufgenommen. Zur Auswertung wurde die mittlere Schicht verwendet.

2.3.2. Auswertung mittels kardialer Software

Zur quantitativen Auswertung der Myelonbewegung in der transversalen Ebene wurde eine Software genutzt (MR cardiac LV analysis, Extended MR WorkSpace, Philips Medical Systems Nederland B.V.), die im klinischen Alltag für die Beurteilung von Herzwandbewegungen zum Einsatz kommt. Anstatt der kardialen Strukturen (Epi- und Endokard) konnten Spinalkanal und Myelon in jeder Phase markiert und deren Bewegungsänderung über die Phasen des Herzzyklus gemessen werden. Es sollten alle Bewegungen innerhalb des Spinalkanals in transversaler Ebene auf den 4 Wirbelsäulenhöhen erfasst werden.

Es wurde daher auf den Wirbelsäulenebenen HWK 4 und 7, BWK 8 und 12 der knöcherne Spinalkanal als Epikardäquivalent manuell umrandet und als starre Referenz definiert. Die Umrandung wurde auf alle Phasen vererbt, das bedeutet kopiert. Durch die Festlegung des knöchernen Kanals kann jeweils ein Vergleich von dem sich bewegendem Objekt (Myelon) zu starrem Objekt (Spinalkanal) erfolgen. Das Myelon wurde einmalig als Endokardäquivalent manuell umrandet, wie in Abbildung 2 ersichtlich ist.

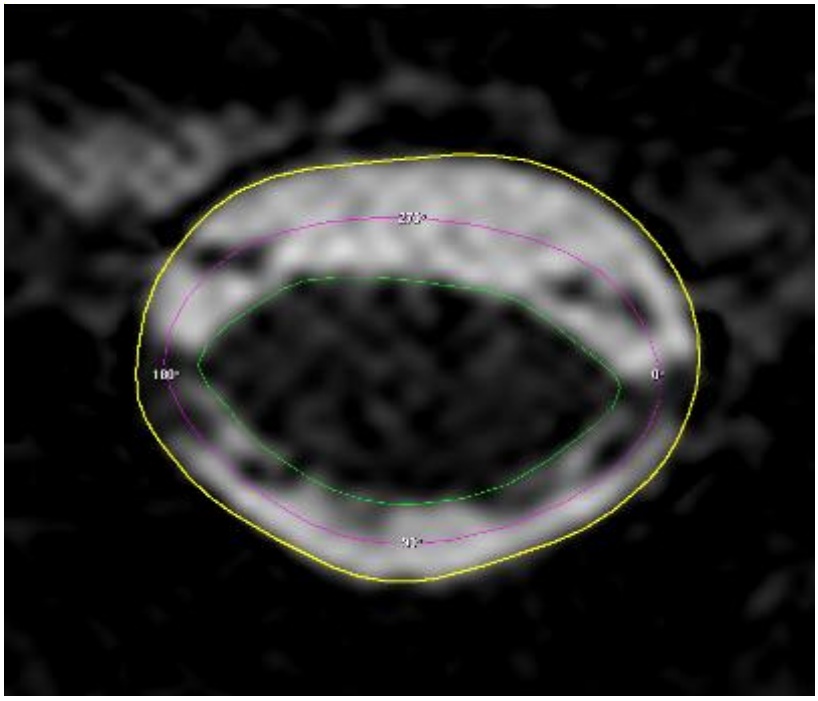


Abbildung 2: Spinalkanal transversal geschnitten in der True Fast Imaging with Steady-State Precession (FISP)-Sequenz. Das Bild zeigt die Bearbeitung mittels des Herzprogramms. Die Linien von außen nach innen bedeuten: Gelb: Innenrand des Spinalkanals als Referenz, dieser bleibt über alle Phasen konstant, Pink: Gradzahlorientierung 0-360° rundherum des Myelons, Grün: Umrandung des Außenrand des Myelons, diese wird in jeder Phase automatisch neu angepasst. Gemessen wird der Abstand von grüner Umrandung zur gelben Umrandung in 4° Abständen.

Die Umrandung wurde dann durch die Software automatisch über die 25 Phasen dem Myelon angepasst und sollte somit die Bewegung des Myelons über die Zeit erfassen. Die automatische Erkennung der Myelongrenzen sollte ein standardisiertes Vorgehen ermöglichen, das Fehlerquellen im Messvorgang im Mittel konstant und die Daten möglichst verlässlich halten würde. Auf die automatische Grenzerkennung erfolgte eine manuelle Korrektur bei visuell signifikant erkennbaren Umrandungsfehlern. Die Software maß die Abstände zwischen den 2 definierten Umrandungen (Innenrand Spinalkanal und Myelonaußenrand) über 360° in 4 Grad Abständen in jeder der 25 Phasen. Diese insgesamt 89 Abstandswerte je Phasenbild wurden für alle Phasen in Excel 2007 (Microsoft Deutschland GmbH, Unterschleißheim) überführt.

Um die Menge der Abstandswerte möglichst anschaulich darzustellen, wurden Kreisdiagramme gezeichnet, welche die Lage des Myelons im Spinalkanal über die Zeit (über alle 25 Phasen des Herzzyklus) nachvollziehbar machten.

2.3.3. Manuelle Abstandsmessung

Die Messung erfolgte an einer MRT Workstation (Argus Tool). Bei dieser Methode wurde ausschließlich die anteriore bzw. posteriore Bewegungsrichtung des Myelons betrachtet. Dies geschah bei allen Probanden in transversaler Schnittführung auf den 4 Höhen der Wirbelsäule (HWK 4, HWK 7, BWK 8 und BWK 12). Anhand seines Maximum- und Minimum-Ausschlags wurden die maximalen Bewegungsdifferenzen bestimmt. Mit dem Cine-Modus konnte visuell der Zeitpunkt der maximalen Auslenkung des Myelons im Spinalkanal bestimmt und das Bewegungsausmaß mit einem Abstandstool quantifiziert werden. Dazu wurden parallel zu der anterioren und posterioren inneren Begrenzung des Spinalkanals sowie zu der Myelonkontur Hilfsgeraden angelegt und über alle Phasen weitervererbt. Im Cine Modus betrachtete man dann die Auslenkung des Myelons und dessen Lage zu den Geraden. Bei maximaler Auslenkung über die Hilfslinie wurde der Abstand des Myelons zu der Spinalkanalbegrenzung mit einem Distance-Tool (Abstandswerkzeug) gemessen und die Ergebniswerte in Excel 2007 übertragen. Die Abbildung 3 verdeutlicht die Messmethode.

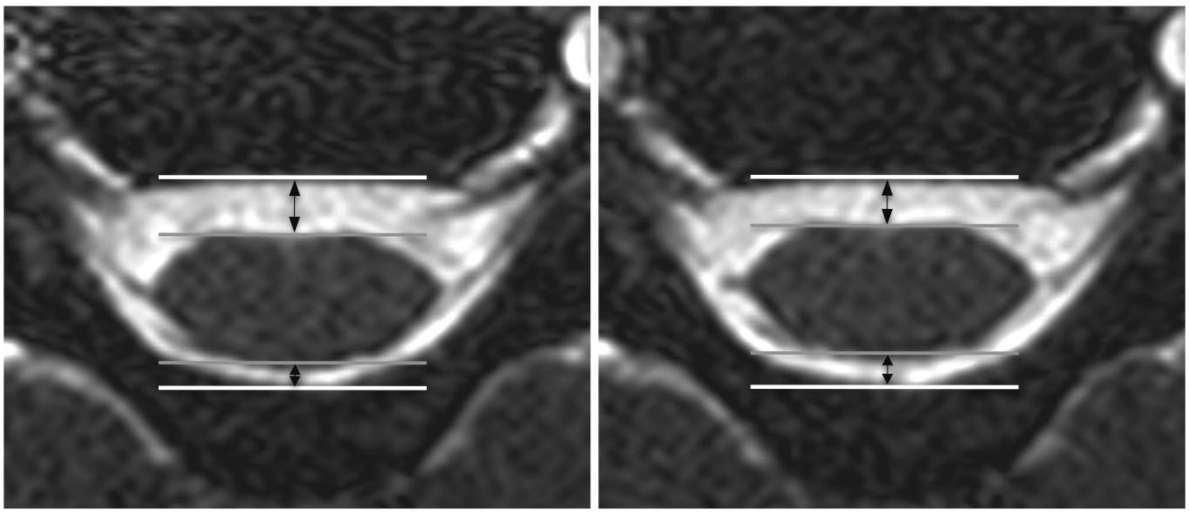


Abbildung 3: Spinalkanal transversal geschnitten in der True Fast Imaging with Steady-State Precession (FISP)-Sequenz. Darstellung des Prinzip der manuellen Messung mittels Hilfsgeraden. Abgebildet sind exemplarisch Phase 6 und 15 eines Herzzyklus eines Probanden. Der Abstand des Myelons (graue Linie) zu der anterioren und posterioren Grenze des Spinalkanals (weiße Linie) wird ermittelt.

2.3.4. Grafische Bewegungsdarstellung des Myelons mittels MRT M-Mode Software

Zur grafischen Darstellung der Bewegung des Myelons wurde die MRT Motion-Mode (M-Mode) Methode (Software bereitgestellt von Dipl. phys. Anja Lutz) eingesetzt, die es bei hochaufgelösten Aufnahmen möglich machte, Bewegungen über die Zeit in einem definierten Schnitt zweidimensional (2-D) darzustellen (vgl. Abbildung 4).

Auf einer vertikalen Achse wurde der Schnitt durch das Bild dargestellt. Auf der horizontalen Achse wurde dieser Schnitt über die Zeit (über 25 Phasen) aufgetragen. Die Darstellung kann mit dem M-Mode des Ultraschalls verglichen werden (hier auch als Time motion (TM)-Mode bekannt). In der Herzdiagnostik wird diese Methode bereits zur Wandbewegungsanalyse in der Echokardiographie und auch bei MRT-Aufnahmen verwendet. Bestimmte Strukturen können durch die definierte Schnittebene über die Zeit in ihrer Bewegung analysiert werden.

In dieser Arbeit machte es die Software möglich, die mittels Cine True FISP-Sequenz erfassten Bewegungen des Myelons über die einzelnen Herzphasen in einem Bild zu visualisieren. Das MRT M-Mode Programm wurde an den Transversalschnitten der Cine True FISP-Sequenz angewendet und konnte so Bewegungen in transversaler Richtung analysieren.

Das zuvor festgestellte größte Bewegungsausmaß befand sich im Probandenkollektiv in anteriorer-posteriorer Richtung. Um diese Bewegung zu erfassen, wurden folgende 2 Punkte definiert, durch die eine Gerade gezogen wurde: zum einen der Mittelpunkt des Myelons, zu anderen ein Punkt anterior des Spinalkanals (vgl. Abbildung 4). Die Länge der Gerade war derart definiert, dass der Spinalkanal in seiner Ausdehnung komplett miteinbezogen wurde. Das Bild dieser Geraden wurde in jeder Phase erfasst und ergab zusammengefasst eine Darstellung über den Phasenablauf. Dies erfolgte bei jedem Probanden auf den Wirbelsäulenhöhen HWK 4 und 7, sowie bei BWK 8 und 12.

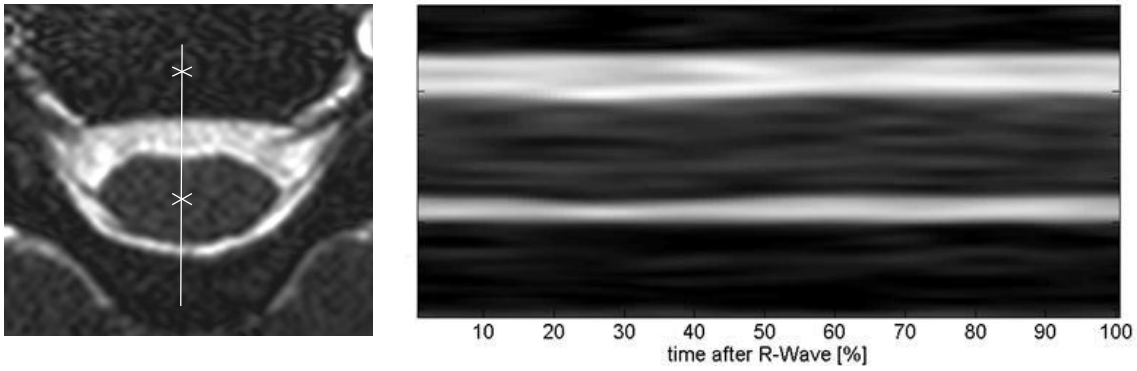


Abbildung 4: Veranschaulichung des Prinzips der MRT M-Mode Methode bei Cine True Fast imaging with Steady-State Precession (FISP) Aufnahmen. Links: 2 definierte Punkte, durch die eine Gerade gezogen wird. Rechts: das daraus resultierendes M-Mode-Bild: Der graue Streifen in der Mitte des Bildes stellt das Myelon dar. Es wird von zwei hellen Streifen flankiert, die dem Liquor entsprechen. Die äußeren Abschlüsse (dunkle Streifen) bildet der knöcherne Spinalkanal. Es ergibt sich auf der y-Achse ein Schnitt durch den Spinalkanal von anterior (im Bild oben) nach posterior (im Bild unten). So wird die Schnittgerade von links wird auf dem rechten Bild auf der vertikalen Achse dargestellt. Die Darstellung des Myelons, erfolgte mit mehreren fortlaufenden Bildern während eines Herzzykluses. So kann im M-Mode-Bild der Schnitt durch das Myelon über die Zeit (time after R-wave = Zeit, die nach der R-Zacke im EKG vergangen ist (in Prozent)) auf der x-Achse dargestellt werden. Es wird so im rechten Bild eine Bewegung des Myelons über die Zeit sichtbar.

2.4. Quantitative Bestimmung der kranio-kaudalen Bewegung des Myelons mittels 2-D Phasenkontrastdarstellung

2.4.1. Untersuchungsmodalität

Die Phasenkontrastmessung des Myelons erfolgte bei jedem Probanden in der transversalen Ebene auf Höhe HWK 4 und BWK 8. Bei den Messungen musste zuvor ein Empfindlichkeitsbereich für die schnellste erwartete Bewegungsgeschwindigkeit im Abbildungsvolumen bestimmt werden. Durch Wahl der geeigneten VENC („Velocity Encoding“) Geschwindigkeit kann verhindert werden, dass sich zu schnell bewegende Spins mit einer Phasenänderung von größer als plus 180° fehlerhaft als Spins mit einer negativen Phasenänderung interpretiert werden. Die Pulsation des Gehirns und des Myelons ist sehr langsam. Aufgrund von Erfahrungswerten aus anderen Studien wurde daher ein Empfindlichkeitsbereich von 2 cm/s verwendet [3,7].

Die EKG-getriggerte Erstellung der Aufnahmen erfolgte retrospektiv. Es ergaben sich 27 Phasen pro Herzzyklus. Die Aufnahmen wurden an eine Auswertestation (Extended MR WorkSpace, Philips Medical Systems Nederland B.V.) übermittelt und bearbeitet.

Eine Region of Interest (ROI) wurde dazu auf das Myelon gelegt. Diese sollte möglichst viel Myelon erfassen, um mit hoher Genauigkeit die mittlere Geschwindigkeit bestimmen zu können. Die ROIs wurden auf alle Phasen vererbt. Es wurden weitere Kontroll-ROIs auf die umliegenden paravertebralen Muskeln gelegt, um von der Bewegung und Blutpulsation bereinigte Werte zu erhalten. Die Messungen mit den ROIs wurden abfotografiert und jedes Phasenbild einzeln gespeichert. Die Abbildung 5 zeigt exemplarisch die Messmethode.

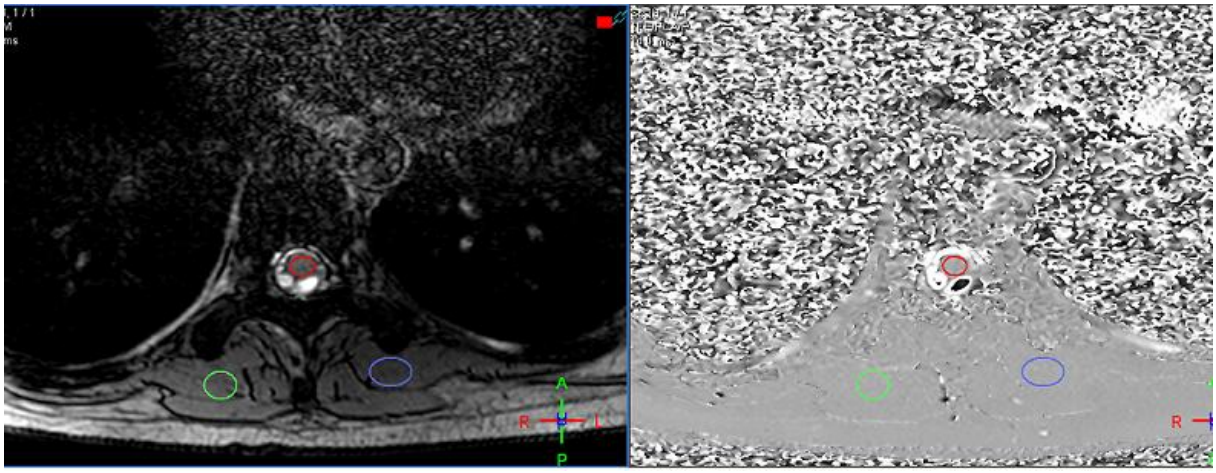


Abbildung 5: Veranschaulichung der 2-D Phasenkontrastsequenz-Auswertung: Transversale Querschnitte. Links: anatomische Kontrollsequenz auf Höhe BWK (Brustwirbelkörper) 8. Rechts: 2-D Phasenkontrastsequenz auf Höhe BWK 8, Empfindlichkeitsbereich 2 cm/s. ROIs (Region of Interest) sind auf Myelon (rot) und paravertebraler Muskulatur (grün und blau) gelegen. Hier werden die Geschwindigkeiten gemessen. Die Geschwindigkeitsmessungen auf den Muskelabschnitten dienen als Kontrollen.

2.4.2. Auswertung

Die einzelnen Messwerte der Myelongeschwindigkeit für jede der 27 Phasen wurden in Excel 2007 übertragen. Genauso wurde mit den Messwerten eines Muskelausschnitts für jede Phase verfahren. Die Werte des Muskelausschnitts wurden in Excel von der Myelongeschwindigkeit subtrahiert.

Die so bereinigten Werte für die Myelongeschwindigkeit der 27 Phasen wurden wiederum mittelwertskorrigiert, das heißt der Mittelwert aus allen Werten wurde von jedem Phasenwert subtrahiert, um eine um die Nulllinie undulierende Kurve zu erhalten. So konnte erreicht werden, dass sich Auf- und Abwärtsbewegungen über eine Messung zu 0 addieren. Die Strecke (cm), die das Myelon innerhalb der 27 Phasen zurücklegte, ergab sich dann nach der Formel aus $s = v \cdot t$ (Weg = Geschwindigkeit · Zeit), das heißt die mittelwertskorrigierte Geschwindigkeit (cm/s) des Myelons in jeder einzelnen Phase wurde mit der Phasendauer (t = in Sekunden) multipliziert. Die Strecken für jede Phase konnten dann, unter Berücksichti-

gung der Bewegungsrichtung (negative und positive Ausschläge), zu der gesamten Myelonbewegung über die gemessenen 27 Phasen addiert werden.
Die Phasendauer wurde aus dem Quotienten RR-Intervall/27 Phasen ermittelt. Ein RR-Intervall in Sekunden, das heißt der Abstand zwischen 2 R-Zacken im EKG, ergab sich unter Kenntnis der Herzfrequenz (HF = Schläge/min) der Probanden während der Messung, das heißt 60 dividiert durch die Herzfrequenz (60/HF).

2.5. Statistik

Die Datenauswertung erfolgte entsprechend der Zielsetzung und Fragestellung der Arbeit deskriptiv unter Angaben von Mittelwerten sowie Minimal- und Maximalwerten. Aufgrund der kleinen Anzahl an Probanden erschien eine weitere Datenauswertung unter Anwendung statistischer Tests nicht sinnvoll. Zur Analyse der erhobenen Daten und Erstellung von Diagrammen wurde Microsoft Excel 2007 verwendet.

3. Ergebnisse

3.1. Beschreibung der Myelonbewegung mittels Cine True FISP-Sequenz

3.1.1. Betrachtung der Filmsequenzen der Cine True FISP-Sequenzen

Bei der Betrachtung der Filmsequenzen konnte eine genauere Beschreibung des Bewegungsablaufes des Myelons im Spinalkanal vorgenommen werden.
Zu einem bestimmten Zeitpunkt (vgl. Abbildung 11) im Herzzyklus machte das Myelon bei allen Probanden einen kurzen Ausschlag im Rückenmarkkanal. Diese Bewegung war kurz und erfolgte mit einer sofortigen Rückstellbewegung. Dieser Impuls erfolgte entweder nach anterior oder posterior. Laterale Bewegungen sind mit dem bloßen Betrachten der Filmsequenz nicht auszumachen. Die restliche Zeit des Herzzykluses blieb das Myelon weitgehend beständig an einem Ort im Spinalkanal. Schematisch dargestellt in Abbildung 6.

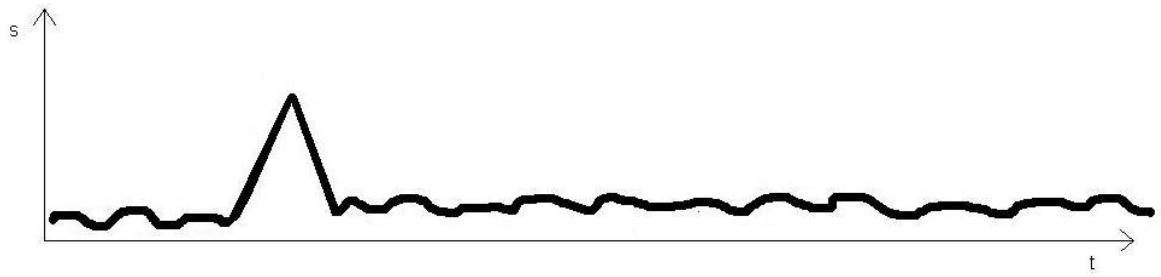


Abbildung 6: Schematische, beispielhafte Darstellung der Bewegung des Myelons mittels visueller Auswertung der Cine True FISP-Filmsequenzen. Y-Achse: Bewegung des Myelons auf anterior-posteriorer Bewegungsachse, s = Strecke. X-Achse: Bewegung dargestellt über einen Herzzyklus, t = Zeit. Das Myelon zeigt einen kurzen Ausschlag in seiner Bewegung, während es sich zu anderen Zeitpunkten des Herzzyklus bewegungsarm im Spinalkanal befindet

In der Betrachtung der Filmsequenzen war zu beobachten, dass bei 9 von 13 Probanden ein posteriorer Ausschlag auf Halswirbelkörperebene erfolgte, während auf Brustwirbelkörperebene der Impuls nach anterior erfolgte. Bei Betrachtung der

Filmsequenz wurde eine nähere Beschreibung des Bewegungsablaufs des Myelons innerhalb des Spinalkanals möglich.
Bei einem Probanden erfolgte die Pulsationsbewegung auf höherem Wirbelsäulenniveau (HWK 4) nach anterior und drehte sich auf Höhe HWK 7 in einen nach posterior gerichteten Bewegungsimpuls. Die Auswertungen der BWK-Höhen waren bei diesem Probanden aufgrund von Artefaktbildung nicht möglich. Bei 3 weiteren Probanden war die Bewegungsanalyse ebenfalls aufgrund von Artefakten nicht möglich. Die Zeitpunkte des Ausschlags entsprechen denen in Abbildung 11 zusammengefassten Daten.

Durch den Cine-Mode wird es möglich, Strukturen im Spinalkanal in ihrer Bewegung darzustellen. Rückenmarkswurzeln, sowie feine arachnoidale Septen und arachnoidale Verstärkungszüge (vgl. Abbildung 7 und 8) können betrachtet werden, die bei statischen Darstellungsformen nicht erfasst werden würden.

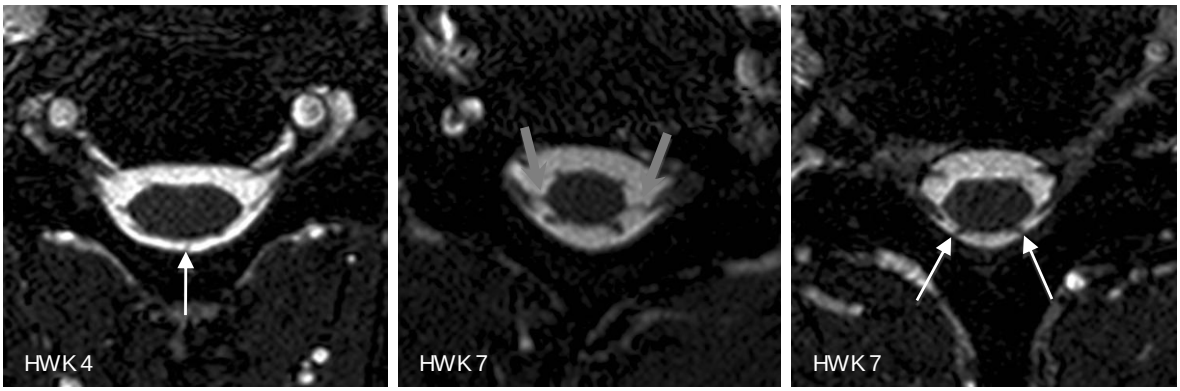


Abbildung 7: Darstellung mittels Cine True Fast Imaging with Steady-State Precession (FISP)-Sequenz. Arachnoidale Verstärkungszüge auf Halswirbelsäulenebene (HWK = Halswirbelkörper) bei drei Probanden. Die dünnen Pfeile zeigen das Septum posterius, welches zumeist als singuläre Struktur angelegt ist. Im Beispiel rechts findet sich eine Variante mit einem gedoppelten Septum posterius. Dicke, graue Pfeile: Seitlich zwischen Myelon und Spinalkanal befindet sich das Ligamentum dentatum. Die weiteren nicht gekennzeichneten linearen dunklen Strukturen innerhalb des hellen Liquors sind Spinalnervenanschnitte.

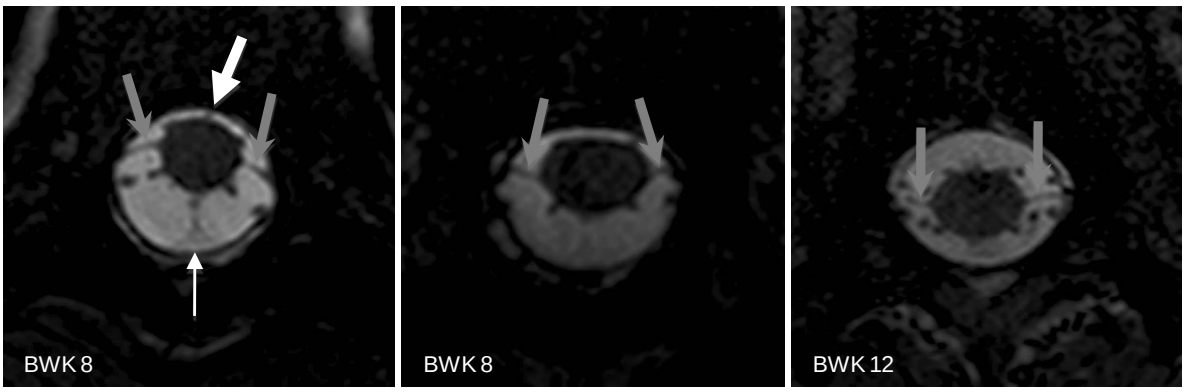


Abbildung 8: Darstellung mittels Cine True Fast Imaging with Steady-State Precession (FISP)-Sequenz. Arachnoidale Verstärkungszüge auf Brustwirbelsäulenebene (BWK = Brustwirbelkörper) bei drei Probanden. Dünner, weißer Pfeil: Septum posterius. Dicke graue Pfeile: Ligamentum dentatum. Dicker, weißer Pfeil: anteriorer Verstärkungszug. Die weiteren nicht gekennzeichneten linearen und punktförmigen dunklen Strukturen innerhalb des hellen Liquors sind Spinalnervenanschnitte.

3.1.2. Ermittlung des anterior-posterioren Bewegungsausmaßes mittels kardialer Software

Aufgrund von Artefaktbildung konnte bei einem Probanden die kardiale Software nicht angewendet werden. Es wurden bei 12 von 13 Probanden Messungen erhoben.

Die mittels der kardialen Software gemessenen Ergebnisse der transversalen Myelonbewegung stimmten nicht mit dem visuellen Eindruck der Cine True FISP Filmsequenz über den Herzzyklus überein. Es ergab sich eine deutliche Diskrepanz zwischen dem visuell erfassbaren Zeitpunkt der maximalen Myelonauslenkung und den mittels der kardialen Software erfassten Daten.

Nicht nur der Vergleich mit der Auswertung des Cine True FISP Videos, sondern auch die manuelle Auswertung der Aufnahmen lassen Unstimmigkeiten in den Ergebnissen der kardialen Software vermuten. Bei der manuellen Messung (vgl. 3.1.3.) lag der Zeitpunkt einer maximalen Bewegung, dem oben (vgl. 3.1.1.) beschriebenen kurzen Bewegungsimpuls entspricht, zumeist zwischen Phase 7 bis 13. Das heißt dieser lag im Zeitraum zwischen 28-52 % des Herzzyklus (vgl. Ab-

bildung 11). In der automatischen Auswertung mittels kardialer Software wurde dagegen ein oszillierendes Bewegungsmuster über den gesamten Herzzyklus gemessen (vgl. Abbildung 9).

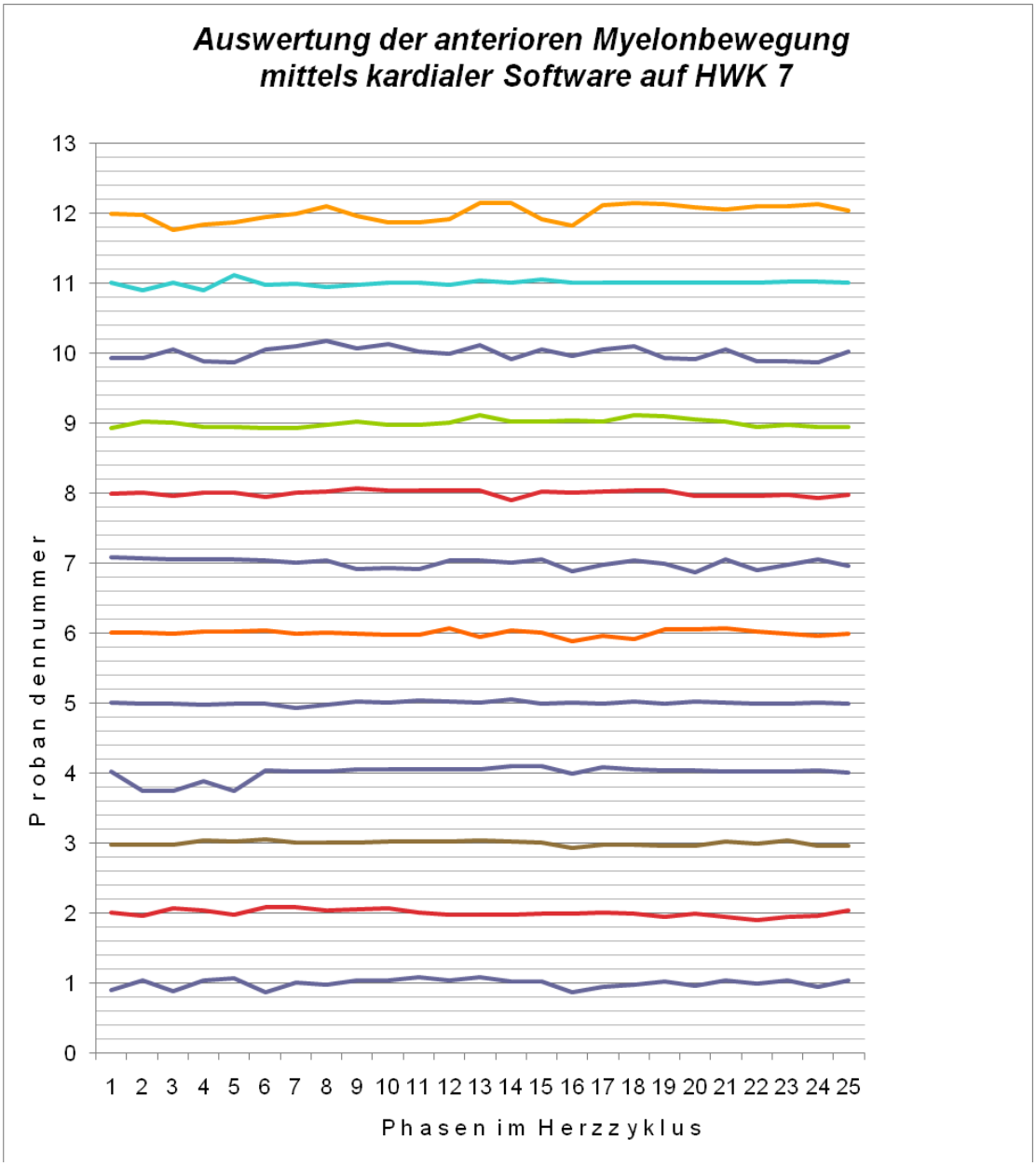


Abbildung 9: Auswertung der Cine True Fast Imaging with Steady-State Precession (FISP)-Sequenz mittels kardialer Software. Darstellung des geglätteten Bewegungsmusters nach anterior (0°-Marke) von 12 Probanden über 25 Phasen (entspricht einem Herzzyklus). Exemplarisch auf Wirbelsäulenhöhe Halswirbelkörper (HWK) 7. Kurvenverläufe stellen das Bewegungsmuster des jeweiligen Myelons nach anterior über einen Herzzyklus dar.

Abbildung 9 zeigt jeweils das Bewegungsmuster des Myelons nach anterior über einen Herzzyklus. Jede Kurve zeigt einen von 12 Probanden. Die Daten entsprechen den Abstandswerten zwischen anteriorer Begrenzung des Spinalkanals und anteriorer Begrenzung des Myelons über 25 Phasen gemessen. Es lässt sich kein einheitliches Bewegungsmuster zwischen den einzelnen Probanden erkennen. So konnte die kardiale Software keinen eindeutigen maximalen Impulsausschlag im Herzzyklus detektieren. Dieser maximale Bewegungsausschlag wurde jedoch in der visuellen Datenanalyse der Cine True FISP-Sequenz Bilder sowie in der grafischen Auswertung mittels der MRT M-Mode Software eindeutig identifiziert.

Die Datenprüfung lässt vermuten, dass das Herzwandbewegungsanalyseprogramm überwiegend das Rauschen der Sequenz gemessen hat. Es wurden viele kleine, schwankende Messwerte in alle Richtungen des Spinalkanals aufgenommen. In Abbildung 9 wurde exemplarisch die Bewegung der Myelons aller Probanden nach anterior herausgegriffen, weil hier die meiste Bewegung vermutet wird.

Trotz des Rauschens scheint die Tendenz der tatsächlichen Bewegung detektiert worden zu sein. Analog zu dem visuellen Eindruck und der manuellen Messung lag die hauptsächliche Bewegung mittels der kardialen Software in anterior-posteriorer Richtung. Dies verdeutlicht das Kreisdiagramm der Abbildung 10.

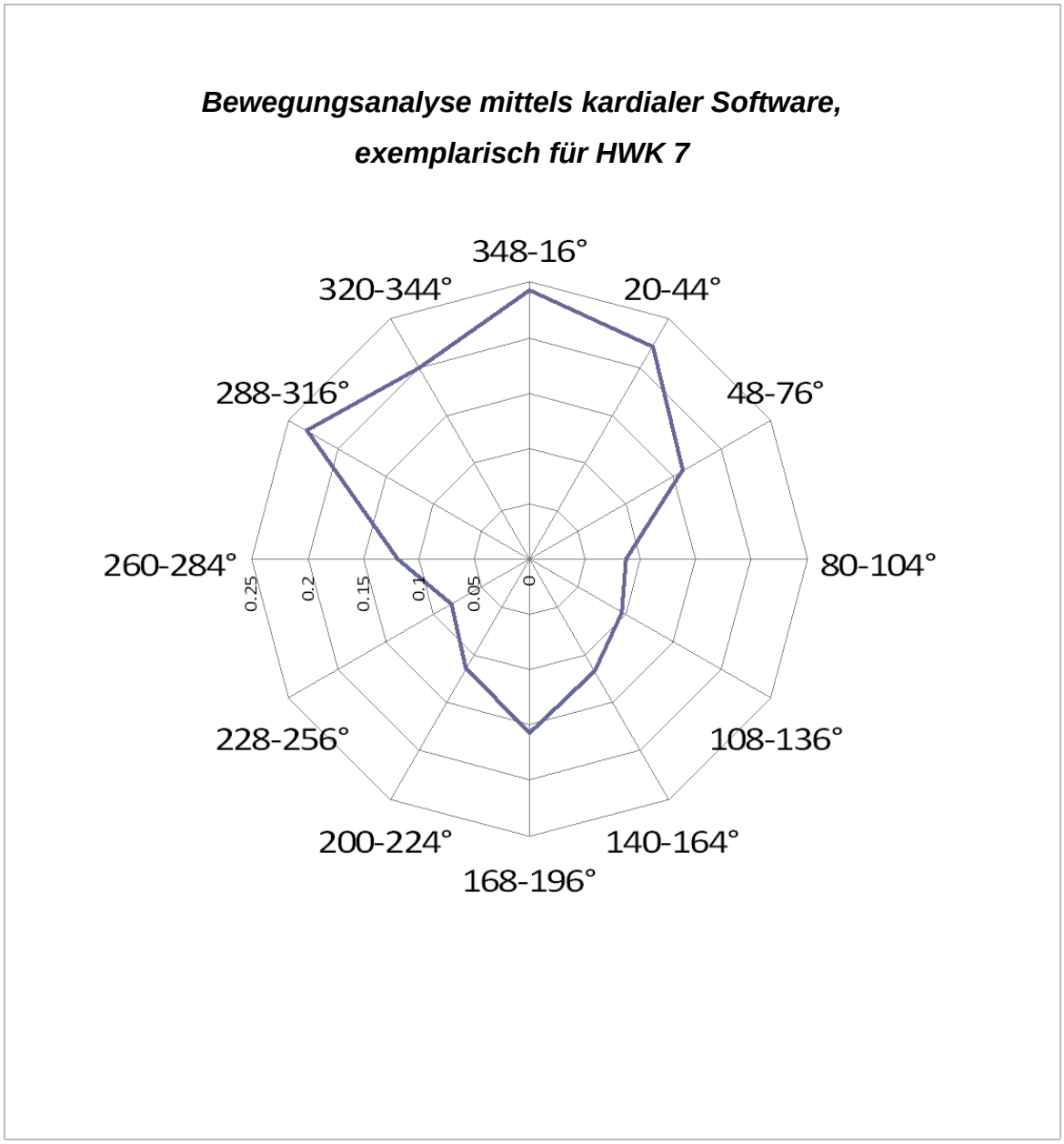


Abbildung 10: Auswertung der Cine True Fast Imaging with Steady-State Precession (FISP)-Sequenz mittels kardialer Software von 12 Probanden. Bewegungsanalyse des Myelons im Spinalkanal auf Höhe Halswirbelkörper (HWK) 7. Ein Kreislinienabstand entspricht 0,05 mm. Die 0°-Marke entspricht anterior, die 90°-Marke entspricht links lateral, die 180°-Marke posterior und die 270°-Marke rechts lateral. Die Kurve zeigt die Myelonbewegung. Erstellt aus Differenzwerten von Abstandsminimum und Abstandsmaximum zwischen Myelon und knöcherner Spinalkanal, gemittelt über 12 Probanden. Die größte Myelonbewegung erfolgte nach anterior (348-16°).

3.1.3. Manuelle quantitative Bestimmung der anterior-posterioren Bewegung des Myelons

Es wurde mittels dieser Messmethode die anterior-posteriore Bewegung des Myelons erfasst. Gemessen wurde bei maximalem Bewegungsausschlag des Myelons. (vgl. Abbildung 3) Nicht bei allen Bilddaten war aufgrund von Artefakten eine quantitative Auswertung möglich. Von insgesamt 13 Probanden konnten auf Wirbelsäulenhöhe HWK 4 zehn Probanden, auf HWK 7 neun Probanden, auf BWK 8 sechs Probanden und auf BWK 12 elf Probanden ausgewertet werden.

Auf Höhe HWK 4 betrug die maximale Abstandsdifferenz bei einem Probanden nach anterior und posterior jeweils 0,06 cm und die minimale Abstandsdifferenz 0,01 cm nach anterior und keine messbare Bewegung (0,00 cm) nach posterior.

Auf Höhe HWK 7 war die maximale Abstandsdifferenz anterior von 0,06 cm und posterior von 0,07 cm zu messen, wobei die minimale Differenz anterior bei 0,03 cm und posterior wiederum bei 0,00 cm lag.

Auf Höhe BWK 8 fanden sich die größten Ausschläge. Das Maximum betrug auf dieser Höhe sowohl anterior als auch posterior 0,08 cm. Das Minimum lag jeweils bei 0,03 cm. Hier fand die betragsmäßig größte Bewegung von 0,08 cm über alle gemessenen Abschnitte der Wirbelsäule statt.

Auf Wirbelkörperhöhe BWK 12 waren die geringsten Werte zu messen: das Maximum lag bei jeweils 0,05 cm anterior und posterior und das Minimum bei 0,01 cm nach anterior und 0,00 cm wiederum in posteriore Richtung.

Diese Werte aufgetragen für die einzelnen Probanden auf den unterschiedlichen Höhen zeigt Tabelle 2.

Tabelle 2: Abstandsdifferenzwerte zwischen Myelon und knöchernen Spinalkanal manuell ermittelt in Zentimetern auf verschiedenen Wirbelkörperhöhen. anterior: Abstandsdifferenz nach anterior; posterior: Abstandsdifferenz nach posterior, (-): Messung war nicht möglich, (+): maximale Bewegung für den einzelnen Probanden. HWK = Halswirbelkörper, BWK = Brustwirbelkörper.

Proband 1	**HWK 4**	**HWK 7**	**BWK 8**	**BWK 12**
anterior (cm)	0,02	0,04 (+)	-	0,03
posterior (cm)	0,02	0,03	-	0,04 (+)
Proband 2				
anterior (cm)	-	-	-	0,02 (+)
posterior (cm)	-	-	-	0,00 (+)
Proband 3				
anterior (cm)	0,01	0,06 (+)	-	0,05
posterior (cm)	0,00	0,05 (+)	-	0,04
Proband 4				
anterior (cm)	0,04	0,06 (+)	0,05	0,02
posterior (cm)	0,04	0,07	0,08 (+)	0,00
Proband 5				
anterior (cm)	0,05 (+)	0,03	-	-
posterior (cm)	0,06 (+)	0,00	-	-
Proband 6				
anterior (cm)	0,05 (+)	-	0,04	0,03
posterior (cm)	0,05 (+)	-	0,03	0,01
Proband 7				
anterior (cm)	0,03	0,04 (+)	-	-
posterior (cm)	0,03 (+)	0,01	-	-
Proband 8				
anterior (cm)	0,06	0,05	0,08 (+)	0,02
posterior (cm)	0,04	0,03	0,08 (+)	0,03
Proband 9				
anterior (cm)	0,05 (+)	-	0,05 (+)	0,02
posterior (cm)	0,06 (+)	-	0,03	0,05
Proband 10				
anterior (cm)	-	0,04 (+)	0,03	0,04 (+)
posterior (cm)	-	0,03 (+)	0,03 (+)	0,03 (+)
Proband 11				
anterior (cm)	0,01	0,03 (+)	-	0,03 (+)
posterior (cm)	0,01	0,01	-	0,03 (+)
Proband 12				
anterior (cm)	-	-	-	0,01 (+)
posterior (cm)	-	-	-	0,04 (+)
Proband 13				
anterior (cm)	0,03	0,05	0,07 (+)	0,02
posterior (cm)	0,02	0,03	0,05 (+)	0,02

Die Zeitpunkte des Myelonausschlags, also der maximalen Bewegung gibt Abbildung 11 wieder. Diese fand am häufigsten zwischen Phase 7 bis 13 statt, was 28-52 % des Herzzyklus entspricht. Auf zervikaler Höhe lag der Zeitpunkt tendenziell etwas früher als in den kaudalen Abschnitten der Wirbelsäule.

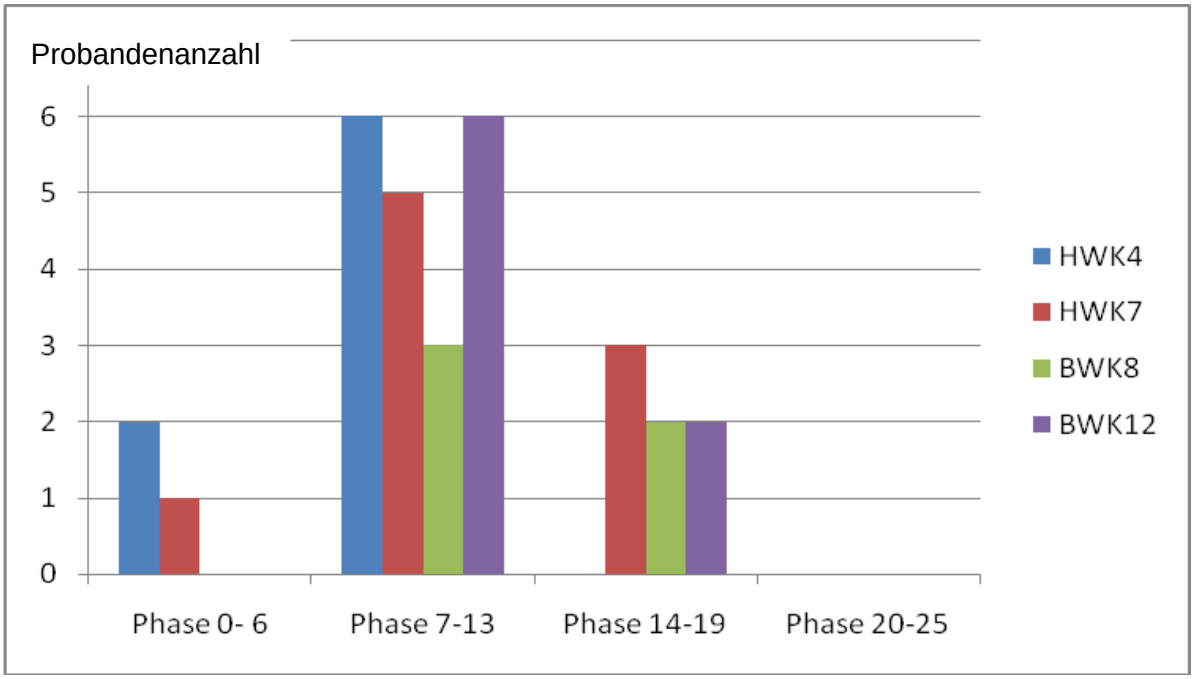


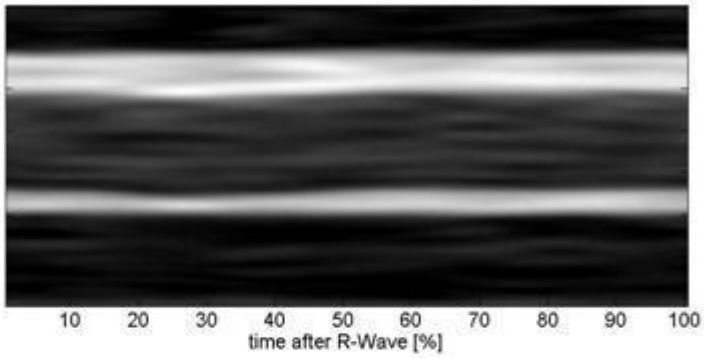
Abbildung 11: x-Achse: Manuelle Auswertung der Cine True Fast Imaging with Steady-State Precession (FISP)-Sequenz. x-Achse: Zeitpunkte (Phasen) bei maximaler Auslenkung des Myelons, aufgeschlüsselt nach Höhe der Wirbelsäule. Y-Achse: Anzahl der Probanden mit maximaler Bewegung auf den jeweiligen Höhen. Die maximale Auslenkung liegt für die meisten Probanden und Wirbelsäulenhöhen bei Phase 7 bis 13. HWK = Halswirbelkörper, BWK= Brustwirbelkörper

3.1.4. Grafische Bewegungsdarstellung des Myelons mittels MRT M-Mode Software

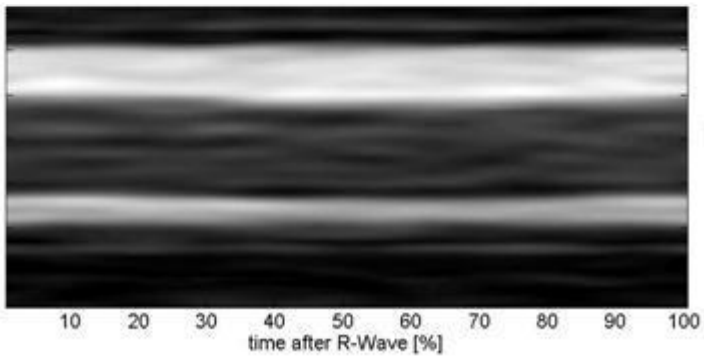
Die Betrachtung der MRT M-Mode Bilder bei allen Probanden ergab folgende Ergebnisse: Bei einem Probanden war auf Höhe BWK 8 aufgrund von störenden Artefakten keine Grafik zu erstellen. Bei den restlichen 12 Probanden war eine Grafikerstellung auf allen Höhen möglich. Eine eindeutige Visualisierung der Myelonbewegung war mit dieser Darstellungstechnik bei nur 7 Probanden mög-

lich. Bei diesem Probanden war jedoch nicht immer auf allen 4 Höhen (HWK 4 und 7 sowie BWK 8 und 12) eine Myelonbewegung darstellbar. Dies hing einerseits von der tatsächlichen Bewegung, andererseits auch von der Qualität der Bilder ab. Die Abbildung 12 zeigt beispielhaft die Bewegung des Myelons eines Probanden auf den verschiedenen Wirbelsäulenhöhen innerhalb eines Herzzyklus.

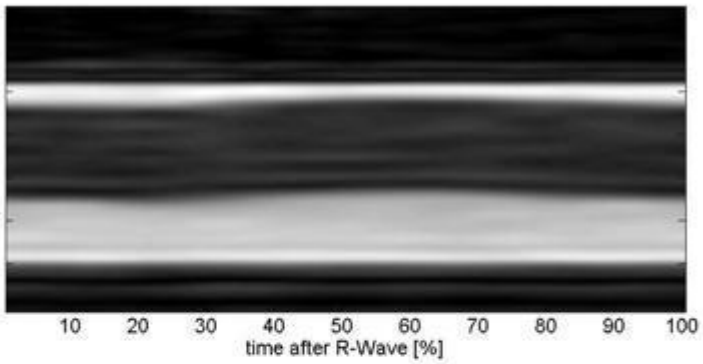
HWK 4



HWK 7



BWK 8



BWK 12

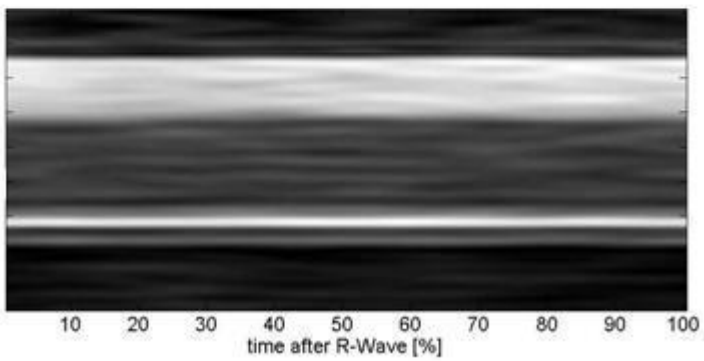


Abbildung 12: MRT M-Mode Auswertung von der Cine True Fast Imaging with Steady-State Precession (FISP)-Sequenz der Myelonbewegung eines Probanden über einen Herzzyklus. Der Herzzyklus ist dargestellt in Prozent auf den Höhen (von oben nach unten) Halswirbelkörper (HWK) 4 und 7, sowie Brustwirbelkörper (BWK) 8 und 12. Der graue Streifen jeweils in der Mitte eines Bildes stellt das Myelon dar. Es wird von zwei hellen Streifen flankiert, die dem Liquor entsprechen. Die äußeren Abschlüsse (dunkle Streifen) bildet der knöcherne Spinalkanal. Es ergibt sich auf der y-Achse ein Schnitt durch den Spinalkanal von anterior (im Bild oben) nach posterior (im Bild unten). Die x-Achse stellt eine Zeitachse dar und ist aus den 25 Phasen des Cine True FISP Films zusammengesetzt, was einem Herzzyklus entspricht. Time after R-Wave (Zeit nach der R-Zacke im Elektrokardiogramm des Probanden) in Prozent.

Bei den 7 Probanden ergab sich ein sehr heterogenes Bild über den Zeitpunkt des Myelonausschlags im Herzzyklus. Die maximale Bewegung fand auf Höhe HWK 4 im Mittel bei 28 % des Herzzyklus, auf HWK 7 bei 47 % des Herzzyklus, bei BWK 8 bei 50 % des Herzzyklus und bei BWK 12 bei 41 % des Herzzyklus statt.
Tabelle 3 zeigt die Auswertung der MRT M-Mode Methode von den auswertbaren sieben Probanden im Vergleich zur visuellen Cine Sequenz Auswertung hinsichtlich der Pulsationsrichtung und des Zeitpunkts der maximalen Pulsation im Herzzyklus. Beide Verfahren stimmten in ihren Ergebnissen gut überein.

Tabelle 3: Bewegungszeitpunkt und Bewegungsrichtung des Myelons für den Maximalausschlag. Vergleich von M-Mode und Cine-Mode Auswertung der Cine True Fast Imaging with Steady-State Precession (FISP)-Sequenz auf vier Höhen der Wirbelsäule. HWS = Halswirbelsäule, BWS= Brustwirbelsäule. Verglichen werden der Zeitpunkt der Maximalbewegung des Myelons in Prozent des Herzzyklus und die Bewegungsrichtung.

	M-Mode	**Cine Mode**	**M-Mode**	**Cine Mode**	**M-Mode**	**Cine Mode**	**M-Mode**	**Cine Mode**
	HWK 4		**HWK 7**		**BWK 8**		**BWK 12**	
Proband 1	posterior 30 %	posterior 32 %	-	posterior 52 %	anterior 50 %	-	anterior 40 %	-
Proband 3	-	posterior 16 %	posterior 55 %	posterior 64 %	-	-	anterior 55 %	anterior 60 %
Proband 4	posterior 30 %	posterior 24 %	posterior 40 %	posterior 56 %	anterior 45 %	anterior 48 %	-	anterior 36 %
Proband 6	-	postero-anterior 32 %	-	-	-	anterior 56 %	anterior 35 %	anterior 56 %
Proband 8	posterior 25 %	posterior 28 %	posterior 45 %	posterior 56 %	anterior 55 %	anterior 60 %	anterior 45 %	anterior 48 %
Proband 11	-	-	-	posterior 28 %	-	-	anterior 30 %	anterior 32 %
Proband 13	-	posterior 60 %	-	posterior 12 %	anterior 50 %	anterior 48 %	anterior 40 %	anterior 48 %
Durch-schnitt	**28,3 %**	**32 %**	**46,7 %**	**45 %**	**50 %**	**53 %**	**40,8 %**	**47 %**

Die Abbildung 13 vergleicht nochmals die 2 Methoden Cine-Mode und MRT M-Mode in Bezug auf den Zeitpunkt (in % des Herzzyklus) der Bewegung des Myelons auf jeweiligen Höhen der Wirbelsäule. Es wurden die Mittelwerte der Bewegungszeitpunkte verwendet. Es zeigte sich, dass die Methoden zu ähnlichen Ergebnissen führen. Die Bewegung auf Höhe HWK 4 erfolgte früher als auf den restlichen Abschnitten des Myelons. Die Bewegung auf BWK 12 erfolgte früher als auf Höhe BWK 8. Zu beachten sind noch die Pulsationsrichtungen (vgl. Tabelle 3).

Hier wurde deutlich, dass die Pulsation auf Höhe HWK 4 und 7 vornehmlich nach posterior und auf Höhe BWK 8 und 12 in der Mehrzahl der Fälle nach anterior erfolgt. Dies war ersichtlich sowohl mit der M-Mode als auch mit der Cine-Mode Methode.

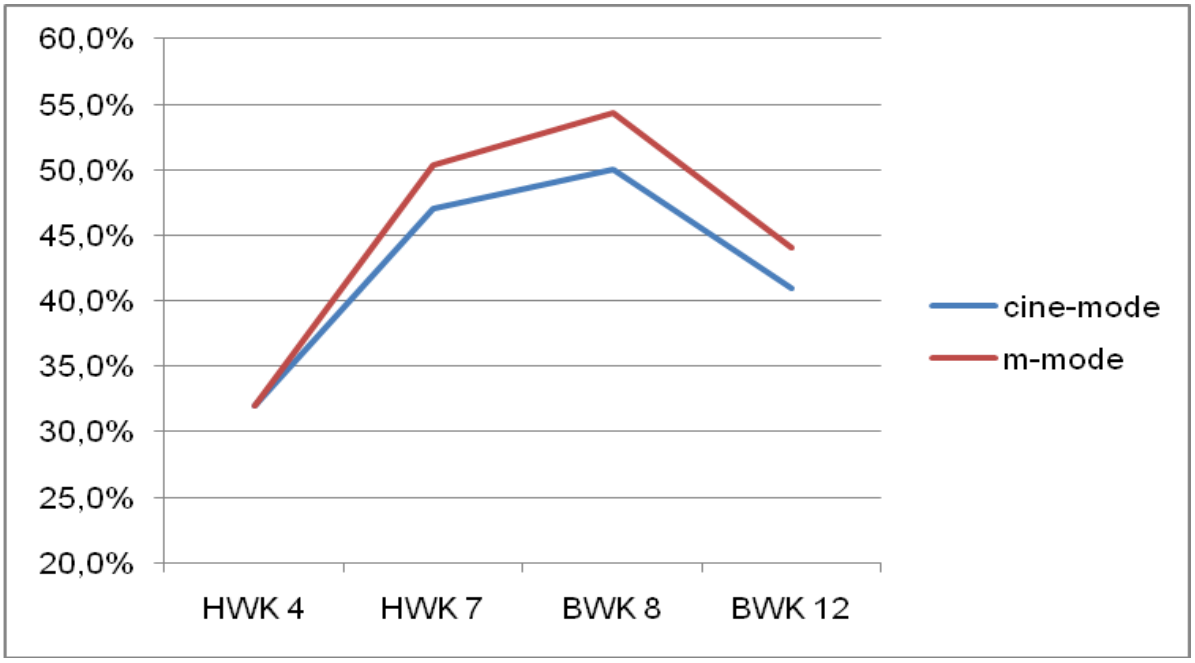


Abbildung 13: Vergleich von Cine-Mode und M-Mode Methode in Bezug auf den Zeitpunkt der maximalen Bewegung des Myelons auf den vier verschiedenen Wirbelsäulenkörperhöhen im Herzzyklus (in Prozent). HWK = Halswirbelkörper, BWK = Brustwirbelkörper. Der Zeitpunkt ist in Prozent des Herzzykluses angegeben. Maximale Bewegung im Cine-Mode Auswertung bei 50,0% des Herzzykluses, Maximale Bewegung in M-Mode Auswertung bei 54,4% des Herzzykluses.

3.2. Quantitative Bestimmung der kranio-kaudalen Bewegung des Myelons mittels Phasenkontrastsequenz

Es wurden Phasenkontrastaufnahmen auf Halswirbelsäulen- und Brustwirbelsäulenebene gemacht. Exemplarisch erfolgten die Messungen bei allen 13 Probanden auf HWK 4 und BWK 8. Aufgrund von Artefaktbildung mussten nicht verwertbare Daten aussortiert werden. Es ergaben sich 10 vollständige Datensätzen für die HWS- und BWS-Darstellung.

Mittels der zweidimensionalen (2-D) Phasenkontrastsequenz wurden Geschwindigkeiten des Myelons über den Herzzyklus auf den 2 Wirbelkörperhöhen dargestellt. Positive Geschwindigkeiten gaben eine kaudo-kraniale Richtung und negative Geschwindigkeiten eine kranio-kaudale Bewegungsrichtung an. Es zeigte sich, dass das Myelon nach der, durch die R-Zacke des EKGs definierten Systole eines Herzzyklus, zuerst eine kranio-kaudale Bewegung mit großer Geschwindigkeit vollzieht, die gefolgt wird von alternierenden Kranial- und Kaudalpendelbewegungen mit geringer werdenden Geschwindigkeiten. Im Folgenden (Abbildungen 14 und 15) sind die Mittelwerte der Myelongeschwindigkeit aller 10 Probanden auf Höhe der HWS und BWS dargestellt.

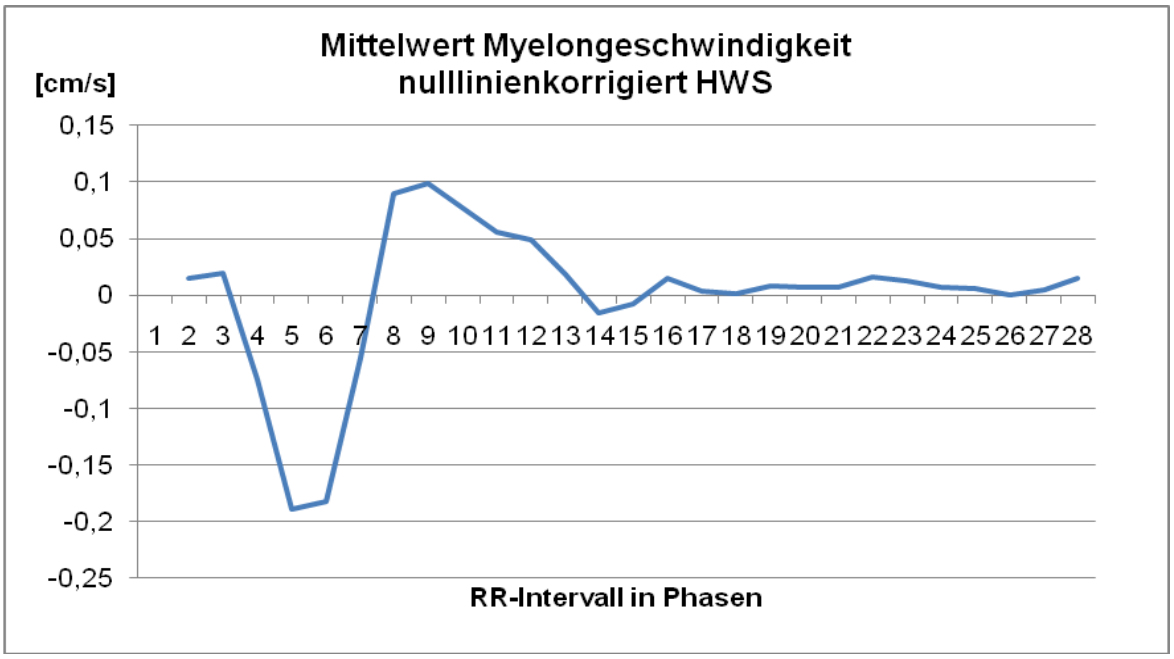


Abbildung 14: Messungen mittels Phasenkontrast. Mittelwert der Myelongeschwindigkeit von 10 vollständigen Datensätzen nulllinienkorrigiert auf Halswirbelsäulenebene im Phasenverlauf (27 Phasen). HWS = Halswirbelsäule.

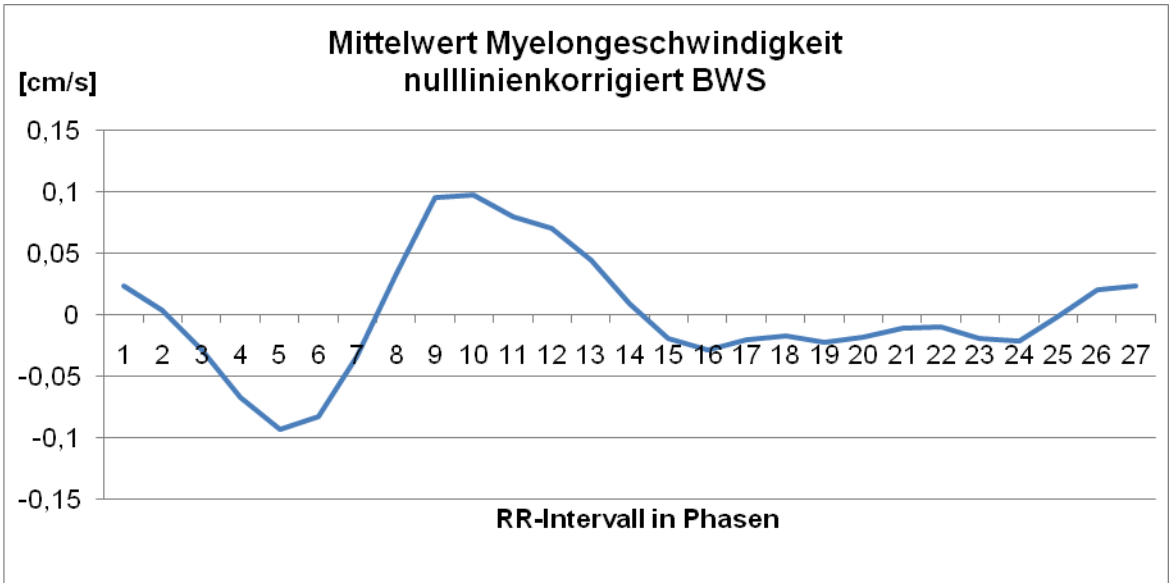


Abbildung 15: Messungen mittels Phasenkontrast. Mittelwert der Myelongeschwindigkeit von 10 vollständigen Datensätzen nulllinienkorrigiert auf Brustwirbelsäulenebene im Phasenverlauf (27 Phasen). BWS = Brustwirbelsäule.

Auf Halswirbelsäulenebene lagen die über alle Probanden gemittelten und nulllinienkorrigierten Geschwindigkeiten zwischen 0,007 mm/s und 1,889 mm/s. Auf Brustwirbelsäulenebene wurden gemittelte, nulllinienkorrigierte Geschwindigkeiten zwischen 0,016 mm/s und 0,972 mm/s gemessen.
Die daraus berechneten Myelonbewegungen ergaben auf Halswirbelsäulenhöhe im Mittel über alle Probanden durchschnittlich 0,24 mm und auf Brustwirbelsäulenhöhe 0,22 mm.

Im Vergleich von den Myelongeschwindigkeiten beider Ebenen (vgl. Abbildung 16) wird grafisch ersichtlich, dass auf HWS-Ebene die Geschwindigkeiten höher waren.

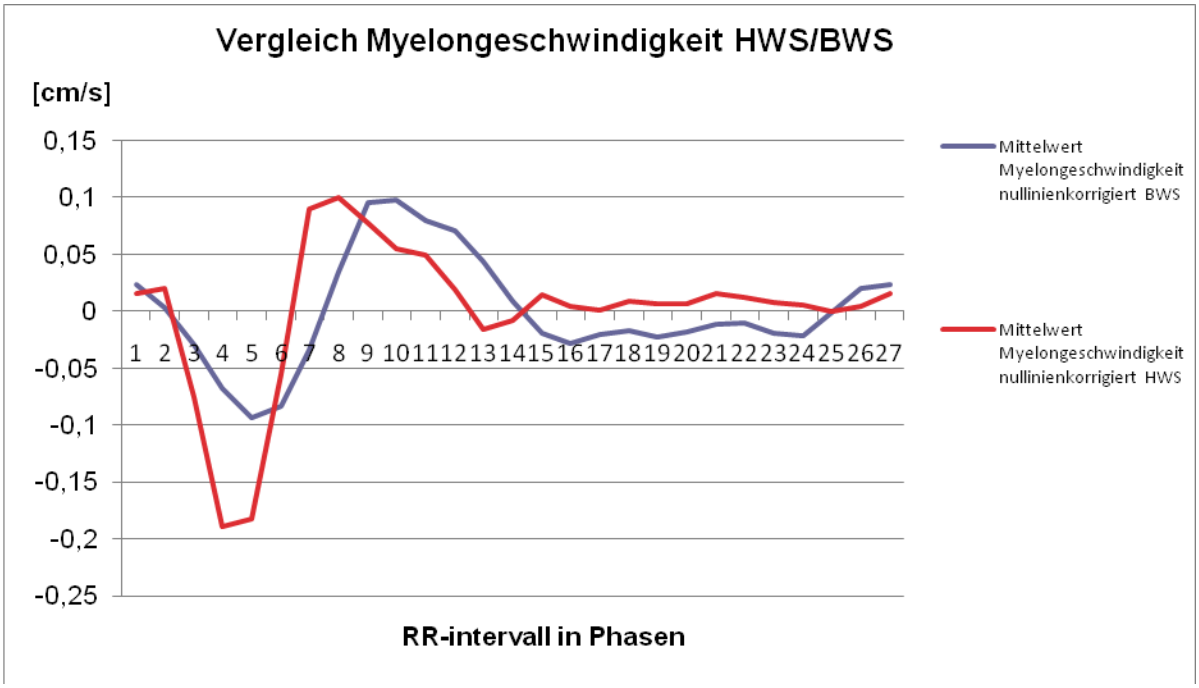


Abbildung 16: Messungen mittels Phasenkontrast. Vergleich der Myelongeschwindigkeiten auf Höhe HWK (Halswirbelkörper) 4 und BWK (Brustwirbelkörper) 8 im Phasenverlauf. Mittelwerte von 10 Probanden nulllinienkorrigiert. HWS = Halswirbelsäule, BWS = Brustwirbelsäule.

Die nachfolgende Abbildung 17 zeigt den Vergleich der Werte der Myelonbewegung auf Halswirbelsäulen- und Brustwirbelsäulenebene. Die Werte wurden über alle 10 Probanden gemittelt und über einen Herzzyklus (27 Phasen in Phasenkontrastsequenz) dargestellt.

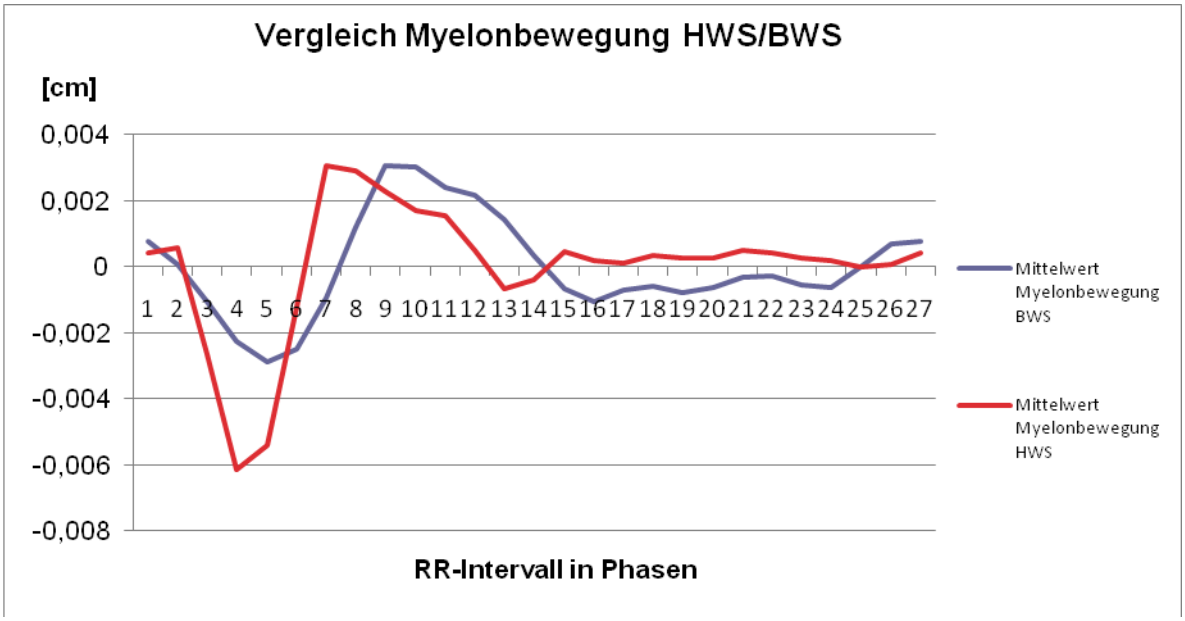


Abbildung 17: Messungen mittels Phasenkontrast. Vergleich der Myelonbewegung auf Höhe von der HWS (Halswirbelsäule) und BWS (Brustwirbelsäule) im Phasenverlauf. Mittelwerte von 10 Probanden nulllinienkorrigiert.

Die maximale durchschnittliche Bewegung betrug auf Halswirbelsäulenebene 0,061 mm und auf Brustwirbelsäulenebene 0,029 mm. Die vertikale Bewegung ist also auf der HWS-Ebene größer als auf BWS-Ebene. Es ist ebenfalls aus der Abbildung ersichtlich, dass die Bewegung kranial früher begann und erst etwas später auf BWS-Ebene erfolgte.

3.3. Zusammenfassung der Ergebnisse

Das Myelon bewegt sich sowohl auf transversaler Ebene in anterior-posteriore als auch in der vertikalen Achse in kranio-kaudale Richtung. Auslenkungen nach lateral auf transversaler Ebene waren sehr gering und wurden mit den angewandten Messmethoden nicht erfasst.

In kranio-kaudaler Richtung war das Bewegungsausmaß in den Halswirbelabschnitten größer als auf tiefer gelegenen Wirbelsäulenabschnitten. Dabei betrug die addierte, mittlere Myelonbewegung aller Probanden auf Halswirbelsäulenebene über alle Phasen gemittelt 0,24 mm. Auf Höhe der Brustwirbelsäule betrug die addierte, durchschnittliche kranio-kaudale Bewegung über alle Phasen gemittelt 0,22 mm. Der größte für sich genommene Bewegungsausschlag betrug zervikal über die Probanden gemittelt 0,061 mm, dagegen lag der größte gemittelte thorakale Ausschlag bei 0,029 mm.

Auf transversaler Ebene fand die stärkste Bewegung bei einem Probanden auf Höhe der Brustwirbelsäule statt. Diese betrug maximal nach anterior und posterior jeweils 0,80 mm.

Alle Methoden bestätigten, dass der Maximalausschlag des Myelons zuerst zervikal stattfand und erst zu einem späteren Zeitpunkt des Herzzyklus thorakal auftritt. Bei manueller Auswertung (Cine Mode) ergab sich der anterior-posteriore Bewegungsimpuls auf Halswirbelsäulenhöhe im Mittel bei 36 % des Herzzyklus und im Brustwirbelbereich im Mittel 48 % des Herzzyklus. Dies entsprach auch den MRT M-Mode Ergebnissen. Hier ergab die Datenanalyse einen Bewegungausschlag, gemittelt über alle Probanden, bei 38,5 % des Herzzyklus auf HWS- und bei 50 % des Herzzyklus auf BWS-Ebene. In der Betrachtung der Videosequenz und bei der manuellen Auswertung zeigte sich die Myelonbewegung zusammengesetzt aus einem kurzen schnellen weit ausschlagenden Impulsausschlag und in den üb-

rigen Phasen des Herzzyklus mit langsamen geringfügigen Bewegungen (vgl. Abbildung 6).

Auch die Auswertung der Phasenkontrastsequenzen zeigte einen früheren kraniokaudalen Ausschlag des Myelons in zervikalen Anteilen als auf Brustwirbelsäulenebene. Der maximale Ausschlag lag zervikal im Mittel in Phase 4, wobei thorakal der maximale Ausschlag gemittelt über alle Probanden in Phase 5 stattfand. Dies lässt vermuten, dass die Hauptbewegung von zervikal ausgeht und das Myelon in kaudal gelegenen Abschnitten nachschwingt.

4. Diskussion

4.1. Diskussion von Material und Methoden

4.1.1. Probanden

Die Studie umfasste eine Gruppe von 13 Probanden. Dieser Umfang entsprach vergleichbaren Studien [7,11,13,17,26,29,34]. Der Anspruch der Studie, verschiedene MRT-Methoden zur Quantifizierung der Rückenmarksbewegung zu erproben, konnte mit dieser Anzahl von Probanden erfüllt werden.

Es wurde eine homogene Gruppe von Probanden rekrutiert. Alle Probanden bildeten eine einheitliche, junge Altersgruppe. Von Vorteil war die dadurch bestehende gute Vergleichbarkeit der Daten. Das Durchschnittsalter von 24 Jahren ließ Einflussvariablen, wie zum Beispiel altersdegenerative Veränderungen, unbedeutender werden. Bewegungsschwankungen des Myelons konnten somit als natürliche Ergebnisbandbreite dieser Gruppe gewertet werden.

Nachteile der im Alter einheitlichen Probandenauswahl waren, dass sie nicht als repräsentativ gegenüber der Normalbevölkerung bewertet werden konnten. Zudem erlaubte dies auch die geringe Anzahl von Probanden nicht. Um Aussagen über die Normalverteilung der Myelonbewegung in der Bevölkerung zu machen, bedürfte es eines größeren, mit statistischen Methoden ermittelten Probandenkollektivs. Die Erfassung von Standardwerten der Normalbevölkerung war nicht Ziel dieser Arbeit. Die Erprobung bestimmter Methoden auf ihre Tauglichkeit zur Detektion der Myelonbewegung war indes möglich. Es konnten außerdem mithilfe der Studie orientierende Aussagen über das Ausmaß der Bewegung des Myelons gemacht werden. Auch eine Charakterisierung der Bewegung, Richtung und des Zeitpunkts der Bewegung im Herzzyklus war möglich.

Die kleine Probandenanzahl ließ artefaktbesetzte Messungen stärker ins Gewicht fallen. Nicht verwertbare Datensätze wurden aus der Analyse ausgeschlossen.

Vorteile der überschaubaren Anzahl der Probanden war, dass alle Messungen innerhalb kurzer Zeit erfolgen konnten, die Messungen von einer Medizinisch Technischen Assistentin (MTA) durchgeführt werden konnten und dadurch personenabhängige Messunterschiede vermieden wurden. Die Probanden erhielten eine einheitliche Betreuung, die externen Studienbedingungen blieben somit gleich.

4.1.2. Eignung der Sequenzen

4.1.2.1. Cine True FISP- und andere SSFP-Sequenzen

Im Fokus der vorliegenden Arbeit stand die Cine True FISP-Sequenz. Die Flusssensibilität (Flow sensitivity) der SSFP-Sequenzen und die Eignung derer zur Bewegungsdetektion wurde bereits in der Literatur beschrieben [1,15,20,27,29,31]. Ziel der Studie war es zu prüfen, ob die Cine True FISP-Sequenz eine Möglichkeit ist, die Pulsationsbewegungen des Myelons darzustellen und das Ausmaß der Bewegung zu quantifizieren.

Die Steady-State Free Precession (SSFP)-Sequenzen sind ungespoilte Gradientenecho (GRE)-Sequenzen, die sich aufgrund ihrer Sequenz-Eigenschaften gut für die vorliegende Fragestellung eignen. Ein Vorteil der SSFP-Sequenzen ist das hohe Kontrast-zu-Rausch Verhältnis (Contrast-to-Noise-Ratio, CNR) [1,6]. Die True FISP-Sequenz ist eine T2-gewichtete Sequenz. Sie eignet sich sehr gut zur Darstellung von Gewebe, das in Flüssigkeit gebettet ist. Optimal ist Gewebe mit den Eigenschaften von Muskel- oder Nervengewebe, das an Blut- oder Liquorräume grenzt. Daher ist die True FISP-Sequenz optimal geeignet für die Darstellung des Rückenmarkkanals, da hier ein guter Kontrast von Myelon zu Liquor gegeben ist. Andere spezielle SSFP-Sequenzen wurden bereits verwendet, um ähnliche Begebenheiten zu untersuchen, wie beispielsweise die Fast Imaging Employing Steady-State Acquisition (FIESTA)-Sequenz bei der Darstellung von Kleinhirntonsillenbewegung während eines Herzzyklus [4,5].

Ein weiterer Vorteil ist, dass Liquor in der True FISP-Sequenz hohe Signalintensitäten, das Myelon, knöcherne Anteile und Bänderanteile im Spinalkanal jedoch ge-

ringe Signalintensitäten abgeben. Aufnahmen in guter Auflösungsqualität mit hohem Kontrast wurden möglich, so dass auch sehr kleine arachnoidale Strukturen detektiert und dargestellt werden konnten (vgl. Abbildungen 7 und 8).
Auch Hoffmann verwendete eine SSFP-Sequenz. In dieser verglich er eine retrograd EKG-getriggerte reverse Fast Imaging with Steady-state Precession (PSIF)-Sequenz mit einer Spine-Echo-Sequenz. Die PSIF konnte zu 25 % besser zwischen intrakraniellen Zysten und benachbarten vergrößerten Liquorräumen unterscheiden [18]. Dass sehr feine Strukturen besser mittels der T2-gewichteten True FISP-Sequenz abgegrenzt werden können, zeigte auch Schmitz bei einem Vergleich mit einer T1-gewichteten Gradientenecho-Sequenz, der dreidimensionalen Magnetization Prepared Rapid Gradient-Echo (MPRAGE)-Sequenz [30].

Ein weiterer Vorzug der True FISP-Sequenz ist die sehr kurze Aufnahmezeit. Die Repetitionszeit ist sehr kurz (TR = 2-5 ms), da bei einer GRE-Sequenz der zeitraubende 180°-Impuls wegfällt. Die Anregung erfolgt nur durch die Gradientenspulen. Durch kurze Aufnahmezeiten fallen Bewegungsartefakte weniger ins Gewicht, außerdem werden durch die kurze Akquisitionszeit Aufnahmen im Cine-Modus erst möglich.

Zwar erlauben es auch andere Sequenzen, Bewegungen über die Zeit aufzunehmen [7,22,28,33], jedoch ist bisher keine Sequenz in ihrer anatomischen Darstellung derart detailliert wie die Cine True FISP-Sequenz.
Bei einer guten Auflösung und gutem Kontrast sind quantitative Aussagen durch eine Abgrenzung der verschiedenen Gewebearten voneinander möglich. In transversaler Schnittführung kann man sehr gut die anatomischen Aufhängestrukturen des Myelons erkennen, sowie die abgehenden Nervenwurzeln, die sich im Cine-Modus mit der Myelonpulsation rhythmisch mitbewegen. Bei den Aufnahmen der Studie war eine Abgrenzung zwischen Liquor und Nervengewebe qualitativ gut möglich, jedoch nicht immer mit den angewandten Methoden quantifizierbar.

Die Auswertung wurde durch die Artefaktbildung erschwert. Artefakte entstehen zum Beispiel bei Eigenbewegungen des Probanden. Angeregte Spins befinden sich bei Signaldetektion an anderer Stelle, was zu einer Art Verwischung führt. Da für die Messungen schnelle GRE-Sequenzen verwendet wurden, erfolgte die Signaldetektion sehr zeitnah. Die Eigenbewegung der Probanden fiel dadurch weniger ins Gewicht.
Zudem entstehen bei der Aufnahme von Liquorräumen Liquorflussartefakte. Bewegte Spins erfahren eine Phasenverschiebung. Sie werden also nicht rephasiert, wie stationäre Spins. Dieses Prinzip macht sich die Phasenkontrastsequenz zu Nutze, um Flussbewegungen messen zu können (vgl. 1.3.2.).
Bei Sequenzen, wie der True FISP-Sequenz, kann diese Phasenverschiebung stören. Die Phasen der Spins werden eigentlich auch zur Ortskodierung verwendet: Durch die Anlage eines Phasengradienten mit einer bestimmten Lamorfrequenz in Y-Richtung des Probanden, das heißt von ventral nach dorsal (von oben nach unten im Magnetresonanztomographen) werden die Spins alle in eine unterschiedliche Phase versetzt. Von oben nach unten nimmt die Phasenverschiebung zu. Um herauszufinden wo sich der Spin auf der Y-Achse befindet, detektiert der Rechner die Phasenabweichung. Eine genaue Ortsbestimmung des Spins wird dadurch möglich. Artefakte können entstehen, wenn für den Rechner unklar ist, ob die bestimmte Phasenabweichung durch Flussbewegung oder aufgrund der definierten Lage in der Y-Achse zustande kommt [36].

Weitere Störfaktoren können Trunkationsartefakte sein. Diese sind streifenförmige Artefakte, die sehr häufig bei der Wirbelsäulendarstellung vorkommen. Diesmal ist die Ortskodierung in die X-Richtung gestört. Sie entstehen an Grenzflächen, wie zum Beispiel dem Liquor und dem Myelon. Die Ortskodierung in X-Richtung erfolgt durch die Detektion unterschiedlicher Frequenzen. Jede Frequenz ist für ihre Lage auf der X-Achse spezifisch. Wenn die unterschiedlichen Frequenzen zur Ortskodierung ungenügend aufgenommen werden, kommt es zu solchen Artefakten.

Bei allen GRE-Sequenzen können auch vermehrt Suszeptibilitätsartefakte auftreten. Dies geschieht, wenn bestimmte Materialen magnetisiert werden und es zu Signalauslöschungen oder Bildverzerrungen kommt [36]. Zum Beispiel bei Metallimplantaten kann dies leicht passieren. Probanden mit solchen Implantaten wurden vorab von der Studienteilnahme ausgeschlossen. Es kann jedoch zu solchen Suszeptibilitätsartefakten auch an Phasengrenzen von unterschiedlichen Geweben kommen, wie zum Beispiel an Grenzbereichen von Knochen zu Muskel.

Je nachdem, wie schnell und regelmäßig die Abstände zwischen den RR-Intervallen waren, ergab sich bei den Cine True FISP-Sequenzen eine entsprechend qualitativ hochwertige oder minderwertigere Bildreihe. Je langsamer und regelmäßiger die Intervalle waren, desto hochwertiger wurden die Aufnahmen. Hier konnte die Filmsequenz über die Zeit mit regelmäßiger Bildabfolge zusammengestellt werden. Dann entstanden hochwertige Filme, mit denen detaillierte Aussagen über die Bewegungseigenschaften des Myelons gemacht werden konnten.

4.1.2.2. 2-D Phasenkontrastsequenz

Mittels der 2-D Phasenkontrast (PC)-Sequenz wurde die kranio-kaudale Myelonbewegung analysiert. So können Ergänzungen zu den Cine True FISP Messungen gemacht werden, die bisher nur die anterior-posteriore Bewegung betrachtet hatten.

Mittels der Phasenkontrastsequenz können Geschwindigkeiten der Myelonbewegung detektiert werden. Dies wurde bereits in anderen Studien in ähnlicher Weise erprobt [3,7,14,26]. Die Phasenkontrastsequenz ist die einzige MR-Methode, die Flussbewegungen mittels eines Cine Modus über die Zeit darstellbar macht. Vorteil ist, dass sie Signale von stationären Strukturen unterdrückt.

4.1.3. Auswertung der Cine True FISP-Sequenzen

Es wurden verschiedene Methoden der Bewegungsauswertung erprobt, deren Funktions- und Auswertungsprinzipien bereits vorgestellt wurden. Diese Messmethoden sollen in der weiteren Diskussion besprochen und bewertet werden.

4.1.3.1. Betrachtung der Cine True FISP-Videosequenz

In den Cine True FISP-Videosequenzen war die Bewegung des Myelons sehr gut sichtbar. Sie dienten der Orientierung und Kontrolle weiterer Auswertemethoden. Die kardiale Software stimmte nicht mit den visuellen Eindrücken überein, wobei die manuelle Messung und die MRT M-Mode Software in ihren Ergebnissen weitgehend mit den Beobachtungen der Videosequenzen übereinstimmten.
Bei der reinen Betrachtung der Videosequenzen sind keine quantifizierbaren Auswertungen möglich.
Die Cine True FISP-Videosequenz ist jedoch eine wertvolle Ergänzung der manuellen Auswertung und der MRT M-Mode Methode.
Bei der Betrachtung von sagittalen Videosequenzen der Probanden wird zum Teil mehr Bewegung auf weiteren Wirbelkörperhöhen sichtbar. In der vorliegenden Studie wurden zur besseren Vergleichbarkeit die Wirbelkörperhöhen HWK 4 und 7, sowie BWK 8 und 12 in den quantitativen Auswertungen betrachtet. Die vorliegenden Ergebnisse zeigen somit nicht die maximale Bewegung des Myelons. Die gleichen Bedingungen bei allen Probanden sollten die Myelonbewegung näher charakterisieren und Regelmäßigkeiten bzw. Unterschiede aufzeigen.
Wenn in Anwendung der in der vorliegenden Studie erhobenen Daten pathologische Myelonbewegungen bei Patienten untersucht werden sollen, so ist die sagittale Cine True FISP-Videosequenzen wegen der zu erwartenden höheren Sensitivität eine geeignete Methode.

4.1.3.2. Auswertung der Cine True FISP-Sequenzen mittels kardialer Software

Die Cine True FISP-Sequenz ist heute in der MRT-Herzdiagnostik eine etablierte Methode. SSFP-Sequenzen sind relativ unempfindlich gegenüber fließenden Ma-

terien. Zudem kann wegen des hohen T2- zu T1-Verhältnisses Blut sehr gut abgebildet werden. Es gibt ein hohes Signal und kann sehr gut von Herzmuskelgewebe abgegrenzt werden. So können mit kommerziellen Software-Programmen Aussagen über die Herzfunktionalität gemacht werden. Mittels spezieller Anwendungsprogramme werden Bewegungen des Herzens analysiert. Sowohl die regelmäßige Systolen-Diastolen-Bewegung, als auch eventuell abnorme Herzwandbewegungen können detektiert werden. Außerdem kann ein Flussprofil des Blutes erstellt werden. Insgesamt entsteht ein sehr detailliertes Bild über die Herzfunktion [1,31].

Die Nutzung der Software zur Analyse der Herzfunktion für die Quantifizierung der Bewegung des Myelons stellte sich als nicht günstig heraus. Die Bewegungsausmaße waren meist zu gering, als dass diese Methode zur Quantifizierung der Myelonbewegung geeignet gewesen wäre. Die Ausschläge in den Messwerten und der Grafiken geben das Rauschen der Aufnahmen wieder und nicht die Bewegung des Rückenmarks im Kanal. Auffallend war, dass mit steigender Bildqualität mehr Bewegung mit der kardialen Software gemessen werden konnte.

Die gemessenen Ergebnisse stimmten nicht mit den weiteren Methoden der Quantifikation, dem visuell gefassten Eindruck und den in der Literatur beschriebenen Messergebnissen überein [11,33,34].

Die kardiale Software ist eine in der klinischen Praxis konventionell verwendete Methode, um Herzwandbewegungen zuverlässig zu detektieren. Trotzdem scheint die Software nicht auf die Analyse von Myelonbewegungen übertragbar zu sein. Der Transfer von Herzwandbewegung/Herzkontraktion zur Myelonbewegung ist nicht uneingeschränkt möglich. Bei der diagnostischen Betrachtung des Herzens handelt es sich im Gegensatz zum Rückenmark um viel größere Strukturen und viel größere Bewegungen. Während das Myelon sich im Millimeterbereich bewegt, bestehen zwischen Herzdiastole und -systole transversale Ventrikeldurchmesserunterschiede im Zentimeterumfang. Artefaktbildungen fallen bei der Darstellung der Myelonbewegung viel mehr ins Gewicht. So ist davon auszugehen, dass die Software zwar in der Handhabung und im Funktionsprinzip geeignet wäre, jedoch müsste für die Myelonbewegung entweder eine Bewegungsdetektion erbracht

werden, die eine Artefaktbildung noch besser umgeht oder eine geeignete Software gefunden werden, die sich den Myelonbegebenheiten besser anpasst.

4.1.3.3. Manuelle Abstandmessung bei Cine True FISP-Sequenzen

Bei der manuellen Abstandmessung an der MRT Workstation wurden Transversalschnitte verwendet. Es konnten so Bewegungen in anteriore/ bzw. posteriore Richtung quantifiziert werden.
Aufgrund von Artefaktbildung (vgl. 4.1.2.) waren nicht alle Daten der 13 Probanden auf allen 4 Wirbelsäulenhöhen für diese Methode verwertbar. Die manuelle Auswertungsmethode ist für die Quantifizierung der Myelonbewegung gut geeignet, da Millimetermaße erfasst werden können. Es sind sehr kontrollierte Messvorgänge möglich, die kleinste Bewegungsänderungen berücksichtigen können. Natürlich steht dem Vorteil der sehr detaillierten Verarbeitung der Daten die Fehleranfälligkeit der subjektiven Datenbetrachtung durch die auswertende Person gegenüber.

Auch bei der manuellen Messung der Abstände im Spinalkanal ist die Bildqualität ein Einflussfaktor. Die visuell kontrollierte Messung und damit die Abgrenzung von Myelon zu Liquor oder Liquor zu Spinalkanal werden schwieriger, je schlechter die Auflösung ist. Von Bedeutung sind hier Partialvolumenartefakte. Signalintensitäten von verschiedenen Geweben werden nicht einzeln aufgelöst, sondern gemittelt. Das heißt an Grenzen von 2 Gewebearten werden diese nicht durch ein hyperintenses und hypointenses Signal klar abgegrenzt, sondern durch eine Mischung der Signale in einem Voxel dargestellt. Zu sehen ist ein graues Signal. Abgrenzungen werden dadurch ungenau, was zu Messfehlern führen kann.
Da diese Abgrenzungen bei den Messungen der Myelonbewegung wichtig waren, sowohl bei der Spinalkanal- zu Liquorgrenze als auch bei der Myelon- zu Liquorgrenze, spielten diese Partialvolumenartefakte zum Teil eine behindernde Rolle.

Die Auswertungen mittels manueller Abstandsmessung deckten sich sehr gut mit

den grafischen Ergebnissen der MRT M-Mode Methode. Die Zeitpunkte der maximalen Impulsbewegung des Myelons deckten sich weitgehend bei beiden Methodenauswertungen. Auch die Impulsrichtung der maximalen Bewegung stimmte in beiden Auswertungen überein. Die manuelle Methode zur Quantifizierung der Myelonbewegung war praktikabel durchführbar und eignete sich den Ergebnissen zu Folge sehr gut.

4.1.3.4. MRT M-Mode bei Cine True FISP-Sequenzen

Mittels der MRT M-Mode Methode wird die Myelonpulsation über die Zeit grafisch anschaulich dargestellt. Die Anwendung der MRT M-Mode Methode macht eine Richtungsbestimmung der Bewegung sowie Aussagen über den Pulsationszeitpunkt möglich. Es wurden die Cine True FISP-Sequenz Aufnahmen verwendet. So konnte ein Vergleich von MRT M-Mode und Cine-Mode Daten vorgenommen werden. Die Ergebnisse der Cine True FISP Filme deckten sich sehr gut mit der MRT M-Mode Auswertung.

Die Ermittlung genauer Zahlenwerte, somit eine genaue Quantifikation der Myelonbewegung ist mit dieser Methode jedoch nicht möglich. Der Kontrast zwischen Myelon und Liquor scheint bei der Darstellung über die Zeit zu schlecht. Obwohl die True FISP-Sequenz ein sehr hohes Kontrastvermögen aufweist, sind genaue Abgrenzungen in der MRT M-Mode Darstellung nicht möglich. Desweiteren hält die Software noch keine adäquaten Messoptionen bereit, die für das geringere Ausmaß der Myelonbewegung sinnvoll wären. Die MRT M-Mode Software wurde ursprünglich für das Ausmessen von Herzwandbewegungen konzipiert. Eine weitere Modifizierung des Programms könnte Messungen besser möglich machen.

Bei der MRT M-Mode Methode wird manuell eine Gerade durch das Myelon gelegt. In den vorliegenden Auswertungen wurde die anteriore bzw. posteriore Bewegung statisch auf einem Bild abgebildet (vgl. Abbildung 4). Vorteil ist, dass die Lage der Gerade und somit der Querschnitt über die Zeit beliebig gewählt werden kann. Jede beliebige Bewegungsrichtung kann über die Zeit grafisch dargestellt

werden. Dies ist sinnvoll, da die Richtung der maximalen Myelonbewegung von Proband zu Proband variiert. Der größte Ausschlag bewegt sich nicht immer streng nach anterior, sondern eventuell nach anterolateral um einige Grad versetzt. Diese Modifizierungsmöglichkeit in der Auswertung bietet Vorteile. Es bleibt jedoch zu bedenken, dass die Messungen dadurch nicht standardisiert und damit wiederum sehr abhängig von der auswertenden Person sind.
In der Theorie kann jede beliebige Bewegungsrichtung analysiert werden. Sind jedoch die Bewegungen sehr gering, reicht das Auflösungsvermögen für eine grafische Darstellung nicht aus.
Das Prinzip der MRT M-Mode Methode ist besonders gut geeignet für die Charakterisierung der Myelonbewegung. Es ist jedoch ein gewisses Bewegungsausmaß nötig, um diese auch darstellen zu können. Diese Methode kann derzeit nur zur grafischen Darstellung, jedoch nicht zur quantitativen Bestimmung von Bewegungen genutzt werden.

4.1.4. Auswertung der 2D-Phasenkontrastsequenz

Wir betrachteten exemplarisch 2 Orte entlang der Wirbelsäule. Die Myelongeschwindigkeiten wurden auf der Wirbelsäulenhöhe HWK 4 und BWK 8 erfasst. In Anbetracht des Zeitaufwandes sind mehr Aufnahmen in kürzeren Abständen entlang der Wirbelsäule in ihrem Nutzen fraglich. Auch hier kann die Cine True FISP Videosequenz bei bestimmten Fragestellungen als erste Orientierungsaufnahme dienen. Daraufhin kann die Phasenkontrastsequenz auf ausgesuchten Wirbelkörperhöhen gefahren werden.
Für den Vergleich der Myelongeschwindigkeiten von HWK- und BWK-Ebene stellte sich die Höhenauswahl als angemessen dar. Es konnten Bewegungsausmaße berechnet und Aussagen über den Zeitpunkt der Bewegung gemacht und miteinander verglichen werden. Eine Charakterisierung der Myelonbewegung über die Zeit und im Verlauf von kranial nach kaudal war mit der Phasenkontrastsequenz sehr gut möglich.

4.2. Diskussion der Ergebnisse

Die manuellen Messergebnisse der Myelonbewegung in anteriore und posteriore Richtung entsprachen aktuell einem maximalen Ausmaß von 0,80 mm auf Brustwirbelsäulenebene. Figley maß eine Maximalbewegungen gemittelt über 9 Probanden von 0,60 mm +/-0,34 SD mittels einer Turbo-FLASH-Sequenz [11]. Das Bewegungsausmaß war bei seiner Studie über alle Probanden betrachtet zervikal konstanter als auf Brustwirbelsäulenhöhe. Er stellte fest, dass die anterior-posteriore Bewegung zervikal geringer ausfiel als die thorakale. Dies entspricht auch den Messergebnissen der vorliegenden Untersuchung. Hier fand die größte anterior-posteriore Bewegung thorakal auf Höhe BWK 8 statt. Regelhaftere Bewegung des Myelons im zervikalen Bereich bestätigte nicht nur Figley, sondern auch Kohgo in seinen Untersuchungen mittels SPAMM Tagging-MRT [22]. Es liegen bislang aber keine weiteren Daten über das anterior-posteriore Bewegungsausmaß des Myelons vor. Die vorliegenden Daten stimmen mit den Daten von Figley gut überein und bestätigen die Methode der manuellen Auswertung der Cine True FISP-Sequenz.

Bei der Phasenkontrastsequenz wurden primär Flussgeschwindigkeiten und damit die Myelongeschwindigkeit in kranio-kaudaler Richtung gemessen. Hier ergaben sich maximale Geschwindigkeiten bei einzelnen Probanden zervikal von 4,83 mm/s und thorakal von 3,46 mm/s. Die Zahlenwerte und Geschwindigkeitsprofile stimmen mit denen der Literatur überein [3,7,10,14,26]. Enzmann, Brunelle und Mikulis verwendeten ebenfalls eine Phasenkontrastsequenz mit einem Empfindlichkeitsbereich von 2 cm/s. So wurden maximale Geschwindigkeiten von 1,5 mm/s bis zu 12 mm/s gemessen. In der Literatur sind Messungen zu der Hirnstammebene und zu verschiedenen Rückenmarksebenen zu finden [3,7,10,23,26]. Eine Studie von Brunelle untersuchte die Bewegung im Konusbereich des lumbalen Rückenmarks bei Kindern. Auch andere Methoden wie das Tagging kamen zu vergleichbaren Geschwindigkeitswerten [3,34].
Bezüglich des Geschwindigkeitsverlaufes wurde zumeist eine nach kaudal abnehmende Geschwindigkeit bestätigt [24,26]. Brunelle detektierte die größten Ge-

schwindigkeiten bei Kindern dagegen zum Teil thorakal und zum Teil lumbal [3]. Es gibt eine große Spannweite von Ergebnissen, die scheinbar auf viele Einflüsse zurückzuführen ist. Kohgo, Mikulis und Figley fanden Anhalte dafür, dass die Bewegung und Oszillation des Myelon von der physischen Begebenheit des Probanden abhängt [11,22,26].

Aus den Geschwindigkeiten kann die Strecke der Myelonbewegung errechnet werden. So können die Phasenkontrastsequenzen mit anderen Methoden, die primär die Bewegung detektieren, verglichen werden. Nach Umrechnung von Geschwindigkeiten in Strecke ergaben sich maximale kranio-kaudale Bewegungsmaße im Mittel über alle Probanden auf Halswirbelsäulenhöhe von 0,24 mm und auf Brustwirbelsäulenhöhe von 0,22 mm. Diese Werte deckten sich sehr gut mit Literaturangaben. Enzmann maß eine mittlere Myelonbewegung von 0,22 mm +/- 0,06 SD. Mikulis detektierte eine Bewegung zwischen 0,4-0,5 mm. Greitz betrachtete den Pons und erhielt Bewegungsausmaße von 0,13 mm, was am ehesten mit der Stammhirnbewegung von Enzmann 0,14 mm +/-0,13 SD zu vergleichen ist. Die Myelonauslenkung scheint größer zu sein als die des Hirnstamms. Dieses bestätigt auch der Vergleich mit verschiedenen Literaturquellen [7,9,26,33].

Diese Begebenheit scheint auch mit Liquorflussgeschwindigkeiten zusammenzuhängen. Der Liquorfluss nimmt zu, wenn er durch das Foramen magnum fließt. Dies wird durch das Hagen-Poiseuille-Gesetz erklärt. Das beschreibt Volumenstrom bei laminarer Strömung durch ein Rohr mit bestimmtem Durchmesser. Der Liquorfluss wird schneller je enger der Kanal ist. Ob deshalb das Myelon auch schneller wird, ist nicht geklärt. Der Zusammenhang zwischen Liquorfluss und Myelonbewegung ist dazu noch nicht hinreichend untersucht.
Eine Erklärung warum das zervikale Myelon schnellere Geschwindigkeiten erreicht als das Gehirn, finden Greitz und auch Jolesz im Impulserhaltungssatz: $p = m \cdot v$. Das heißt der Impuls p ergibt sich aus dem Produkt von Masse m und der Geschwindigkeit v. Bei abnehmender Masse im Übergang von Hirn zu Myelon, nimmt die Geschwindigkeit aufgrund der Impulserhaltung proportional zu [10,14,20,23].

Verschiedene Messungen zeigten, dass Liquorflussgeschwindigkeiten von zervikal nach thorakal zunehmen und hier am größten sind. Bei Freund et al. nahmen die Liquorflussgeschwindigkeiten lumbal wieder ab. Er nannte anatomische Begebenheiten als mögliche Einflussfaktoren. So wird der Spinalkanal nach lumbal hin weiter, was die Liquorflussgeschwindigkeiten verringert. Außerdem kann die Lumballordose Einfluss auf die Bewegungen nehmen, da sich die Lordose auch im Liegen nicht völlig ausgleicht. Kompartimentbildungen scheinen durch die Ligamenta dentata im HWS- und BWS-Bereich Flussgeschwindigkeiten höher werden zu lassen. Auf Lumbalebene fehlt die Kompartimentbildung [12]. Da der Liquorfluss höchstwahrscheinlich mit der Myelonbewegung zusammenhängt, haben diese Ergebnisse auch Bedeutung in Hinsicht der vorliegenden Studie.
Freund stellte außerdem fest, dass der Liquorfluss auf HWS- und BWS-Ebene einheitlicher verläuft als im Lumbalbereich, eine Feststellung, die diese Studie bei der Myelonbewegung machen konnte.

Es sollte auch beachtet werden, dass Bewegungsvergleiche nicht uneingeschränkt möglich sind, wenn die Messungen nicht auf gleicher Höhe gemacht werden. Sollten zusätzlich individuelle anatomische Voraussetzungen der Probanden eine Rolle bei der Myelonbewegung spielen, sind Schwankungen in den Ergebnissen zu erwarten.

Es scheint durchaus Gesetzmäßigkeiten in der Myelonbewegung zu geben. So ist anzunehmen, dass die kranio-kaudale Bewegung zervikal am größten ist und nach kaudal hin kleiner wird. Sollten sich Kranial- und Kaudalbewegung auf den einzelnen Ebenen nicht völlig ausgleichen und sich entlang des Myelons fortpflanzen, ist anzunehmen, dass das Myelon nach kaudal in sich gestaucht oder torquiert wird. Dazu passt auch die Beobachtung der Zunahme der anterior-posterioren Bewegung des Myelons in tiefer gelegenen Abschnitten. Während zervikal eine stärkere Bewegung nach kaudal/kranial erfolgt, lenkt das Myelon auf unteren Abschnitten mehr nach anterior und posterior aus.

Bei der kranio-kaudalen Bewegung des Myelons sind bei den Probanden untereinander einheitliche Bewegungsprofile zu beobachten. Außerdem stimmen die Kurvenverläufe ebenfalls mit den Phasenkontrastauswertungen anderer Autoren überein [3,26]. Die Regelmäßigkeit ist, wie bereits erwähnt wurde, mehr bei kranio-kaudaler Bewegung gegeben als bei der anterior-posterioren Bewegung. Dies deckt sich auch mit den Beobachtungen in der Literatur. Es wird beschrieben, dass nach initialer Kaudalbewegung das Myelon kurz darauf im Spinalkanal oszilliert [7,11,22,26]. Hierbei bewegt es sich mehrmals von kranial nach kaudal. Die Oszillation hängt sehr wahrscheinlich von der Statur des Probanden ab. Es können daher schwer einheitliche Aussagen über die Oszillation gemacht werden.
Die anteriore bzw. posteriore Bewegung scheint auch abhängig von der Form des Myelons zu sein. Figley betrachtete hier die Unterschiede zwischen geraden und gekrümmten Spinalkanälen [11]. Es scheint jedoch ein Hauptimpuls im Herzzyklus zu geben, der je nach Wirbelsäulenhöhe nach anterior oder posterior erfolgt. Die restliche Zeit des Herzzykluses erfolgen nur noch geringfügige Bewegungen auf transversaler Ebene.
In der vorliegenden Studie bewegt sich das Myelon bei einzelnen Probanden auf bestimmten Höhen im Spinalkanal nicht. Dies hängt sehr wahrscheinlich mit den individuell anatomischen Begebenheiten der jeweiligen Person zusammen. Die Wirbelsäule ist doppelt s-förmig gebogen ist und geht von einer Halslordose, über eine Brustkyphose in eine Lendenlordose über. Liegt zum Beispiel das Myelon gegebenenfalls auf verschiedenen Höhen dem Rückenmarkkanal an, kann rein funktionell-anatomisch gesehen an diesen Stellen keine Bewegung stattfinden. Die individuell variablen Messwerte bei den verschiedenen Probanden können auch mit physiologisch unterschiedlichen Wirbelsäulenlängen oder Rückenmarkkanalausmaßen erklärt werden. Hierdurch können Auswirkungen auf die Bewegung des Myelons genommen werden. Außerdem ist die Konfiguration von den bereits genannten Ligg. dentata und den Spinalnerven zu bedenken, die eine Bewegung ebenfalls beeinflussen können [26].

5. Zusammenfassung

Ziel der Studie war es, kleinste, sich bewegende Strukturen im Spinalkanal mittels Magnetresonanztomographie (MRT) (Achieva 3.0T, R2.6, Philips Medical Systems, Best, Niederlande) darzustellen. Studienobjekt war das im Spinalkanal pulsierende Myelon. Mit der Cine True Fast Imaging of Steady-State Precession (FISP)- und der Phasenkontrastsequenz sollten Bewegungen des Rückenmarks veranschaulicht und quantifiziert werden. In der durchgeführten Studie wurden 13 gesunde Probanden untersucht, 3 männliche und 10 weibliche, welche im Mittel 24 Jahre alt waren.

Es wurden Aufnahmen der Hals- und der Brustwirbelsäule angefertigt. Mittels der Cine True FISP Sequenz auf Höhe der Halswirbelkörper (HWK) 4 und 7 sowie bei den Brustwirbelkörpern (BWK) 8 und 12. Die Phasenkontrastaufnahmen wurden nur jeweils auf der Ebene des HWK 4 sowie des BWK 8 angefertigt. Die kontinuierliche Anlage eines Elektrokardiographen (EKG) ermöglichten Herzschlag-getriggerte Aufnahmen. Es wurden jeweils 25 bzw. 27 Phasen pro Herzzyklus aufgenommen. Diese Aneinanderreihung der Phasen ergaben Filmsequenzen, welche Bewegungen des Myelons sichtbar machten. Auswertungen dieser Filmsequenzen erfolgten mit verschiedenen Methoden der Darstellung und Quantifizierung. Die Cine True FISP Sequenz wurde mit verschiedenen Softwareprogrammen bearbeitet und ausgewertet. Zunächst mit einer kardialen Software (MR cardiac LV analysis, Extended MR WorkSpace, Philips Medical Systems Nederland B.V.), desweiteren mit dem Tool Argus auf der Modalitätenauswertestation (Siemens, Erlangen), welches manuelle Bewegungsmessungen ermöglichte. Es erfolgte außerdem die Anwendung einer MRT M-Mode Software (bereitgestellt von Dipl. phys. Anja Lutz) und zuletzt war die Betrachtung und visuelle Auswertung der Filmsequenzen Teil dieser Arbeit. Bei der Cine True FISP Sequenz erfolgte die Bewegungsanalyse in horizontaler Ebene. Bei den Phasenkontrastaufnahmen wurde die vertikale Geschwindigkeit bzw. Bewegung des Myelons mittels des Extended MR WorkSpace Werkzeugs (Philips Medical Systems Nederland B.V.) gemessen.

Die zusammengetragenen Ergebnisse zeigten eine charakteristische Pulsationsbewegung des Myelons im Spinalkanal während eines Herzzykluses. Der größte Be-

wegungsausschlag, der in horizontaler Ebene gemessen wurde, erfolgte auf Höhe des BWK 8. Der größte Ausschlag erfolgte in anterior-posteriore Richtung und betrug jeweils maximal 0,8 mm nach anterior und posterior. Die Aufnahmen wurden EKG-getriggert erstellt. Es konnten daher Aussagen über die Zeitpunkte der Pulsationsbewegungen gemacht werden. Zeitpunkte der Hauptbewegung waren bei den Probanden zwischen 28 – 52 % des Herzzyklus. Bei der vertikalen Bewegung wurden Geschwindigkeiten gemessen, die im Durchschnitt auf HWK-Ebene größer waren als auf BWK-Ebene. Die Bewegung erfolgte im Mittel auf der Halswirbelkörperebene im Herzzyklus früher als in weiter distal gelegenen Bereichen. Dabei betrug die über alle Phasen gemittelte, von allen Probanden addierte, durchschnittliche kranio-kaudale Myelonbewegung auf Halswirbelkörperebene 0,24 mm. Auf Höhe der Brustwirbelsäule betrug diese 0,22 mm.

Die Cine True FISP- und die Phasenkontrastsequenz eignen sich zur Darstellung kleinster Strukturen im Spinalkanal und ergänzen sich in ihren Fähigkeiten. Die Cine True FISP zeigte Vorteile in der hochauflösenden Darstellung der Strukturen. Die MRT, eine ansonsten statische Bildgebung, stellte Begebenheiten im Rückenmarkkanal dar, welche sonst aufgrund ihrer Bewegungen zu Verwischungen und Artefakten führten. Die Cine True FISP Sequenz konnte, aufgrund ihrer besonderen Darstellungsmöglichkeit in Form einer Filmsequenz, Artefakte verhindern und die Auflösung erhöhen. Der Vergleich der Ergebnisse von Cine True FISP- und Phasenkontrastsequenz in Bezug auf Bewegungszeitpunkte, und -maxima im Herzzyklus oder Bewegungsmaxima im Spinalkanal zeigten einheitliche und schlüssige Ergebnisse. Es gab auch Grenzen bei der Quantifizierung der Myelonbewegung: Die Rückenmarkbewegung im Millimeterbereich ist aufgrund der Eigenschaften der Cine True FISP Sequenz visuell sehr gut darzustellen. Es bedarf jedoch eines passenden Auswertungswerkzeugs, welches in der Lage ist in diesen Millimeterbereichen zuverlässig zu messen. Eine ideale Software zur Quantifizierung von Bewegungen der Strukturen im Spinalkanal ist im Moment noch nicht verfügbar und muss erst entwickelt werden. Hierfür scheinen eine Modifizierung und Weiterentwicklung der erprobten Auswertungswerkzeuge dieser Studie vielversprechend zu sein.

6. Literaturverzeichnis

1. Barkhausen, J, Ruehm, SG, Goyen, M, Buck, T, Laub, G, Debatin, JF. MR evaluation of ventricular function: true fast imaging with steady-state precession versus fast low-angle shot cine MR imaging: feasibility study. Radiology; 264-9 (2001)
2. Bhadelia, RA, Bogdan, AR, Kaplan, RF Wolpert, SM. Cerebrospinal fluid pulsation amplitude and its quantitative relationship to cerebral blood flow pulsations: a phase-contrast MR flow imaging study. Neuroradiology; 258-64 (1997)
3. Brunelle, F, Sebag, G, Baraton, J, Carteret, M, Martinat, P, Pierre-Kahn, A. Lumbar spinal cord motion measurement with phase-contrast MR imaging in normal children and in children with spinal lipomas. Pediatr Radiol; 265-70 (1996)
4. Cousins, J, Haughton, V. Motion of the cerebellar tonsils in the foramen magnum during the cardiac cycle. AJNR Am J Neuroradiol; 1587-8 (2009)
5. Cousins, JP, Haughton, VM. Magnetic resonance imaging of the spine. J Am Acad Orthop Surg; 22-30 (2009)
6. Duerk, JL, Lewin, JS, Wendt, M, Petersilge, C. Remember true FISP? A high SNR, near 1-second imaging method for T2-like contrast in interventional MRI at 2 T. J Magn Reson Imaging; 203-8 (1998)
7. Enzmann, DR, Pelc, NJ. Brain motion: measurement with phase-contrast MR imaging. Radiology; 653-60 (1992)
8. Enzmann, DR, Pelc, NJ. Cerebrospinal fluid flow measured by phase-contrast cine MR. AJNR Am J Neuroradiol; 1301-7; discussion 1309-10 (1993)
9. Feinberg, DA. Modern concepts of brain motion and cerebrospinal fluid flow. Radiology; 630-2 (1992)
10. Feinberg, DA, Mark, AS. Human brain motion and cerebrospinal fluid circulation demonstrated with MR velocity imaging. Radiology; 793-9 (1987)

11. Figley, CR, Stroman, PW. Investigation of human cervical and upper thoracic spinal cord motion: implications for imaging spinal cord structure and function. Magn Reson Med; 185-9 (2007)
12. Freund, M, Adwan, M, Kooijman, H, Heiland, S, Thomsen, M, Hahnel, S, Jensen, K, Gerner, HJ, Sartor, K. Measurement of CSF flow in the spinal canal using MRI with an optimized MRI protocol: experimental and clinical studies. Rofo; 306-14 (2001)
13. Greitz, D, Franck, A, Nordell, B. On the pulsatile nature of intracranial and spinal CSF-circulation demonstrated by MR imaging. Acta Radiol; 321-8 (1993)
14. Greitz, D, Wirestam, R, Franck, A, Nordell, B, Thomsen, C, Stahlberg, F. Pulsatile brain movement and associated hydrodynamics studied by magnetic resonance phase imaging. The Monro-Kellie doctrine revisited. Neuroradiology; 370-80 (1992)
15. Haacke, EM, Wielopolski, PA, Tkach, JA, Modic, MT. Steady-state free precession imaging in the presence of motion: application for im-proved visualization of the cerebrospinal fluid. Radiology; 545-52 (1990)
16. Henry-Feugeas, MC, Idy-Peretti, I, Baledent, O, Poncelet-Didon, A, Zannoli, G, Bittoun, J, Schouman-Claeys, E. Origin of subarachnoid cerebrospinal fluid pulsations: a phase-contrast MR analysis. Magn Reson Imaging; 387-95 (2000)
17. Hodel, J, Decq, P, Rahmouni, A, Bastuji-Garin, S, Maraval, A, Com-bes, C, Jarraya, B, Le Guerinel, C, Gaston, A. Brain ventricular wall movement assessed by a gated cine MR trueFISP sequence in patients treated with endoscopic third ventriculostomy. Eur Radiol; 2789-97 (2009)
18. Hoffmann, KT, Hosten, N, Meyer, BU, Roricht, S, Sprung, C, Oellinger, J, Gutberlet, M, Felix, R. CSF flow studies of intracranial cysts and cyst-like lesions achieved using reversed fast imaging with steady-state precession MR sequences. AJNR Am J Neuroradiol; 493-502 (2000)

19. Hombach, V: MR Messsequenzen; MR-Angiographie. In: Hombach, V (Hrsg) Kardiovaskuläre Magnetresonanztomographie, Schattauer Verlag, Stuttgart, 12-13; 48-50 (2006)
20. Jolesz, FA, Patz, S, Hawkes, RC, Lopez, I. Fast imaging of CSF flow/motion patterns using steady-state free precession (SSFP). Invest Radiol; 761-71 (1987)
21. Knauth, M.: Hydrocephalus und intrakranielle Hypotension, in MRT des Zentralnervensystems. in: Knauth, M (Hrsg) MRT des Zentralnervensystems. Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 362-82 (2006)
22. Kohgo, H, Isoda, H, Takeda, H, Inagawa, S, Sugiyama, K, Yamashita, S, Sakahara, H. Visualization of spinal cord motion associated with the cardiac pulse by tagged magnetic resonance imaging with particle image velocimetry software. J Comput Assist Tomogr; 111-5 (2006)
23. Levy, LM. MR imaging of cerebrospinal fluid flow and spinal cord motion in neurologic disorders of the spine. Magn Reson Imaging Clin N Am; 573-87 (1999)
24. Levy, LM, Gulya, AJ, Davis, SW, LeBihan, D, Rajan, SS, Schellinger, D. Flow-sensitive magnetic resonance imaging in the evaluation of cerebrospinal fluid leaks. Am J Otol; 591-6 (1995)
25. Mikulis, DJ, Wood, ML, Zerdoner, OA, Poncelet, BP. Oscillatory motion of the normal cervical spinal cord. Radiology; 117-21 (1994)
26. Mokri, B. The Monro-Kellie hypothesis: applications in CSF volume depletion. Neurology, 1746-8, (2001)
27. Patz, S. Some factors that influence the steady state in steady-state free precession. Magn Reson Imaging; 405-13 (1988)
28. Poncelet, BP, Wedeen, VJ, Weisskoff, RM, Cohen, MS. Brain parenchyma motion: measurement with cine echo-planar MR imaging. Radiology; 645-51 (1992)
29. Reubelt, D, Small, LC, Hoffmann, MH, Kapapa, T, Schmitz, BL. MR imaging and quantification of the movement of the lamina terminalis depending on the CSF dynamics. AJNR Am J Neuroradiol; 199-202 (2009)

30. Schmitz, B, Hagen, T, Reith, W. Three-dimensional true FISP for high-resolution imaging of the whole brain. Eur Radiol; 1577-82 (2003)
31. Schreiber, WG, Schmitt, M, Kalden, P, Horstick, G, Gumbrich, T, Petersen, S, Mohrs, O, Kreitner, KF, Voigtlander, T, Thelen, M. Perfusion MR imaging of the heart with TrueFISP. Rofo; 205-10 (2001)
32. Sherman, JL, Citrin, CM. Magnetic resonance demonstration of normal CSF flow. AJNR Am J Neuroradiol; 3-6 (1986)
33. Soellinger, M, Rutz, AK, Kozerke, S, Boesiger, P. 3D cine displace-ment-encoded MRI of pulsatile brain motion. Magn Reson Med; 153-62 (2009)
34. Soellinger, M, Ryf, S, Boesiger, P, Kozerke, S. Assessment of human brain motion using CSPAMM. J Magn Reson Imaging; 709-14 (2007)
35. Trepel, M: Liqour- und Ventrikelsystem und Hirnhäute In: Trepel, M (Hrsg) Neuroanatomie, Elsevier, Urban & Fischer Verlag, München, 250-252 (2004)
36. Weishaupt, D, Köchli, VD, Marincek, B.: Basis-Puls-Sequenzen; Kardiovaskuläre Bildgebung; Artefakte im MR-Bild. in: Weishaupt, D, Köchli, VD, Marincek, B (Hrsg) Wie funktioniert MRI?, Springer Medizin Verlag, Heidelberg, 45-46; 65-68; 107-113 (2006).

Danksagung

Die Zeit der Mitarbeit an der Thematik meiner Promotionsarbeit hat mir viele Erfahrungen ermöglicht und viel Freude bereitet. Dabei habe ich eine sehr gute Unterstützung und Leitung erhalten.
Ich danke Prof. Dr. med. Hans-Jürgen Brambs für die Ermöglichung der Durchführung der Arbeit an der Klinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie des Universitätsklinikums Ulm.

Ich danke insbesondere meinem Doktorvater Prof. Dr. med. Bernd Schmitz und meiner Betreuerin Dr. med. Wiebke Schlötzer für die förderliche Zusammenarbeit und die sehr gute Betreuung ihrerseits. Konstruktive Anregungen, wertvolle gemeinsame Überlegungen und das Vertrauen in meine Arbeit führten zur Erstellung meiner Promotionsschrift.

Außerdem bedanke ich mich bei Prof. Dr. rer. nat. Volker Rasche und Dr. rer. nat. Axel Bornstedt, die mir bei der Optimierung der MRT-Sequenzaufnahmen am 3T-MRT des Universitätsklinikum Ulms zur Seite standen und immer für Fragen offen waren. Außerdem herzlichen Dank an die MTA Anne Subgang für die freundliche Hilfe bei der Erstellung der MRT-Aufnahmen.
Für die Bereitstellung der MRT M-Mode Software und einzelner Modifikationen der Software nach meinen Wünschen danke ich Dipl. phys. Anja Lutz.
Außerdem standen sie und Dipl. Ing. Anna-Katinka Bracher mir bei praktischen Fragen bezüglich der MRT Workstation stets hilfreich zur Seite.
Außerdem danke ich jedem einzelnen Probanden, der sich zu meiner Studie zur Verfügung stellte.

Zuletzt und im Besonderen danke ich meiner Familie, die mich im Vorhaben der Promotion unterstütze und ihren eigenen Teil dazu beitrug.