

Aus der Klinik für Radiologie und Neuroradiologie  
(Direktor: Prof. Dr. Olav Jansen)  
im Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Campus Kiel  
an der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel

**Klinische Magnetresonanztomographie mit  
reduzierter Energie ( $B_{1+rms} \leq 2 \mu T$ ) zur  
Untersuchung von Patienten mit aktiven Implantaten**

Inauguraldissertation  
zur  
Erlangung der Doktorwürde der Medizin  
der Medizinischen Fakultät  
der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel

vorgelegt von  
Laura Lunden  
aus Bremervörde

Kiel 2020

1. Berichterstatter: Prof. Dr. Olav Jansen, Klinik für Radiologie und Neuroradiologie

2. Berichterstatter: Prof. Dr. Günther Deuschl, Klinik für Neurologie

Tag der mündlichen Prüfung: 26.04.2021

Zum Druck genehmigt, Kiel, den: 16.12.2020

gez.: Prof. Dr. Marcus Both

Vorsitzender der Prüfungskommission

# Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung .....	1
1.1 Hypothese .....	3
2 Grundlagen der Tiefen Hirnstimulation .....	4
2.1 Einsatzgebiete .....	5
2.2 Technik .....	5
2.3 Implantation und Lage eines Tiefen Hirnstimulatorsystems im Körper .....	6
3 Grundlagen der MR-Bildgebung .....	8
3.1 Aufbau der Hardware .....	8
3.2 Physikalische Grundlagen der Magnetresonanz .....	10
3.2.1 Magnetische Kernresonanz von Kernspins .....	10
3.2.2 Anregung durch HF-Impulse, SAR und $B_{1+rms}$ .....	11
3.2.3 Relaxation .....	12
3.3 Entstehung des Bildkontrastes .....	13
3.4 Ortskodierung .....	15
3.4.1 Schichtselektion .....	15
3.4.2 Phasenkodierung .....	16
3.4.3 Frequenzkodierung .....	16
3.5 Fouriertransformation .....	16
3.6 Localizer (Scout) .....	17
3.7 Pulssequenzen .....	17
3.7.1 Spin-Echo-Sequenzen .....	18
3.7.1.1 Beschleunigungstechniken .....	18
3.7.1.2 Präimpulstechniken .....	19
3.7.2 Gradientenecho-Sequenz (GE-Sequenz) .....	20
3.7.2.1 Fast low angle shot (FLASH, T1-FFE) .....	21
3.7.2.2 Balanced Gradient Echo (BFFE, TrueFISP, Trufi) .....	21
3.7.2.3 Constructive Interference Steady State (CISS) .....	22
3.7.2.4 Ultrafast Gradient Echo (TFE, TurboFLASH) .....	22
3.7.2.5 Echo Planar Imaging (EPI) .....	22
3.7.3 Fettunterdrückende Techniken .....	22
3.7.3.1 Spektrale Fettsättigung (CHESS, FS, FatSat) .....	22
3.7.3.2 Spectral Presaturation with Inversion Recovery (SPIR) .....	23
3.7.3.3 Spektrale Fettsättigung mit adiabatischem Puls (SPAIR) .....	23
3.7.4 Spezialtechniken .....	23
3.7.4.1 Volume Interpolated Breathhold Examination (VIBE, THRIVE) .....	23
3.7.4.2 Time of Flight (TOF) .....	23
3.7.4.3 Rotierende k-Raum-Auslesung (BLADE) .....	24
3.7.4.4 Weitere .....	24
3.8 Techniken der Messzeitreduktion .....	24
3.8.1 Verkettungen .....	24
3.8.2 Parallele Bildgebung: Grappa, Sense .....	25
3.9 MR-Kontrastmittel .....	25
3.10 Implantate im MRT-Gerät .....	26
3.11 Artefakte in der Kernspintomographie .....	27
3.12 Abbildungseigenschaften .....	28
4 Klinische MR-Bildgebung .....	30
4.1 Kopf .....	30
4.2 Halswirbelsäule (HWS) und Brustwirbelsäule (BWS) .....	31
4.3 Lendenwirbelsäule (LWS) .....	32
4.4 Knie .....	32

4.5 Leber .....	32
4.6 Herz .....	33
5 Material und Methoden .....	35
5.1 Ethikvotum, statistische Beratung und Sponsoring .....	35
5.2 Apparative Ausstattung .....	35
5.2.1 „Philips Achieva 1,5 T“ .....	35
5.2.2 „Siemens Aera 1,5 T“ .....	36
5.3 Ablauf der Studie .....	36
5.4 Sequenzoptimierung .....	37
5.4.1 Organsysteme .....	37
5.4.2 MRT-Studienprotokolle .....	38
5.4.3 Optimierung der Sequenzen .....	39
5.4.4 Optimierung der Messzeit .....	39
5.5 Qualitätsprüfung mittels Beurteilungsbogen .....	40
5.5.1 Probanden .....	40
5.5.2 Datenerhebung .....	40
5.5.3 Der Beurteilungsbogen .....	41
5.5.3.1 Eigenschaften .....	41
5.5.3.2 Kriterien der Bildqualität .....	42
5.5.3.3 Die Beurteilung .....	43
5.5.4 Statistische Auswertung .....	44
5.5.4.1 Einzelbeurteilung .....	44
5.5.4.2 Direkter Vergleich .....	47
5.6 Qualitätsprüfung mittels Phantom: Signal-Rausch-Verhältnis .....	48
5.6.1 Das Phantom .....	48
5.6.2 Analyse .....	49
5.6.3 Statistische Auswertung .....	50
5.7 Qualitätsprüfung mittels Phantom: Kontrast-Rausch-Verhältnis .....	52
5.7.1 Das Phantom .....	52
5.7.2 Qualitätsprüfung der Phantome .....	55
5.7.3 Analyse .....	55
5.7.4 Statistische Auswertung .....	57
5.8 Qualitätsprüfung mittels Phantom: Geometrische Verzerrung .....	58
5.8.1 Das Phantom .....	59
5.8.2 Analyse .....	60
5.8.3 Statistische Auswertung .....	60
5.9 Analyse der Sequenztypen und der angepassten Parameter .....	61
6 Ergebnisse .....	65
6.1 Kopf .....	67
6.1.1 Philips .....	67
6.1.2 Siemens .....	69
6.2 Halswirbelsäule/Brustwirbelsäule .....	71
6.2.1 Philips .....	71
6.2.2 Siemens .....	73
6.3 Lendenwirbelsäule .....	75
6.3.1 Philips .....	75
6.3.2 Siemens .....	77
6.4 Knie .....	79
6.4.1 Philips .....	79
6.4.2 Siemens .....	81
6.5 Leber .....	83
6.5.1 Philips .....	83
6.5.2 Siemens .....	85
6.6 Herz .....	87
6.6.1 Philips .....	87

6.6.2 Siemens .....	89
6.7 Analyse von Sequenztypen und veränderter Parameter .....	91
7 Diskussion .....	99
7.1 Zusammenfassung der Ergebnisse .....	99
7.2 Diskussion der Methodik .....	100
7.3 Diskussion der Übertragbarkeit .....	101
7.4 Diskussion des Beurteilungsbogens .....	102
7.5 Phantommessungen .....	104
7.5.1 SNR .....	105
7.5.2 CNR .....	105
7.5.3 Geometrische Abweichung .....	106
7.6 Limitationen der Studie .....	106
7.7 Vorschlag zur Anpassung der Sequenzen .....	107
7.7.1 Zeitoptimierung .....	110
7.7.2 Hinweise für den klinischen Alltag .....	111
8 Zusammenfassung .....	113
Anhang .....	115
Literatur .....	116
Abbildungs- und Tabellenverzeichnis .....	122
Abkürzungsverzeichnis .....	124
Akronyme .....	125
Probandeninformation, Einwilligungserklärung und Sicherheitsfragebogen .....	126
Anleitung an die Beurteiler zur Bearbeitung der Beurteilungsbögen und Beurteilungsbögen .....	133
Datentabellen .....	144
Veröffentlichungen dieser Studie .....	150
Eidesstattliche Erklärung .....	151
Danksagung .....	152

# 1 Einleitung<sup>1</sup>

Die Magnetresonanztomographie (MRT) als nicht-invasive Untersuchungsmethode ist ein fester Bestandteil in der modernen medizinischen Diagnostik [77]. Mit wachsender Lebenserwartung und Entwicklungen in verschiedenen medizinischen Bereichen sind bildgebende Verfahren bei Patienten mit aktiven Implantaten wie Tiefen Hirnstimulatoren oder Herzschrittmachern zunehmend erforderlich [85]. Da Hochfrequenz-Impulse (HF-Impulse) elektrischen Strom in ferromagnetischen Materialien induzieren können, besteht bei Patienten mit aktiven Implantaten die Gefahr der Gewebserwärmung und resultierender Gewebsschädigung, insbesondere entlang der implantierten Elektroden [12, 16, 104]. Bislang waren aktive Implantate aus diesem Grund meist gar nicht, einige nur bedingt und unter restriktiven Voraussetzungen, wie einer niedrigen Spezifische Absorptionsrate (SAR) für die MRT-Untersuchung zugelassen [27].

2016 ließ die Firma Medtronic, Dublin, Irland, Tiefe Hirnstimulatorsysteme zu, die eine weitaus liberalere MR-Bildgebung, insbesondere erstmals die Untersuchung aller Körperregionen mit beliebigem Spulentyp, erlauben [69]. Dabei wird die Begrenzung der eingestrahlten HF-Leistung neuerdings durch einen anderen Messwert festgelegt, den  $B_{1+rms}$ . Dies ist der quadratische Mittelwert der MRT-wirksamen Komponente des  $B_1$ -Feldes. Der  $B_{1+rms}$  darf  $2,0 \mu T$  nicht überschreiten. Im Gegensatz zur bislang verwendeten SAR ist er ein physikalisch messbarer Parameter, der nicht von einem MRT-geräteherstellerabhängigen Körpermodell ausgeht. Diese Eigenschaft ermöglicht größere Freiheiten bei der Einstellung des Energieniveaus während der MRT-Untersuchung. Einige weitere Bedingungen müssen für eine sichere Bildgebung ebenfalls eingehalten werden, die jedoch trivial zu erfüllen sind. [64, 65]

Das Ziel dieser Arbeit ist es, die Auswirkungen eines  $B_{1+rms} \leq 2,0 \mu T$  auf die klinische Bildgebung zu prüfen. Wir vermuteten, dass eine Anpassung der Sequenzen an den  $B_{1+rms} \leq 2,0 \mu T$  ohne relevanten Verlust der Bildqualität und gleichzeitig ohne erhöhten Zeitaufwand möglich ist.

---

<sup>1</sup> Aus Gründen der besseren Lesbarkeit wird in der gesamten Arbeit auf die gleichzeitige Verwendung der männlichen und weiblichen Sprachform verzichtet. Alle Personenbezeichnungen gelten für beide Geschlechter.

Dafür untersuchten wir exemplarisch klinisch relevante MRT-Sequenzen an zwei MRT-Geräten, an dem „Philips Achieva 1.5 T“ mit der Softwareversion „R 5.2“ und dem „Siemens Aera 1.5 T“ mit der Softwareversion „Syngo MR D13“. Wir durchsuchten die Protokolle von sechs für MR-Bildgebung typischen Körperregionen nach Sequenzen, die die vorgeschriebenen MRT-Einstellungen für Patienten mit aktiven Implantaten noch nicht erfüllten. Zu den Regionen gehörten der Kopf, die Hals- und Brustwirbelsäule und die Lendenwirbelsäule als Beispiele für die Bildgebung im neurologischen Bereich. Kniesequenzen optimierten wir, um Rückschlüsse auf Gelenke zu ziehen, Leber- und Herzsequenzen wurden als Beispiel für typische innere Organe untersucht. Insgesamt wählten wir so 62 MRT-Sequenzen aus und optimierten diese anschließend auf die erforderlichen Grenzwerte. Bei der Anpassung achteten wir auf verschiedene Aspekte der Bildqualität sowie die Messzeit der Sequenzen.

Darauffolgend wurde die Qualität der angepassten MRT-Sequenzen evaluiert. Mögliche Veränderungen in der klinischen Beurteilbarkeit wurden anhand von Beurteilungsbögen gemessen. Dabei erzeugten wir Paare von Original- und angepassten Sequenzen von je fünf gesunden Freiwilligen. Für jedes Organ bewerteten drei verblindete Radiologen, die eine Spezialisierung für das betreffende Organ vorwiesen, die so entstandenen Bilder anhand eines Beurteilungsbogens; jeweils zuerst die einzelne Sequenz und anschließend die Sequenzen im direkten Vergleich. Die bearbeiteten Fragen deckten alle durch klinisch tätige Radiologen als besonders relevant erachteten Aspekte der Bildqualität ab.

Daran schlossen wir eine Phantommessung an, die die anpassungsbedingte Änderung des Signal-Rausch-Verhältnisses (SNR), des Kontrast-Rausch-Verhältnisses (CNR) und der geometrischen Verzerrung quantifizierte. Dieses sind objektive Parameter, die direkt Rückschlüsse auf die Bildqualität erlauben [75]. Bei der Messung des CNR verwendeten wir Gadolinium-Agar-Phantome mit T1- und T2-Zeiten, die den menschlichen Geweben ähneln. Zur Bewertung des SNR und der geometrischen Abweichung wurde ein geometrisches Phantom verwendet.

Durch die vielfältigen Bildqualitätsmessungen prüften wir, ob mit den angepassten Sequenzen eine klinisch ausreichende Bildqualität erreicht werden kann und ob dadurch auch Patienten mit aktiven Implantaten uneingeschränkt MRT-Untersuchungen ermöglicht werden können. Gleichzeitig entwickelten wir Strategien,

um MRT-Sequenzen bestmöglich an die Bedingungen anzupassen, die für Patienten mit aktiven Implantaten erforderlich sind.

## 1.1 Hypothese

In dieser Arbeit stellten wir die Hypothese auf, dass MRT-Sequenzen, die im klinischen Alltag genutzt werden, an den Grenzwert  $B_{1+rms} \leq 2,0 \mu T$  angepasst werden können. Diese Anpassung sollte geringe Einschränkungen in der Bildqualität und keine Einschränkungen in der klinischen Beurteilbarkeit mit sich bringen. Außerdem sollte die Messzeit nicht wesentlich verlängert werden.

Nullhypothese: Die nach gesetzten Kriterien angepasste Sequenz hat eine geringere Bildqualität als die originale MRT-Sequenz.

$$H_0: \mu_{DBS} < \mu_0$$

Alternativhypothese: Die nach gesetzten Kriterien angepasste Sequenz hat die gleiche oder eine höhere Bildqualität als die Originalsequenz.

$$H_1: \mu_{DBS} \geq \mu_0$$

Eine Reduktion der eingestrahlten Energie, wie sie in unserer angepassten Sequenz nötig ist und ansonsten unveränderten Sequenzeigenschaften, kann bei der Annahme von optimalen Sequenzeigenschaften der im klinischen Alltag verwendeten Sequenzen nur zufällig oder durch Verlängerung der Messzeit in eine verbesserte Bildqualität resultieren.

Wir überprüften die Hypothese exemplarisch an 62 MRT-Sequenzen, an zwei MRT-Geräten, an je sechs Organen mithilfe von Beurteilungsbogenstudien und Phantommessungen.



## 2 Grundlagen der Tiefen Hirnstimulation

Die Tiefe Hirnstimulation wird vor allem bei neurologischen Krankheitsbildern als symptomatische, nicht-kausale Behandlungsoption angewandt. Bei der Tiefen Hirnstimulation werden Elektroden unter stereotaktischen Operationstechniken in tiefe Kerngebiete des Gehirns implantiert. Die Elektrostimulation durch die Elektroden führt zu einer reversiblen Aktivierung bzw. Inhibition dieser Kerngebiete. Bei einigen Krankheiten hat diese Stimulation einen positiven Effekt auf die Krankheitssymptome [19, 53].

Lange galt die MRT bei Patienten mit solchen aktiven Implantaten als kontraindiziert. Der Hauptgrund dafür ist, dass durch das MRT-Gerät erzeugte HF-Impulse in metallischen Implantaten einen elektrischen Strom induzieren, dadurch das Implantat erwärmen und so Gewebe schädigen können. Von diesem Problem sind auch Patienten mit Tiefen Hirnstimulatorsystemen betroffen. Schätzungen zufolge werden jedoch 70% aller Patienten mit Morbus Parkinson, denen ein Tiefes Hirnstimulatorsystem implantiert wurde, im Laufe ihres restlichen Lebens eine MRT benötigen [67].

Bislang waren Tiefe Hirnstimulatorsysteme aus diesem Grund meist gar nicht, einige nur bedingt für die MRT-Untersuchung zugelassen. Einige Tiefe Hirnstimulatorsysteme lassen unter strengen Bedingungen ausschließlich die Untersuchung des Kopfes zu [65]. Diese Einschränkungen fordern sehr restriktive MRT-Einstellungen und können so die Qualität der klinischen Bildgebung einschränken [95–97].

Seit 2016 hat die Firma Medtronic Tiefe Hirnstimulationssysteme zugelassen, die MR-Bildgebung unter weitaus liberaleren Energie-Bedingungen erlauben. Es handelt sich hierbei um die Modelle „37612 (Activa® RC)“, „37603 (Activa® SC)“ und „37601 (Activa® PC)“ [64]. Mit ihnen haben sich die Bedingungen für MR-Aufnahmen gelockert, die Bildgebung aller Körperregionen mit jeder beliebigen Spule ist erstmals möglich [69]. Die Grenzwerte wurden auf einen maximalen  $B_{1+rms}$  von 2,0  $\mu T$  gesetzt. Dieser Grenzwert ermöglicht eine Parameterwahl mit höheren Energieniveaus als bei der vorherigen Begrenzung der gemittelten Kopf-SAR (Kopf-Spezifische Absorptionsrate) auf maximal 0,1 W/kg [64, 65]. Weitere Bedingungen, die für moderne MRT-Geräte jedoch trivial einzuhalten sind, sind zu beachten: Es dürfen

ausschließlich geschlossene 1,5 T MRT-Geräte verwendet werden mit einer HF-Frequenz von ungefähr 64 MHz unter Verwendung des normalen Betriebsmodus. Die Gradientensysteme dürfen eine maximale Anstiegsgeschwindigkeit von 200 T/m/s nutzen und die Dauer der MRT-Untersuchung sollte 30 min aktive Messzeit innerhalb von 90 min nicht überschreiten. [66]

## 2.1 Einsatzgebiete

Tiefe Hirnstimulatorsysteme können unter anderem bei dem Idiopathischen Parkinson-Syndrom, essentiellen Tremor, Dystonie, Zwangsstörungen und fokalen Epilepsien wirksam sein. Bei diesen Erkrankungen handelt es sich zum Teil um hochprävalente Erkrankungen. [14, 17, 22, 52].

Die Impuls-abgebenden Elektroden enden dabei abhängig von der Grunderkrankung in den (funktionellen) Basalganglien, thalamischen Kerngebieten bzw. Anteilen der Capsula interna. [53, 79]

Experimentell wird der Einsatz von Tiefen Hirnstimulatorsystemen für weitere neurologische und psychiatrische Erkrankungen wie beispielsweise das Gilles-de-la-Tourette-Syndrom [113], Cluster-Kopfschmerz [106], Depressionen [17] und das posttraumatische „Stresssyndrom“ [17] getestet. [19, 21, 82]

Obwohl Tiefe Hirnstimulatorsysteme an Einsatzgebieten und Verbreitung gewinnen, ist auch ihre Benutzung nicht ohne das Risiko von unerwünschten Effekten möglich. Es kann bei der Implantation beispielsweise zu operationsbedingten Komplikationen kommen. Außerdem ist es möglich, dass der Körper auf das eingebrachte Fremdmaterial reagiert oder dieses disloziert. Auch durch die Stimulation können vielfältige neurologische und psychiatrische Nebenwirkungen durch Erregung benachbarter Strukturen oder Fibrosierung der Zielgebiete auftreten. Insgesamt gilt die Tiefe Hirnstimulation jedoch als ein sicheres Verfahren [53].

## 2.2 Technik

Elektrischer Strom kann Nervenzellen stimulieren. Ein kathodischer Strom außerhalb des Neurons führt dabei zu dessen Depolarisation. Ab einem gewissen Schwellenwert kommt es zu der Auslösung eines Aktionspotentials in dem betreffenden Neuron. Stark myelinisierte Nervenfasern werden dabei eher erregt als wenig myelinisierte

Nervenfasern und Zellkörper. Die Stromstärke und die Dauer des applizierten Einzelimpulses entscheiden dabei, in welcher Entfernung von der Elektrode die Neurone erregt werden. Typische Werte für die Spannung zu Beginn der Stimulation sind dabei 0,2-0,5 V bei einer Frequenz von etwa 130 Hz und einer Pulsbreite von 60  $\mu$ s [63, 116]. In aller Regel ist der Ort, an dem die Elektrode anatomisch platziert wurde, der Zielort der Nervenstimulation [19].

## 2.3 Implantation und Lage eines Tiefen Hirnstimulatorsystems im Körper

Abbildung 1 zeigt die typische Lage des Tiefen Hirnstimulatorsystems im Körper. Die Operation findet in aller Regel beim wachen Patienten unter neurophysiologischer Testung statt.

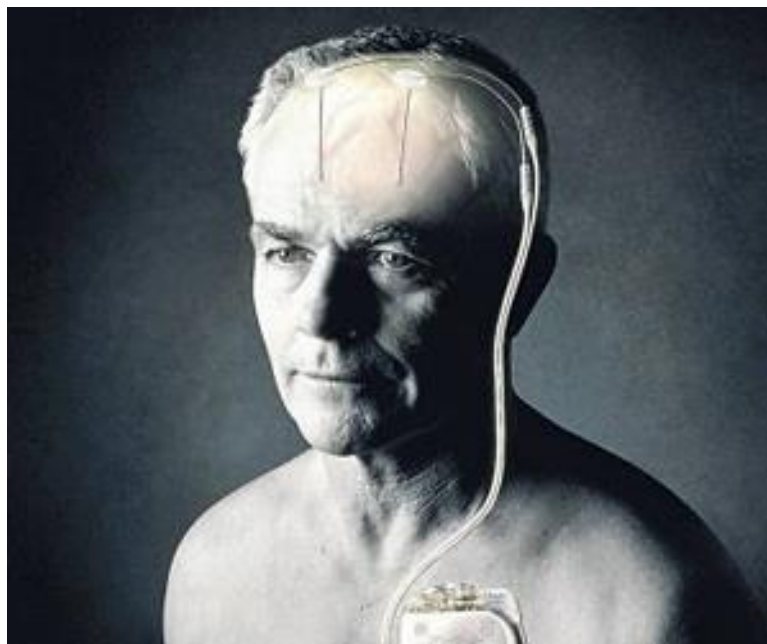


Abbildung 1: Typische Lage des Tiefen Hirnstimulatorsystems im Körper [73]

Die Elektrode wird von der Kalotte zum Ziel-Hirnnervenkerengebiet, über einen zuvor mithilfe von MR-Bildern optimierten Weg, stereotaktisch linear vorgeschoben. An der Eintrittsstelle über der Kalotte wird die Elektrode mit einem Sicherungsmechanismus z.B. einer vorgefertigten Bohrlochkappe im Bohrloch fixiert und überschüssiges Verbindungskabel locker kreisförmig aufgewickelt.

Wenn bilateral stimuliert wird, wird das Verbindungskabel zum Impulsgeber zunächst subkutan auf eine Körperhälfte gebracht. Es wird anschließend subkutan hinter dem

Ohr zur Klavikula geleitet. An dieser Lokalisation wird der Impulsgeber des Tiefen Hirnstimulatorsystems maximal 4 cm unter der Hautoberfläche in eine subkutane Tasche unterhalb der Klavikula eingesetzt. In seltenen Fällen kommt er im Bauchraum zu liegen. Überschüssiges Verbindungskabel wird um den Impulsgeber gelegt. [19, 53, 68, 100]

## 3 Grundlagen der MR-Bildgebung

Die MRT ist ein nicht-invasives, bildgebendes Verfahren. Sie erzeugt Schnittbilder jeder beliebigen Körperregion, frei von ionisierender Strahlung und zeichnet sich durch einen hohen Gewebskontrast aus. Sie ist außerdem für funktionelle Bildgebung geeignet. Damit ist sie ein fester Bestandteil in der modernen medizinischen Diagnostik. Inzwischen werden deutschlandweit jährlich rund 100 MRT-Untersuchungen je 1000 Einwohner durchgeführt - mit steigender Tendenz [114]. [71]

Ein Problem bei der MRT stellt die Gefahr der Wechselwirkungen mit metallischen Gegenständen wie etwa Implantaten dar. Diese Wechselwirkungen können zur Induktion elektrischer Ströme im Implantat und dadurch zu einer Erwärmung desselben führen. Dadurch wiederum kann das umliegende Gewebe thermisch geschädigt werden. Um Gewebsschäden zu verhindern, werden bei der MR-Tauglichkeit von Implantaten Grenzwerte der Energieeinstrahlung festgelegt. [7, 29, 41, 49, 62, 75, 121]

Im Folgenden werden die für die vorliegende Arbeit relevanten Vorgänge bei einer MRT-Untersuchung beschrieben. Es wird dabei mit dem Aufbau der Hardware und den physikalischen Grundlagen begonnen, über die Entstehung des MR-Bildes gesprochen, wobei auch Artefakte und die Rolle von Implantaten diskutiert werden, und mit kurzen Zusammenfassungen der in der Arbeit verwendeten Pulssequenzen geendet. [51, 61, 71, 76, 81, 91, 115]

### 3.1 Aufbau der Hardware

Zu den Komponenten eines MRT-Gerätes gehören der Hauptmagnet, das Magnet-Gradientensystem, die HF-Anlage und das dazugehörige Computersystem. Außerdem ist es nötig, den Raum, in dem sich das MRT-Gerät befindet, von elektromagnetischen Wellen abzuschirmen.

Das Hauptmagnetfeld wird durch eine supraleitende Spule induziert. Es besitzt im Inneren der Spule ein sehr homogenes Magnetfeld  $B_0$ , das im Falle der vorliegenden Arbeit eine Feldstärke von 1,5 T aufweist. Körper im Inneren des Magnetfeldes verursachen Magnetfeldinhomogenitäten. Um dadurch entstehende Artefakte zu

reduzieren, wird die Homogenität des Magnetfeldes durch Shimspulen verbessert, die sich innerhalb des Magneten befinden.

Durch Gradientenspulen ist die räumliche Auflösung des MR-Bildes möglich. Sie ermöglichen die Schichtselektion bei der Anregung sowie die Ortsbestimmung beim Empfang der Daten und lassen sich durch die maximale Gradientenfeldstärke und die maximale Steigung der Feldstärke beschreiben. Höhere Gradientenamplituden und niedrigere Gradientenschaltzeiten verkürzen die Messzeit; Höhere Gradientenstärken verbessern die Bildauflösung.

Die HF-Anlage, unter anderem bestehend aus Sende- und Empfangsspulen, erzeugt HF-Impulse, die die Protonen im Messvolumen anregen. Die Frequenzbreite bestimmt die Breite der angeregten Schicht.

Die Empfangsspulen fungieren als Antenne. In ihnen wird durch die Transversalmagnetisierung der präzedierenden Kernspins eine elektrische Spannung induziert. Daten über diese Spannung können vom Computersystem zu einem Bild rekonstruiert werden.

Es ist die Aufgabe eines weiteren Computersystems, die Anlagenkomponenten zu steuern und zu synchronisieren. Die Komponenten des MRT-Gerätes sind in Abbildung 2 schematisch dargestellt. [30, 75, 91]

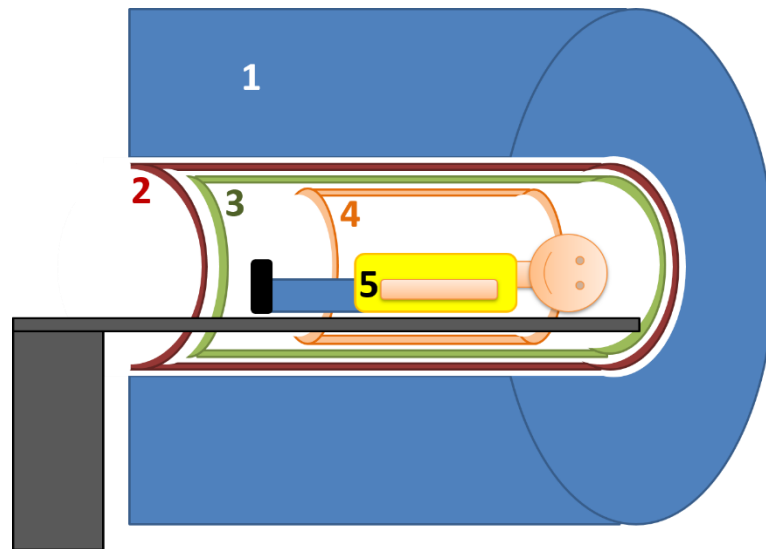


Abbildung 2: Komponenten eines Magnetresonanztomographen

- 1 Hauptmagnet
- 2 Gradientenspulen
- 3 Shimspulen
- 4 HF-Spulen
- 5 Patient auf Patientenliege

## 3.2 Physikalische Grundlagen der Magnetresonanz

### 3.2.1 Magnetische Kernresonanz von Kernspins

Protonen besitzen einen Eigendrehimpuls, den Kernspin, der eine interne Rotation ihrer positiven Ladung hervorruft. Bewegungen von elektrischen Ladungen werden von einem Magnetfeld begleitet, das wie ein magnetischer Dipol wirkt.

Ein Anlegen eines externen Magnetfeldes  $B_0$  sorgt einerseits dafür, dass sich diese Dipole entlang dieses Magnetfeldes ausrichten. Diese Richtung wird als z-Richtung definiert. Andererseits hebt es die „Entartung der Energieniveaus“ auf, sodass eine Ausrichtung des Kernspins parallel sowie antiparallel möglich ist. Da sich durch die Boltzmann-Verteilung und unter atmosphärischen thermodynamischen Eigenschaften etwas mehr Kernspins parallel als antiparallel ausrichten, ist eine externe makroskopische Magnetisierung  $M_0$  in Richtung des externen Magnetfeldes zu beobachten, die Längsmagnetisierung. In dieser Ausrichtung präzedieren die Kernspins mit der Larmorfrequenz. Sie ist proportional zum gyromagnetischen Verhältnis und zur Stärke des externen Magnetfeldes. Diese Auslenkungen der

Magnetfelder jedes einzelnen Kernspins haben jedoch keinen Einfluss auf das makroskopische Magnetfeld, da die Präzession nicht phasengleich geschieht.

Atome mit einer ungeraden Anzahl von Protonen liegen im menschlichen Körper vor allem in Form von Wasserstoff vor. Das durch das MRT-Gerät gemessene Signal geht hauptsächlich von H<sub>2</sub>O und Fett aus. [30, 75, 81, 91]

### 3.2.2 Anregung durch HF-Impulse, SAR und $B_{1+rms}$

Wird durch die HF-Spule eine elektromagnetische Welle der Feldstärke  $B_1$  ausgesandt, hebt sich der Gleichgewichtszustand in der Ausrichtung der Kernspins auf. Voraussetzung hierfür ist, dass ihre Frequenz der Präzessionsfrequenz der Kernspins im  $B_0$ -Feld entspricht und das  $B_0$ -Feld senkrecht zum  $B_1$ -Feld ist. Die Kernspins werden einerseits auf ein höheres Energieniveau angehoben, richten sich also vermehrt antiparallel zum  $B_0$ -Feld aus. Dadurch sinkt die Stärke der Längsmagnetisierung. Andererseits beginnen die Kernspins in Phase zu präzedieren, sodass ein neuer Magnetvektor resultiert, der in der x-y-Ebene (senkrecht zur z-Achse) ausgerichtet ist und um die z-Achse rotiert, die Transversalmagnetisierung. Sie kann in einer Antenne einen elektrischen Strom induzieren und liefert damit das MR-Signal, das zur Berechnung der Bilder verwendet wird. Der Winkel der Magnetisierung zur z-Achse wird als Flipwinkel bezeichnet. [30, 75, 81, 91]

In das Messvolumen eingestrahelte HF-Impulse regen die Protonen an und erzeugen so ein elektromagnetisches Wechselfeld. Die Energie dieses Wechselfeldes wird vom Gewebe absorbiert und führt zu einer Gewebserwärmung. Den Anteil der Leistung der HF-Impulse, der vom Körper absorbiert wird, wird SAR genannt und wird in W/kg angegeben. Sie ist ein errechneter Effektivwert, der sich unter anderem auf ein MR-internes, herstellerabhängiges Messvolumenmodell und Körperregion-abhängige Faktoren stützt. Die Begrenzung dieses Parameters ist bei älteren Modellen aktiver Implantate sehr restriktiv gewählt, um Gewebsschäden mit hoher Sicherheit ausschließen zu können.

Ein weiterer Parameter, durch den man Hinweise auf die Gewebserwärmung durch den HF-Impuls bekommt, ist der  $B_{1+rms}$ . Im Gegensatz zur SAR ist er unabhängig von der Konstitution des Patienten und leitet sich ausschließlich aus der Stärke der magnetischen Komponente des HF-Impulses ab: Er ist die Wurzel aus den gemittelten Quadratwerten der HF-Impuls-Amplituden und hat damit die Dimension  $\mu T$ . Modernere



Modelle aktiver Implantate nutzen häufig diesen Parameter als Grenzwert für MRT-Kompatibilität. [4, 31, 43]

### 3.2.3 Relaxation

Die auf ein höheres Energieniveau angehobenen Protonen geben ihre Energie durch Dipol-Dipol-Wechselwirkungen an die Umgebung ab. Deshalb richten sich die durch den Kernspin erzeugten Dipole nach dem Abschalten des HF-Impulses erneut parallel im  $B_0$ -Feld aus. Dadurch nähert sich die Longitudinalmagnetisierung exponentiell dem Gleichgewichtszustand, was man Longitudinalrelaxation oder Spin-Gitter-Relaxation nennt. Sie wird durch die Zeitkonstante  $T_1$  beschrieben und bezeichnet den  $T_1$ -Effekt. Dieser Vorgang ist in Abbildung 3 visualisiert.

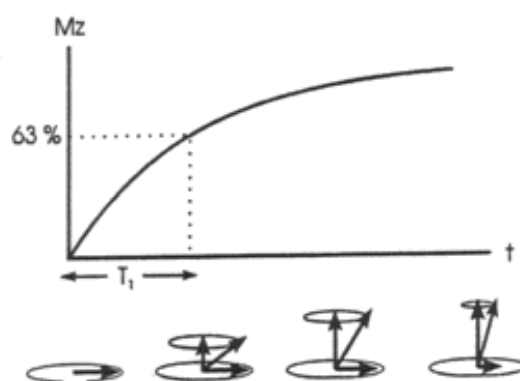


Abbildung 3: Annäherung der Longitudinalmagnetisierung an den Gleichgewichtszustand und Ableitung der Zeitkonstante  $T_1$  [105]

$M_z$ : Magnetisierung in z-Richtung

$t$ : Zeit

Gleichzeitig präzedieren die Kernspins aufgrund lokaler mikroskopischer sowie externer Magnetfeldinhomogenitäten zunehmend außer Phase. Diese Transversal- oder Spin-Spin-Relaxation bedeutet eine Abnahme der Transversalmagnetisierung, die sich durch die Zeitkonstante  $T_2^*$  beschreiben lässt. Sie wird in Abbildung 4 dargestellt. Dieser Effekt kann durch die Schaltung eines  $180^\circ$ -Impulses infolge des anregenden Impulses von den konstanten Inhomogenitäten des externen Magnetfeldes bereinigt werden. Dadurch verliert das Signal weniger schnell an Stärke. Diese für die Abnahme der Transversalmagnetisierung verantwortlichen Effekte erzeugen den  $T_2$ -Effekt, welchen man mit der Zeitkonstante  $T_2$  beschreibt.

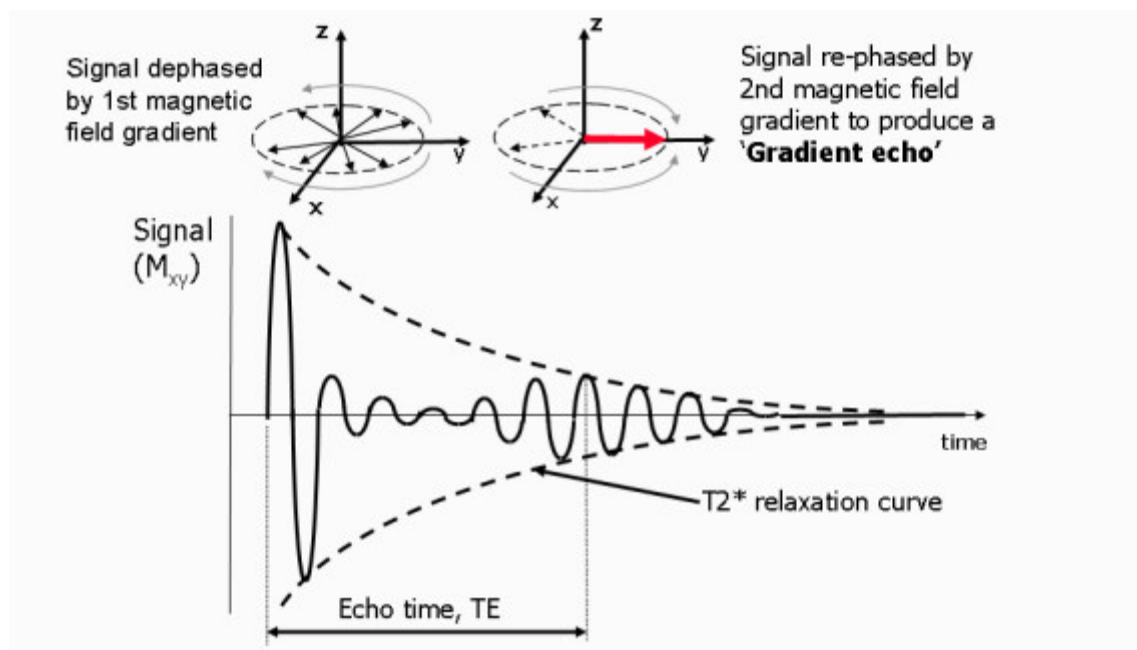


Abbildung 4: Transversalrelaxation und Ableitung der Zeitkonstante  $T2^*$  [56]

Die  $T1$ -,  $T2$ - sowie  $T2^*$ -Zeiten sind gewebsspezifische Eigenschaften. Sie hängen außerdem von verschiedenen anderen Faktoren ab. Die  $T1$ -Zeit wird zum Beispiel durch die Stärke des externen Magnetfeldes beeinflusst. Die Tatsache, dass die Gewebe unterschiedliche  $T1$ - und  $T2$ -Eigenschaften haben, lässt sich für die Erzeugung von Kontrasten in der MR-Bildgebung ausnutzen.

Pathologische Gewebsveränderungen beeinflussen die  $T1$ - und  $T2$ -Eigenschaften, etwa weil Wasser in Wechselwirkung mit hydrophilen Proteingruppen tritt. So erklärt sich die klinische Nutzbarkeit der MR-Bildgebung. [9, 30, 75, 76, 81, 91]

### 3.3 Entstehung des Bildkontrastes

Das in der MRT gemessene Signal kann durch folgende Formel bestimmt werden.

$$SI = A * PD * \left(1 - e^{-\frac{TR}{T1}}\right) * e^{-\frac{TE}{T2}}$$

Formel 1: Berechnung der Signalintensität [91]  
für Gradientenechosequenzen gilt T2\* anstelle von T2  
A: von der Sequenz abhängiger Vorfaktor  
PD: Protonendichte  
SI: Signalamplitude  
T1: T1-Zeit;  
T2: T2-Zeit  
T2\*: T2\*-Zeit  
TE: echo time  
TR: repetition time

Formel 1 zeigt, dass vor allem drei Parameter den Bildkontrast beeinflussen: Die Protonendichte (PD) des Messvolumens, seine T1- und T2- bzw. T2\*-Eigenschaften.

Die Signalstärke ist primär von der PD des Messvolumens abhängig. Orte, an denen die Protonen eine hohe Dichte aufweisen, geben mehr Signal als solche mit geringer Dichte. Appliziert man einen einzigen HF-Impuls in das Messvolumen und misst direkt im Anschluss das entstehende Signal, erhält man eine fast rein PD-gewichtete Sequenz. Bei ausreichend hoher Zeit bis zur nächsten Anregung (TR) kann die Aufnahme einer PD-gewichteten Sequenz wiederholt werden ohne dass der T1-Effekt eine Rolle bei der Bildentstehung spielt. Diesen Sequenztyp nennt man Saturation-Recovery-Sequenz.

Die Stärke des Signals, das durch die Oberflächenspulen empfangen wird, hängt unter anderem von der Stärke der Longitudinalmagnetisierung vor der Applikation des HF-Impulses ab. Der Transversalvektor und damit das gemessene Signal ist umso größer, je höher die Longitudinalmagnetisierung ist. Trifft ein zweiter HF-Impuls auf das Messvolumen, bevor die Longitudinalmagnetisierung den Ausgangswert erreicht hat, ist der resultierende Transversalvektor geringer und somit wird ein schwächeres Signal empfangen. Gewebe, die eine unterschiedliche T1-Zeit aufweisen, lassen sich auf diese Weise differenzieren. Die Zeit zwischen dem Einstrahlen des ersten und des zweiten HF-Impulses nennt man repetition time (TR). Eine Aufnahme, die die TR zu einem Zeitpunkt wählt, an dem der T1-Effekt für eine starke Unterscheidung der verschiedenen Gewebe sorgt, erzeugt ein T1-gewichtetes Bild. Diese Art der MRT-Sequenz wird Partial-Saturation-Sequenz genannt.

Wartet man nach dem Anregungsimpuls eine kurze Zeit bis zur Messung, so geraten die angeregten Kernspins teilweise außer Phase. Das gemessene Signal schwächt

ab. Dies wird als T2\*-Effekt bezeichnet. Um konstante Magnetfeldinhomogenitäten auszugleichen, kann man eine gewisse Zeit nach dem 90°-Anregungsimpuls einen weiteren 180°-Impuls geben, der die Richtung der Kernspinpräzession umkehrt. Der Impulswinkel wird auch als Refokussierungswinkel bezeichnet. Die Art der Impulsschaltung ist eine Spinecho-Sequenz (SE-Sequenz). Die Zeit zwischen dem 90°-Impuls und der Signalmessung nennt man echo time (TE). TE/2 gibt also die Zeit vom 90°- zum 180°-Impuls an. Diejenigen Magnetfeldinhomogenitäten, die konstant geblieben sind, werden dafür sorgen, dass sich die Phase der Kernspinpräzession wieder angleicht und das gemessene Signal an Stärke zunimmt. Inhomogenitäten, die sich über die Zeit geändert haben, lassen das Signal jedoch kleiner werden. Dieses Phänomen wird als T2-Effekt beschrieben. Ein MR-Bild, bei dem diese lokal inkonstanten Magnetfeldinhomogenitäten ausgenutzt werden, ist T2-gewichtet. Dafür muss TE in das Zeitfenster fallen, in dem der T2-Effekt bereits ausgeprägt, die Transversalmagnetisierung jedoch noch nicht vollständig abgebaut ist. So ist der Kontrast unterschiedlicher Gewebe möglichst hoch, das messbare Signal aber noch ausreichend stark. [30, 75, 91]

## 3.4 Ortskodierung

### 3.4.1 Schichtselektion

Wie bereits erwähnt ist die Larmofrequenz der Kernspins von der Feldstärke des B<sub>0</sub>-Feldes abhängig. Legt man in Längsausrichtung (z-Achse) des B<sub>0</sub>-Feldes einen abnehmenden Feldstärkegradienten G<sub>b</sub>, den z-Gradienten, so ist eine schichtselektive Anregung von Protonen möglich. Je größer der Magnetfeldgradient, Schichtselektionsgradient genannt, oder je geringer die Bandbreite des HF-Impulses gewählt wird, desto dünner ist die Schichtdicke Delta-z. Durch Überlagerung der drei Gradienten kann sich das Magnetfeld in jede beliebige Raumrichtung orientieren, sodass neben axialen auch koronare oder sagittale Bildausrichtungen möglich sind. Innerhalb dieses zweidimensionalen Messvolumens ist eine Ortskodierung durch Phasen- und Frequenzkodierung möglich. Eine hohe Gradientenfeldstärke kann dabei schnellere Aufnahmen der Rohdaten ermöglichen. [30, 75, 81, 91]

### 3.4.2 Phasenkodierung

Nachdem der HF-Impuls ausgeschaltet wurde, wird für kurze Zeit ein weiterer Gradient  $G_p$  eingeschaltet, der im  $90^\circ$ -Winkel zur z-Achse ausgerichtet ist (y-Achse). Er sorgt dafür, dass in dieser Raumrichtung die Kernspins mit einer unterschiedlichen Frequenz präzedieren. Nach Abschalten von  $G_p$  fallen sie in die ursprüngliche Präzessionsfrequenz zurück und haben in dieser Phasenkodierrichtung nun unterschiedliche Phasenwinkel. Dadurch hat auch das Signal, das durch die Abnahme der Transversalmagnetisierung ausgesandt wird, eine Magnetisierung, deren Amplitude und Phase Rückschlüsse auf den Ort seiner Herkunft erlaubt. Je größer man  $G_p$  wählt, desto kleiner ist die Ausdehnung des Messbereichs und desto höher ist die Auflösung in y-Richtung. Dieses geht aber mit einem häufigeren Auftreten und einer stärkeren Ausprägung von Einfaltungen einher. [30, 75, 81, 91]

### 3.4.3 Frequenzkodierung

Die Frequenzkodierung in der letzten Raumrichtung findet nach der Schichtselektion statt. Ein dritter Gradient  $G_f$  wird in x-Richtung angelegt und bewirkt unterschiedliche Präzessionsfrequenzen der Kernspins in dieser Richtung. Diese Frequenzen finden sich in dem Signal wieder, das durch die Transversalmagnetisierung der Kernspins ausgesandt und von den Empfangsspulen des MRT-Gerätes detektiert wird. Hier kann jeder Frequenz durch die Fouriertransformation die dazugehörige Amplitude und Phase zugeordnet werden und ein eindeutiger Voxel erstellt werden. Der Voxel verkleinert sich mit Vergrößerung von  $G_f$  in betreffender Raumrichtung.

Durch die Selektion von Schicht, Phase und Frequenz kann man die Größe der einzelnen Bildvoxel anpassen und damit die Auflösung beeinflussen. [30, 75, 81, 91]

## 3.5 Fouriertransformation

Zur Verkürzung der Messzeit wird nicht jeder Voxel einzeln gemessen, sondern pro Anregung eine ganze Schicht, die durch den z-Gradienten selektiert wurde. Dabei wird diese Schicht der Reihe nach mit der Anzahl von Zeilen gescannt, die der Anzahl der Voxel des Bildes in dieser Richtung entspricht. Die Number of Signals averaged (NSA) gibt an, wie oft eine k-Raum-Zeile pro Sequenz gemessen wird. Jede Zeile für sich besitzt eine Frequenzkodierung. Das daraus entstehende detektierbare

Frequenzspektrum kann in einer Matrix aufgetragen werden. Diese wird als k-Raum bezeichnet und enthält die Rohdaten, mit denen man auf die spektralen Daten, also das optische MR-Bild, zurückrechnen kann. Die Füllung des k-Raumes bezeichnet man als Akquisition, die Zeit vom Beginn des ersten Impulses bis zur vollständigen Füllung des k-Raumes ist die Akquisitionszeit. Die Mitte des k-Raumes enthält Daten, die auf den Kontrast, der Rand enthält solche, die auf Details schließen lassen. Durch eine Decodierung mittels zweidimensionaler Fouriertransformation sowie die optische Darstellung durch Visualisierungsprogramme kann das Bild als solches dargestellt werden. In der Regel füllt eine Anregung und Messung genau eine Zeile des k-Raumes.

Bei der Erzeugung von 3D-Datensätzen wird nicht eine Schicht, sondern ein gewisses Volumen pro Puls-Mess-Einheit aufgenommen. Dafür muss das Bild in zwei Raumrichtungen in Phase und in einer in Frequenz kodiert sein. Jedes einzelne Voxel wird bei dieser Technik mehrmals angeregt, was die SNR erhöht. Die Rohdaten werden durch eine 3D-Fouriertransformation decodiert. Bei dieser Bildgebung ermöglicht eine geringe Voxelgröße und damit dünnere Schichten. 3D-Datensätze werden wegen der guten Auflösung besonders für die nachträgliche Rekonstruktion von Bildern in jede Raumrichtung genutzt. [75, 78, 81]

## 3.6 Localizer (Scout)

Localizer sind eine sehr heterogene Gruppe von Sequenzen. Sie nehmen in der Regel wenige, dickschichtige Bilder aus allen drei Raumrichtungen auf, haben eine schwache Auflösung und zeichnen sich durch eine geringe Messzeit aus. Sie werden für die Planung der folgenden Pulssequenzen genutzt, legen also unter anderem deren x-, y- und z-Ausrichtung fest. [102]

## 3.7 Pulssequenzen

Unter einer MRT-Pulssequenz, im Folgenden einfach „Sequenz“ genannt, versteht man eine definierte Schaltung von HF-Impulsen und Gradientenfeld-Pulsen zur Generierung von Signalen aus dem Messvolumen. Durch Variation der Puls-definierenden Parameter (beispielsweise TR, TE, Inversionszeit und Flipwinkel) und der Puls-Schaltungen ist es möglich, Gewebeeigenschaften zu nutzen, um

Gewebskontraste zu erzeugen. So sind verschiedene Sequenztypen möglich, die aufgrund ihrer Eigenschaften gruppiert werden können. [51, 75, 81, 91]

Im Folgenden möchte ich mich ausschließlich auf die Erklärung der Sequenzen beschränken, die ich im Rahmen dieser Studie optimiert habe. Ich werde nur auf die Eigenschaften eingehen, die für das Verständnis der Studie relevant sind.

Je nach verwendetem MRT-System haben dieselben Pulssequenzen unterschiedliche Bezeichnungen. Ich habe mich für die Bezeichnungen entschieden, die in unserer Klinik am häufigsten verwendet werden. Einige andere gebräuchliche Bezeichnungen und Akronyme habe ich in Klammern erwähnt und im Anhang in Tabellenform zusammengestellt.

Die Saturation-Recovery-, Partial-Saturation- und Spin-Echo-Sequenz wurden bereits im Abschnitt 3.3 (Entstehung des Bildkontrastes) besprochen.

## **3.7.1 Spin-Echo-Sequenzen**

### **3.7.1.1 Beschleunigungstechniken**

#### **2.7.1.1.1 TSE (Turbospinecho, Multi-Spin-Echo, Fast-Spin-Echo)**

Die TSE-Sequenz ist eine Weiterentwicklung der SE-Sequenz, durch die sich die Messzeit reduziert. Bei einer SE-Sequenz wird das Signal einmalig nach TE ausgelesen. Nach diesem Zeitpunkt haben sich die konstanten Magnetfeldinhomogenitäten ausgeglichen, das Signal ist im Vergleich zu  $TE/2$  also wieder angewachsen. Die Signalstärke reicht aus, um nach weiteren  $TE/2$  einen erneuten Refokussierungsimpuls einzustrahlen und ein weiteres Signal nach der zweiten TE auslesen zu können, das nun deutlich schwächer ist. Nach einer gewissen Anzahl der Echos verschwindet das Signal im Umgebungsrauschen und ein neuer Anregungsimpuls wird notwendig. So werden pro Anregung mehrere Zeilen des k-Raumes gefüllt. Die Aufnahmezeit reduziert sich bei dieser TSE-Technik um den Turbofaktor, also um die Anzahl der nachgeschalteten Refokussierungsimpulse. Dabei nimmt man jedoch im Vergleich zur SE-Sequenz beispielsweise eine erniedrigte SNR in Kauf. Die verschiedenen Echos werden zur späteren Zuordnung jeweils unterschiedlich phasenkodiert. [15, 75]

### **3.7.1.1.2 Single-Shot-TSE (HASTE, SSTSE)**

Die SSTSE-Technik ist die extremste Variante der TSE-Sequenz. Mit einer Puls-Mess-Einheit wird eine Hälfte des k-Raumes aufgenommen. Diese Aufnahmen lassen durch die Half-Fouriertransformation auf ein komplettes Bild schließen. Durch die extrem schnelle Aufnahme kann es besonders für die Darstellung von sich bewegenden Organen benutzt werden. Es wird nur die Hälfte der Phasenkodierschritte benötigt, also auch nur die Hälfte der Zeit. Die SNR reduziert sich dabei jedoch um  $\sqrt{2}$ . Die SSTSE-Sequenz ist typischer Weise T2-gewichtet. [59, 75, 80, 81, 103]

### **3.7.1.2 Präimpulstechniken**

#### **3.7.1.2.1 Inversion-Recovery-Sequenz (IR-Sequenz)**

In der Inversion-Recovery-Sequenz wird zunächst ein  $180^\circ$ -Impuls auf das Messvolumen gesendet. Dieser richtet die Netto-Longitudinalmagnetisierung entgegen des externen Magnetfeldes aus. Nach Beenden dieses Präimpulses relaxieren die Kernspins umgehend mit einer durch die T1-Zeit vorgegebenen Geschwindigkeit. Nach der Zeit TI (inversion time) wird der  $90^\circ$ -Anregungsimpuls ausgesandt. Dieser wandelt die verbleibende Längsmagnetisierung in eine Transversalmagnetisierung um. Je nach TI hat die T1-Zeit dafür gesorgt, dass die Kernspins einiger Gewebe zum Zeitpunkt des Anregungsimpulses bereits vollständig, die anderer jedoch noch unvollständig relaxiert waren. Nur die Gewebe, in denen noch eine Längsmagnetisierung vorhanden ist, können ein Signal entsenden, je stärker die verbleibende Längsmagnetisierung, desto stärker das Signal. Somit ist die TI-Zeit ein wesentliches Merkmal von Inversion-Recovery-Sequenzen. [11, 75]

#### **3.7.1.2.2 Short-Tau-Inversion-Recovery-Sequenz (STIR)**

Die STIR ist eine Fettsättigungsmethode, die sich der IR-Sequenz bedient. Appliziert man den  $90^\circ$ -Impuls genau zu dem Zeitpunkt, an dem die Längsmagnetisierung des Fettgewebes den Nullpunkt erreicht, kann von diesem Gewebe keine Transversalmagnetisierung ausgehen und es trägt damit nicht zum gemessenen Signal bei. Diese Technik hat eine leicht schlechtere SNR im Vergleich zu spektralen Fettsättigungsmethoden. [11, 54, 75, 110]



### **3.7.1.2.3 Fluid-Attenuated-Inversion-Recovery-Sequenz (FLAIR, TIRM, Dark Fluid)**

Die FLAIR macht sich ebenfalls den IR-Effekt zunutze. Der 90°-Impuls wird ausgesandt, sobald die Längsmagnetisierung des Wassersignals den Nullpunkt erreicht. Dadurch trägt Wasser nicht zum MR-Signal bei. [11, 70, 75]

### **3.7.1.2.4 Double-Inversion-Recovery-Sequenz (DIR)**

Bei der DIR kann man durch dieselbe Methode zwei Gewebe unterdrücken. Nach dem ersten 180°-Impuls strahlt man einen weiteren 180°-Impuls genau dann ein, wenn die Längsmagnetisierung des ersten zu unterdrückenden Gewebes den Nullpunkt erreicht hat. Anschließend sendet man den 90°-Anregungsimpuls aus, sobald die des zweiten Gewebes den Nullpunkt erreicht. Der Nachteil dieser Methode ist, dass durch die Präimpulse Signalstärke eingebüßt wird, die SNR sinkt.

Dieser Sequenztyp wird unter anderem bei der GM-only-Sequenz verwendet, bei der sowohl weiße Substanz als auch Liquor gesättigt werden. Außerdem nutzen BlackBlood-Sequenzen diese Technik. Hier ist der erste 180°-Impuls nicht schichtselektiv, sodass das fließende Blut gesättigt wird. [1, 87, 93, 120]

## **3.7.2 Gradientenecho-Sequenz (GE-Sequenz)**

Gradientenecho-Sequenzen bedienen sich im Vergleich zu SE-Sequenzen keines 180°-Refokussierungsimpulses. Gradientenfelder, die nach dem Anregungsimpuls eingeschaltet werden, erzeugen künstliche Magnetfeldinhomogenitäten, die die Kernspins dephasieren. Danach wird das Vorzeichen des Gradientenfeldes umgekehrt, wodurch die außer Phase geratenen Kernspins zunehmend stärker wieder in Phase schwingen, bis sie nach einem Maximum erneut dephasieren. Das maximale Signal wird als Gradienten-Echo detektiert. Dadurch, dass kein 180°-Impuls verwendet wird, ist das gemessene Signal nicht von konstanten Magnetfeldinhomogenitäten bereinigt. Gradientenechos sind also durch T2\*-Effekte, nicht jedoch durch T2-Effekte charakterisiert.

Die Longitudinalmagnetisierung baut sich mit der T1-Konstante auf. Werden die 90°-Anregungsimpulse so dicht hintereinander ausgesandt, dass sich die Longitudinalmagnetisierung noch nicht vollständig erholt hat, kann zunehmend weniger Longitudinalmagnetisierung in die transversale Ebene gekippt werden. Das

messbare Signal nimmt mit kürzerer TR ab. TR lässt sich also nur begrenzt niedrig wählen. Bei einer Gradientenecho-Sequenz verwendet man statt des 90°-Anregungsimpulses Flipwinkel im Bereich von etwa 10 bis 35°. Dabei wird die Längsmagnetisierung nicht vollkommen aufgehoben und ist schneller wieder auf dem Ausgangswert. Die Messzeit kann somit stark beschleunigt werden. Außerdem werden Bewegungsartefakte durch den kleineren Flipwinkel seltener. Der Nachteil ist, dass ein geringerer Flipwinkel von vornherein ein schwächer messbares Signal mit sich bringt, die SNR wird geringer. Je größer der Flipwinkel ist, desto stärker hängt der Bildkontrast von der Längsmagnetisierung ab, desto stärker ist er also T1-gewichtet.

Durch die hohe Geschwindigkeit der GE-Sequenzen, finden sie vor allem in der Bildgebung von sich bewegenden Organen, wie etwa dem Herzen Anwendung. [23, 75, 117]

### **3.7.2.1 Fast low angle shot (FLASH, T1-FFE)**

Werden viele HF-Impulse schnell hintereinander auf das Messvolumen gesendet, kann sich die Längsmagnetisierung zwischen den HF-Impulsen nicht mehr vollständig relaxieren. Es würde sich nach wenigen Impulsen ein Gleichgewichtszustand der Magnetisierung einstellen. Um dieses Problem zu umgehen, benutzen FLASH-Sequenzen besonders kleine Flipwinkel, die sich auch bei schneller Schaltung der Anregungsimpulse relaxieren können. So lassen sich Bilder in kürzester Zeit aufnehmen und Artefakte in sich bewegenden Organen werden reduziert. Außerdem lässt sich z.B. der Herzzyklus in vielen, schnell aufeinander folgenden Bildern darstellen. Der Kontrast der FLASH entsteht vor allem durch T1-Effekte. [75]

### **3.7.2.2 Balanced Gradient Echo (BFFE, TrueFISP, Trufi)**

Die BFFE ist der FLASH sehr ähnlich. „Balanced“ bedeutet, dass die durch die Gradienten erzeugten Magnetfeldinhomogenitäten in allen drei Raumrichtungen durch Rephasierungsgradienten neutralisiert werden. Den Gradienten aller drei Raumachsen werden also jeweils genau die gleichen Gradienten mit negativem Vorzeichen entgegengesetzt. Dabei liegt der Zeitpunkt der Aufnahme genau in der Mitte der beiden Gradientenschaltungen. Außerdem wird das Echosignal exakt zum Zeitpunkt TR/2 empfangen. Die BFFE ist sowohl vom T1- als auch vom T2\*-Effekt bestimmt. Im Gegensatz zur FLASH ist damit ein guter Kontrast zwischen Blut und Myokard darstellbar. [42, 45, 75, 98]

### 3.7.2.3 Constructive Interference Steady State (CISS)

Die CISS ist eine T2-gewichtete 3D-Sequenz, bei der ein gepaarter BFFE-Datensatz mit leicht unterschiedlichen Anregungsimpulsen aufgenommen wird. Kombiniert man beide mithilfe ihres maximalen Intensitätslevels, heben sich Phasenfehler auf, was Artefakte reduzieren kann. Die CISS hat eine hohe SNR und räumliche Auflösung. Sie ist besonders geeignet für die Aufnahme der Liquorräume und der Hirnnerven an der Schädelbasis. [13]

### 3.7.2.4 Ultrafast Gradient Echo (TFE, TurboFLASH)

In dieser GE-Sequenz wird ein einzelner 180°- oder 90°-Präimpuls vor dem eigentlichen Anregungsimpuls eingestrahlt. Dieser kippt die Längsmagnetisierung und hebt sie dadurch auf. Nach Abschalten des Impulses baut sie sich mit der T1-Zeit wieder auf, was eine T1-Wichtung hervorruft. Nach dem Inversionsimpuls wird die Sequenz wie eine Gradientenecho-Sequenz geschaltet. Durch die T1-Wichtung ist eine Kontrastmittelgabe möglich. Da es sich um eine GE-Sequenz handelt, kann TR sehr gering gewählt werden. So sind unter anderem auch bewegt erscheinende Aufnahmen möglich. [3, 75]

### 3.7.2.5 Echo Planar Imaging (EPI)

Die EPI ist eine sehr schnelle GE-Sequenz. Nach jedem Umklappen des Gradienten wird eine k-Raum-Zeile vollständig gefüllt. Der Gradient in Frequenzkodierichtung rephasiert die Kernspins wieder. Die Gradienten müssen sehr stark sein, damit die Zeile schnell gefüllt wird und noch ausreichend Signal bis zum Ende der Akquisition vorhanden ist. Bei einer Single-Shot-Epi wird nur ein Anregungsimpuls benötigt, um den k-Raum vollständig zu füllen. Bei Multi-Shot-Epi-Sequenzen entspricht der „Epi-Faktor“ der Anzahl der Anregungsimpulse, die für die komplette Füllung des k-Raumes benötigt wird. [60, 75, 84, 107]

## 3.7.3 Fettunterdrückende Techniken

### 3.7.3.1 Spektrale Fettsättigung (CHESS, FS, FatSat)

Bei dieser Fettsättigungsmethode macht man sich zunutze, dass Fett und Wasser eine etwas andere Resonanzfrequenz haben. Strahlt man zunächst einen 90°-HF-Impuls ein, der genau der Resonanzfrequenz des Fettgewebes entspricht, klappt die

Longitudinalmagnetisierung um, sodass sie nach der anschließenden Anregung der Schicht kein Signal zum Bild beiträgt. Hierbei muss das Magnetfeld möglichst homogen sein, um die Anregungsfrequenz nicht zu beeinflussen. [18, 34, 48, 75]

### **3.7.3.2 Spectral Presaturation with Inversion Recovery (SPIR)**

Die SPIR ist eine Kombination aus einem 90°-Präimpuls wie bei einer CHES- Sequenz und einer anschließenden STIR, um das letzte Fettsignal zu sättigen. [18, 46]

### **3.7.3.3 Spektrale Fettsättigung mit adiabatischem Puls (SPAIR)**

Die SPAIR ist der SPIR sehr ähnlich. Lediglich die Art des 90°-Impulses unterscheidet sich: In dieser Sequenz ist es ein adiabatischer Puls, der sowohl amplituden-, als auch frequenzmoduliert ist. So kann er Inhomogenitäten des Magnetfeldes ausgleichen und selektiv das Fettsignal sättigen. [18, 112]

## **3.7.4 Spezialtechniken**

### **3.7.4.1 Volume Interpolated Breathhold Examination (VIBE, THRIVE)**

Bei der VIBE handelt es sich um eine GE-Sequenz, die vor allem T1-gewichtet und fettgesättigt ist. Es wird ein dreidimensionaler k-Raum mit den Daten gefüllt. Bei der Aufnahme der Daten bedient man sich der Fourier-Interpolation. Dabei werden Daten aus Teilen des äußeren k-Raumes, die für Details codieren, gelöscht, während die Größe der k-Raum-Matrix erhalten bleibt. Dadurch werden Partialvolumeneffekte, die an Kanten von Bildobjekten entstehenden, vermindert. Das so entstehende Bild ergibt ohne erhöhte Auflösung den Eindruck schärfer abgrenzbarer Objektkanten. Dies spielt vor allem bei der Abgrenzung von Tumoren im Oberbauch eine Rolle. [75]

### **3.7.4.2 Time of Flight (TOF)**

Bei der TOF sind die Gradienten so schnell geschaltet, dass das Gewebe der durch sie angeregten Schicht keine Zeit hat, sich zu relaxieren. Dadurch kann diese unrelaxierte Schicht nicht zum empfangenen Signal beitragen. Die Signale der Kernspins, die jedoch neu in die Schicht eingetreten sind, etwa die von fließendem Blut, können detektiert werden. So ist es möglich, Gefäße kontrastmittelfrei darzustellen. Die TOF wird sowohl in 2D als auch in 3D-Technik verwendet. [75, 94]

### 3.7.4.3 Rotierende k-Raum-Auslesung (BLADE)

Die BLADE ist eine Technik, die Bewegungsartefakte verringern soll. Hierfür wird der k-Raum in SE- oder GE-Technik kreisförmig gefüllt, etwa wie Speichen in einem Rad. Nachdem eine Schicht, bestehend aus etwa 8 bis 32 Einzellinien, in einer einzigen Anregung gefüllt wurde, rotiert die k-Raum-Schicht um etwa 10 bis 20°. So wird es fortgeführt, bis der gesamte k-Raum gefüllt ist. Insgesamt ist so die Mitte des k-Raumes mit sehr vielen Daten gefüllt worden, was sich „Oversampling“ nennt. Weil der Kontrast des Bildes in der Mitte des k-Raumes repräsentiert ist, hat die Sequenz eine sehr hohe SNR. Außerdem können Bewegungen korrigiert werden, indem jede Schicht mit der davor aufgenommenen verglichen, ihre Orientierung bei Bedarf angepasst wird und fehlerhafte Daten supprimiert werden. [40, 83]

### 3.7.4.4 Weitere

Weitere Spezialtechniken, wie etwa diffusions- oder perfusionsgewichtete Sequenzen seien hier nicht weiter genannt. In der vorliegenden Arbeit spielen sie bei der Sequenzanpassung eine untergeordnete Rolle, da sie die für die aktiven Implantate geforderten Grenzwerte bereits ohne Anpassung erfüllen.

## 3.8 Techniken der Messzeitreduktion

### 3.8.1 Verkettungen

Nach der Anregung einer Schicht und der Detektion des Signals folgt eine Pause bis zur nächsten Anregung derselben Schicht, in der die Kernspins wieder vollständig relaxieren. Um Messzeit zu sparen, wird in den meisten klinischen Sequenzen diese Zeit genutzt, indem man zunächst andere Schichten misst. Reicht die Zeit zwischen Signaldetektion und erneuter Anregung der ersten Schicht nicht aus, um die übrigen Schichten zu messen, so muss TR verlängert werden, was die Messzeit wieder etwas ansteigen lässt. Die Anzahl der Verkettungen (auch Number of Concatenations, Number of Acquisition oder Number of Packages) gibt an, in wie vielen Messzyklen alle Schichten der Sequenz gemessen werden. Erhöht man diese, nimmt die Messzeit um den Faktor der Anzahl der Verkettungen zu. Gleichzeitig verringert sich auch die Dauer der Atemhaltezyklen bei entsprechenden Sequenzen. Weniger Verkettungen machen kleinere TR möglich und erlauben dadurch eine stärkere T1-Wichtung des Bildes. [99, 109]

### 3.8.2 Parallele Bildgebung: Grappa, Sense

Bei der parallelen Bildgebung werden mehrere Empfangsspulen genutzt, um die Ortskodierung eines Signals zu unterstützen. Bei der Anregung wird, abhängig vom Grappa- beziehungsweise Sense-Faktor, nur ein Teil der k-Raum-Zeilen gefüllt. Dadurch sind weniger Phasenkodierschritte notwendig, was zu einer Verkürzung der Messzeit führt. Das Wissen um die genaue geometrische Anordnung und die Sensitivität der Spulen kann in Kombination mit der gemessenen Signalstärke zur Berechnung der örtlichen Herkunft des Signals dienen. Fehlende k-Raum-Zeilen werden aus den parallelen Daten der Spulen rekonstruiert.

Allerdings führt die Technik auch dazu, dass Daten, die außerhalb des ausgewählten Messbereichs (FoV) aber innerhalb der angeregten Schicht liegen, mehrdeutig in Bezug auf die Ortskodierung sind. Dadurch kommt es zu bestimmten Artefakten: den Einfaltungen. Zur Korrektur nutzt man die Methode Grappa bzw. Sense. Hierbei wird für jede Spule das Zentrum des k-Raumes mit gefüllt, um einen Gewichtungsfaktor für jede der verwendeten Spulen festzustellen. Dieser Gewichtungsfaktor sagt etwas darüber aus, wie verzerrt und verschmiert die Daten sind, die diese Spule aufgenommen hat. Er ist Ausgangspunkt für die Schätzung der fehlenden Daten des k-Raumes. Nach der Fouriertransformation werden die Daten aus allen Spulen zu einem einzigen Bild kombiniert.

Die SNR bei paralleler Bildgebung ist immer geringer als bei einer vergleichbaren Sequenz, die keine parallele Bildgebung verwendet. [30, 33, 75]

## 3.9 MR-Kontrastmittel

Als MR-Kontrastmittel werden vorwiegend Gadolinium-haltige Chelate verwendet. Gadolinium verkürzt durch seine paramagnetischen Eigenschaften die Relaxationszeit von Kernspins in direkter Umgebung der Substanz. Die T1-, weniger die T2-Werte, verkürzen sich. Bei derselben TR verstärkt sich also das Signal in einem T1-gewichteten Bild, bei derselben TE-Zeit wird das Signal in einem T2-gewichteten Bild etwas schwächer. Daher ist die Kontrastmittelgabe vor allem für T1-gewichtete Sequenzen sinnvoll. Da sich das Kontrastmittel in einigen Geweben schneller und stärker anreichert als in anderen, haben diese so einen verstärkten Kontrast zur

Umgebung und die klinische Beurteilung kann bei bestimmten Fragestellungen verbessert werden. [30, 72, 75, 91]

## 3.10 Implantate im MRT-Gerät

Ferromagnetische Fremdkörper, wie sie häufig z.B. in medizinischen Implantaten zu finden sind, können sich wegen Anziehungskräften der Magnetfelder verschieben. Außerdem können die Gradientenfelder diese zur Vibration bringen.

Sicherheitsgefährdender ist die Tatsache, dass HF-Impulse elektrischen Strom in Metallen induzieren können. Die Effektivität dieser Induktion und der Grad der Wärmeentwicklung ist dabei von Geometrie (z.B. Größe, Konfiguration) und Materialeigenschaften (z.B. elektrische Leitfähigkeit, elektrischer Widerstand) des Implantats, Lage des Implantats zum HF-Impuls und im Körper, verwendeter MRT-Sequenz, aber auch von anderen Faktoren abhängig. Dabei können die Implantate als Antenne für den HF-Impuls fungieren. Durch das Stromwärmegesetz kann dieser Mechanismus zu einer Erwärmung des Implantats, vor allem an dessen Enden, führen die zu einem Großteil durch Wärmeleitung an seine Umgebung abgegeben werden kann. Verbrennungen des umliegenden Gewebes wären denkbar. Da die Elektroden Tiefer Hirnstimulatorsysteme in sensiblen Hirnarealen liegen, ist hier besondere Vorsicht geboten, um Vernarbungen vorzubeugen, die zu einem strukturellen bzw. funktionellen Schaden des Hirngewebes und Effektivitätsverlust der Stimulation führen könnten. Außerdem ist denkbar, dass die Elektronik und Funktionsweise der aktiven Implantate durch HF-Impulse gestört wird.

Metallische Gegenstände können im MRT-Gerät zu Bildartefakten wie beispielsweise geometrischen Verzerrungen, Auslöschungsphänomenen oder zu erhöhter Signalintensität in der Umgebung führen. Geometrische Verzerrungen entstehen durch lokale Magnetfeldinhomogenitäten, die durch ferro- oder paramagnetische Materialien hervorgerufen werden und eine korrekte Ortszuordnung unmöglich machen. Dieses Phänomen wird als magnetische Suszeptibilität bezeichnet. Ähnliche Artefakte können auch durch vom HF-Impuls verursachte Wirbelströme hervorgerufen werden. Die Optik der Artefakte hängt außerdem von der gewählten MRT-Sequenz ab.

Neue Implantate sind so konstruiert, dass es unter bestimmten Voraussetzungen möglich ist, Patienten mit aktiven Implantaten einer MRT zu unterziehen. Um

Gewebsschäden zu verhindern, werden bei der MR-Tauglichkeit von Implantaten Grenzwerte der Energieeinstrahlung festgelegt. Hierzu zählen beispielsweise die SAR (spezifische Absorptionsrate; der Anteil der Leistung der HF-Impulse, der vom Körper absorbiert wird) und der  $B_{1+rms}$  (die Wurzel der gemittelten Quadratwerte der Amplitude des HF-Impulses). Es gibt weitere Bedingungen für die MRT-Untersuchung von Patienten mit aktiven Implantaten, die am Beispiel von modernen Tiefen Hirnstimulatorsystemen im Abschnitt 2 (Grundlagen der Tiefen Hirnstimulation) besprochen werden. [7, 29, 41, 49, 62, 75, 111, 121]

## 3.11 Artefakte in der Kernspintomographie

Als Artefakt bezeichnet man eine Struktur im MR-Bild, die kein anatomisches Korrelat im untersuchten Körper hat. Sie können durch verschiedene typische Ursachen hervorgerufen werden und besitzen häufig ein charakteristisches Aussehen, was sich insbesondere durch Intensitätsverschiebungen oder geometrische Bildverzerrungen bemerkbar macht.

Häufige Artefakte sind Bewegungsartefakte. Durch Bewegung des Messvolumens während des Messvorgangs kann bei Einsatz der Fouriertransformation nicht mehr eindeutig auf den Herkunftsort eines Signals geschlossen werden, da diese widersprüchliche Informationen verrechnet. Das kann dazu führen, dass Konturen v.a. in Phasenkodierrichtung vervielfältigt abgebildet werden. Um Bewegungsartefakte zu verringern, werden verschiedene Strategien angewandt. Da bei Herz- oder Leberaufnahmen das Organ durch die Atmung bewegt wird, kann man den Probanden während der Messung die Luft anhalten lassen (Breathhold-Sequenz, BH). Außerdem ist es möglich, die Bewegung des Zwerchfells mittels eines Navigators zu messen. Hierfür wird ein kleines Messfeld über der Zwerchfellkuppel platziert. Durch schnelle serielle Aufnahme von Signalen in diesem Bereich, lässt sich die Höhe der Zwerchfellkuppel über die Zeit bestimmen. Die MRT-Software erkennt automatisch die Auslenkungen der Zwerchfellkuppel. So kann man festlegen, bei welcher Zwerchfellhöhe die Daten verwendet werden sollen. Als weitere Möglichkeit kann man versuchen, die Messung stets in derselben Phase der Atmung zu starten (Atemtriggerung). Dafür wird dem Probanden ein Atemgurt auf den Brustkorb gelegt, der den Atemzyklus aufzeichnet. Ähnliches kann man bei der Herzaktion versuchen: Man synchronisiert die Messung retrospektiv mit der Phase des Herzzyklus, der durch



ein EKG aufgezeichnet wird (EKG-Triggerung) oder startet die Messung in einer bestimmten Phase des Herzzyklus. Bewegungsartefakte, die in einem Bereich des Bildes entstehen, den man nicht darstellen möchte, kann man durch einen Sättiger vermeiden. Ein 90°-HF-Impuls sorgt kurz vor der eigentlichen Messung dafür, dass die Protonen in den zu sättigenden Schichten angeregt werden, anschließend werden sie dephasiert. So erzeugen sie bei der eigentlichen Messung kein Signal. Dieser HF-Impuls hat bereits Einfluss auf den  $B_{1+rms}$ .

Phasenabtastungs-Artefakte sind darauf zurückzuführen, dass immer die komplette angeregte Schicht Signale aussendet, auch wenn bestimmte Bereiche dieser Schicht nicht mehr im ausgewählten Messbereich FoV liegen. Diese projizieren sich auf die dargestellten Bildbereiche und führen zu sogenannten Einfaltungen. Auch dieses Problem kann man beispielsweise durch die Verwendung von Sättigern lösen. Alternativ kann man das FoV vergrößern.

Eine weitere Artefaktart ist das Partialvolumenartefakt. Die Auflösung des Bildes ist durch die Größe der Voxel limitiert. Eine übliche Voxelgröße liegt bei etwa  $1 \text{ mm}^3$ . Fallen unterschiedliche Gewebe in den Darstellungsbereich eines Voxels, sorgt das für ein Mischsignal, das dem ursprünglichen Gewebe nicht mehr eindeutig zugeordnet werden kann.

Zur Entstehung und Bedeutung von Metallartefakten siehe den Abschnitt 3.10 Implantate im MRT-Gerät).

Des Weiteren sind Überlappungsartefakte, chemische Verschiebeartefakte, Suszeptibilitätsartefakte und digitale Bildartefakte noch bedeutsam, die wegen der geringen Relevanz für diese Arbeit jedoch nur kurz genannt bleiben sollen. [24, 37, 75, 90, 91, 118]

## 3.12 Abbildungseigenschaften

Ein wichtiger Parameter zur Beurteilung der MR-Bildqualität ist das Signal-zu-Rausch-Verhältnis (SNR). Die SNR entscheidet darüber, wie klar der Bildeindruck des MR-Bildes ist und wie gut Details erkannt werden können. Gerade diese Details sind für die Detektion von Pathologien sehr bedeutend. Die SNR misst den Anteil der mittleren Signalleistung im Vergleich zum mittleren Störsignal, dem Rauschen, welche sich gegenseitig überlagern. Die Stärke des Störsignals ist dabei stochastischen

Prozessen unterworfen. Es entsteht hauptsächlich hardwarebedingt, z.B. durch Rauschspannungen der Empfangsspule, durch thermische Elektronenbewegungen oder durch Eigenschaften, die das zu messende Volumen mit sich bringt, wie etwa die thermisch beeinflusste Brownsche Molekularbewegung der Wassermoleküle im Körper. Außerdem können Sequenzparameter, wie z.B. die Anzahl der Akquisitionen (NSA), die Voxelgröße oder die Eigenschaften der HF-Impulse die SNR beeinflussen [36]. Prinzipiell lässt sich die SNR z.B. durch eine Erhöhung der Signalstärke verstärken. Außerdem kann man mehrere Messungen mitteln, da das Signal im Idealfall gleichbleibend ist, sich das Rauschen jedoch verändert. Es lassen sich Korrekturfaktoren nutzen, wie etwa der Ermittlung einer Standardabweichung für jeden einzelnen Voxel und weiteres. [55, 75, 115]

Ein weiterer Parameter zur Erfassung der Abbildungseigenschaften ist das Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis (CNR). Ein Kontrast bezeichnet den Unterschied in der Signalamplitude zweier Strukturen und entscheidet über deren Differenzierbarkeit. Die CNR misst daher, wie stark sich die Graustufen zweier Gewebe im Vergleich zum Umgebungsrauschen unterscheiden. Damit ist sie vor allem ein physikalisches Korrelat für die augenscheinliche Abgrenzbarkeit zweier unterschiedlicher Gewebe in einem MR-Bild. Auch diese Abgrenzbarkeit ist im klinischen Alltag bei der genauen Detektion und der Analyse der Beschaffenheit von Pathologien notwendig. Das Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis ist unter anderem abhängig von den Kontrastparametern TR und TE, dem Refokussierungswinkel und dem sogenannten Magnetisierungstransfer-Effekt. [55, 75, 115]

Einerseits verwenden wir in unseren Experimenten bei dem Vergleich zweier Sequenzen stets dieselbe Hardware in nahezu identischer Anordnung. Andererseits halten wir probandenbezogene Einflussfaktoren auf das Rauschen dadurch konstant, dass die zu vergleichenden Sequenzen am selben Probanden in direkter Folge aufgenommen werden. Dadurch sind SNR und CNR Parameter, die im Falle unserer Arbeit wenig von äußeren Faktoren beeinflusst sind und Rückschlüsse auf die Qualität der Sequenzen erlauben.

# 4 Klinische MR-Bildgebung

Im Folgenden werde ich einführend die klinische Nutzung der in dieser Arbeit verwendeten Protokolle und Sequenzen vorstellen. Hierbei gehe ich nicht auf spezielle Indikationen oder Patientengruppen, wie etwa Kinder ein.

## 4.1 Kopf

Eine kraniale MRT wird für eine Vielzahl unterschiedlicher klinischer Fragestellungen eingesetzt. Besonders häufig findet sich die Frage nach einem Infarkt bzw. einer transitorisch ischämischen Attacke. Durch diffusionsgewichtete Bildgebung können auch kleine Ischämien visualisiert werden, in der Akutsituation wäre auch eine Perfusionsbildgebung möglich.

Raumforderungen werden in der MRT sensitiver erfasst als im CT und können auch besser differenziert werden. Hierfür werden unter anderem T2- und T1-gewichtete Sequenzen für eine besonders hohe anatomische Auflösung verwendet. Da viele Tumoren Kontrastmittel anreichern, sind T1-gewichtete Bilder nach Kontrastmittelgabe ein wichtiger Bestandteil eines Tumorprotokolls.

Besonderen Stellenwert hat die MRT bei Raumforderungen im Bereich der Hypophyse, des Kleinhirnbrückenwinkels sowie der Fossa cranii posterior, wo häufig zusätzlich sehr dünnschichtige MRT-Sequenzen mit T1- und T2-Wichtung zum Einsatz kommen.

Insbesondere entzündliche Prozesse wie Abszesse, Enzephalitiden und Meningitiden, aber auch komplizierte Rhinosinitiden sind gut in MRT-Sequenzen darstellbar. Auch hier spielen T1-gewichtete Sequenzen nach Kontrastmittelgabe eine entscheidende Rolle zur Diagnosefindung.

Maligne Raumforderungen und Entzündungen der Orbita sind besonders in fettgesättigten Sequenzen zur Umgebung abgrenzbar. So ist zum Beispiel der Nachweis einer endokrinen Orbitopathie möglich.

Entmarkungsherde und Pathologien der weißen Substanz an der Rinden-Mark-Grenze, wie sie etwa bei Encephalitis disseminata vorkommen, werden besonders in der GM-only und dort insbesondere an der Rinden-Mark-Grenze sichtbar.

Es ist möglich, die Ursache eines Hydrozephalus zu klären sowie innere und äußere Liquorräume mit darin enthaltenen nervalen Strukturen einschließlich des Meatus acusticus internus darzustellen. Hierfür kommen CISS-Sequenzen auf Basis des T2-Effekts zum Einsatz, die besonders dünn-schichtig und hochauflösend sind.

Intrakranielle Gefäße werden beispielsweise bei Z.n. Subarachnoidalblutung oder V.a. Stenosen, Dissektionen oder Vaskulitiden kontrastmittelfrei durch eine ToF-Angiographie dargestellt.

Ein weiteres Feld der kranialen MR-Bildgebung ist die Beurteilung traumatischer Folgen, etwa nach penetrierenden Verletzungen, (nicht-metallischen) Fremdkörpern oder Weichteilveränderungen. Auch Kopfschmerzen können eine Indikation für eine MRT sein, vor allem, wenn zusätzlich fokale neurologische Symptome vorliegen. Ähnliches gilt für Symptome am Innenohr, wie Vertigo oder Schallempfindungsstörungen. Gelegentlich wird nach organische Ursachen neurodegenerativer Erkrankungen [20], Psychosen oder Epilepsien gesucht. [13, 32, 91, 108]

## **4.2 Halswirbelsäule (HWS) und Brustwirbelsäule (BWS)**

Bei der Beurteilung der Wirbelsäule unterscheidet man grob zwischen das Myelon betreffenden Pathologien und Pathologien des Halteapparates.

T2- aber auch T1-gewichtete Bilder geben einen hochauflösenden Überblick über die anatomischen Verhältnisse. So lassen sich Pathologien wie Raumforderungen oder Entmarkungsherde im Myelon sowie degenerative Veränderungen und Spondylolistesis oder Luxationen z.B. des Atlas-Axis-Gelenks detektieren. Auch die Frage nach Bandscheibenprolaps/-protrusion bei radikulärer und motorischer Symptomatik sowie nach Osteochondrosen lässt sich in diesen Sequenzen klären.

T1-Sequenzen haben einen hohen Stellenwert in der Beurteilung des Myelons, insbesondere in Kombination mit der Gabe von Kontrastmitteln. So können entzündliche und infektiöse sowie neoplastische Prozesse abgegrenzt werden, die ein höheres Kontrastmittelenhancement aufweisen. Auch Entzündungen oder maligne Raumforderungen im Bandapparat, Knochengewebe oder im subkutanen Fettgewebe

können hervorgehoben werden. Hierfür werden nach Kontrastmittelgabe T1-gewichtete Sequenzen mit unterdrücktem Fettsignal verwendet.

Zum Nachweis muskuloskelettaler Ödeme, z.B. traumatischer oder infektiöser Ursache, ist eine Unterdrückung des Fettsignals ebenfalls sinnvoll, in diesem Fall überwiegen jedoch T2-Sequenzen.

Auch im Bereich der Wirbelsäule ist die kontrastmittelfreie Darstellung der Gefäße, insbesondere derer im Halsbereich, möglich. [8, 108]

### **4.3 Lendenwirbelsäule (LWS)**

Die Fragestellungen und Sequenzen der LWS-MRT sind sehr ähnlich zu denen der HWS/BWS-MRT. Hier spielt insbesondere die Bildgebung bei radikulärer Schmerz- und motorischer Symptomatik eine größere Rolle. [8, 108]

### **4.4 Knie**

Die MRT des Kniegelenks soll meistens Aufschluss über Schmerzursachen liefern. So wird sie häufig als nicht-invasive Bildgebung vor einer Arthroskopie verwendet. Insbesondere PD-gewichtete Sequenzen geben Aufschluss über die Anatomie des Kniegelenks und zeigen Bänderrisse, Defekte des Meniskus oder des Gelenkknorpels. Diese können traumatischen oder degenerativen Ursprungs sein. Insbesondere die Knorpel werden mit speziellen, sehr dünn-schichtigen Sequenzen begutachtet. Zur genaueren Beurteilung begleitender Ödeme oder Ergüsse stehen fettgesättigte Sequenzen zur Verfügung. Vor allem im Zuge rheumatischer Erkrankungen kommt es häufig zu einer Synovialitis, die genau wie andere Entzündungen, aber auch wie maligne Raumforderungen zu einer vermehrten Kontrastmittelanreicherung in T1-gewichteten Sequenzen führt. [8, 108]

### **4.5 Leber**

Ganz vorwiegend geht es bei der Beurteilung der Leber in der MRT um die Frage nach dem Vorhandensein bzw. der Differentialdiagnose von Raumforderungen. Primäre Lebertumoren sollen von Metastasen, benigne von malignen Prozessen unterschieden werden. Außerdem sollen Menge und Größe der Raumforderungen gestaged werden.

Um eine Übersicht über das Organ zu erlangen werden vor allem T2-gewichtete Sequenzen verwendet. Hier ist es außerdem möglich, Strukturveränderungen, wie etwa eine Zirrhose oder Steatosis hepatis, zu detektieren. Außerdem lassen sich andere abdominelle Organe mitbeurteilen.

Um das Organ zur Umgebung besser abgrenzen zu können und die Qualität der Raumforderungen unterscheiden zu können, benutzt man fettgesättigte Sequenzen. Das spezifische Enhancement durch Kontrastmittel erlaubt eine Differenzierung verschiedener Entitäten der Raumforderungen in T1-gewichteten Sequenzen und hilft bei der Planung von Knotenresektionen.

Um Details beurteilen zu können, stehen Sequenzen mit besonders hoher Auflösung zur Verfügung. Auch die Gallenwege können in der MRT nichtinvasiv dargestellt werden. Hierfür werden stark T2-gewichtete Sequenzen mit unterdrücktem Fettsignal verwendet.

Um Bewegungsartefakte durch die Atemexkursionen zu vermeiden, bzw. zu verringern, werden die Aufnahmen atemgetriggert oder bei angehaltenem Atem durchgeführt. Schnelle Sequenzen, wie z.B. Blade- oder Flash-Sequenzen sind hier im Vorteil. [25, 108]

## 4.6 Herz

Bei der Herzbildgebung werden BFFE- bzw. Trufi-Sequenzen genutzt, um sich einen Überblick im Thorax zu verschaffen. Sie sind überwiegend T2-gewichtet. Außer dem Herzen können andere thorakale Strukturen, wie etwa das Mediastinum, die thorakalen Gefäße und zum Teil das Lungengewebe beurteilt werden. Das ist unter anderem wichtig, um Kontraindikationen, wie eine Lungenarterienembolie, vor einem medikamentösen MRT-Belastungstests des Herzens auszuschließen. Außerdem können diese Sequenzen als Localizer für die cine-Sequenzen genutzt werden. Auch SSTSE-Sequenzen werden typischer Weise als Localizer genutzt.

Cine-Sequenzen sind dynamische Aufnahmen des Herzzyklus. Sie können prinzipiell in verschiedenen Ebenen und mit unterschiedlichen Techniken und Gewichtungen aufgenommen werden. Es können Klappenbeweglichkeit und –suffizienz (zum Beispiel anhand von Signalauslöschungsphänomenen des Blutes bei Rückstrom),

Aneurysmen, Wand- und Septumbewegung, die Pumpfunktion und Auswurfraction und einiges mehr beurteilt werden.

Indikationen für eine Herz-MRT sind unter anderem Myokarditis, Kardiomyopathien, Klappenerkrankungen, Aneurysmen, Belastungstests bei koronarer Herzkrankheit (z.B. Adenosin- oder Dobutamin-Stress-Tests), rheumatische Erkrankungen und Speichererkrankungen, die Kontrolle von Herzfehlern und thorakalen Raumforderungen.

Wegen seiner thorakalen Lage ist auch bei der Herzbildgebung eine Atemtriggerung oder die Aufnahme bei angehaltenem Atem sinnvoll, um Bewegungsartefakte durch die Atemexkursionen zu vermeiden. Um Artefakte durch den Herzschlag zu minimieren, kann zusätzlich eine Synchronisierung von Aufnahmezeitpunkt und Herzzyklus mittels EKG vorgenommen werden. [92, 108]

# 5 Material und Methoden

## 5.1 Ethikvotum, statistische Beratung und Sponsoring

Im September 2016 erhielt der Ethikantrag unter der Nummer D450/16 von der Ethik-Kommission der medizinischen Fakultät der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel ein positives Votum. Daraufhin begannen wir mit den ersten Messungen an Probanden.

Für die Planung der Studie, die Entwicklung des Bewertungsbogens sowie für die Wahl der statistischen Verfahren wurde die statistische Beratung des Instituts für medizinische Informatik und Statistik der medizinischen Fakultät der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel in Anspruch genommen.

Wir erhielten für die Studie ein Sponsoring von Medtronic plc. Mit den entgegengenommenen Geldern wurde die Aufwandsentschädigung für die Probanden bezahlt. Der Sponsor hatte keinen Einfluss auf Studiendesign, Auswertung und Diskussion der Ergebnisse sowie die Publikationen.

## 5.2 Apparative Ausstattung

Die Optimierung der Sequenzen sowie deren Messungen erfolgte an den MR-Systemen „Philips Achieva 1,5 T“ und „Siemens Aera 1,5 T“.

### 5.2.1 „Philips Achieva 1,5 T“

Das MR-System „Philips Achieva 1.5 T“ ist ein Produkt der Firma „Philips Medical Systems“, Amsterdam, Niederlande. Es hat einen Hauptmagneten der Feldstärke 1,5 T. Bei der verwendeten Software handelt es sich um die Version „R 5.2“.

Für die Kopfmessungen wurde die Empfangsspule „Sense Head 8“ mit 8 Kanälen verwendet. Bei dem HWS/BWS- und dem LWS-Protokoll benutzten wir die „Sense-Spine 15“, die 15 Kanäle hat. Die Aufnahmen des Knies wurden mithilfe der „Sense-Flex-L“ mit 2 Kanälen empfangen. Für die Leber- sowie die Herzmessungen wurde die „Torso XL“ benutzt, die 16 Kanäle empfängt.



Für die Untersuchung der Leber und des Herzens benötigten wir außerdem einen Atemgurt, um die Atembewegungen des Probanden aufzuzeichnen. Einige der gemessenen Sequenzen nutzen Atemtriggerung zur Bildaufnahme. Zur Überwachung der Herzaktion war bei der Herzmessung die Ableitung eines 2-Kanal-EKGs notwendig, sodass man die MRT-Aufnahme der Phase der Herzaktion zuordnen konnte.

### **5.2.2 „Siemens Aera 1,5 T“**

Das MR-Gerät „Siemens Aera 1.5 T“ der Firma „Siemens Healthineers“, Berlin und München, Deutschland, hat einen Hauptmagneten der Feldstärke 1,5 T. Die benutzte Softwareversion war „Syngo MR D13“.

Für die Kopfmessungen wurde die Empfangsspule „Head Neck 20“ mit den 6 Spulenelementen „HE 1“ bis „HE 4“ und „NE 1“ bis „NE 2“ verwendet. Bei dem HWS/BWS-Protokoll benutzten wir die Kombination aus „Head“- , „Neck“- und „Spine“-Spule mit den ebenfalls 6 Elementen „HE 3“, „HE 4“, „NE 1“, „NE 2“, „SP 1“ und „SP 2“. Für die Untersuchung der LWS verwendeten wir die „Spine“-Spule und zwar die 4 Kanäle „SP 5“ bis „SP 8“. Die Aufnahmen des Knies wurden mithilfe der „Flex L 4“-Spule empfangen, welche 4 Kanäle hat. Für die Lebermessungen wurden die „Spine“- und „Body 18“-Spule benutzt. Für die Herzmessungen haben wir die 6 Elemente „SP 1“ bis „SP 3“ der „Spine“- und „BO 1“ bis „BO 3“ der „Body 18“-Spule verwendet.

Für die Aufnahme der Leber und des Herzens benötigten wir ebenfalls einen Atemgurt, um die Atembewegungen des Probanden aufzuzeichnen, denn einige der gemessenen Sequenzen nutzen eine Atemtriggerung. Zur Überwachung der Herzaktion benutzten wir bei den Herzmessungen ein Zwei-Kanal-EKG, für die Zuordnung von Bildaufnahme zur Phase der Herzaktion.

## **5.3 Ablauf der Studie**

Die Studie war in zwei Phasen geteilt: Zunächst war es nötig, die Originalsequenzen in der Form zu optimieren, dass sie für Patienten mit den tiefen Hirnstimulatorsystemen (Modelle „37612 (Activa® RC)“, „37603 (Activa® SC)“ und „37601 (Activa® PC)“ der Firma Medtronic sicher sind und gleichzeitig eine gute Bildqualität möglich ist. In der zweiten Phase wurde die Qualität der optimierten

Sequenzen überprüft. Dies gliederte sich wiederum in eine Prüfung der klinischen Beurteilbarkeit mittels Beurteilungsbogen sowie in eine Phantommessung.

## 5.4 Sequenzoptimierung

### 5.4.1 Organsysteme

Um zu überprüfen, ob die Anpassung des  $B_{1+rms}$  der MRT-Sequenzen in einer beliebigen Körperregion Qualitätseinbußen mit sich zieht, entschieden wir uns für die Untersuchung von sechs Körperregionen je MRT-Gerät: Kopf, HWS/BWS, LWS, Leber, Herz und Knie. Damit decken wir die im klinischen Alltag häufig genutzten Regionen ab [101, 108]. Außerdem überprüften wir eine Vielzahl verschiedener Spulen, die auch für andere Organsysteme genutzt werden können.

Die Anpassung von Kopf-, Halswirbelsäulen-, Brustwirbelsäulen- und Lendenwirbelsäulensequenzen kann in unserer Arbeit als Beispiel für die Anpassung von MRT-Sequenzen von neuronalen Strukturen gesehen werden. In dem Beurteilungsbogen fragten wir gezielt nach Geweben des ZNS bis hin zu den Spinalnerven. Außerdem lag ein Fokus auf der Beurteilung der Bandscheiben und der paravertebralen Muskulatur. Es sind dadurch auch Rückschlüsse auf die Beurteilbarkeit des Bewegungsapparates möglich. Diese Möglichkeit wird dadurch unterstützt, dass wir Kontrastphantome wählten, die neuronale Strukturen sowie Muskulatur nachempfinden.

Das Knie bietet sich als optimales Beispiel zur Bildgebung von Gelenken an, da es alle gelenktypischen Gewebe wie Knochen, Gelenkknorpel und Menisken, Synovia und Synovialflüssigkeit, Bänder, Sehnen und Muskulatur enthält. Die Kniescheibe als Sesambein und der Hoffa-Fettkörper liegen in unmittelbarer Nachbarschaft. Mit den Kontrastphantomen konzentrierten wir uns auf eben diese häufig in und an Gelenken vorkommenden Gewebe: Skelettmuskulatur, Knorpel, Synovialflüssigkeit und Fettgewebe.

Die Leber ist ein für die MR-Bildgebung typisches inneres Organ. Sie eignet sich als Beispiel für die Anpassung von MRT-Sequenzen an verschiedenste Organe. Mit einer T1-Zeit von 534 ms und einer T2-Zeit von 43 ms liegen ihre Gewebeeigenschaften nahe denen benachbarter innerer Organe (siehe Tabelle 1). Die Niere, nicht zwischen Mark und Rinde differenziert, hat beispielsweise eine T1-Zeit von 745 ms und eine

T2-Zeit von 58 ms, die Milz eine T1-Zeit von 200 ms und eine T2-Zeit von 62 ms [9]. Die Leber ist stark atemverschieblich, was die Anpassung schwieriger macht. Die MRT-Sequenzen von anderen inneren Organen sollten aus diesem Grund eher einfacher zu optimieren sein.

Des Weiteren wählten wir das Herz als intrathorakales Organ zur Anpassung der MRT-Sequenzen aus. Die Besonderheit dieses Organs ist die hohe Beweglichkeit durch die eigene Kontraktion und die Atemverschieblichkeit. Dadurch stellt es besondere Herausforderungen an die Anpassung der MRT-Sequenzen.

### 5.4.2 MRT-Studienprotokolle

Für die Erstellung der MRT-Studienprotokolle, die wir der Optimierung unterzogen, orientierten wir uns an den MRT-Protokollen der betreffenden Organsysteme, die am Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Campus Kiel, im Alltag häufig genutzt werden. Im Einzelnen sind das die Schlaganfall-, Tumor-, Multiple Sklerose-, Fraktur- und Myelonprotokolle im Bereich von Kopf, HWS/BWS und LWS. Insbesondere Weichteilprotokolle für das Knie sowie Tumor- und angiographische Protokolle für die Leber. Außerdem die Protokolle Morphologie, Funktion, Coronar und Aorta für die Herzbildgebung. Diese wurden von mehreren Radiologen, die am Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Campus Kiel arbeiten, in Absprache untereinander ausgewählt.

Zunächst durchsuchten wir die ausgewählten Protokolle nach den Sequenzen, die ohne weitere Anpassung bereits den Anforderungen der aktiven Implantate entsprachen. Diese wurden nicht in die Studie eingeschlossen. Die Sequenzen, die den zulässigen  $B_{1+rms}$  von  $2,0 \mu T$  überschritten, wählten wir für die Optimierung aus.

Zwecks Zumutbarkeit für die Probanden sowie zur Reduktion von Bewegungsartefakten legten wir uns fest, dass jedes der MRT-Protokolle mit Original- und angepasster Sequenz die Messzeit von einer Stunde nicht überschreiten darf. Identifizierten wir mehr Sequenzen, bei denen eine Anpassung nötig war, entschieden wir uns in erster Linie für diejenigen, die im klinischen Alltag am häufigsten verwendet wurden. Außerdem bevorzugten wir diejenigen Sequenzen, welche ein hohes  $B_{1+rms}$  in der Originalsequenz aufwiesen. Für jede der sechs Körperregionen wurden so vier bis sechs Sequenzen ausgewählt, diese angepasst und mit der Originalsequenz verglichen.

In der gesamten Studie wurde aus ethischen Gründen auf die Gabe von Kontrastmittel verzichtet. Die sich daraus ergebenden Konsequenzen werden in der Diskussion erwähnt.

### 5.4.3 Optimierung der Sequenzen

Bei der Optimierung der MRT-Sequenzen ging es primär darum, die von Medtronic geforderten MRT-Einstellungen, die eine sichere Untersuchung bei Patienten mit aktiven Implantaten gewährleisten, einzuhalten. Medtronic fordert die Einstellung des Betriebsmodus auf „normal“. Außerdem muss die HF-Leistung durch das Einhalten des  $B_{1+rms}$  von kleiner oder gleich  $2,0 \mu T$  begrenzt werden. Es gibt verschiedene Möglichkeiten, diesen Wert zu erreichen. Alle Parameter, die verändert werden können, wurden bereits im Teil „Grundlagen der MR-Technik“ besprochen. Die Möglichkeiten, die wir in unserer Studie genutzt haben, werden im Teil „Ergebnisse“ gesondert vorgestellt und die Auswirkungen ihrer Anpassungen betrachtet.

Wir entschieden uns, die Sequenzen so zu optimieren, dass sie einen ähnlichen Gewebekontrast wie die Originalsequenz haben. Geometrische Parameter wie Schichtanzahl und Voxelgröße sollten nur angepasst werden, wenn alle anderen Anpassungsmaßnahmen fehlschlugen oder nicht ausreichten. Die Zeit wurde im Vergleich zur Originalsequenz möglichst nicht erhöht. Falls das nicht gelang, wurde dies ausdrücklich in den Ergebnissen erwähnt. Zudem legten wir Wert darauf, dass die Bildqualität augenscheinlich erhalten blieb. Vor allem sollten die Organe, für deren Beurteilung die Sequenz genutzt wird, in der Darstellung möglichst geringe Qualitätseinbußen haben. Bildqualitätskriterien waren dabei Kontrast, Rauschen, Abgrenzbarkeit und Bildartefakte. Die Sequenz, die augenscheinlich qualitativ am besten und zeitlich angemessen war, evaluierten wir im Anschluss.

### 5.4.4 Optimierung der Messzeit

Die Erhöhung der Messzeit der MR-Messung hat mehrere Nachteile. Zum einen ist es für die zumeist kranken Patienten schwierig, längere Zeit still liegen zu bleiben. Zum anderen können kleinste Bewegungen während der Messung zu Bewegungsartefakten im MR-Bild führen. Die Wahrscheinlichkeit, dass der Patient sich bewegt, steigt mit der Messzeit. Deshalb ist es nötig, diese möglichst gering zu halten.

Ziel unserer Studie war es deshalb, Sequenzen zu entwickeln, die neben einer optimalen Bildqualität ebenfalls eine angemessene Messzeit haben. War eine Erhöhung der Messzeit nicht zu verhindern, ohne einen sehr schlechten Bildeindruck zu erzeugen, wird dies ausdrücklich in den Ergebnissen erwähnt. Die Messzeit kann im Anhang nachgeschlagen werden.

Wie genau die Messzeit beeinflusst wird und wie wir die Reduktion der Messzeit erreichten, wird ausführlich im Abschnitt 7.7.1 (Zeitoptimierung) erläutert.

## **5.5 Qualitätsprüfung mittels Beurteilungsbogen**

Um die Qualität der optimierten Sequenzen zu messen, fand zunächst eine Bewertung mittels Beurteilungsbogen statt. Dafür wurden die Sequenzen an Probanden aufgenommen und die resultierenden Bilder anschließend von Radiologen bewertet.

Im Folgenden beschreibe ich den Beurteilungsbogen und erkläre anschließend die verwendete Statistik.

### **5.5.1 Probanden**

Die für die Studie rekrutierten Probanden mussten bei der Teilnahme mindestens 18 Jahre alt sein. Schwangerschaft, das Vorhandensein von metallischem Fremdmaterial im Körper sowie schwere Erkrankungen waren Ausschlusskriterien.

Die Teilnahme an der Studie war freiwillig. Es wurde eine Aufwandsentschädigung in Höhe von 20 Euro gezahlt. Die Aufklärungsbögen, die vor Beginn der Messung ausgefüllt werden mussten, sind im Anhang zu finden. Zusätzlich erfolgte eine mündliche Aufklärung der Probanden, bei der auf Rückfragen eingegangen wurde.

Die Probanden stammten vollständig aus dem Bekanntenkreis der Autorin. Sie waren zwischen 19,4 und 51,9 Jahren alt, bei einem mittleren Alter von 27,7 Jahren. Der Anteil an weiblichen Probanden betrug 73,2%.

Die Sequenzen eines jeden Protokolls wurden je fünfmal an unterschiedlichen Probanden aufgenommen und ausgewertet.

### **5.5.2 Datenerhebung**

Die Datenerhebung fand vom 05.11.2016 bis zum 22.07.2017 statt. Sequenzen, die Planungsfehler aufwiesen, bei denen etwa ein zu beurteilendes Organ nicht auf dem

Bild vorhanden war oder die Parameter des Protokolls nicht beachtet, wurden aus der Studie ausgeschlossen. Ebenso wurden Sequenzen ausgeschlossen, die im Beurteilungsbogen durchschnittliche Bewegungsartefakte von 3 Punkten (für die Berechnung siehe Abschnitt 5.6.4.1 (Einzelbeurteilung)) oder weniger hatten. Sie wurden an einem anderen Probanden nacherhoben. So wurde jedes Sequenzpaar aus Original- und angepasster Sequenz fünfmal in die Studie eingeschlossen.

Das Organ bzw. die Körperregion, die durch die Sequenz beurteilt werden sollte, wurde zunächst jeweils mittig in der verwendeten Spule platziert und ins Isozentrum des MRT-Gerätes gebracht.

Die Aufnahme der Sequenzen erfolgte, indem Original- und angepasste Sequenz jeweils nacheinander gemessen wurden. Dabei variierten wir die Reihenfolge dieser beiden Sequenzen zufällig. Die zuerst aufgenommene Sequenz wurde jeweils mit dem Zusatz „A“ hinter dem Sequenznamen, die zweite mit „B“ benannt.

### **5.5.3 Der Beurteilungsbogen**

In der Literatur findet sich kein universell üblicher Beurteilungsbogen zur Qualität von MRT-Sequenzen. Einige Arbeiten nutzen selbst entworfene nicht validierte Beurteilungsbögen, die jedoch nicht auf die Beurteilung der in dieser Studie verwendeten Organsysteme anwendbar sind [2, 88, 96, 97]. So entwarf die Autorin auf unsere Fragestellung, die verwendeten Organsysteme und die genutzten Sequenzen optimierte Bögen, beziehend auf in der Literatur zu findende Beispiele. Bei dem Beurteilungsbogendesign war die statistische Beratung der Universität Kiel unterstützend tätig.

#### **5.5.3.1 Eigenschaften**

Wir leiteten die in unserer Studie verwendeten Beurteilungsbögen von solchen ab, die in der Literatur zu finden sind [2, 88, 96, 97]. Keiner dieser Beurteilungsbögen ist jedoch validiert. Klinisch tätige Radiologen gaben Informationen, um die Relevanz verschiedener anatomischer Strukturen in den klinischen Kontext einzuordnen.

Häufig findet man in den vorhandenen Beurteilungsbögen eine vier- bis fünfstufige Antwortskala. In dieser Studie entschieden wir uns für eine fünfstufige Ordinalskala. Sie ermöglicht einen ausreichenden Differenzierungsgrad sowohl für die klinische Bewertbarkeit als auch für die statistische Auswertbarkeit. Die Antwortkategorien

reichen von 1 bis 5, wobei 1 das schlechtmöglichste und 5 das bestmögliche Ergebnis darstellt. Jedem der Antwortkategorien 1 bis 5 wurde eine ausformulierte Beschreibung zugeordnet. Diese sind im Anhang dieser Arbeit zu finden.

In dem Teil des Beurteilungsbogens, in dem die Original- mit der angepassten Sequenz verglichen wird, konnten die Kategorien „A ist besser als B“, „B ist besser als A“ sowie „beide Sequenzen sind gleich gut“ gewählt werden. Sie wurden vom Beurteiler durch die Buchstaben „A“, „B“ bzw. „=“ kodiert. Die Sequenz, die die Beurteiler besser bewertet hatten, bekam einen Punkt. Fanden die Beurteiler zwischen den Sequenzen keinen Unterschied, bekam keine der Sequenzen einen Punkt.

War eine Beurteilung aufgrund von formalen Fehlern, wie etwa einer nicht auf der Sequenz erfassten anatomischen Struktur, nicht möglich, verwendeten die Beurteiler ein „X“. Die mit „X“ bewerteten Sequenzen wurden vollständig nacherhoben und von denselben Beurteilern beurteilt.

### **5.5.3.2 Kriterien der Bildqualität**

Bei jeder einzelnen Sequenz mussten die Beurteiler zunächst den Ausprägungsgrad der Bewegungsartefakte bewerten und im Beurteilungsbogen notieren. So ist es bei der Auswertung im Nachhinein möglich, einen Qualitätsunterschied der Sequenzen aufgrund von Bewegung auszuschließen, was das Ergebnis verfälschen würde. Im Anschluss wurde anhand von sieben Fragen die Bildqualität bestimmt. In einem zweiten Teil musste die Originalsequenz mit der optimierten Sequenz anhand von fünf Fragen verglichen werden.

Gewebskontrast, Abgrenzbarkeit, Rauschen, sequenzbedingte Artefakte und klinische Beurteilbarkeit wurden als Kriterien zur Beurteilung der Bildqualität herangezogen.

Da man verschiedenen Geweben in der MRT keine absoluten Grauwerte zuordnen kann, ist der Gewebskontrast stark von der T1- bzw. T2-Wichtung der Sequenz abhängig. Viele weitere MRT-Einstellungen, wie etwa der Flipwinkel oder die TI-Zeit, nehmen Einfluss auf ihn. Um die Qualität des Gewebskontrastes zu ermitteln, mussten die Beurteiler anatomische Strukturen erkennen. In der Einzelbeurteilung wird der Bildkontrast mit drei vorgegebenen anatomischen Strukturen geprüft. Im Vergleich der Sequenzen sollten sich die Beurteiler in einer Frage auf alle drei anatomischen Strukturen beziehen und entscheiden, welche der Sequenzen insgesamt einen besseren Gewebskontrast hat.

Zur Abgrenzbarkeit von Geweben enthält der Beurteilungsbogen zwei Fragen zu jeder einzelnen Sequenz und eine Frage im direkten Vergleich. Hier sollten die Beurteiler entscheiden, wie gut zwei vorgegebene benachbarte Gewebe optisch voneinander zu trennen sind. Bei der Abgrenzbarkeit von Geweben spielen neben dem Gewebskontrast und der Voxelgröße außerdem softwareinterne Algorithmen eine Rolle, welche die Konturschärfe verbessern.

Beim Rauschen handelt es sich um die Stärke des Störsignals. Es erzeugt optisch einen inhomogenen Bildeindruck. Je stärker das Signal ist, desto weniger fällt das Störsignal im Bild auf. Deswegen ist das Rauschen ein Parameter, der komplex beeinflusst wird. Es entsteht vor allem Hardware-bedingt, kann aber unter anderem durch die Anzahl der Akquisitionen, die Voxelgröße, die Anzahl der Mittlungen oder Eigenschaften der HF-Impulse modifiziert werden. Ist das Rauschen gering, können Details auf dem MR-Bild erkannt werden. Das Rauschen wird sowohl in der Einzelbewertung der Sequenzen als auch im direkten Vergleich mit jeweils einer Frage berücksichtigt.

Sequenzbedingt Bildartefakte, wie zum Beispiel Phasenabastungsartefakte, Partialvolumenartefakte oder chemische Verschiebeartefakte werden sowohl in der Einzelbewertung als auch im direkten Vergleich zweier Sequenzen mit je einer Frage getestet.

Außerdem sollten die Beurteiler ausschließlich im direkten Vergleich einschätzen, ob sie eine Einschränkung der klinischen Beurteilbarkeit im Alltag bei einer der Sequenzen vermuteten.

Bei den anatomischen Strukturen entschieden wir uns für solche, die im klinischen Alltag häufig beurteilt werden. Je nach Sequenztyp variierten dementsprechend die Strukturen leicht, je nachdem welche Fragestellung mit der Sequenz üblicher Weise beantwortet werden soll.

### **5.5.3.3 Die Beurteilung**

Für jedes Organsystem beurteilten drei erfahrene Ärzte aus der Klinik für Radiologie und Neuroradiologie, UKSH, Campus Kiel, die Sequenzen aller fünf Probanden vollständig. Insgesamt gab es sechs Beurteiler, je drei für Kopf-, HWS/BWS- und LWS-Aufnahmen und drei für Herz-, Leber- und Kniemessungen.



Jeder Beurteiler erhielt die Beurteilungsbögen in gedruckter Form zum Ausfüllen zusammen mit einer Anleitung. Diese ist der Arbeit im Anhang beigelegt.

Um Verwechslungen der Probanden vorzubeugen, mussten die Beurteiler selbstständig die jedem Probanden zugeteilte Probanden-ID auf den Bogen eintragen. Außerdem notierten sie die Uhrzeit der zuerst aufgenommenen Sequenz des Protokolls. Im Anschluss kontrollierte die Autorin diese Daten.

Die Beurteiler sollten zunächst die Original- und die angepasste Sequenz unabhängig voneinander bewerten, ohne sie dabei zu vergleichen. Aus dem Grund wurden zunächst alle zuvor verblindeten Sequenzen eines Protokolls mit dem Buchstaben „A“, anschließend in gleicher Reihenfolge alle Sequenzen mit dem Buchstaben „B“ bewertet. Zu diesem Zeitpunkt durften sie nicht mehr auf die Sequenzen mit dem Buchstaben „A“ zurückgreifen. In einem dritten Schritt war es nötig, Variante „A“ und „B“ anhand fünf weiterer Kriterien miteinander zu vergleichen. Hierbei durfte die vorangegangene Einzelbewertung nicht mehr korrigiert werden.

Die genaue Anleitung zur Beurteilung der Sequenzen, die den Beurteilern ausgehändigt wurde, findet sich im Anhang dieser Arbeit.

## **5.5.4 Statistische Auswertung**

Die statistische Auswertung erfolgte als deskriptive Statistik mithilfe der Software „Microsoft Office Excel 2007“.

### **5.5.4.1 Einzelbeurteilung**

In der Einzelbeurteilung der Sequenzen bekamen die Beurteiler acht Fragen, die die fünf Bereiche Bewegungsartefakte, Erkennbarkeit von anatomischen Strukturen, Differenzierbarkeit anatomischer Strukturen, Rauschen und sequenzbedingte Bildartefakte abdeckten. Hiermit versuchten wir, alle möglichen optisch sichtbaren Veränderungen durch die Anpassung der MRT-Sequenz abzudecken.

Die Auswertung der verschiedenen Sequenzen erfolgte separat. Zunächst wurde die erreichte Punktzahl  $P$  für jede der Fragen im Beurteilungsbogen über alle Probanden und Beurteiler zusammengezählt. Dies erfolgte separat für die Originalsequenz  $P_0$  und für die angepasste Sequenz  $P_{DBS}$ . Beide Sequenzen konnten dabei eine minimale Punktzahl von 15 und eine maximale Punktzahl von 75 erreichen.

Die Differenz der Punktzahlen von angepasster und Originalsequenz wurde durch die Punktzahl der Originalsequenz, die als für diesen Sequenztyp optimal zu erreichende Punktzahl angesehen wird, geteilt (siehe Formel 2).

$$V = \frac{P_O - P_{DBS}}{P_O}$$

Formel 2: Berechnung der Abnahme der Bildqualität der Sequenzen durch die Anpassung in der klinischen Einzelbeurteilung

$P_{DBS}$ : Punktzahl der angepassten Sequenz

$P_O$ : Punktzahl der Originalsequenz

V: Abnahme der Bildqualität

Dieser Abnahme der Bildqualität V wird in den Ergebnissen und in den Tabellen im Anhang in Prozent angegeben. Positive Werte bedeuten eine Verschlechterung, während negative Werte eine Verbesserung der Sequenz durch die Anpassung anzeigen.

In Rücksprache mit den klinischen Kollegen wählten wir folgende Einteilung: Eine Abnahme der Bildqualität V mit einem Zahlenwert von

- $V < -10\%$  entspricht einer Verbesserung der Sequenz durch die Anpassung.
- $-10\% \leq V < 10\%$  entspricht im Rahmen der Messvarianz der Gleichwertigkeit der Sequenzen nach der Anpassung. Erreicht die Originalsequenz in der Einzelbewertung volle Punktzahl, entsprechen 10% Abweichung 0,5 Punkten in der Beurteilung. Bei niedrigen Ausgangswerten in der Originalsequenz werden entsprechend geringere Abweichungen toleriert.
- $10\% \leq V < 20\%$  entspricht einer leichten Reduktion der Sequenzqualität nach der Anpassung.
- $20\% \leq V$  entspricht einer starken Reduktion der Sequenzqualität nach der Anpassung, welche möglicherweise Einschränkungen in der klinischen Beurteilung mit sich bringen könnte.

Wie im Abschnitt 5.5.3.2 (Kriterien der Bildqualität) erwähnt, gibt es drei Fragen zur Erkennbarkeit und zwei Fragen zur Abgrenzbarkeit. Aus diesen Fragen wurde jeweils der Mittelwert der erreichten Punktzahl, der Punktzahldifferenz und der

Verschlechterung gebildet und als Gesamterkennbarkeit bzw. Gesamtabgrenzbarkeit separat beurteilt.

Um einen Parameter zur Beurteilung der Gesamtsequenz zu erstellen, wurde der Mittelwert  $V_{\text{ges}}$  der erreichten Punktzahl, der Punktzahldifferenz und der Verschlechterung von den Kategorien Gesamterkennbarkeit, Gesamtabgrenzbarkeit, Rauschen und sequenzbedingte Bildartefakte gebildet.

Um die Güte der Sequenz einzuschätzen, haben wir in erster Linie auf die Verschlechterung der Gesamtsequenz geachtet. Diese haben wir durch die Verschlechterung in den Einzelkategorien ergänzt.

Die Kategorie Bewegungsartefakte ist vor allem als Parameter für die Vergleichbarkeit von Original- und angepasster Sequenz zu werten. Hat  $V$  hier den Wert 0, hat der Proband sich bei der Aufnahme von Original- und angepasster Sequenz ähnlich stark bewegt und die Vergleichbarkeit der Sequenzen ist optimal. Die Kategorie Bewegungsartefakte diente deswegen dazu, stark verwackelte Bilder aus der Beurteilung auszuschließen. Bewegungsartefakte werden zu einem Teil auch durch die Anpassung der Sequenzen beeinflusst, können in dieser Studie jedoch nur bedingt als Parameter hierfür genutzt werden.

Bei Sequenzen, die schon in der Originalsequenz eine schlechte Bildqualität aufweisen, fällt eine Verschlechterung um einen vergleichsweise geringen Punktwert bei  $V$  stärker ins Gewicht. Gerade bei diesen Sequenzen ist es klinisch jedoch wichtig, dass die Bildqualität durch die Anpassung nicht zu stark herabgesetzt wird, um auch mit der angepassten Sequenz genügend Informationen zu generieren. Somit ist  $V$  auch für die Sequenzen mit geringer Bildqualität in der Originalsequenz ein sicherer Parameter, um die Einschränkungen der klinischen Beurteilbarkeit einzuschätzen.

Davon unabhängig war die Änderung der Messzeit durch die Anpassung. Wir betrachteten:

- die angepasste Sequenz als überlegen, wenn sich die Messzeit reduzierte.
- beide Sequenzen als nahezu gleichwertig, wenn die Messzeit  $< 10\%$  anstieg.
- die Originalsequenz als leicht überlegen, wenn die Messzeit um  $10\text{-}20\%$  anstieg.

- die Originalsequenz als stark überlegen, wenn die Messzeit um > 20% oder um > 45 s anstieg.

#### 5.5.4.2 Direkter Vergleich

Im direkten Vergleich mussten die Beurteiler die Qualität des MR-Bildes in Hinblick auf fünf Kategorien beurteilen. Es handelt sich um die Differenzierbarkeit, Abgrenzbarkeit, Rauschen, Artefakte und die klinische Beurteilbarkeit. Wie bereits im Abschnitt 5.5.3.2 (Kriterien der Bildqualität) erklärt, handelt es sich hierbei um alle von klinisch tätigen Radiologen als relevant erachtete Kategorien, die sich durch die Anpassung der Sequenzen verändern könnten.

Beim direkten Vergleich der Original- mit der angepassten Sequenz erfolgte die Auswertung ebenfalls separat für die verschiedenen Sequenzen. Zunächst wurde für jede Beurteilungskategorie „Gewebskontrast“, „Abgrenzbarkeit“, „Rauschen“, „Artefakte“ und „klinische Beurteilbarkeit“ ausgezählt, wie oft die Originalsequenz bzw. angepasste Sequenz präferiert und wie oft keine der beiden qualitativ besser bewertet wurde. Insgesamt wurden in jeder der Beurteilungskategorien somit 15 Punkte vergeben, die sich auf die Ergebniskategorien „Originalsequenz ist besser“ (O), „angepasste Sequenz ist besser“ (DBS) und „beide Sequenzen sind gleich gut“ (G) verteilen.

Um einen Parameter zur Beurteilung der Gesamtsequenz zu erstellen, wurde der Mittelwert aus den fünf Beurteilungskategorien für jede der Ergebniskategorien gebildet. Diese drei Mittelwerte wurden jeweils durch die Anzahl der möglichen Nennungen dividiert und in Prozent angegeben. Die Ergebnisse stellen dar, wie viel Prozent aller Nennungen auf die Ergebniskategorien „Originalsequenz ist besser“, „angepasste Sequenz ist besser“ und „beide Sequenzen sind gleich gut“ entfallen.

Im Anschluss wurde die Differenz D der Prozentpunkte der Kategorie „Originalsequenz ist besser“ mit der Kategorie „angepasste Sequenz ist besser“ gebildet (siehe Formel 3).

$$D = O - DBS$$

Formel 3: Beurteilung der Original- und angepassten Sequenz im direkten Vergleich

D: Differenz der Prozentpunkte

DBS: erreichte Punktzahl der angepassten Sequenz

O: erreichte Punktzahl der Originalsequenz

Bei der Auswertung wurde in erster Linie auf die prozentualen Nennungen der Ergebniskategorien in der Gesamtsequenz geachtet. Wenn

- $0 < DBS$ , wenn also  $D < 0$  ist, dann betrachten wir die angepasste Sequenz mindestens als gleichwertig.
- $0 \leq D < \frac{G}{2}$ , dann betrachten wir die angepasste Sequenz als nahezu gleichwertig.
- $\frac{G}{2} \leq D < G$ , dann betrachten wir die angepasste Sequenz als leicht unterlegen.
- $D \geq G$ , dann betrachten wir die angepasste Sequenz als unterlegen.

## 5.6 Qualitätsprüfung mittels Phantom: Signal-Rausch-Verhältnis

Bei der Aufnahme eines MR-Bildes mit herabgesetzter Energie wird auch das gemessene Signal schwächer. Ein weiterer wichtiger physikalisch messbarer Parameter zur Beurteilung der Bildqualität ist daher die SNR. Sie gibt das Verhältnis des gemessenen Signals zum Hintergrundrauschen an. Sie wurde mithilfe eines Phantoms gemessen.

### 5.6.1 Das Phantom

Zur Messung des Signal-Rausch-Verhältnisses wurde ein kommerzielles Phantom (siehe Abbildung 5) der Firma Philips Medical Systems benutzt, das mittig in der Empfangsspule „Sense Head 8“ (Philips) bzw. „Head 20“ (Siemens) des MRT-Gerätes positioniert wurde. Wir wählten für die Analyse einen strukturlosen flüssigkeitsgefüllten Bereich des Phantoms mit dem Außendurchmesser von ca. 203 mm. Aufgrund der flüssigen Konsistenz kann man davon ausgehen, dass das Messvolumen sehr homogen ist. Wir maßen das Phantom stets anhand des vollständigen Protokolls, in dem zunächst jeweils die Original- und direkt im Anschluss die angepasste Sequenz gespeichert ist. Für die Voreinstellungen wählten wir die Phantomeinstellungen mit den Körpermaßen eines Idealmenschen mit 60 kg.

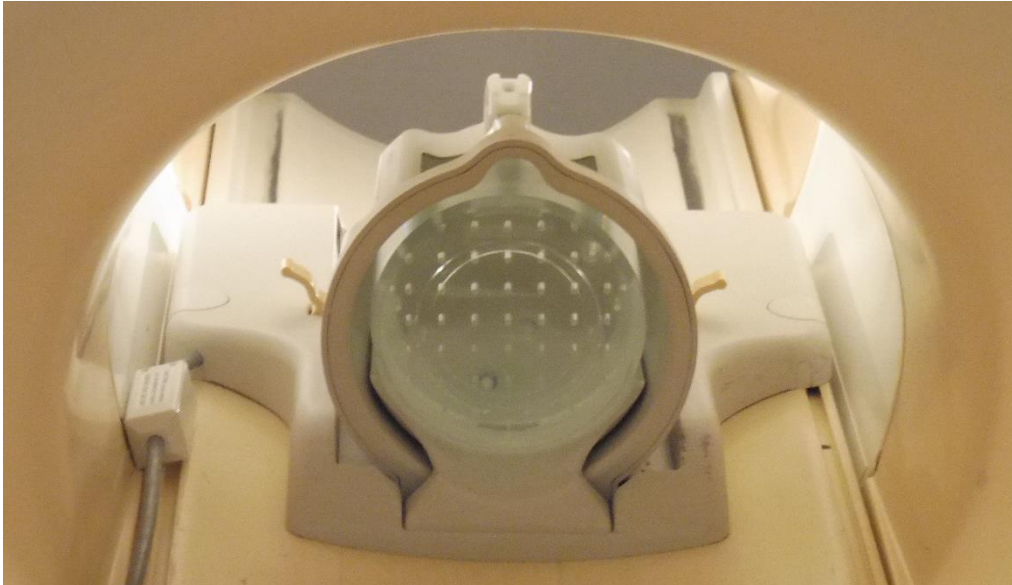


Abbildung 5: Kommerzielles Phantom in der Spule „Sense Head 8“ des MRT-Gerätes „Philips Achieva 1.5T“

## 5.6.2 Analyse

Die Signalintensität (SI) wurde mithilfe einer Messmatrix (ROI) mit einem Flächeninhalt von  $30.000 \text{ mm}^2$  ( $\pm 100 \text{ mm}^2$ ) gemessen. Die ROI wurde in die mittigste Schicht des flüssigkeitsgefüllten Phantombereichs gelegt und dort möglichst mitten in das Phantom (siehe Abbildung 6). Außerdem wurde an derselben ROI die Standardabweichung der SI ( $SD_{SI}$ ) sowie die maximale SI ( $SI_{\max}$ ) und minimale SI ( $SI_{\min}$ ) gemessen.

Zum Ausschluss von Partialvolumeneffekten wählten wir eine ROI, deren Durchmesser ca. 5 mm geringer ist als der Durchmesser des Phantoms. Wenn wir einen würfelförmigen Voxel voraussetzen und die ROI optimal in die Mitte des Messvolumens eingezeichnet wird, können wir einen Partialvolumeneffekt damit bei einer Voxelhöhe von 0,87 mm ausschließen.

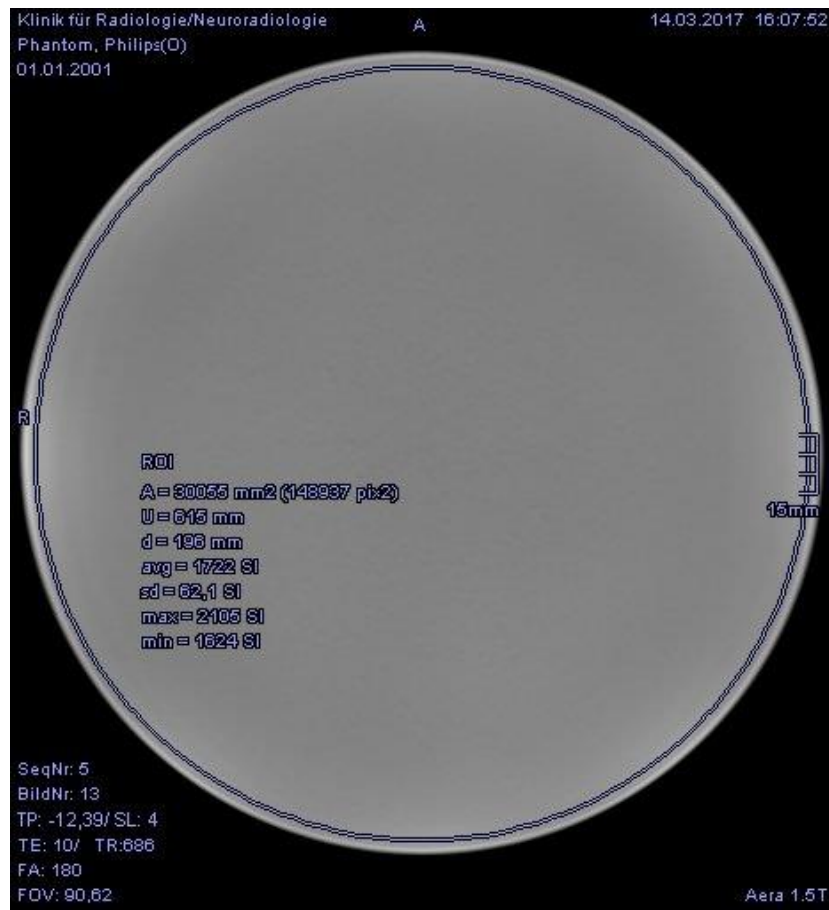


Abbildung 6: ROI im kommerziellen Phantom

### 5.6.3 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung erfolgte mithilfe der Software „Microsoft Office Excel 2007“. Wir führten eine deskriptive Statistik durch.

Die Auswertung der verschiedenen Sequenzen erfolgte separat. Die SNR ist definiert als das Verhältnis der Standardabweichung  $SD_{SI}$  der Pixelgrauwerte SI zur mittleren SI in der ROI (siehe Formel 4):

$$SNR = \frac{SI}{SD_{SI}}$$

Formel 4: Berechnung der SNR  
 $SD_{SI}$ : Standardabweichung der Signalintensität  
 SI: Signalintensität  
 SNR: Signal-zu-Rausch-Verhältnis

Für die SNR wurden drei Einzelmessungen durchgeführt. Es wurde der Mittelwert  $SNR_{ges}$  der Einzelmessungen separat für die Originalsequenz  $SNR_o$  und die angepasste Sequenz  $SNR_{DBS}$  gebildet.

Um die Streuung der Messwerte festzustellen, berechneten wir die Standardabweichung  $s$  der einzelnen Messwerte der SNR.

Als Maß für die Effektstärke berechneten wir den Anteil  $A_{SNR}$ , um den die SNR bei der Anpassung absinkt (siehe Formel 5). Diesen Anteil berechneten wir, indem wir die Differenz der einzelnen Messwerte der SNR bildeten und diese ins Verhältnis zur Ausgangs-SNR setzten. Wir geben ihn in Prozent an:

$$A_{SNR} = \frac{SNR_O - SNR_{DBS}}{SNR_O}$$

Formel 5: Berechnung des Anteils, um den die SNR bei der Anpassung absinkt

$A_{SNR}$ : Anteil, um den die SNR bei der Anpassung absinkt

$SNR_{DBS}$ : SNR der angepassten Sequenz

$SNR_O$ : SNR der Originalsequenz

Wir haben klinisch folgende Einteilung gewählt: Eine Veränderung der  $A_{SNR}$  mit

- $A_{SNR} < -5\%$  entspricht einer Verbesserung der SNR durch die Anpassung.
- $-5\% \leq A_{SNR} < 5\%$  entspricht im Rahmen der Messvarianz der Gleichheit der SNRs vor und nach der Anpassung.
- $5\% \leq A_{SNR} < 10\%$  entspricht einer leichten Reduktion der SNR nach der Anpassung.
- $10\% \leq A_{SNR}$  entspricht einer starken Reduktion der SNR nach der Anpassung, welche möglicherweise Einschränkungen in der klinischen Beurteilung mit sich bringen könnte.

Um zu prüfen, ob sich Ausreißer der Pixelgrauwerte  $SI$  durch die Anpassung verstärken, haben wir eine zweite Statistik durchgeführt. Wir berechneten die Änderung der relativen Spreizung  $S$  oder die Bandbreite der Pixelgrauwerte in Prozent. Wir subtrahierten den durchschnittlichen minimalen Pixelgrauwert  $SI_{min}$  von dem durchschnittlichen maximalen Pixelgrauwert  $SI_{max}$  und dividierten das Ergebnis durch den durchschnittlichen mittleren Pixelgrauwert  $SI$ . Das Ergebnis der angepassten Sequenz zogen wir vom Ergebnis der Originalsequenz ab und teilten dieses Ergebnis wiederum durch das Ergebnis der Originalsequenz (siehe Formel 6):



$$S = \frac{\frac{SI_{\max O} - SI_{\min O}}{SI_O} - \frac{SI_{\max DBS} - SI_{\min DBS}}{SI_{DBS}}}{\frac{SI_{\max O} - SI_{\min O}}{SI_O}}$$

Formel 6: Berechnung der Änderung der relativen Spreizung

S: Änderung der relativen Spreizung

$SI_{DBS}$ : durchschnittliche Pixelgrauwerte der angepassten Sequenz

$SI_{\max DBS}$ : maximale Pixelgrauwerte der angepassten Sequenz

$SI_{\max O}$ : maximale Pixelgrauwerte der Originalsequenz

$SI_{\min DBS}$ : minimale Pixelgrauwerte der angepassten Sequenz

$SI_{\min O}$ : minimale Pixelgrauwerte der Originalsequenz

$SI_O$ : durchschnittliche Pixelgrauwerte der Originalsequenz

Wir legen folgende Grenzwerte fest: Eine relative Spreizung (S) mit einem Prozentwert von

- $S > 110\%$  entspricht einer Verminderung der relativen Spreizung durch die Anpassung.
- $90\% \leq S < 110\%$  entspricht im Rahmen der Messvarianz der Gleichheit der relativen Spreizung vor und nach der Anpassung.
- $80\% \leq S < 90\%$  entspricht einer leichten Vergrößerung der relativen Spreizung nach der Anpassung.
- $80\% \geq S$  entspricht einer starken Vergrößerung der relativen Spreizung nach der Anpassung.

## 5.7 Qualitätsprüfung mittels Phantom:

### Kontrast-Rausch-Verhältnis

Ein weiterer Parameter, den wir für die Beurteilung der Bildqualität in unserer Studie als bedeutsam erachteten, ist die CNR. Besonders wenn sich die TE und TR, aber auch andere Parameter wie etwa der Flipwinkel verändern, kann sich der Kontrast zwischen zwei Geweben verändern, der unter anderem jedoch wichtig ist, um Gewebe voneinander abgrenzen zu können. Die CNR macht diese Änderung messbar.

#### 5.7.1 Das Phantom

Um das Kontrast-Rausch-Verhältnis der Sequenzen zu analysieren, nutzten wir von der Autorin hergestellte Gadolinium-Agarose-Phantome als Kontrastphantom (siehe Abbildung 7). Das Kontrastphantom besteht aus neun Einzelphantomen. Sie sind

jeweils bestimmten Geweben nachempfunden. Jedes Phantom ist definiert durch seine spezielle T1- und T2-Zeit. Je nach zu messender Sequenz können die Einzelphantome in beliebiger Reihenfolge zu viert gestapelt werden und ergeben so das vollständige Kontrast-Phantom. Ober- und unterhalb des Phantoms wurde jeweils eins der übrigen Einzelphantome platziert, um Artefakte im eigentlichen Messbereich auszuschließen. Die Form des Einzelphantoms bestimmte sich durch die umgebende Kunststoffdose mit einem Bodendurchmesser von 8,2 cm, einem Dachdurchmesser von 7,7 cm und einer Füllhöhe von 3,5 cm. Der Deckel überschreitet diese Maße und verschließt das Phantom luftdicht.

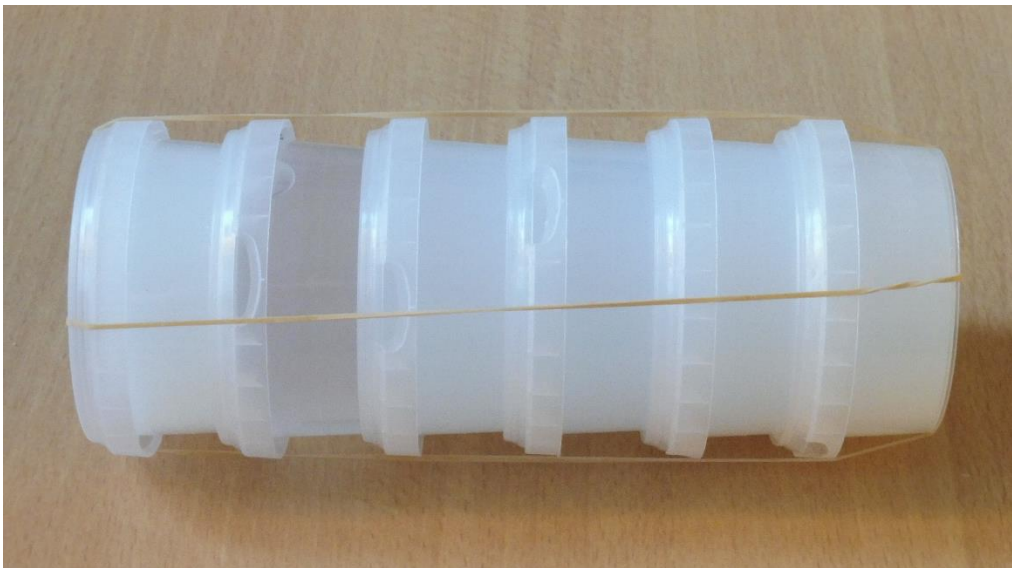


Abbildung 7: Gadolinium-Agarose-Phantom

Der Inhalt der Phantome sollte bestimmte T1- und T2-Eigenschaften erfüllen. Dafür wurde sich an Phantomrezepten aus verschiedenen MRT-Phantomstudien orientiert, die jedoch abgewandelt wurden [35, 38, 39, 47, 74, 119]. Das Innenmaterial der Phantome besteht vor allem aus destilliertem Wasser. Diesem sind das Gadolinium-haltige Kontrastmittel Dotarem® (vor allem für die Modifikation des T1-Effekts) [72], pulverförmige Agarose (hauptsächlich zur Beeinflussung des T2-Effekts sowie zum Eindicken des Phantoms und damit zur Vermeidung von Strömungsartefakten) und 0,03%  $\text{NaN}_3$  (zur Vermeidung der Besiedlung des Phantoms mit Mikroorganismen) zugesetzt. Nachdem die Mischung unter Rühren zum Kochen gebracht wurde und sich die pulverförmige Agarose vollständig in der Flüssigkeit gelöst hatte, wurde sie umgehend in die Kunststoffdöschen gegossen. Der Deckel wurde geschlossen und

eventuell vorhandene Lufteinschlüsse wurden durch mehrfaches Klopfen der Dose auf eine harte Unterlage unter den Deckel steigen gelassen.

Tabelle 1 zeigt die T1- und T2-Eigenschaften der Gewebe, für die die Kontrastphantome optimiert wurden, sowie die gemessenen T1- und T2-Zeiten der Phantome. Außerdem ist die Rezeptur der Phantome aus der Tabelle abzuleiten.

<b>Gewebe</b>	<b>Dotarem® (µl/l)</b>	<b>Agarose (g/l)</b>	<b>T1<sub>soll</sub> (ms)</b>	<b>T2<sub>soll</sub> (ms)</b>	<b>T1<sub>ist</sub> (ms)</b>	<b>T2<sub>ist</sub> (ms)</b>
<b>Arteriell Blut</b>	324	4,4	1540 [89]	254 [6]	1437	251
<b>Fettgewebe</b>	1400	9,2	259 [9, 50]	84 [9]	275	88
<b>Graue Substanz</b>	280	10	921 [5, 9]	101 [9]	963	102
<b>Knorpel</b>	180	26,4	1060 [28]	42 [28]	1079	43
<b>Leber</b>	636	25,2	493 [5, 9]	43 [9]	476	44
<b>Liquor</b>	4	0,4	2500 [26, 58]	1500 [26]	2523	1472
<b>Milz</b>			200 [9]	62 [9]		
<b>Myokard</b>			866 [9]	57 [9]		
<b>Niere, nicht zwischen Mark und Rinde differenziert</b>			745 [9]	58 [9]		
<b>Skelettmuskulatur 1</b>	280	24,4	867 [5, 9]	47 [9]	855	45
<b>Skelettmuskulatur 2</b>	280	22,4	867 [5, 9]	47 [9]	884	49
<b>Synovialflüssigkeit</b>			2850 [28]	1210 [28]		
<b>Weiß Substanz</b>	352	11,2	786 [9, 26]	92 [9]	788	94

Tabelle 1: T1- und T2-Zeiten sowie Zusammensetzung der Kontrastphantome

T1<sub>ist</sub>: T1-Zeit des Phantoms

T1<sub>soll</sub>: T1-Zeit des Gewebes

T2<sub>ist</sub>: T2-Zeit des Phantoms

T2<sub>soll</sub>: T2-Zeit des Gewebes

Im Abschnitt 4 (Klinische MR-Bildgebung) wurden bereits häufige klinische Fragestellungen bei den verschiedenen Organsystemen erklärt. Darauf Bezug nehmend sowie die anatomische Lage der Gewebe zueinander berücksichtigend entschieden wir uns, den Gewebekontrast durch die Messung von folgenden Geweben zu erfassen:

Für die Protokolle Kopf, HWS/BWS und LWS wurde die Reihenfolge (von oben nach unten) Liquor, graue Substanz, weiße Substanz und Skelettmuskulatur 1 verwendet.

Im Knieprotokoll stapelten wir Skelettmuskulatur 2, Knorpel, Liquor und Fett. Das Liquor-Phantom wird wegen der Ähnlichkeit der T1- und T2-Eigenschaften zu Synovialflüssigkeit verwendet.

Im Leberprotokoll galt die Reihenfolge Leber, Fettgewebe, Skelettmuskulatur 2 sowie arterielles Blut.

Im Herzprotokoll wurden Skelettmuskulatur 2, Fettgewebe, arterielles Blut und Leber verwendet. Die Skelettmuskulatur wird wegen der Ähnlichkeit zu Herzmuskulatur verwendet.

Jede der Messungen fand zunächst an der Original- und direkt im Anschluss an der angepassten Sequenz statt.

Die T2-Zeiten des Phantoms Skelettmuskulatur 1 unterschieden sich im Rahmen der Messvarianz nicht zu denen des Leber- und Knorpelphantoms. Um trotzdem aussagekräftige Messungen durchführen zu können, haben wir ein zweites Phantom Skelettmuskulatur 2 mit etwas größerer T2-Zeit hergestellt und für die betreffenden Sequenzen genutzt.

### **5.7.2 Qualitätsprüfung der Phantome**

Wir stellten drei Anforderungen an die selbst hergestellten Phantome: Erstens sollten in den Aufnahmen von den Phantomen optisch weder Lufteinschlüsse noch Agaroseklumpen feststellbar sein. Zweitens sollte die Konsistenz so fest sein, dass optisch keine Bewegungsschlieren erkennbar sind. Und drittens sollten die T1- und T2-Zeiten der Phantome im 5%-Bereich um die T1- und T2-Werte der nachempfundenen Gewebe liegen.

Die erste und zweite Bedingung wurde geprüft, indem die Phantome in der Kopfspule im Isozentrum des Magneten positioniert wurden. Um mögliche Bewegungsschlieren und Lufteinschlüsse sichtbar zu machen, wurde die Messung einer T1- und einer T2-Sequenz am Philips-MRT-Gerät ohne jede Wartezeit gestartet. Jede Schicht der aufgenommenen Sequenzen wurde ausgewertet und es wurde darauf geachtet, dass auf keiner der Schichten Luft- oder Agaroseeinschlüsse, Strömungsartefakte oder sonstige phantombedingte Inhomogenitäten erkennbar waren.

Die T1- und T2-Eigenschaften der Phantome wurden mithilfe dafür angepasster Sequenzen am Philips-MRT-Gerät gemessen [10, 44, 57, 86]. Nach Einzeichnen einer ROI wurde die T1- bzw. T2-Zeit automatisch von der MRT-Software ermittelt. Wir stellten Phantome her, die maximal 5% von den Soll-Werten abweichen durften.

### **5.7.3 Analyse**

Wir maßen das Phantom stets anhand des vollständigen Protokolls, in dem zunächst jeweils die Original- und direkt im Anschluss die angepasste Sequenz gespeichert ist.

Für die Voreinstellungen wählten wir die Phantomeinstellungen mit den Körpermaßen eines Idealmenschen mit 60 kg.

In jedes der Einzelphantome wurde eine ROI in der Größe von  $1.000 \text{ mm}^2$  ( $\pm 50 \text{ mm}^2$ ) gezeichnet. Hierfür wählten wir die Schicht, in der der augenscheinlich größte Durchmesser des Phantoms getroffen wurde, sowie die davor- und dahinterliegende Schicht. Es wurde die SI abgelesen, die  $SD_{SI}$  sowie  $SI_{\max}$  und  $SI_{\min}$ .

Zum Ausschluss von Partialvolumeneffekten wählten wir eine ROI, die regelmäßig einen Abstand von mindestens 0,7 cm zum Phantomrand hat. Wenn wir einen würfelförmigen Voxel voraussetzen und die ROI optimal in die Mitte des Messvolumens eingezeichnet wird, können wir einen Partialvolumeneffekt bei einer Voxelhöhe von 4,83 mm ausschließen.

Abbildung 8 zeigt die vier ROIs im zusammengesetzten Kontrastphantom.

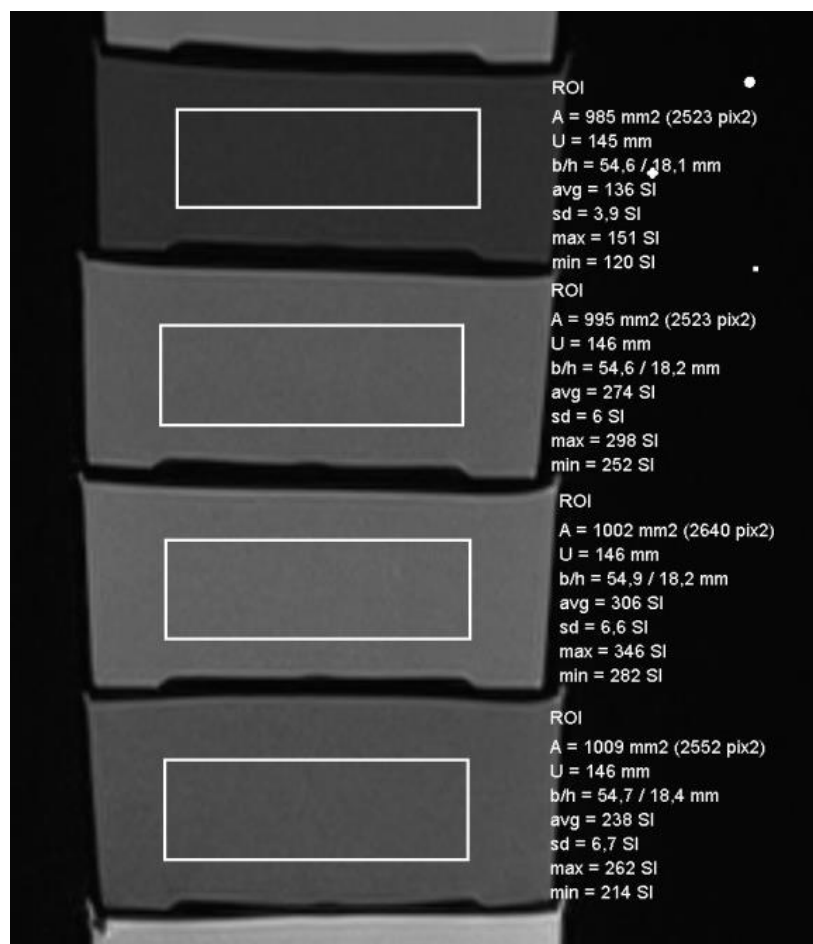


Abbildung 8: ROI im Kontrastphantom aus vier gestapelten Einzelphantomen

## 5.7.4 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung erfolgte mithilfe der Software „Microsoft Office Excel 2007“. Es wurde eine deskriptive Statistik durchgeführt.

Die Auswertung der verschiedenen Sequenzen erfolgte separat. Zur Berechnung der CNR wurden zunächst für jedes Einzelphantom a, b, c und d die Mittelwerte  $SD_a$ ,  $SD_b$ ,  $SD_c$  und  $SD_d$  der Standardabweichungen der Pixelgrauwerte  $SD_{SI}$  aller drei gemessenen Schichten gebildet. Aus den Mittelwerten jeweils zweier Einzelphantome wurde die Differenz gebildet. Gleiches wurde mit den gemessenen Pixelgrauwerten  $SI$  beider Phantome wiederholt: Zunächst wurde der Mittelwert der Einzelmessungen gebildet und jeweils zwei Mittelwerte  $SI_a$ ,  $SI_b$ ,  $SI_c$  bzw.  $SI_d$  im Anschluss voneinander abgezogen. Durch Division der Differenz der SD von jeweils zwei Phantomen (z.B. a und b) durch die Differenz der zugehörigen SI erhielten wir die mittlere CNR (z.B.  $CNR_{ab}$ ) der beiden verwendeten Phantome, z.B. (siehe Formel 7):

$$CNR_{ab} = \frac{SD_a - SD_b}{SI_a - SI_b}$$

Formel 7: Beispiel zur Berechnung der CNR zwischen zwei Phantomen

$CNR_{ab}$ : CNR zwischen Phantom a und Phantom b

$SD_a$ : Mittelwert der Standardabweichungen der Pixelgrauwerte des Phantoms a

$SD_b$ : Mittelwert der Standardabweichungen der Pixelgrauwerte des Phantoms b

$SI_a$ : Mittelwert der Pixelgrauwerte des Phantoms a

$SI_b$ : Mittelwert der Pixelgrauwerte des Phantoms b

Dasselbe wurde für jedes andere der vier Phantome einer Sequenz durchgeführt: Das Einzelphantom a gegen b, gegen c und gegen d, b gegen c und d und c gegen d. Auf diese Weise erhielten wir pro Sequenz sechs CNR der Original- und sechs der angepassten Sequenzen.

Um den Anteil  $A_{CNR}$  festzustellen, um den sich die CNR durch die Anpassung verändert, wurde die CNR der Originalsequenz  $CNR_o$  durch die CNR der angepassten Sequenz  $CNR_{DBS}$  dividiert und in Prozent angegeben. Der Anteil wurde für jedes Phantompaar einzeln bestimmt, z.B. (siehe Formel 8):

$$A_{\text{CNR}_{ab}} = \frac{\text{CNR}_{abO}}{\text{CNR}_{abDBS}}$$

Formel 8: Beispiel zur Berechnung des Anteils, um den sich die CNR zwischen zwei Phantomen durch die Anpassung verändert

$A_{\text{CNR}_{ab}}$ : Anteil, um den sich die CNR zwischen Phantom a und b durch die Anpassung ändert

$\text{CNR}_{abO}$ : CNR der Originalsequenz zwischen Phantom a und b

$\text{CNR}_{abDBS}$ : CNR der angepassten Sequenz zwischen Phantom a und b

An diesem Anteil kann man ablesen, wie sich der Kontrast zwischen den beiden ausgewählten Phantomen verhält. Damit ist er ein Maß für die Effektstärke.

Um einen Überblick über die durchschnittliche Veränderung des Bildkontrastes zu bekommen, wurde der Mittelwert  $\bar{A}_{\text{CNR}}$  der  $A_{\text{CNR}}$  von allen sechs Phantomkombinationen gebildet.

Eine Veränderung mit

$\bar{A}_{\text{CNR}} < 90\%$  entspricht einer Verbesserung der CNR durch die Anpassung.

$90\% \leq \bar{A}_{\text{CNR}} < 110\%$  entspricht im Rahmen der Messvarianz der Gleichheit der CNRs vor und nach der Anpassung.

$110\% \leq \bar{A}_{\text{CNR}} < 120\%$  entspricht einer leichten Reduktion der CNR nach der Anpassung, welche für die klinische Beurteilung in der Routine jedoch weiterhin nicht relevant ist.

$120\% \leq \bar{A}_{\text{CNR}}$  entspricht einer starken Reduktion der CNR nach der Anpassung, welche möglicherweise Einschränkungen in der klinischen Beurteilung mit sich bringen könnte.

Um die Streuung der CNR der verschiedenen Phantome zu messen, berechneten wir die Standardabweichung  $s$ .

## 5.8 Qualitätsprüfung mittels Phantom:

### Geometrische Verzerrung

Ein wichtiger Parameter zur Einschätzung der Bildqualität ist die geometrische Verzerrung, die die Genauigkeit der örtlichen Zuordnung des MRT-Signals angibt. Sie spielt unter anderem bei Epi-Sequenzen eine große Rolle. Zur objektiven Bestimmung

der Bildqualität verwendeten wir ein kommerzielles MRT-Phantom der Firma Philips Medical Systems.

### 5.8.1 Das Phantom

Das verwendete Phantom besteht aus verschiedenen Kammern mit unterschiedlichen T1- und T2-Eigenschaften. Für die Messungen zur Beurteilung der geometrischen Verzerrung nutzten wir einen runden Bereich des Phantoms, mit dem Außendurchmesser von ca. 203 mm. Der betreffende Bereich besteht aus einem Kunststoff, in dem im Abstand von 2,5 cm Bohrungen mit einem Durchmesser von je ca. 0,5 cm zu finden sind. Diese Bohrungen sind flüssigkeitsgefüllt und unterscheiden sich dadurch sowohl in ihren T1- als auch in ihren T2-Eigenschaften vom umgebenden Kunststoff. Sie sind in einem Schachbrettmuster angeordnet und in der maximalen Ausdehnung finden sich sieben Bohrungen nebeneinander. Der genaue Aufbau ist in Abbildung 9 dargestellt.

Wir maßen das Phantom stets anhand des vollständigen Protokolls, in dem zunächst jeweils die Original- und direkt im Anschluss die angepasste Sequenz gespeichert ist. Für die Voreinstellungen wählten wir die Phantomeinstellungen mit den Körpermaßen eines Idealmenschen mit 60 kg.

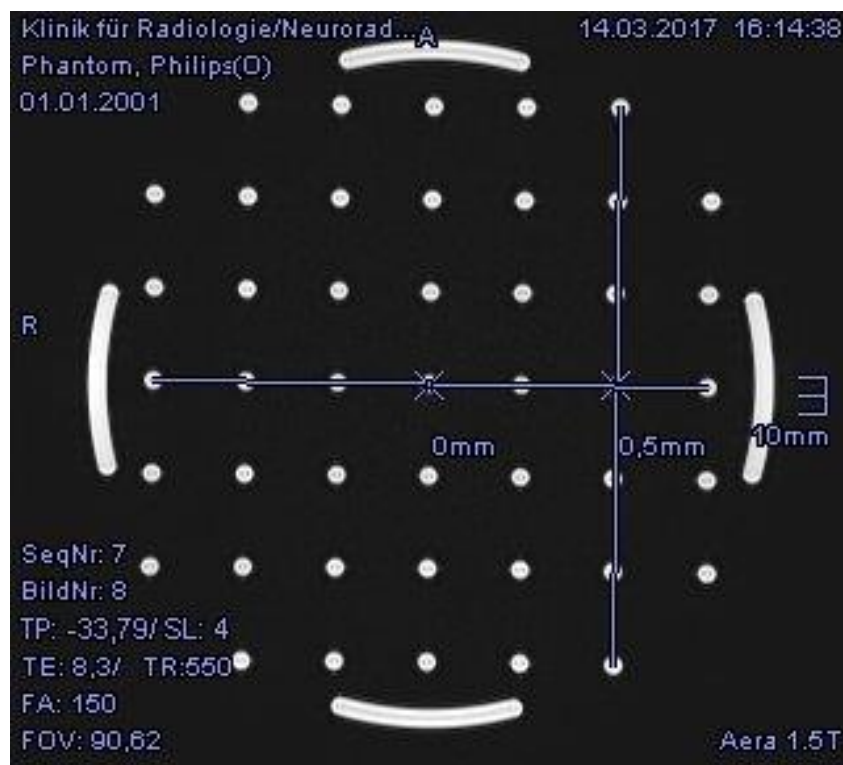


Abbildung 9: Geometrie des kommerziellen Phantoms mit Messung der geometrischen Abweichung



## 5.8.2 Analyse

Wir maßen sowohl die Original- als auch die angepassten Sequenzen in derselben Weise aus: Zunächst wurde die Sequenzschicht möglichst genau aus der Mitte des Phantombereichs mit den Bohrungen ausgewählt. Danach wurde die Mitte der in der Abbildung 10 mit „1“ bezeichneten Bohrung mit der der Bohrung „2“ durch eine Gerade verbunden. Wir vermaßen den rechtwinkligen Abstand der resultierenden Geraden zur Mitte der Bohrung Nummer 3. Als zweiten Messwert wurde auf dieselbe Weise der rechtwinklige Abstand einer Geraden, die die Mittelpunkte von Bohrungen „4“ und „5“ verband, zur mittig liegenden Bohrung „6“ genommen (siehe Abbildung 10). Beides wurde für die Sequenzschicht oberhalb und unterhalb der zuerst vermessenen Schicht wiederholt.

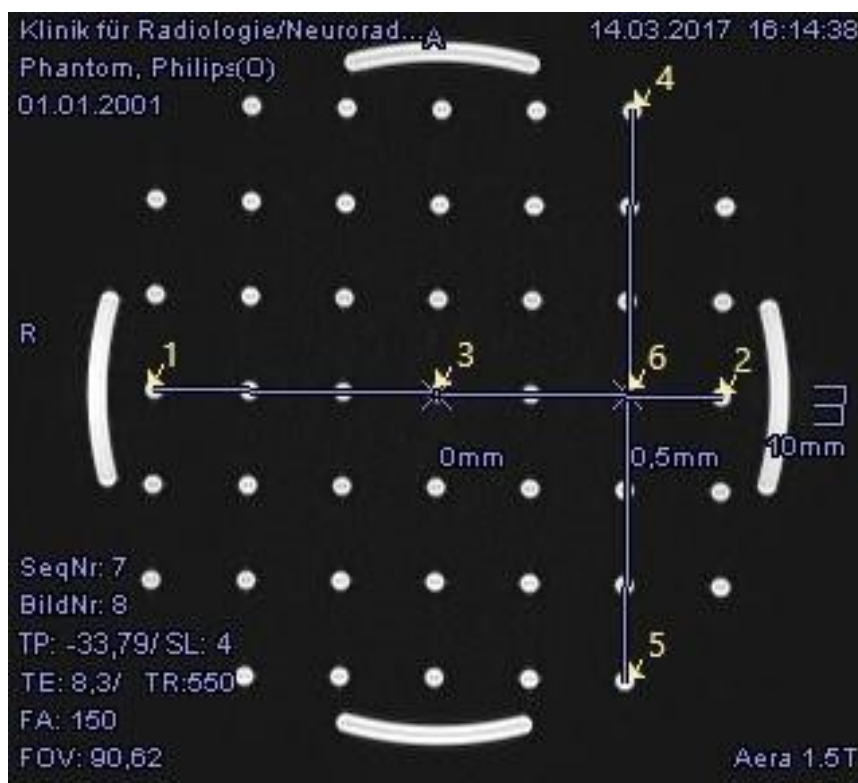


Abbildung 10: Abmessung der geometrischen Abweichung im kommerziellen Phantom

## 5.8.3 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung erfolgte mithilfe der Software „Microsoft Office Excel 2007“. Es wurde eine deskriptive Statistik durchgeführt.

Aus allen sechs gemessenen Werten einer Sequenz wurde der Mittelwert  $\bar{\chi}$  gebildet, den wir als geometrische Abweichung annahmen.

Um die Streuung der Messwerte zu messen, berechneten wir die Standardabweichung  $s$ .

Indem die Differenz  $\bar{\chi}_{\text{Diff}}$  der geometrischen Abweichung von angepasster Sequenz  $\bar{\chi}_{\text{DBS}}$  und Originalsequenz  $\bar{\chi}_0$  gebildet wurde, konnten wir beurteilen, in welcher der Sequenzen diese Abweichung höher war (siehe Formel 9):

$$\bar{\chi}_{\text{Diff}} = \bar{\chi}_{\text{DBS}} - \bar{\chi}_0$$

Formel 9: Berechnung der Differenz der geometrischen Abweichung zwischen angepasster und Originalsequenz

$\bar{\chi}_{\text{DBS}}$ : geometrische Abweichung der angepassten Sequenz

$\bar{\chi}_{\text{Diff}}$ : Differenz der geometrischen Abweichung zwischen angepasster und Originalsequenz

$\bar{\chi}_0$ : geometrische Abweichung der Originalsequenz

Eine Annäherung an den durchschnittlichen Messfehler ermittelten wir, indem wir jeweils die Differenz der horizontalen und vertikalen Messwerte untereinander bildeten. Über alle Sequenzen gemittelt ergab sich daraus ein durchschnittlicher Messfehler von 0,1469 mm mit einer Standardabweichung von 0,0751 mm.

Für die Auswertung der Ergebnisse gehen wir wegen des durchschnittlichen Messfehlers davon aus, dass

- $\bar{\chi}_{\text{Diff}} < -0,2$  mm eine Verbesserung der geometrischen Abweichung durch die Anpassung bedeutet.
- $-0,2 \text{ mm} \leq \bar{\chi}_{\text{Diff}} \leq 0,2$  mm im Rahmen der Messvarianz keine Veränderung der geometrischen Abweichung durch die Anpassung bedeutet.
- $0,2 \text{ mm} < \bar{\chi}_{\text{Diff}}$  eine Verschlechterung der geometrischen Abweichung durch die Anpassung bedeutet.

## 5.9 Analyse der Sequenztypen und der angepassten Parameter

Um herauszufinden, welche Sequenztypen nur mit stärkeren und welche ohne Einschränkungen angepasst werden konnten, haben wir die Qualität der angepassten Sequenz nach diesen Typen aufgeschlüsselt. Hierzu bildeten wir zunächst einen Score  $Q_{\text{ges}}$ , der die einzelnen Kategorien der Bildqualität für jede einzelne Sequenz

gewichtet zusammenfasst. Den Kategorien V: Abnahme der Bildqualität der Gesamtsequenz in der Einzelbeurteilung, DC: Änderung der Gesamtsequenz durch die Anpassung im direkten Vergleich, MT: Messzeitveränderung durch die Anpassung,  $A_{SNR}$ : Anteil, um den die SNR durch die Anpassung absinkt, S: Änderung der relativen Spreizung der SNR durch die Anpassung und  $\bar{A}_{CNR}$ : Anteil der CNR der angepassten Sequenz von der Ausgangs-CNR, wiesen wir nach der Einteilung, die im jeweiligen Methodikteil beschrieben ist, bis zu vier Punkte zu: 0 Punkte: angepasste Sequenz ist besser, 1 Punkt: angepasste Sequenz ist gleich Originalsequenz, 2 Punkte: Originalsequenz ist besser, vermutlich wenig klinische Relevanz und 3 Punkte: Originalsequenz ist besser, klinische Relevanz möglich. Bei  $\bar{\chi}_{Diff}$ : Differenz der geometrischen Abweichung von angepasster und Originalsequenz nutzten wir ausschließlich die Stufen 0, 1 und 3.

Aufgrund der klinischen Relevanz wiesen wir den verschiedenen Kategorien unterschiedliche Gewichtungsfaktoren zu: V: 10, DC: 15, MT: 3,  $A_{SNR}$ : 3, S: 1,  $\bar{A}_{CNR}$ : 1 und  $\bar{\chi}_{Diff}$ : 1. Diese Gewichtungsfaktoren multiplizierten wir mit der erreichten Punktzahl 0 bis 3 in der jeweiligen Kategorie. Den erreichten Wert dividierten wir durch die Summe der Gewichtungsfaktoren 34.

Die Berechnung von  $Q_{ges}$  ist in der Formel 10 dargestellt:

$$Q_{ges} = \frac{10 * V + 15 * DC + 3 * MT + 3 * A_{SNR} + 1 * S + 1 * \bar{A}_{CNR} + 1 * \bar{\chi}_{Diff}}{34}$$

Formel 10: Berechnung des Scores, der die einzelnen Kategorien der Bildqualität für jede einzelne Sequenz gewichtet zusammenfasst

$\bar{A}_{CNR}$ : Anteil der CNR der angepassten Sequenz von der Ausgangs-CNR

$A_{SNR}$ : Anteil, um den die SNR durch die Anpassung absinkt

DC: Änderung der Gesamtsequenz durch die Anpassung im direkten Vergleich

MT: Messzeitveränderung durch die Anpassung

S: Änderung der relativen Spreizung der SNR durch die Anpassung

V: Abnahme der Bildqualität der Gesamtsequenz in der Einzelbeurteilung

$\bar{\chi}_{Diff}$ : Differenz der geometrischen Abweichung von angepasster und Originalsequenz

Bei einer Gesamtwertung von

- $Q_{ges} < 0$  betrachteten wir die angepasste Sequenz als besser (in den Tabellen dargestellt als +)
- $0 \leq Q_{ges} < 1$  betrachteten wir die angepasste Sequenz als gleichwertig (in den Tabellen dargestellt als 0)

- $1 \leq Q_{\text{ges}} < 2$  betrachteten wir die angepasste Sequenz als leicht unterlegen, vermutlich ohne klinische Relevanz (in den Tabellen dargestellt als -)
- $2 \leq Q_{\text{ges}}$  betrachteten wir die angepasste Sequenz als unterlegen mit möglicher klinischer Relevanz (in den Tabellen dargestellt als - -).

Im Anschluss analysierten wir, welcher Anteil der Sequenzen mit einem bestimmten Merkmal welche Qualitätsstufe erreichten. Wir analysierten die Merkmale T1-, T2- und PD-Wichtung, SE-, TSE- und GE-Sequenz, Hast, Trufi, Flash, Blade, GM-only, ToF, Survey, BTFE, BFFE und Ciss sowie die Fett- und Wassersättigungstechniken fs, Spir, Spair, Stir und Tirm, die Techniken FB und BH sowie 3D-Sequenzen.

Dafür analysierten wir alle Sequenzen mit dem betreffenden Merkmal, die wir in unserer Studie optimierten. Wieder wurde  $Q_{\text{ges}}$  zu Hilfe genommen. Wir berechneten, welcher Anteil in Prozent die vier Qualitätsstufen von  $Q_{\text{ges}}$  jeweils ausmachten, wie viel Prozent der Sequenzen mit dem betreffenden Merkmal sich also durch die Anpassung verbesserten, wie viel gleichblieben, wie viel sich leicht und wie viel sich stark verschlechterten. Außerdem wurde ein Bezug zu dem  $B_{1+\text{rms}}$  der Ausgangssequenz und zu den Protokollen, in denen sich die Sequenzen befinden, hergestellt.

Des Weiteren analysierten wir, welche Änderung der Parameter zu einem besonders schlechten Anpassungsergebnis führten bzw. welche Änderungen vermehrt zu welchen negativen Konsequenzen führten.

Dafür selektierten wir aus dem Beurteilungsbogen all jene Sequenzen, deren erreichte Punktzahl in wenigstens einer der abgefragten Bildqualitätskriterien um mindestens 10% unter der Wertung der Originalsequenz lag. Diese 10% entsprechen dem vorher (Abschnitt 5.5.4.1 Einzelbeurteilung) definierten Bereich, in dem wir annehmen, dass die angepasste Sequenz im Rahmen der Messvarianz zwar von schlechterer Qualität ist, jedoch klinische Relevanz noch nicht zwingend gegeben ist. Dem jeweiligen Bildqualitätskriterium ordneten wir alle Parameter zu, die in der betreffenden Sequenz angepasst wurden. Wir analysierten über alle Sequenztypen hinweg, welche Parameter angepasst wurden, wenn sich ein bestimmtes Bildqualitätskriterium verschlechtert hatte.

Die Anpassung, die bei einem verschlechterten Bildqualitätskriterium am häufigsten vorgenommen wurde, führten wir im Ergebnisteil auf.

Andersherum assoziierten wir bei denselben ausgewählten Sequenzen die Änderung der Parameter mit den Verschlechterungen der Bildqualitätskriterien und führten ebenfalls die Kriterien auf, die am häufigsten beeinflusst wurden.

## 6 Ergebnisse

Im Folgenden stellen wir für jedes Organsystem und jedes MRT-Gerät die Ergebnisse unserer Studie vor. Dabei erwähnen wir ausdrücklich die Sequenzen, die nur mit hohem Aufwand bzw. starken Veränderungen der Parameter oder der Messzeit anzupassen waren. Wir gehen gegebenenfalls separat auf die Beeinflussung der klinischen Beurteilbarkeit (gemessen mittels Beurteilungsbogen) und die Phantommessungen ein, insbesondere wenn diese voneinander abweichen. Abbildung 11 zeigt exemplarisch eine Anpassung mit klinischen Limitationen, Abbildung 12 eine problematisch anzupassende Sequenz sowie Abbildung 13: Vergleich von MRT-Bildern von Original (linke Spalte) und angepasster Sequenz (rechte Spalte) E und F: LWS Philips: T2 TSE 512: keine klinischen Einschränkungen trotz hohem  $B_{1+rms}$  ( $2,81 \mu T$ ) in der Originalsequenz

eine gelungene Anpassung. Außerdem werden Schwierigkeiten in der Anpassung bestimmter Sequenztypen und Assoziationen zwischen der Veränderung gewisser MR-Parameter und dem Auftreten von spezifischen Problemen besprochen.



Abbildung 11: Vergleich von MRT-Bildern von Original (linke Spalte) und angepasster Sequenz (rechte Spalte)

A und B: Knie Siemens: T1 SE sag 320: Beispiel für Anpassung mit klinischen Limitationen wegen erhöhtem Rauschen und herabgesetzter Auflösung ( $B_{1+rms}$  von  $4,1 \mu T$  in der Originalsequenz)

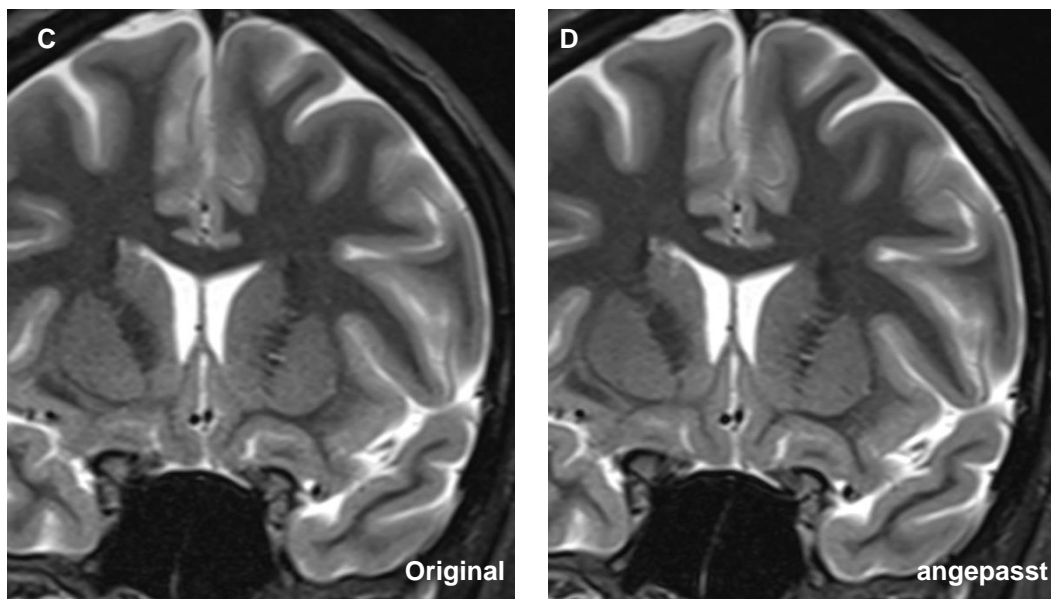


Abbildung 12: Vergleich von MRT-Bildern von Original (linke Spalte) und angepasster Sequenz (rechte Spalte)

C und D: Kopf Siemens: Stir cor: keine klinischen Limitationen, aber erhöhte Messzeit (von 4 min und 12 s auf 5 min und 56 s)

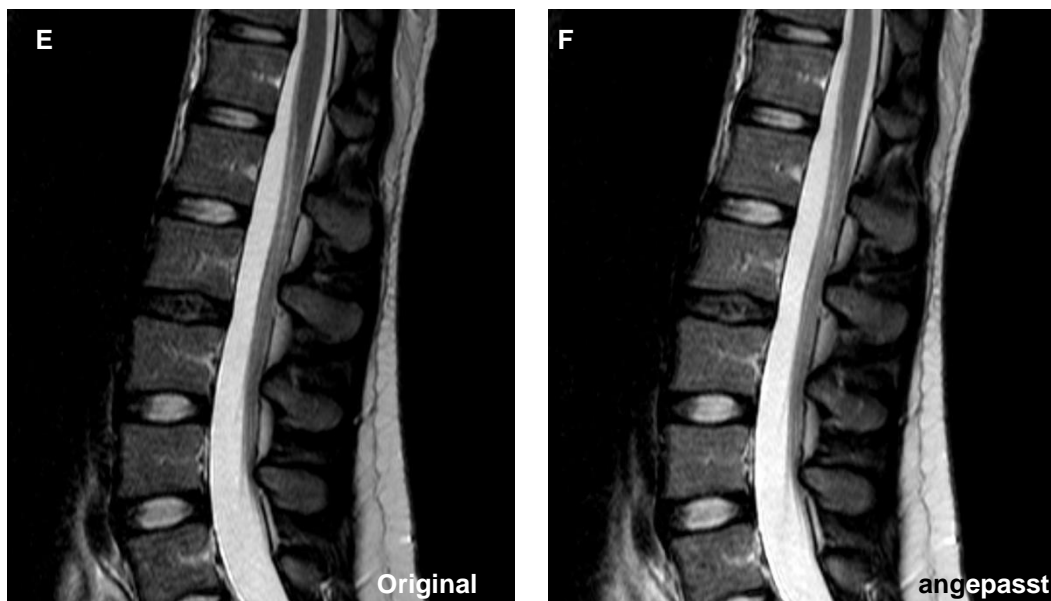


Abbildung 13: Vergleich von MRT-Bildern von Original (linke Spalte) und angepasster Sequenz (rechte Spalte) E und F: LWS Philips: T2 TSE 512: keine klinischen Einschränkungen trotz hohem  $B_{1+rms}$  ( $2,81 \mu T$ ) in der Originalsequenz

Abbildung 11 bis Abbildung 13 zeigen beispielhaft ein nur mit Einschränkungen, ein mit Messzeiterhöhung und ein ohne jegliche Einschränkung gelungenes Sequenzpaar von Original- und angepasster Sequenz.

Die genauen Anpassungen und Ergebnisse jeder Sequenz dieser Studie sind im Anhang nachzuschlagen.

## 6.1 Kopf

### 6.1.1 Philips

Keiner Optimierung bedurfte es bei einer Reihe von Sequenzen wie etwa den häufig genutzten diffusions- und perfusionsgewichteten Sequenzen beider Geräte. Flair-, Thrive-, T1 MPR, Ven BOLD und viele andere Sequenzen erfüllten die für die Bildgebung mit aktiven Implantaten notwendigen Bedingungen ohne jede Anpassung. Für die Optimierung der MRT-Sequenzen wählten wir T2 TSE, ToF, T1 tra, GM only, Stir lowTE und T1 TSE Spir aus.

	V	DC	MT	$\bar{X}_{Diff}$	A <sub>SNR</sub>	S	$\bar{A}_{CNR}$	
<b>T2 TSE</b>	1	0	0	1	3	2	2	
<b>ToF</b>	1	0	1	1	1	1	3	
<b>T1 tra</b>	2	3	0	1	3	0	3	
<b>GM only</b>	1	0	1	1	1	1	1	
<b>Stir lowTE</b>	1	0	0	1	0	0	0	
<b>T1 TSE Spir</b>	1	0	3	1	0	1	1	
	+	< -10%	O < DBS	reduziert	< -0,2 mm -0,2 mm bis 0,2 mm	< -5%	> 110%	< 90%
	0:	-10% bis 10%	0 ≤ D < G/2	< 10% erhöht		-5% bis 5%	90 bis 110%	90% bis 110%
	-:	10% bis 20%	G/2 ≤ D < G	10% bis 20% erhöht		5% bis 10%	80% bis 90%	110% bis 120%
	--:	> 20%	D ≥ G	> 20% oder 45 s erhöht	> 0,2 mm	> 10%	< 80%	> 120%
<p>+: angepasste Sequenz ist besser            0: angepasste Sequenz ist gleich Originalsequenz            -: Originalsequenz ist besser, vermutlich wenig klinische Relevanz            --: Originalsequenz ist besser, klinische Relevanz möglich            V: Abnahme der Bildqualität der Gesamtsequenz in der Einzelbeurteilung            DC: Änderung der Gesamtsequenz durch die Anpassung im direkten Vergleich; O: „Originalsequenz ist besser“, DBS: „angepasste Sequenz ist besser“, G: „beide Sequenzen sind gleich gut“, D: Differenz der Prozentpunkte der Kategorie O mit der DBS            MT: Messzeitveränderung durch die Anpassung  <math>\bar{X}_{Diff}</math>: Differenz der geometrischen Abweichung von angepasster und Originalsequenz            A<sub>SNR</sub>: Anteil, um den die SNR durch die Anpassung absinkt            S: Änderung der relativen Spreizung der SNR durch die Anpassung  <math>\bar{A}_{CNR}</math>: Anteil der CNR der angepassten Sequenz von der Ausgangs-CNR</p>								

Tabelle 2: Übersicht der Ergebnisse des Protokolls "Kopf Philips"

In Tabelle 2 ist zu erkennen, welche Parameter durch die Anpassung beeinflusst wurden. Abbildung 14 und Abbildung 15 zeigen graphisch die Änderung der SNR bzw. CNR durch die Anpassung. Die Anpassung aller Sequenzen war mit leichten Änderungen verschiedener Parameter einfach möglich.

Bei der T1 TSE Spir war es nötig, die Messzeit um etwa eine Minute zu verlängern.



In nahezu keiner der optimierten Sequenzen konnte ein Unterschied zur Originalsequenz festgestellt werden. Im Vergleich der beiden Sequenzen machten die optimierten Sequenzen sogar einen etwas besseren Qualitätseindruck.

In der T2 TSE konnte eine leichte Verschlechterung der CNR und SNR gemessen werden, die vermutlich jedoch keine klinische Relevanz hat.

Lediglich die Anpassung der T1 tra ist nur mit Einschränkungen gelungen. In der Einzelbewertung schnitt sie leicht schlechter ab als die Originalsequenz. Im direkten Vergleich fielen die Einbußen in der Bildqualität eindeutig auf. Sie betrafen vor allem die Erkennbarkeit der anatomischen Strukturen und das Auftreten von sequenzbedingten Artefakten. Auch die Messung der SNR und CNR unterstützen dieses Ergebnis.

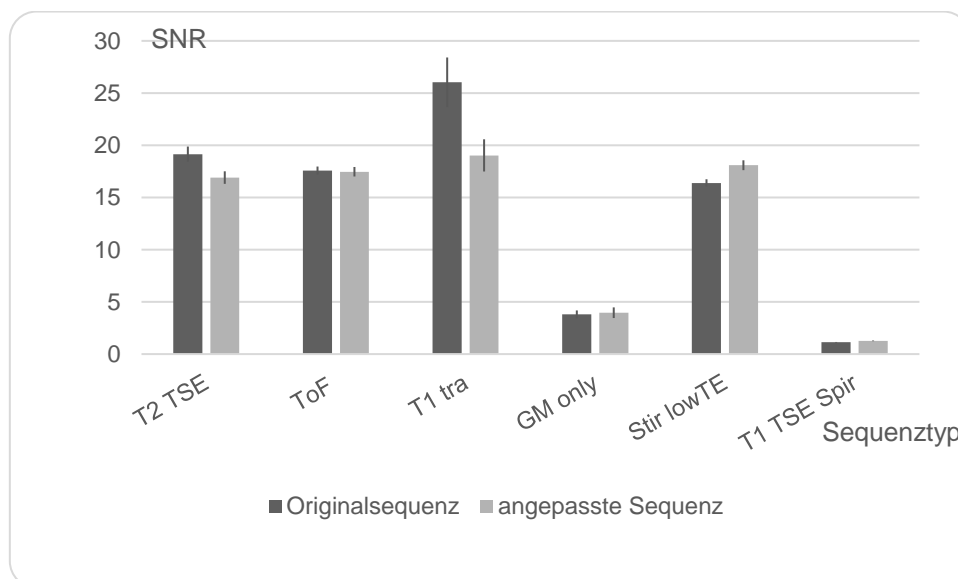


Abbildung 14: SNR mit einfacher Standardabweichung des Protokolls „Kopf Philips“

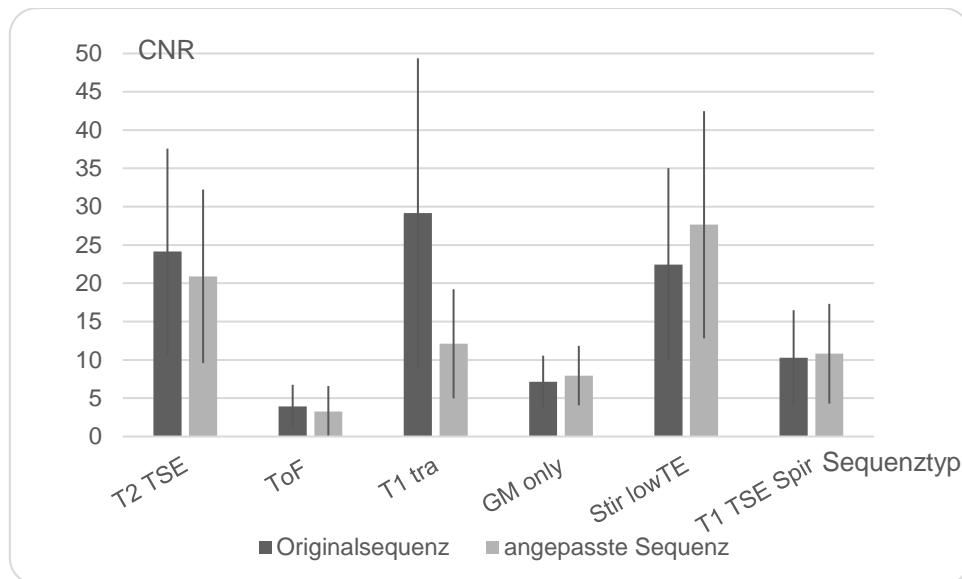


Abbildung 15: CNR mit einfacher Standardabweichung des Protokolls „Kopf Philips“

## 6.1.2 Siemens

Keiner Optimierung bedurfte es unter anderem bei den häufig genutzten Diffusions- und Perfusionssequenzen, der Epi, ToF, T1 Tirm, T2 3D, T2 Tirm dark fluid und T1 mprage, welche einen Großteil der im klinischen Alltag für verschiedenste Indikationen eingesetzten Sequenzen abdecken. Nichtsdestotrotz musste eine Anpassung bei einigen Sequenzen durchgeführt werden. In die Optimierung der Studie wurden die Sequenzen T2 TSE tra 320 3mm, T1 TSE tra 256, T1 TSE cor, Stir cor und T2 ciss 3D tra 0.7 eingeschlossen.

	V	DC	MT	$\bar{X}_{Diff}$	A <sub>SNR</sub>	S	$\bar{A}_{CNR}$	
<b>T2 TSE tra 320 3mm</b>	1	3	1	1	2	1	3	
<b>T1 TSE tra 256</b>	1	2	3	1	0	0	3	
<b>T1 TSE cor</b>	1	1	3	1	1	1	2	
<b>Stir cor</b>	1	0	3	0	0	0	1	
<b>T2 ciss 3D tra 0.7</b>	1	1	3	1	3	1	1	
	+:	< -10%	O < DBS	reduziert	< -0,2 mm	< -5%	> 110%	< 90%
	0:	-10% bis 10%	0 ≤ D < G/2	< 10% erhöht	-0,2 mm bis 0,2 mm	-5% bis 5%	90 bis 110%	90% bis 110%
	-:	10% bis 20%	G/2 ≤ D < G	10% bis 20% erhöht		5% bis 10%	80% bis 90%	110% bis 120%
	- -:	> 20%	D ≥ G	> 20% oder 45 s erhöht	> 0,2 mm	> 10%	< 80%	> 120%
+: angepasste Sequenz ist besser 0: angepasste Sequenz ist gleich Originalsequenz -: Originalsequenz ist besser, vermutlich wenig klinische Relevanz - -: Originalsequenz ist besser, klinische Relevanz möglich V: Abnahme der Bildqualität der Gesamtsequenz in der Einzelbeurteilung DC: Änderung der Gesamtsequenz durch die Anpassung im direkten Vergleich; O: „Originalsequenz ist besser“, DBS: „angepasste Sequenz ist besser“, G: „beide Sequenzen sind gleich gut“, D: Differenz der Prozentpunkte der Kategorie O mit der DBS MT: Messzeitveränderung durch die Anpassung $\bar{X}_{Diff}$ : Differenz der geometrischen Abweichung von angepasster und Originalsequenz A <sub>SNR</sub> : Anteil, um den die SNR durch die Anpassung absinkt S: Änderung der relativen Spreizung der SNR durch die Anpassung $\bar{A}_{CNR}$ : Anteil der CNR der angepassten Sequenz von der Ausgangs-CNR								

Tabelle 3: Übersicht der Ergebnisse des Protokolls "Kopf Siemens"

Tabelle 3 zeigt den Erfolg der jeweiligen Sequenzanpassung. In Abbildung 16 und Abbildung 17 ist die Änderung der SNR bzw. CNR graphisch dargestellt. Die Parameter der Sequenzen mussten nur leicht angepasst werden, um den  $B_{1+rms}$ -Grenzwert zu erreichen.

Nichtsdestotrotz war es nötig, die Messzeit von vier der Sequenzen um 46 s bis zu 1 min und 34 s zu erhöhen.

Bei keiner der angepassten Sequenzen fiel in der Einzelbeurteilung eine Unterlegenheit auf. Lediglich im direkten Vergleich konnten die Beurteiler bei der T2 TSE tra 320 3mm und der T1 TSE tra 256 eine Verschlechterung der Bildqualität feststellen. Die T2 TSE tra 320 3mm verschlechterte sich vor allem im Punkt Rauschen. Die T1 TSE tra 256 zeigte Einbußen der Bildqualität im Bereich Abgrenzbarkeit und sequenzbedingter Artefakte. Bei beiden Sequenzen konnte auch eine Reduktion der CNR festgestellt werden, bei der T2 TSE tra 320 3mm zusätzlich der SNR.

Die Reduktion der SNR der T2 ciss 3D tra 0.7 blieb in der klinischen Beurteilung durch die Beurteiler ohne Relevanz.

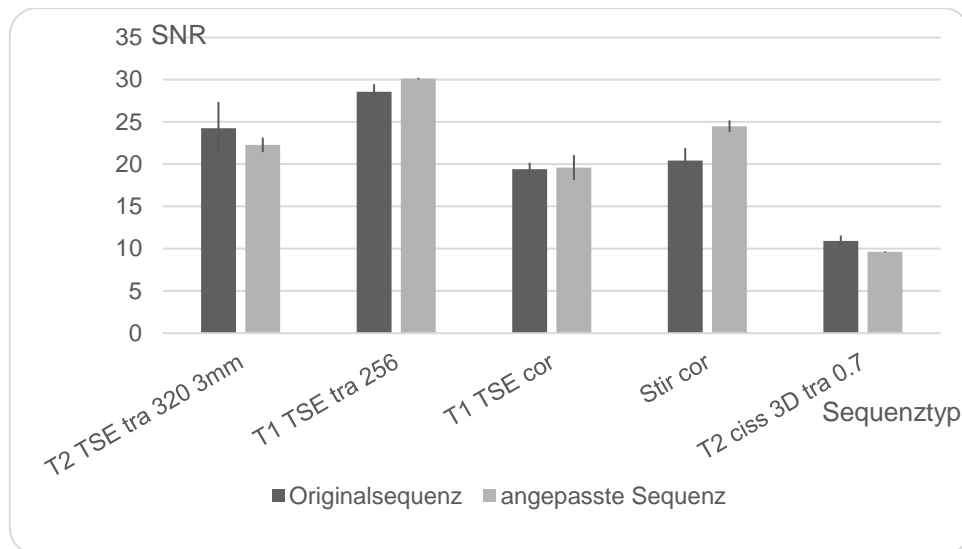


Abbildung 16: SNR mit einfacher Standardabweichung des Protokolls „Kopf Siemens“

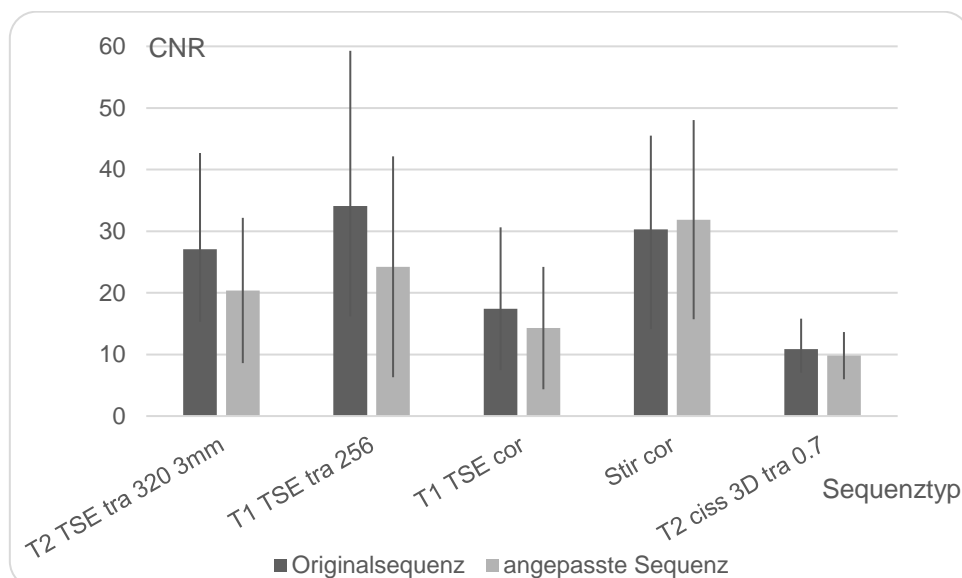


Abbildung 17: CNR mit einfacher Standardabweichung des Protokolls „Kopf Siemens“

## 6.2 Halswirbelsäule/Brustwirbelsäule

### 6.2.1 Philips

Die DWI beispielsweise benötigte keine Anpassung. In dieser Studie wurden die Sequenzen T2 TSE 530mm, T1 TSE 530mm, Stir 530mm, T2 TSE, T1 SE und T1 fs 25 angepasst.

	V	DC	MT	$\bar{X}_{Diff}$	A <sub>SNR</sub>	S	$\bar{A}_{CNR}$	
<b>T2 TSE 530mm</b>	1	0	3	1	1	1	1	
<b>T1 TSE 530mm</b>	1	1	0	1	0	1	2	
<b>Stir 530mm</b>	1	1	2	1	1	1	3	
<b>T2 TSE</b>	1	2	1	1	1	1	0	
<b>T1 SE</b>	1	2	3	1	3	0	0	
<b>T1 fs 25</b>	1	0	1	1	1	1	1	
	+:	< -10%	O < DBS	reduziert	< -0,2 mm	< -5%	> 110%	< 90%
	0:	-10% bis 10%	0 ≤ D < G/2	< 10% erhöht	-0,2 mm bis 0,2 mm	-5% bis 5%	90 bis 110%	90% bis 110%
	-:	10% bis 20%	G/2 ≤ D < G	10% bis 20% erhöht		5% bis 10%	80% bis 90%	110% bis 120%
	--:	> 20%	D ≥ G	> 20% oder 45 s erhöht	> 0,2 mm	> 10%	< 80%	> 120%
+: angepasste Sequenz ist besser 0: angepasste Sequenz ist gleich Originalsequenz -: Originalsequenz ist besser, vermutlich wenig klinische Relevanz --: Originalsequenz ist besser, klinische Relevanz möglich V: Abnahme der Bildqualität der Gesamtsequenz in der Einzelbeurteilung DC: Änderung der Gesamtsequenz durch die Anpassung im direkten Vergleich; O: „Originalsequenz ist besser“, DBS: „angepasste Sequenz ist besser“, G: „beide Sequenzen sind gleich gut“, D: Differenz der Prozentpunkte der Kategorie O mit der DBS MT: Messzeitveränderung durch die Anpassung $\bar{X}_{Diff}$ : Differenz der geometrischen Abweichung von angepasster und Originalsequenz A <sub>SNR</sub> : Anteil, um den die SNR durch die Anpassung absinkt S: Änderung der relativen Spreizung der SNR durch die Anpassung $\bar{A}_{CNR}$ : Anteil der CNR der angepassten Sequenz von der Ausgangs-CNR								

Tabelle 4: Übersicht der Ergebnisse des Protokolls "HWS/BWS Philips"

Tabelle 4 zeigt, ob die Anpassung der jeweiligen Sequenzen erfolgreich war. Die Änderung der SNR bzw. CNR ist in Abbildung 18 bzw. Abbildung 19 graphisch dargestellt. Die Anpassung aller Sequenzen war mit leichten Änderungen verschiedener Parameter einfach möglich.

Keine der Sequenzen zeigte in der Einzelwertung Einbußen in der Bildqualität. Lediglich leichte Qualitätseinschränkungen wurden im direkten Vergleich der beiden Sequenzen T2 TSE und T1 SE gefunden. Bei der T2 TSE ist der Grund für die schlechtere Bewertung vor allem das erhöhte Auftreten von Bildartefakten. Zwei weitere Sequenzen schnitten im direkten Vergleich hingegen sogar besser ab als die zugehörigen Originale.

Verringerungen der CNR wurden nur in zwei Sequenzen festgestellt, die jedoch in der Beurteilung nicht schlechter geratet wurden. Eine Abnahme der SNR wurde lediglich in der T1 SE gefunden und das obwohl die Messzeit um 1 min und 28 s erhöht werden musste. Weitere Messzeiterhöhungen mussten bei der T2 TSE 530mm und der Stir 530mm vorgenommen werden.

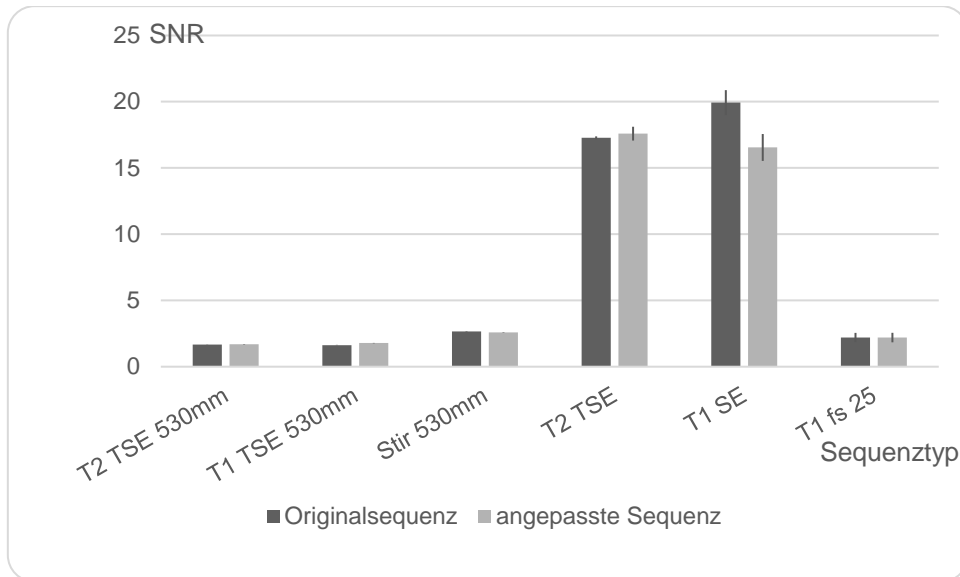


Abbildung 18: SNR mit einfacher Standardabweichung des Protokolls „HWS/BWS Philips“

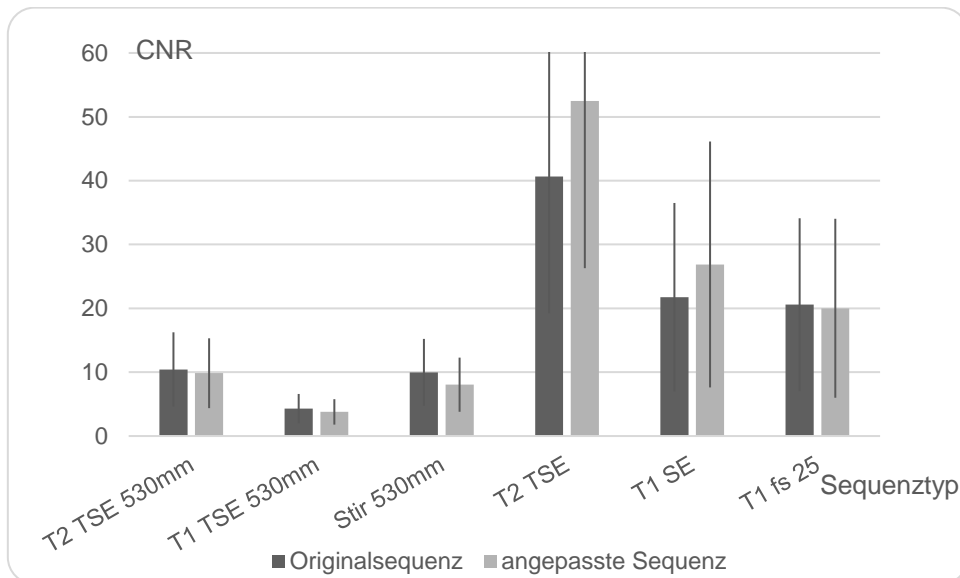


Abbildung 19: CNR mit einfacher Standardabweichung des Protokolls „HWS/BWS Philips“

## 6.2.2 Siemens

Ein Großteil der Sequenzen erfüllte bereits ohne jegliche Anpassung die für Patienten mit aktiven Implantaten geforderten Bedingungen. Darunter befinden sich beispielsweise T1- und T2-, aber auch Vibe-Sequenzen. Die Optimierung durchliefen die Sequenzen T2 TSE sag, T2 Tirm sag, T1 TSE sag, T2 TSE tra 384 fs und T1 TSE fs sag.

	V	DC	MT	$\bar{\chi}_{\text{Diff}}$	A <sub>SNR</sub>	S	$\bar{A}_{\text{CNR}}$
<b>T2 TSE sag</b>	1	1	2	1	1	1	1
<b>T2 Tirm sag</b>	1	1	2	1	2	1	1
<b>T1 TSE sag</b>	1	1	0	1	0	0	3
<b>T2 TSE tra 384 fs</b>	1	1	2	1	1	1	2
<b>T1 TSE fs sag</b>	0	0	3	1	1	0	0
	+: < -10%	O < DBS	reduziert	< -0,2 mm	< -5%	> 110%	< 90%
	0: -10% bis 10%	0 ≤ D < G/2	< 10% erhöht	-0,2 mm bis 0,2 mm	-5% bis 5%	90 bis 110%	90% bis 110%
	-: 10% bis 20%	G/2 ≤ D < G	10% bis 20% erhöht		5% bis 10%	80% bis 90%	110% bis 120%
	--: > 20%	D ≥ G	> 20% oder 45 s erhöht	> 0,2 mm	> 10%	< 80%	> 120%
+: angepasste Sequenz ist besser 0: angepasste Sequenz ist gleich Originalsequenz -: Originalsequenz ist besser, vermutlich wenig klinische Relevanz --: Originalsequenz ist besser, klinische Relevanz möglich V: Abnahme der Bildqualität der Gesamtsequenz in der Einzelbeurteilung DC: Änderung der Gesamtsequenz durch die Anpassung im direkten Vergleich; O: „Originalsequenz ist besser“, DBS: „angepasste Sequenz ist besser“, G: „beide Sequenzen sind gleich gut“, D: Differenz der Prozentpunkte der Kategorie O mit der DBS MT: Messzeitveränderung durch die Anpassung $\bar{\chi}_{\text{Diff}}$ : Differenz der geometrischen Abweichung von angepasster und Originalsequenz A <sub>SNR</sub> : Anteil, um den die SNR durch die Anpassung absinkt S: Änderung der relativen Spreizung der SNR durch die Anpassung $\bar{A}_{\text{CNR}}$ : Anteil der CNR der angepassten Sequenz von der Ausgangs-CNR							

Tabelle 5: Übersicht der Ergebnisse des Protokolls "HWS/BWS Siemens"

In Tabelle 5 ist zu erkennen, welche Parameter durch die Anpassung beeinflusst wurden. Abbildung 20 und Abbildung 21 zeigen die Änderung der SNR bzw. CNR durch die Anpassung. Es waren nur geringe Anpassungen der Sequenzen nötig, um die für Patienten mit aktiven Implantaten geforderten Bedingungen zu erreichen. Eine Ausnahme bildet lediglich die T2 TSE tra 384 fs. Hier musste die TR um beinahe die Hälfte erhöht werden. Da es sich jedoch um eine T2-gewichtete Sequenz handelt, ist dieser Parameter weniger bedeutend für den Bildkontrast.

Die Messzeit musste bei vier Sequenzen relativ stark erhöht werden. Die Messzeiterhöhung relativiert sich jedoch dadurch, dass fast alle betreffenden Sequenzen in der Originalversion sehr kurz sind.

Die Anpassungen waren möglich ohne jegliche Verschlechterung der Bildqualität in der Bewertung. Ausschließlich die SNR der T2 Tirm sag sowie die CNR der T2 TSE tra 384 fs und der T1 TSE fs sag lassen geringe Einbußen der Bildqualität feststellen. Des Weiteren wurde in der Einzelbewertung eine selektive Verschlechterung des Rauschens in den Sequenzen T1 TSE sag und T2 TSE tra 384 fs sowie der Bildartefakte in der Sequenz T2 TSE sag sichtbar, die keine Auswirkungen auf die Bewertung der Gesamtsequenz hatten.

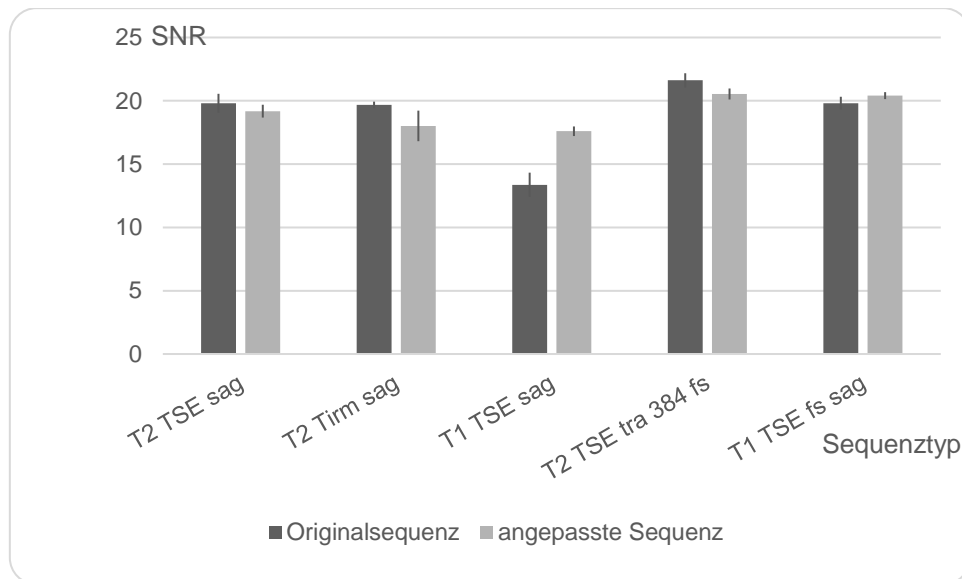


Abbildung 20: SNR mit einfacher Standardabweichung des Protokolls „HWS/BWS Siemens“

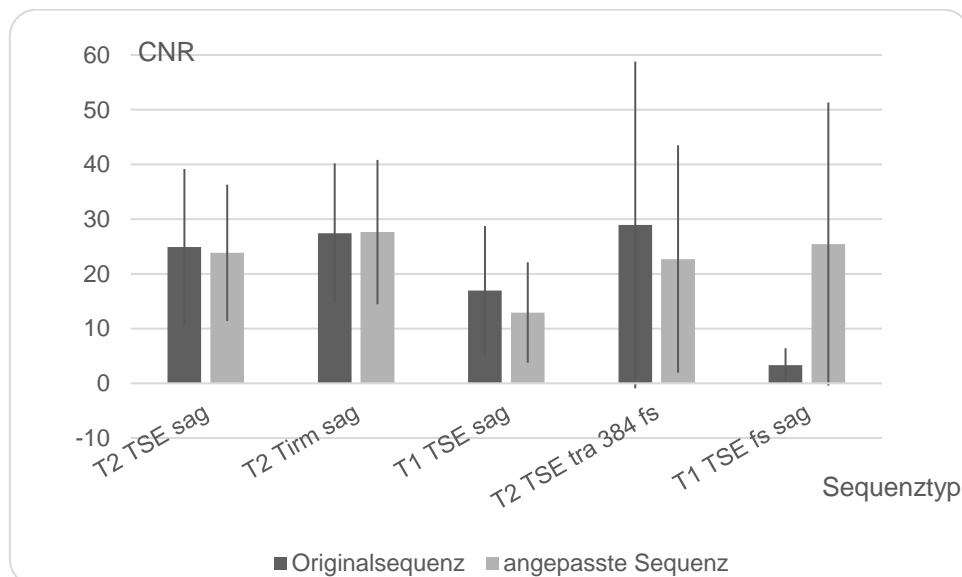


Abbildung 21: CNR mit einfacher Standardabweichung des Protokolls „HWS/BWS Siemens“

## 6.3 Lendenwirbelsäule

### 6.3.1 Philips

Eine Reihe von Sequenzen, wie etwa die DWI oder Thrive, benötigt in der Originalversion bereits keine Anpassung. In dieser Studie optimierten wir die Sequenzen T2 TSE 512, T1 TSE 512, Stir cor 3mm, T2 TSE tra, T1 SE tra und T1 fs 25.



	V	DC	MT	$\bar{X}_{Diff}$	A <sub>SNR</sub>	S	$\bar{A}_{CNR}$	
<b>T2 TSE 512</b>	1	1	1	1	1	1	1	
<b>T1 TSE 512</b>	1	1	1	1	1	1	1	
<b>Stir cor 3mm</b>	1	0	2	1	0	1	0	
<b>T2 TSE tra</b>	1	3	0	3	1	1	0	
<b>T1 SE tra</b>	1	1	1	1	1	3	0	
<b>T1 fs 25</b>	1	1	1	0	1	1	3	
	+	< -10%	O < DBS	reduziert	< -0,2 mm	< -5%	> 110%	< 90%
	0:	-10% bis 10%	0 ≤ D < G/2	< 10% erhöht	-0,2 mm bis 0,2 mm	-5% bis 5%	90 bis 110%	90% bis 110%
	-:	10% bis 20%	G/2 ≤ D < G	10% bis 20% erhöht		5% bis 10%	80% bis 90%	110% bis 120%
	--:	> 20%	D ≥ G	> 20% oder 45 s erhöht	> 0,2 mm	> 10%	< 80%	> 120%
<p>+: angepasste Sequenz ist besser  0: angepasste Sequenz ist gleich Originalsequenz  -: Originalsequenz ist besser, vermutlich wenig klinische Relevanz  --: Originalsequenz ist besser, klinische Relevanz möglich  V: Abnahme der Bildqualität der Gesamtsequenz in der Einzelbeurteilung  DC: Änderung der Gesamtsequenz durch die Anpassung im direkten Vergleich; O: „Originalsequenz ist besser“, DBS: „angepasste Sequenz ist besser“, G: „beide Sequenzen sind gleich gut“, D: Differenz der Prozentpunkte der Kategorie O mit der DBS  MT: Messzeitveränderung durch die Anpassung  <math>\bar{X}_{Diff}</math>: Differenz der geometrischen Abweichung von angepasster und Originalsequenz  A<sub>SNR</sub>: Anteil, um den die SNR durch die Anpassung absinkt  S: Änderung der relativen Spreizung der SNR durch die Anpassung  <math>\bar{A}_{CNR}</math>: Anteil der CNR der angepassten Sequenz von der Ausgangs-CNR</p>								

Tabelle 6: Übersicht der Ergebnisse des Protokolls "LWS Philips"

Tabelle 6 zeigt den Erfolg der jeweiligen Sequenzanpassung. Die SNR und CNR wird in Abbildung 22 und Abbildung 23 dargestellt. Wenige leichte Anpassungen waren nötig, um die geforderten Grenzwerte zu erreichen.

Keine der angepassten Sequenzen zeigte starke Mängel. Lediglich die T2 TSE tra wurde im direkten Vergleich als unterlegen eingestuft, was vor allem durch ein vermehrtes Auftreten von Bildartefakten zu erklären ist. Bei dieser Sequenz fällt außerdem eine leichte Zunahme der geometrischen Abweichung auf. Eine Verringerung der CNR in der T1 fs 25 bleibt in der Beurteilung durch die Beurteiler ohne jegliche Konsequenz für den Bildeindruck. Die geometrische Genauigkeit dieser Sequenz scheint verbessert zu sein.

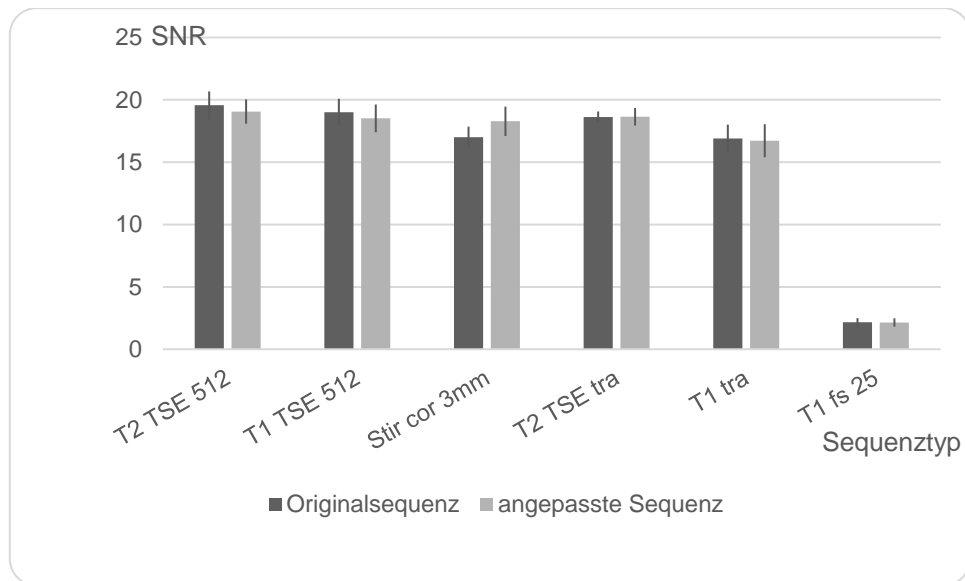


Abbildung 22: SNR mit einfacher Standardabweichung des Protokolls „LWS Philips“

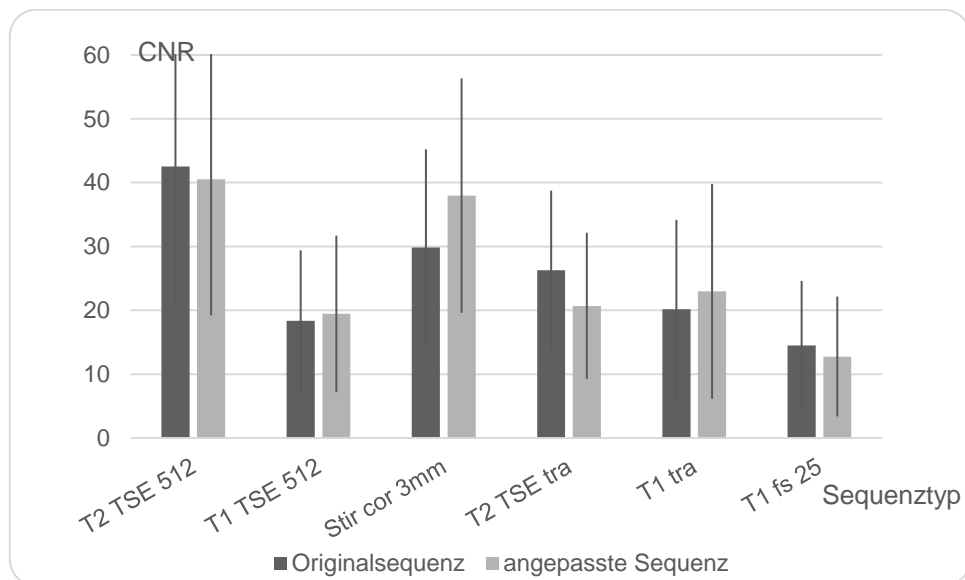


Abbildung 23: CNR mit einfacher Standardabweichung des Protokolls „LWS Philips“

### 6.3.2 Siemens

Wir beschränkten uns auf die Optimierung der Sequenzen T2 TSE sag, T1 TSE sag, Stir cor, T2 TSE tra 384 und T2 Tirm sag.

	V	DC	MT	$\bar{X}_{Diff}$	A <sub>SNR</sub>	S	$\bar{A}_{CNR}$	
<b>T2 TSE sag</b>	1	1	2	1	2	1	1	
<b>T1 TSE sag</b>	1	1	1	1	0	0	1	
<b>Stir cor</b>	1	1	2	1	1	1	0	
<b>T2 TSE tra 384</b>	1	2	3	1	1	1	1	
<b>T2 Tirm sag</b>	1	0	1	1	1	1	0	
	+	< -10%	O < DBS	reduziert	< -0,2 mm	< -5%	> 110%	< 90%
	0:	-10% bis 10%	0 ≤ D < G/2	< 10% erhöht	-0,2 mm bis 0,2 mm	-5% bis 5%	90 bis 110%	90% bis 110%
	-:	10% bis 20%	G/2 ≤ D < G	10% bis 20% erhöht		5% bis 10%	80% bis 90%	110% bis 120%
	- -:	> 20%	D ≥ G	> 20% oder 45 s erhöht	> 0,2 mm	> 10%	< 80%	> 120%
<p>+: angepasste Sequenz ist besser  0: angepasste Sequenz ist gleich Originalsequenz  -: Originalsequenz ist besser, vermutlich wenig klinische Relevanz  - -: Originalsequenz ist besser, klinische Relevanz möglich  V: Abnahme der Bildqualität der Gesamtsequenz in der Einzelbeurteilung  DC: Änderung der Gesamtsequenz durch die Anpassung im direkten Vergleich; O: „Originalsequenz ist besser“, DBS: „angepasste Sequenz ist besser“, G: „beide Sequenzen sind gleich gut“, D: Differenz der Prozentpunkte der Kategorie O mit der DBS  MT: Messzeitveränderung durch die Anpassung  <math>\bar{X}_{Diff}</math>: Differenz der geometrischen Abweichung von angepasster und Originalsequenz  A<sub>SNR</sub>: Anteil, um den die SNR durch die Anpassung absinkt  S: Änderung der relativen Spreizung der SNR durch die Anpassung  <math>\bar{A}_{CNR}</math>: Anteil der CNR der angepassten Sequenz von der Ausgangs-CNR</p>								

Tabelle 7: Übersicht der Ergebnisse des Protokolls "LWS Siemens"

Tabelle 7 zeigt, ob die Anpassung der jeweiligen Sequenzen erfolgreich war. Abbildung 24 und Abbildung 25 stellen die Änderung von SNR bzw. CNR graphisch dar. Verschiedene kleine Anpassungen waren nötig, um diese Sequenzen zu optimieren. Dabei musste in drei Fällen die Messzeit erhöht werden. Da es sich jedoch um relativ kurze Sequenzen handelt, wurde keine der Sequenzen um mehr als 30 s verlängert.

Die Anpassung aller Sequenzen erfolgte nahezu ohne Einbußen der Bildqualität. Eine geringe Verringerung der SNR der T2 TSE sag blieb ohne Einschränkungen in der Beurteilung. Die T2 TSE tra 384 wurde im direkten Vergleich der Sequenzen lediglich als gering unterlegen bewertet. Diese Unterlegenheit ist vor allem einer Vermehrung von Bewegungsartefakten und einer Erhöhung des Bildrauschens zuzuschreiben.

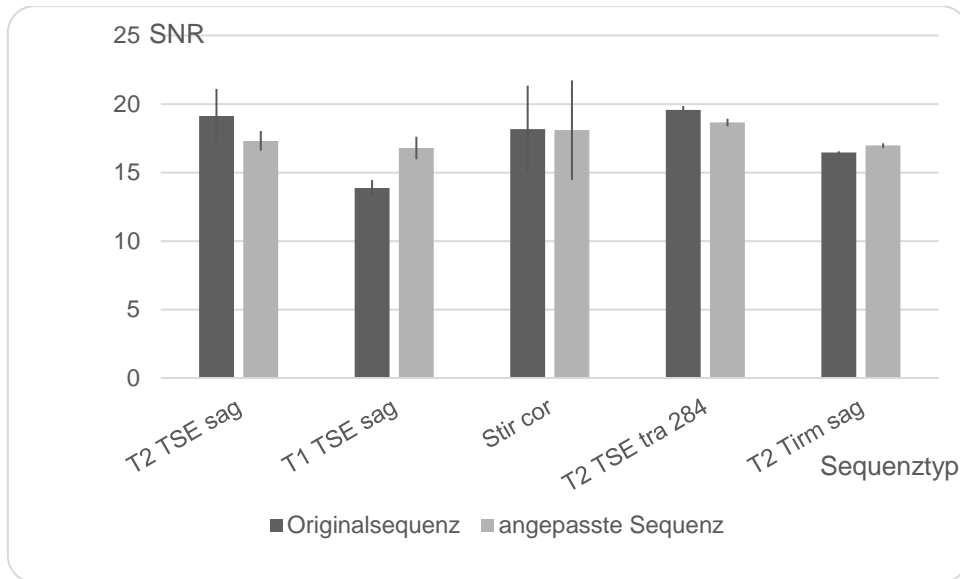


Abbildung 24: SNR mit einfacher Standardabweichung des Protokolls „LWS Siemens“

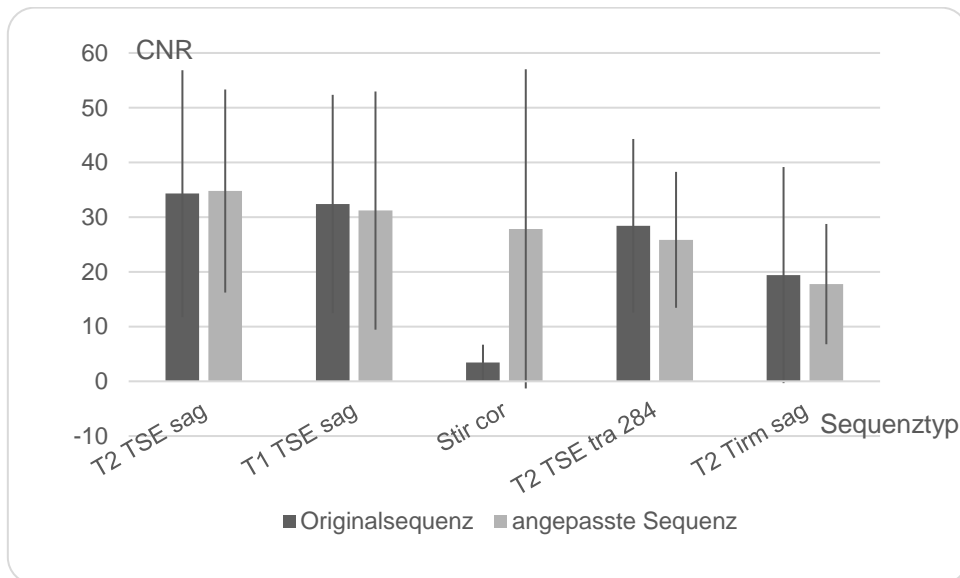


Abbildung 25: CNR mit einfacher Standardabweichung des Protokolls „LWS Siemens“

## 6.4 Knie

### 6.4.1 Philips

Sequenzen wie beispielsweise die T1 3D Spair, T1 3D FFE oder T2 3D FFE waren bereits ohne jede Anpassung unter dem vorgegebenen Grenzwert. Die Sequenzen PD TSE, PD TSE Spair cor, T1 TSE, PD TSE Spair tra und T2 TSE Spair wurden von uns optimiert und beurteilt.

	V	DC	MT	$\bar{\chi}_{\text{Diff}}$	A <sub>SNR</sub>	S	$\bar{A}_{\text{CNR}}$
<b>PD TSE</b>	1	1	3	1	0	1	1
<b>PD TSE Spair cor</b>	1	0	1	1	0	1	1
<b>T1 TSE</b>	1	0	0	1	1	1	3
<b>PD TSE Spair tra</b>	1	1	1	1	0	1	0
<b>T2 TSE Spair</b>	1	1	2	1	0	1	0
	+: < -10%	O < DBS	reduziert	< -0,2 mm	< -5%	> 110%	< 90%
	0: -10% bis 10%	0 ≤ D < G/2	< 10% erhöht	-0,2 mm bis 0,2 mm	-5% bis 5%	90 bis 110%	90% bis 110%
	-: 10% bis 20%	G/2 ≤ D < G	10% bis 20% erhöht		5% bis 10%	80% bis 90%	110% bis 120%
	- -: > 20%	D ≥ G	> 20% oder 45 s erhöht	> 0,2 mm	> 10%	< 80%	> 120%
+: angepasste Sequenz ist besser 0: angepasste Sequenz ist gleich Originalsequenz -: Originalsequenz ist besser, vermutlich wenig klinische Relevanz - -: Originalsequenz ist besser, klinische Relevanz möglich DC: Änderung der Gesamtsequenz durch die Anpassung im direkten Vergleich; O: „Originalsequenz ist besser“, DBS: „angepasste Sequenz ist besser“, G: „beide Sequenzen sind gleich gut“, D: Differenz der Prozentpunkte der Kategorie O mit der DBS MT: Messzeitveränderung durch die Anpassung $\bar{\chi}_{\text{Diff}}$ : Differenz der geometrischen Abweichung von angepasster und Originalsequenz A <sub>SNR</sub> : Anteil, um den die SNR durch die Anpassung absinkt S: Änderung der relativen Spreizung der SNR durch die Anpassung $\bar{A}_{\text{CNR}}$ : Anteil der CNR der angepassten Sequenz von der Ausgangs-CNR							

Tabelle 8: Übersicht der Ergebnisse des Protokolls "Knie Philips"

Tabelle 8 zeigt den Erfolg der jeweiligen Sequenzanpassung. Die SNR und CNR wird in Abbildung 26 bzw. Abbildung 27 graphisch dargestellt. Die Messzeit musste bei der Anpassung lediglich bei der PD TSE stark und zwar um eine Minute erhöht werden. Einbußen in der Bildqualität zeigte keine einzige Sequenz. Lediglich die PD TSE zeigte selektiv vermehrte Bewegungsartefakte. Die CNR der T1 TSE war in der Messung zwar erniedrigt, diese Sequenz schnitt im Vergleich mit der Originalsequenz jedoch besser ab.

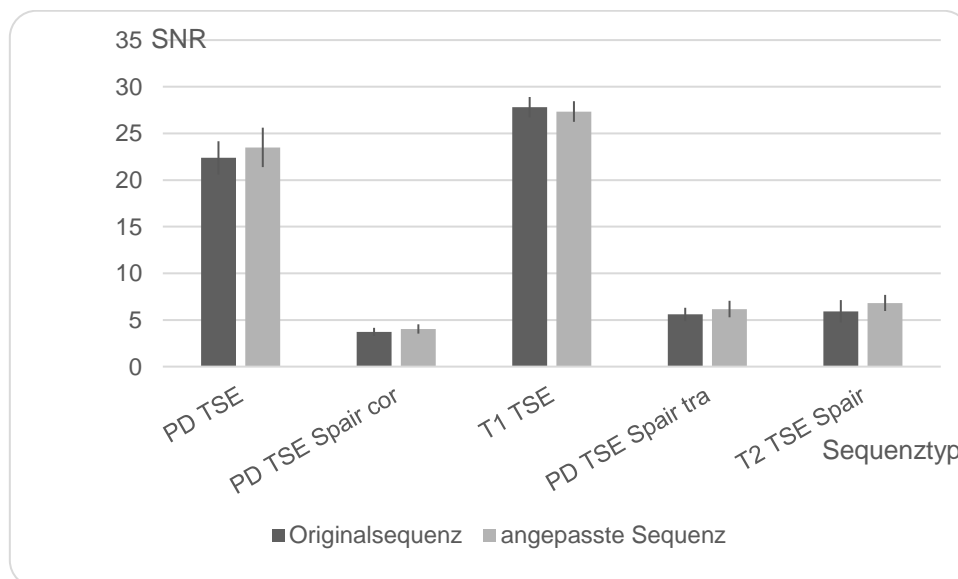


Abbildung 26: SNR mit einfacher Standardabweichung des Protokolls „Knie Philips“

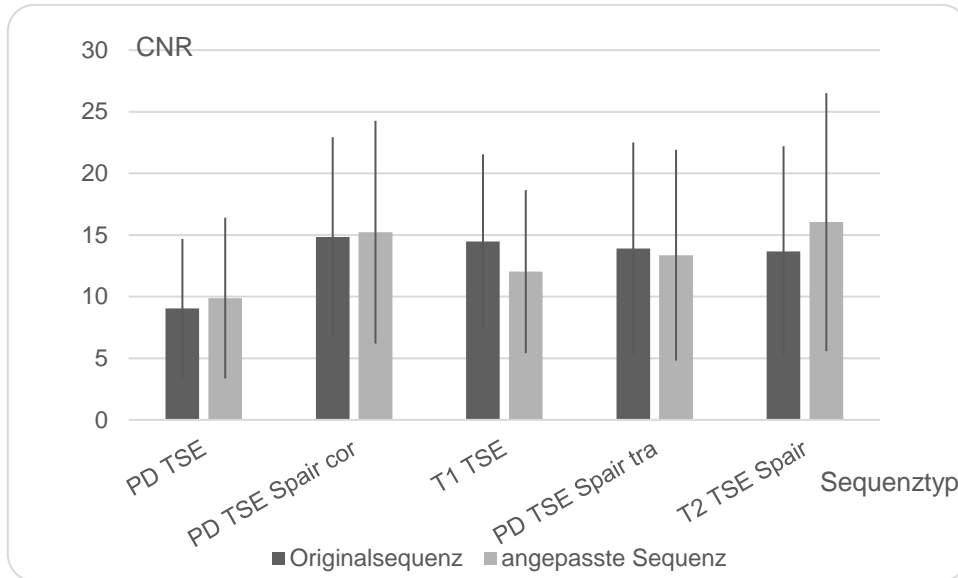


Abbildung 27: CNR mit einfacher Standardabweichung des Protokolls „Knie Philips“

### 6.4.2 Siemens

Hierbei haben wir festgestellt, dass einige T1- sowie Vibe-Sequenzen bereits die Grenzwerte erfüllen. Für die Optimierung wählten wir die Sequenzen PD TSE sag 448, PD TSE fs cor 448, T1 SE sag 320, PD TSE fs tra 320 und T2 TSE cor aus.

	V	DC	MT	$\bar{\chi}_{Diff}$	A <sub>SNR</sub>	S	$\bar{A}_{CNR}$	
<b>PD TSE sag 448</b>	1	3	0	1	0	1	3	
<b>PD TSE fs cor 448</b>	2	3	0	1	1	1	3	
<b>T1 SE sag 320</b>	3	3	3	1	1	1	1	
<b>PD TSE fs tra 320</b>	1	2	1	1	1	1	0	
<b>T2 TSE cor</b>	1	0	3	1	1	3	1	
	+	< -10%	O < DBS	reduziert	< -0,2 mm	< -5%	> 110%	< 90%
	0:	-10% bis 10%	0 ≤ D < G/2	< 10% erhöht	-0,2 mm bis 0,2 mm	-5% bis 5%	90 bis 110%	90% bis 110%
	-:	10% bis 20%	G/2 ≤ D < G	10% bis 20% erhöht		5% bis 10%	80% bis 90%	110% bis 120%
	- -:	> 20%	D ≥ G	> 20% oder 45 s erhöht	> 0,2 mm	> 10%	< 80%	> 120%
+: angepasste Sequenz ist besser 0: angepasste Sequenz ist gleich Originalsequenz -: Originalsequenz ist besser, vermutlich wenig klinische Relevanz - -: Originalsequenz ist besser, klinische Relevanz möglich V: Abnahme der Bildqualität der Gesamtsequenz in der Einzelbeurteilung DC: Änderung der Gesamtsequenz durch die Anpassung im direkten Vergleich; O: „Originalsequenz ist besser“, DBS: „angepasste Sequenz ist besser“, G: „beide Sequenzen sind gleich gut“, D: Differenz der Prozentpunkte der Kategorie O mit der DBS MT: Messzeitveränderung durch die Anpassung $\bar{\chi}_{Diff}$ : Differenz der geometrischen Abweichung von angepasster und Originalsequenz A <sub>SNR</sub> : Anteil, um den die SNR durch die Anpassung absinkt S: Änderung der relativen Spreizung der SNR durch die Anpassung $\bar{A}_{CNR}$ : Anteil der CNR der angepassten Sequenz von der Ausgangs-CNR								

Tabelle 9: Übersicht der Ergebnisse des Protokolls "Knie Siemens"

Tabelle 9 zeigt, ob die Anpassung der jeweiligen Sequenzen erfolgreich war. In Abbildung 28 und Abbildung 29 sieht man die SNR bzw. CNR der jeweiligen Sequenzen. Da die T2 TSE cor eine sehr kurze Sequenz ist, musste die Messzeit um 24 s, also 48% erhöht werden.

Bei der Sequenz T1 SE sag 320 mussten wir die Messzeit um 4 min und 20 s anheben, um den  $B_{1+rms}$  unter den Grenzwert zu senken. Leider führte dies trotzdem zu keinem zufriedenstellenden Ergebnis in der Beurteilung. Sowohl in der Einzelbewertung als auch im direkten Vergleich war sie der Originalsequenz stark unterlegen. Besonders die Erkennbarkeit der anatomischen Strukturen und das Bildrauschen verschlechterten sich.

Auch die PD TSE fs cor 48 war in der Einzelbewertung in allen Punkten der Beurteilung unterlegen, was sich im direkten Vergleich mit der Originalsequenz bestätigte und möglicherweise unter anderem durch eine erniedrigte CNR zu erklären ist. Wenngleich die PD TSE sag 448 und die PD TSE fs tra 320 in der Einzelbeurteilung gute Ergebnisse lieferten, fielen sie im direkten Vergleich als unterlegen auf, was im ersten Fall auf die verringerte CNR zurückzuführen sein könnte. Im zweiten Fall erhöht sich durch die Anpassung vor allem das Bildrauschen.

Ausschließlich die T2 TSE cor erzielte in diesem Protokoll in allen Punkten zufriedenstellende Ergebnisse und war der Originalsequenz gleichwertig.

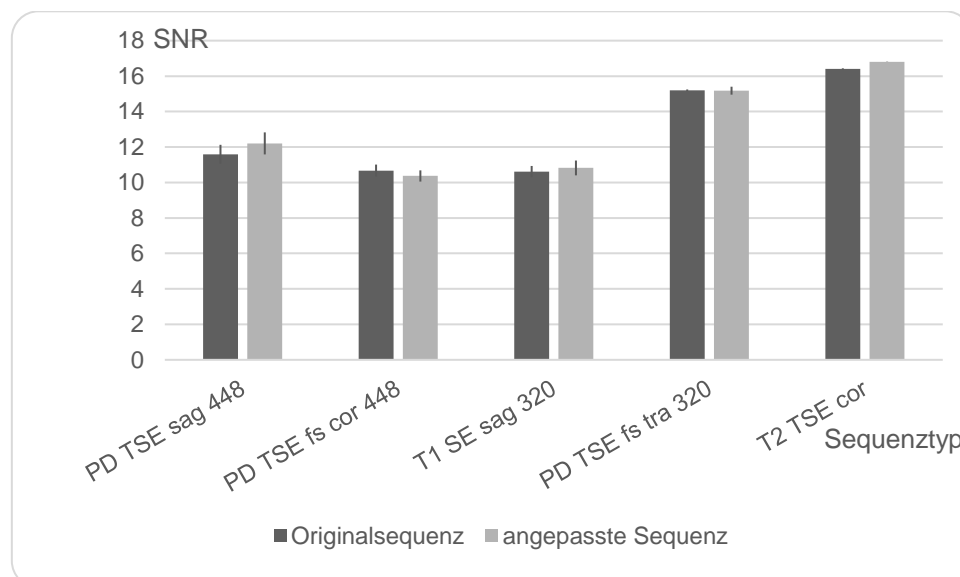


Abbildung 28: SNR mit einfacher Standardabweichung des Protokolls „Knie Siemens“

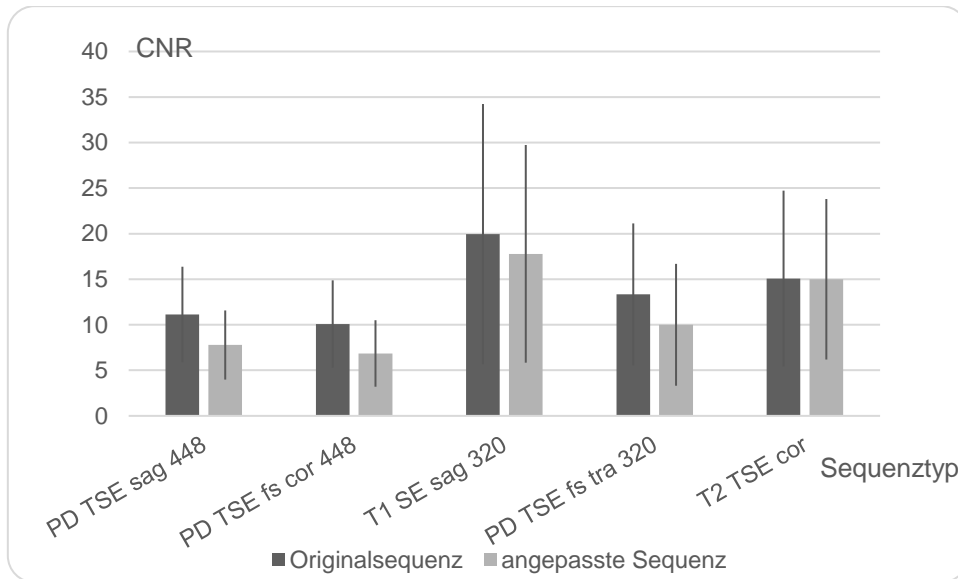


Abbildung 29: CNR mit einfacher Standardabweichung des Protokolls „Knie Siemens“

## 6.5 Leber

### 6.5.1 Philips

Sequenzen wie T1 TSE, DWI und E-Thrive erfüllten die für Patienten mit aktiven Implantaten geforderten Bedingungen bereits ohne jegliche Anpassung. Für die Evaluation optimierten wir die Sequenzen T2 Spair nav tra, T2 Spair nav cor, T2 TSE HR und T1 TSE.

	V	DC	MT	$\bar{\chi}_{Diff}$	A <sub>SNR</sub>	S	$\bar{A}_{CNR}$	
<b>T2 Spair nav tra</b>	1	1	1	0	1	1	3	
<b>T2 Spair nav cor</b>	1	1	1	1	0	0	2	
<b>T2 TSE HR</b>	1	1	3	1	0	0	1	
<b>T1 TSE</b>	1	3	3	1	1	0	2	
	+	< -10%	O < DBS	reduziert	< -0,2 mm -0,2 mm bis 0,2 mm	< -5%	> 110%	< 90%
	O:	-10% bis 10%	0 ≤ D < G/2	< 10% erhöht		-5% bis 5%	90 bis 110%	90% bis 110%
	-:	10% bis 20%	G/2 ≤ D < G	10% bis 20% erhöht		5% bis 10%	80% bis 90%	110% bis 120%
	--:	> 20%	D ≥ G	> 20% oder 45 s erhöht	> 0,2 mm	> 10%	< 80%	> 120%
+: angepasste Sequenz ist besser O: angepasste Sequenz ist gleich Originalsequenz -: Originalsequenz ist besser, vermutlich wenig klinische Relevanz --: Originalsequenz ist besser, klinische Relevanz möglich DC: Änderung der Gesamtsequenz durch die Anpassung im direkten Vergleich; O: „Originalsequenz ist besser“, DBS: „angepasste Sequenz ist besser“, G: „beide Sequenzen sind gleich gut“, D: Differenz der Prozentpunkte der Kategorie O mit der DBS MT: Messzeitveränderung durch die Anpassung $\bar{\chi}_{Diff}$ : Differenz der geometrischen Abweichung von angepasster und Originalsequenz A <sub>SNR</sub> : Anteil, um den die SNR durch die Anpassung absinkt S: Änderung der relativen Spreizung der SNR durch die Anpassung $\bar{A}_{CNR}$ : Anteil der CNR der angepassten Sequenz von der Ausgangs-CNR								

Tabelle 10: Übersicht der Ergebnisse des Protokolls "Leber Philips"



In Tabelle 10 ist zu erkennen, welche Parameter durch die Anpassung beeinflusst wurden. Die SNR und CNR sind in Abbildung 30 und Abbildung 31 graphisch dargestellt. Bei der Anpassung der Sequenzen dieses Protokolls mussten die TR zum Teil um das 5,3-fache erhöht werden, was jedoch kaum Einfluss auf den Bildkontrast haben sollte, weil es sich um T2-gewichtete Sequenzen handelt. Die Messzeit musste bei zwei Sequenzen um 46 s bzw. 1 min und 36 s erhöht werden. Bei T2 TSE HR erhöht sich dadurch die Anzahl der Atemhaltezyklen von fünf auf sieben.

Zumeist leichte Verringerungen der CNR traten durch die Optimierung von drei Sequenzen auf. Keine der angepassten Sequenzen ist der Originalsequenz jedoch in der Einzelbewertung unterlegen. Lediglich im direkten Vergleich fallen bei der T1 TSE Qualitätsverschlechterungen auf. In der T2 TSE HR treten vermehrt Bewegungs- und sequenzbedingte Artefakte auf.

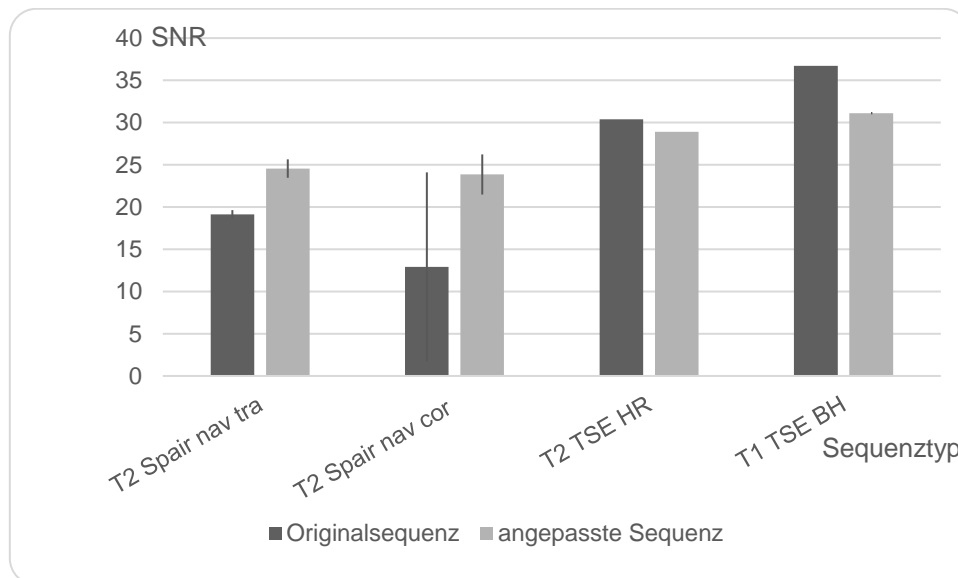


Abbildung 30: SNR mit einfacher Standardabweichung des Protokolls „Leber Philips“

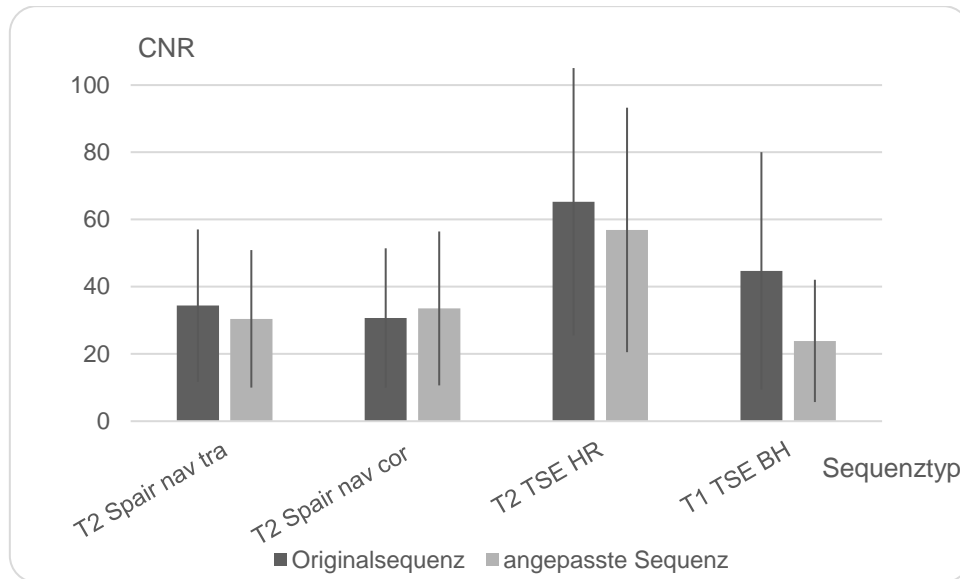


Abbildung 31: CNR mit einfacher Standardabweichung des Protokolls „Leber Philips“

### 6.5.2 Siemens

Die meisten der Sequenzen erfüllten bereits ohne Anpassung die Bedingungen, die für Patienten mit aktiven Implantaten gefordert sind. Dazu gehörten unter anderem die T1 Vibe fs, T1 Vibe Dixon und die EPI. Anpassen mussten wir die T2 Blade cor BH, T1 fl 2D tra BH, T2 Blade fs tra nav, T1 fl 2D tra fs BH und die T1 fl 2D fs cor BH.

	V	DC	MT	$\bar{X}_{Diff}$	A <sub>SNR</sub>	S	$\bar{A}_{CNR}$
<b>T2 Blade cor BH</b>	2	3	3	1	2	3	3
<b>T1 fl 2D tra BH</b>	1	0	1	1	1	2	1
<b>T2 Blade fs tra nav</b>	3	3	2	1	1	1	1
<b>T1 fl 2D tra fs BH</b>	1	1	1	1	1	3	3
<b>T1 fl 2D fs cor BH</b>	1	1	3	1	1	2	0

+	< -10%	O < DBS	reduziert	< -0,2 mm	< -5%	> 110%	< 90%
0:	-10% bis 10%	0 ≤ D < G/2	< 10% erhöht	-0,2 mm bis 0,2 mm	-5% bis 5%	90 bis 110%	90% bis 110%
-:	10% bis 20%	G/2 ≤ D < G	10% bis 20% erhöht		5% bis 10%	80% bis 90%	110% bis 120%
--:	> 20%	D ≥ G	> 20% oder 45 s erhöht	> 0,2 mm	> 10%	< 80%	> 120%

+: angepasste Sequenz ist besser  
 0: angepasste Sequenz ist gleich Originalsequenz  
 -: Originalsequenz ist besser, vermutlich wenig klinische Relevanz  
 --: Originalsequenz ist besser, klinische Relevanz möglich  
 V: Abnahme der Bildqualität der Gesamtsequenz in der Einzelbeurteilung  
 DC: Änderung der Gesamtsequenz durch die Anpassung im direkten Vergleich; O: „Originalsequenz ist besser“, DBS: „angepasste Sequenz ist besser“, G: „beide Sequenzen sind gleich gut“, D: Differenz der Prozentpunkte der Kategorie O mit der DBS  
 MT: Messzeitveränderung durch die Anpassung  
 $\bar{X}_{Diff}$ : Differenz der geometrischen Abweichung von angepasster und Originalsequenz  
 A<sub>SNR</sub>: Anteil, um den die SNR durch die Anpassung absinkt  
 S: Änderung der relativen Spreizung der SNR durch die Anpassung  
 $\bar{A}_{CNR}$ : Anteil der CNR der angepassten Sequenz von der Ausgangs-CNR

Tabelle 11: Übersicht der Ergebnisse des Protokolls "Leber Siemens"

Tabelle 11 zeigt, ob die Anpassung der jeweiligen Sequenzen erfolgreich war. In Abbildung 32 und Abbildung 33 sieht man die Änderung der SNR bzw. CNR durch die Anpassung. Die T2 Blade cor BH benötigte starke Anpassungen, um auf einen zulässigen  $B_{1+rms}$  gesenkt zu werden. Ähnliche Schwierigkeiten bereitete die T1 fl 2D fs cor BH. Hier musste die Messzeit um beinahe 70% erhöht werden. Auch die Messzeit der T2 Blade fs tra nav wurde erhöht. Dabei handelt es sich effektiv jedoch nur um wenige Sekunden. Als Konsequenz musste bei T2 Blade cor BH und T1 fl 2D fs cor BH die Anzahl der Atemhaltezyklen gesteigert werden. Bei T1 fl 2D tra BH, T1 fl 2D tra fs BH und T1 fl 2D fs cor BH erhöhte sich die Dauer der Atemhaltezyklen leicht.

Die T2 Blade cor BH und die T2 Blade fs tra nav sind sowohl in der Einzelbewertung als auch im direkten Vergleich der Originalsequenz unterlegen. Bei ersterer ist dieses sowohl durch eine erniedrigte SNR als auch durch eine verminderte CNR zu erklären. In der Beurteilung erhöhte sich hier vor allem das Rauschen. In der T2 Blade fs tra nav verschlechterten sich in der klinischen Beurteilung alle Parameter.

Eine erniedrigte CNR der T1 fl 2D tra fs BH hat keine Konsequenzen in der klinischen Beurteilung.

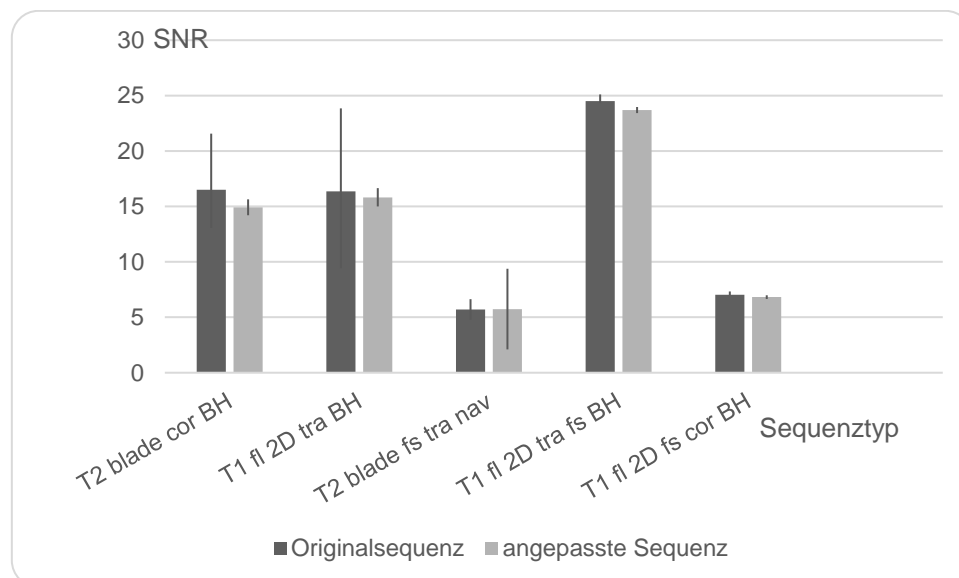


Abbildung 32: SNR mit einfacher Standardabweichung des Protokolls „Leber Siemens“

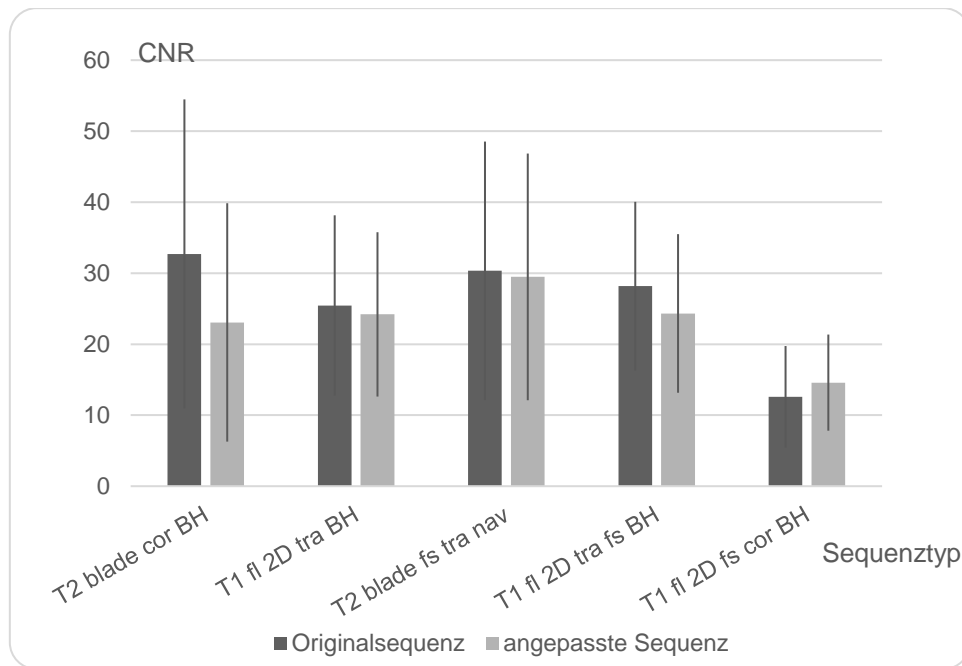


Abbildung 33: CNR mit einfacher Standardabweichung des Protokolls „Leber Siemens“

## 6.6 Herz

### 6.6.1 Philips

Sequenzen wie die BTFE FB, PSIR und verschiedene BlackBlood-Sequenzen erfüllten bereits die geforderten Bedingungen. Wir passten den Survey, die Sequenzen BFFE BH, BTFE FB cine, BTFE BH cine und Kt BFFE BH 3D an diese Bedingungen an.

	V	DC	MT	$\bar{X}_{\text{Diff}}$	$A_{\text{SNR}}$	S	$\bar{A}_{\text{CNR}}$	
<b>Survey</b>	1	1	3	1	3	2	0	
<b>BFFE BH</b>	1	1	1	1	1	1	1	
<b>BTFE FB cine</b>	1	1	2	1	2	1	3	
<b>BTFE BH cine</b>	1	2	1	1	3	3	3	
<b>Kt BFFE BH 3D</b>	1	1	2	1	3	3	1	
	+:	< -10%	O < DBS	reduziert	< -0,2 mm	< -5%	> 110%	< 90%
	0:	-10% bis 10%	$0 \leq D < G/2$	< 10% erhöht	-0,2 mm bis 0,2 mm	-5% bis 5%	90 bis 110%	90% bis 110%
	-:	10% bis 20%	$G/2 \leq D < G$	10% bis 20% erhöht		5% bis 10%	80% bis 90%	110% bis 120%
	- -:	> 20%	$D \geq G$	> 20% oder 45 s erhöht	> 0,2 mm	> 10%	< 80%	> 120%
+: angepasste Sequenz ist besser 0: angepasste Sequenz ist gleich Originalsequenz -: Originalsequenz ist besser, vermutlich wenig klinische Relevanz - -: Originalsequenz ist besser, klinische Relevanz möglich V: Abnahme der Bildqualität der Gesamtsequenz in der Einzelbeurteilung DC: Änderung der Gesamtsequenz durch die Anpassung im direkten Vergleich; O: „Originalsequenz ist besser“, DBS: „angepasste Sequenz ist besser“, G: „beide Sequenzen sind gleich gut“, D: Differenz der Prozentpunkte der Kategorie O mit der DBS MT: Messzeitveränderung durch die Anpassung $\bar{X}_{\text{Diff}}$ : Differenz der geometrischen Abweichung von angepasster und Originalsequenz $A_{\text{SNR}}$ : Anteil, um den die SNR durch die Anpassung absinkt S: Änderung der relativen Spreizung der SNR durch die Anpassung $\bar{A}_{\text{CNR}}$ : Anteil der CNR der angepassten Sequenz von der Ausgangs-CNR								

Tabelle 12: Übersicht der Ergebnisse des Protokolls "Herz Philips"

Tabelle 12 zeigt den Erfolg der jeweiligen Sequenzanpassung. In Abbildung 34 und Abbildung 35 sind SNR und CNR vor und nach der Anpassung graphisch aufgetragen. Zum Anpassen des  $B_{1+\text{rms}}$  waren ausschließlich kleine Änderungen nötig. Wenngleich die prozentuale Messzeit bei einigen Sequenzen erhöht werden musste, handelte es sich hierbei nur um eine Zunahme um wenige Sekunden.

In der klinischen Beurteilung zeigte keine der Sequenzen Qualitätseinbußen. Ein minimaler Unterschied wurde lediglich in der BTFE BH cine im direkten Vergleich sichtbar. Es verschlechterte sich vor allem die Abgrenzbarkeit von Geweben. Und das obwohl eine Reduktion der SNR in vier und der CNR in zwei Sequenzen messbar war.

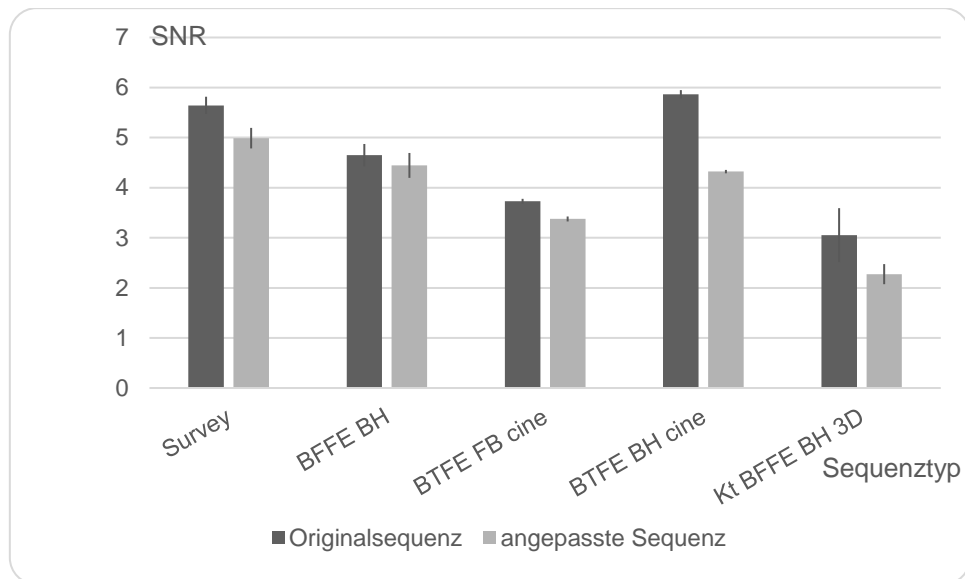


Abbildung 34: SNR mit einfacher Standardabweichung des Protokolls „Herz Philips“

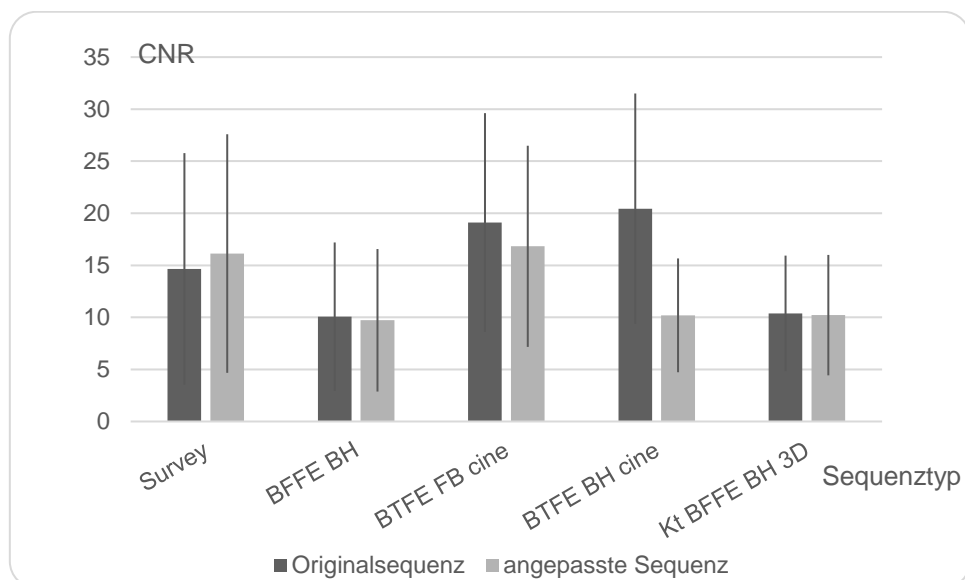


Abbildung 35: CNR mit einfacher Standardabweichung des Protokolls „Herz Philips“

## 6.6.2 Siemens

Die aller meisten der Herzsequenzen benötigen keine Anpassung an die vorgeschriebenen Grenzwerte. Dazu gehören beispielsweise T1 TSE, DE hires tf20 Psir oder Tirm. Anpassen mussten wir die Sequenzen Trufi loc iPAT, Haste 16sl tra pace, T2 Trufi tra BH, Trufi 4ch und cine tf 2D iPAT 4ch.

	V	DC	MT	$\bar{X}_{Diff}$	A <sub>SNR</sub>	S	$\bar{A}_{CNR}$	
<b>Trufi loc iPAT</b>	1	2	1	1	3	1	3	
<b>Haste 16sl tra pace</b>	2	3	3	1	1	2	3	
<b>T2 Trufi tra BH</b>	1	1	3	1	1	1	3	
<b>Trufi 4ch</b>	1	1	1	1	2	1	1	
<b>cine tf 2D iPAT 4ch</b>	1	2	1	1	1	0	1	
	+:	< -10%	O < DBS	reduziert	< -0,2 mm	< -5%	> 110%	< 90%
	0:	-10% bis 10%	0 ≤ D < G/2	< 10% erhöht	-0,2 mm bis 0,2 mm	-5% bis 5%	90 bis 110%	90% bis 110%
	-:	10% bis 20%	G/2 ≤ D < G	10% bis 20% erhöht		5% bis 10%	80% bis 90%	110% bis 120%
	--:	> 20%	D ≥ G	> 20% oder 45 s erhöht	> 0,2 mm	> 10%	< 80%	> 120%
+: angepasste Sequenz ist besser 0: angepasste Sequenz ist gleich Originalsequenz -: Originalsequenz ist besser, vermutlich wenig klinische Relevanz --: Originalsequenz ist besser, klinische Relevanz möglich V: Abnahme der Bildqualität der Gesamtsequenz in der Einzelbeurteilung DC: Änderung der Gesamtsequenz durch die Anpassung im direkten Vergleich; O: „Originalsequenz ist besser“, DBS: „angepasste Sequenz ist besser“, G: „beide Sequenzen sind gleich gut“, D: Differenz der Prozentpunkte der Kategorie O mit der DBS MT: Messzeitveränderung durch die Anpassung $\bar{X}_{Diff}$ : Differenz der geometrischen Abweichung von angepasster und Originalsequenz A <sub>SNR</sub> : Anteil, um den die SNR durch die Anpassung absinkt S: Änderung der relativen Spreizung der SNR durch die Anpassung $\bar{A}_{CNR}$ : Anteil der CNR der angepassten Sequenz von der Ausgangs-CNR								

Tabelle 13: Übersicht der Ergebnisse des Protokolls "Herz Siemens"

Tabelle 13 zeigt, ob die Anpassung der jeweiligen Sequenzen erfolgreich war. Die Änderung von SNR bzw. CNR durch die Anpassung ist in Abbildung 36 und Abbildung 37 dargestellt. Bei den Sequenzen Haste 16sl tra pace und T2 Trufi tra BH musste die prozentuale Messzeit stark erhöht werden. Effektiv handelt es sich jedoch nur um eine Erhöhung um 15sek. In der zweiten Sequenz wurde die Anzahl der Atemanhaltezyklen von eins auf drei erhöht.

In der Haste 16sl tra pace finden sich in der Einzelbewertung in jeder der Kategorien leichte Einbußen der Bildqualität, die im Vergleich deutlicher werden. Dies lässt sich vor allem durch eine verringerte CNR erklären.

Die Trufi loc iPAT und die cine tf 2D iPAT 4ch fallen erst im direkten Vergleich durch leichte Einschränkungen der Bildqualität auf, obwohl erstere sowohl eine erniedrigte SNR als auch CNR hat. Die cine tf 2D iPAT 4ch hat nach der Anpassung vor allem vermehrt Artefakte. Die verringerte CNR der T2 Trufi tra BH und SNR der Trufi 4ch bleiben ohne Effekt auf die klinische Beurteilung.

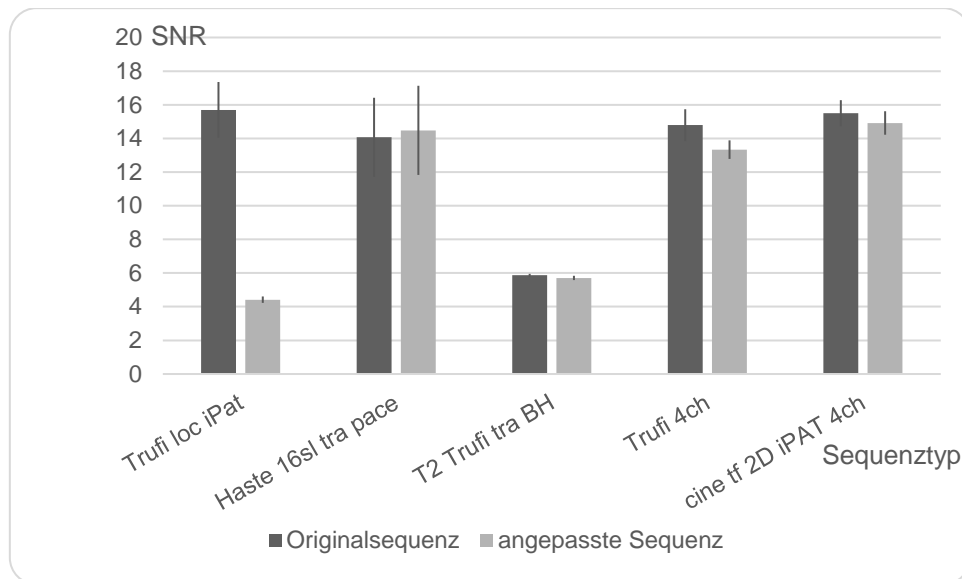


Abbildung 36: SNR mit einfacher Standardabweichung des Protokolls „Herz Siemens“

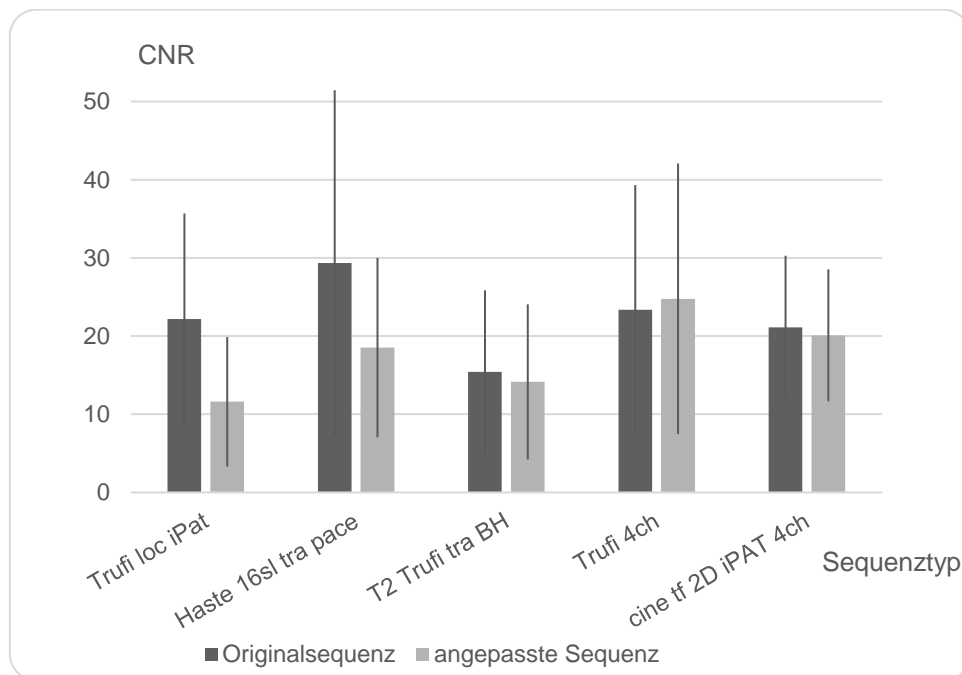


Abbildung 37: CNR mit einfacher Standardabweichung des Protokolls „Herz Siemens“

## 6.7 Analyse von Sequenztypen und veränderter Parameter

Wir haben alle angepassten Sequenzen quantitativ in Bezug auf Schwierigkeiten in der Anpassung bestimmter Sequenztypen und Assoziationen zwischen der Veränderung gewisser MR-Parameter und dem Auftreten von spezifischen Problemen



analysiert. Innerhalb aller Sequenzen haben wir eine Systematik in Bezug auf die Möglichkeiten der Anpassung gesehen, die im Folgenden beschrieben wird.

Nicht verwunderlich ist, dass Sequenzen, die in der Originalsequenz einen hohen  $B_{1+rms}$  haben, häufig eine schlechtere Bildqualität nach der Anpassung aufweisen. 16 von 28 (57%) Sequenzen mit einem Ausgangs- $B_{1+rms} \geq 3,5 \mu T$  hatten einen  $Q_{ges} \geq 1$ , im Vergleich zu 48% bei einem Ausgangs- $B_{1+rms} < 3,5 \mu T$ . Besonders fällt dieser Unterschied im direkten Vergleich beider Sequenzen auf: 43% mit einem Ausgangs- $B_{1+rms} \geq 3,5 \mu T$  schnitten mindestens etwas schlechter ab im Vergleich zu 18% der Sequenzen mit einem niedrigeren Ausgangs- $B_{1+rms}$ . Außerdem erhöht sich bei diesen Sequenzen durch die Optimierung häufig die Messzeit relativ stark. Eine Erhöhung der Messzeit von mindestens 10% war in 71% bei Sequenzen mit hohem Ausgangs- $B_{1+rms}$  und in 27% in solchen mit niedrigem Ausgangs  $B_{1+rms}$  zu beobachten.

Die Qualität von 54% aller angepassten T2-Sequenzen war genauso gut oder besser als die der Originalsequenzen. Es lässt sich kein Unterschied in der Schwierigkeit der Anpassung von T1- und PD-gewichteten Sequenzen feststellen. Hier zeigten 61% (T1-Wichtung) bzw. 67% (PD-Wichtung) Einschränkungen, wobei 75% der Qualitätseinbußen der PD-gewichteten Sequenzen auf das Siemens-MRT-Gerät entfielen. Mit stärkeren Mängeln waren lediglich 17% der PD- 14% der T2- und 7% der T1-gewichteten Sequenzen behaftet. In unserer Studie waren T2-Sequenzen damit insgesamt besonders gut anzupassen, es gab jedoch auch einige Fälle, in denen die Anpassung nur sehr schwer möglich war.

TSE-Sequenzen sind relativ einfach anzupassen, auch wenn in einigen Fällen die Aufnahmezeit erhöht werden musste. Nur 48% wurden im direkten Vergleich schlechter als die Originalsequenz bewertet. In diesen Fällen hatten die meisten Sequenzen (58%) jedoch hohe  $B_{1+rms}$ -Werte  $\geq 3,5 \mu T$  in der Originalsequenz. In den Einzelwertungen schnitten sogar nur 10% der Sequenzen schlechter ab als das Original. Alle PD TSE-Sequenzen von Siemens, jedoch keine von Philips wurden entweder in der Einzelbewertung oder im direkten Vergleich mit der Originalsequenz als unterlegen bewertet. Die SE-Sequenzen waren in 25% in der Einzelbeurteilung und in 28% im direkten Vergleich unterlegen. Die Gradientenecho-Sequenzen waren nur sehr schwer anzupassen. 71% waren nur mit leichten Einschränkungen anzupassen, 29% hatten dieselbe Bildqualität. Die Ergebnisse sind in Tabelle 14 und Abbildung 38 visualisiert.

	Erreichte $Q_{ges}$	Sequenztyp					
		T2	T1	PD	SE	TSE	GE
<b>Anzahl absolut</b>		28	28	6	8	40	14
	<b>+</b>	0	4	0	0	3	0
	<b>0</b>	54	36	33	38	50	29
	<b>-</b>	32	54	50	38	35	71
	<b>--</b>	14	7	17	25	13	0

Tabelle 14: Qualität der Sequenzen nach der Anpassung nach Sequenztyp  
Die erreichte Qualitätsstufe ist in Prozent angegeben

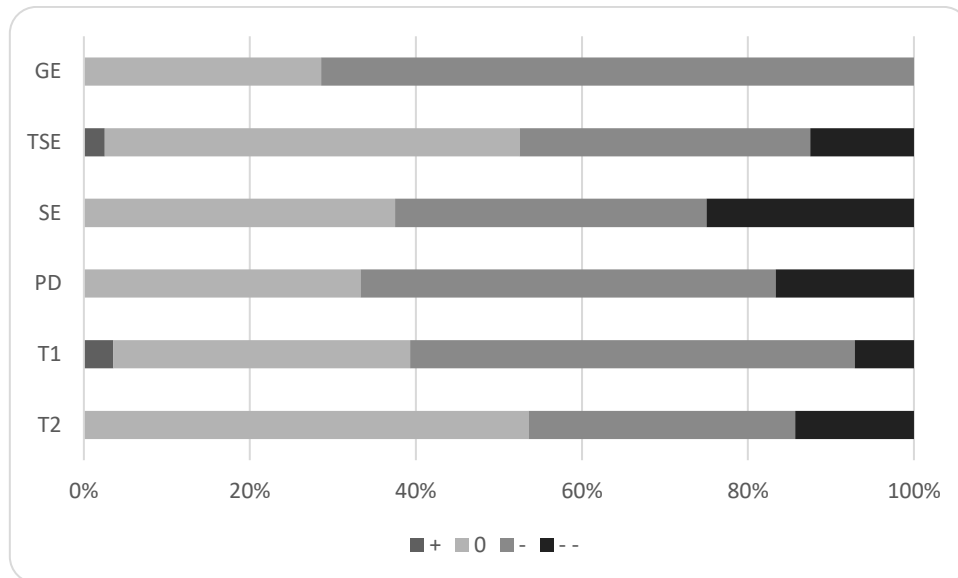


Abbildung 38: Qualität der Sequenzen nach der Anpassung (gemessen am  $Q_{ges}$ ) nach Sequenztyp

Die Anpassung der jeweils einzigen CISS-, ToF- und GM-only-Sequenzen war ohne Schwierigkeiten möglich. Beide Survey-Sequenzen verloren leicht an Qualität, was jedoch für den klinischen Gebrauch ohne Einschränkungen bleiben sollte. Auch die Anpassung der beiden BFFE- und der zwei BTFE-Sequenzen war problemlos mit nur leichten Qualitätseinbußen möglich. 66% der Flash- und 33% der Trufi-Sequenzen ließen sich komplett ohne Einschränkungen anpassen. Die zwei Blade- und eine Haste-Sequenzen konnten dabei nur mit Mängeln angepasst werden. Hier muss jedoch erwähnt werden, dass diese drei Sequenzen einen  $B_{1+rms}$  in der Originalsequenz von mindestens  $4,0 \mu T$  hatten. Die Visualisierung dieser Daten ist in Tabelle 15 und Abbildung 39 zu finden.

	Erreichte $Q_{ges}$	Sequenztyp									
		Haste	Trufi	Flash	Blade	GM-only	ToF	Survey	BTFE	BFFE	Ciss
Anzahl absolut		1	3	3	2	1	1	2	2	2	1
	+	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	33	67	0	100	100	0	0	0	0
	-	0	67	33	0	0	0	100	100	100	100
	--	100	0	0	100	0	0	0	0	0	0

Tabelle 15: Qualität der Sequenzen nach der Anpassung nach Sequenztyp  
Die erreichte Qualitätsstufe ist in Prozent angegeben

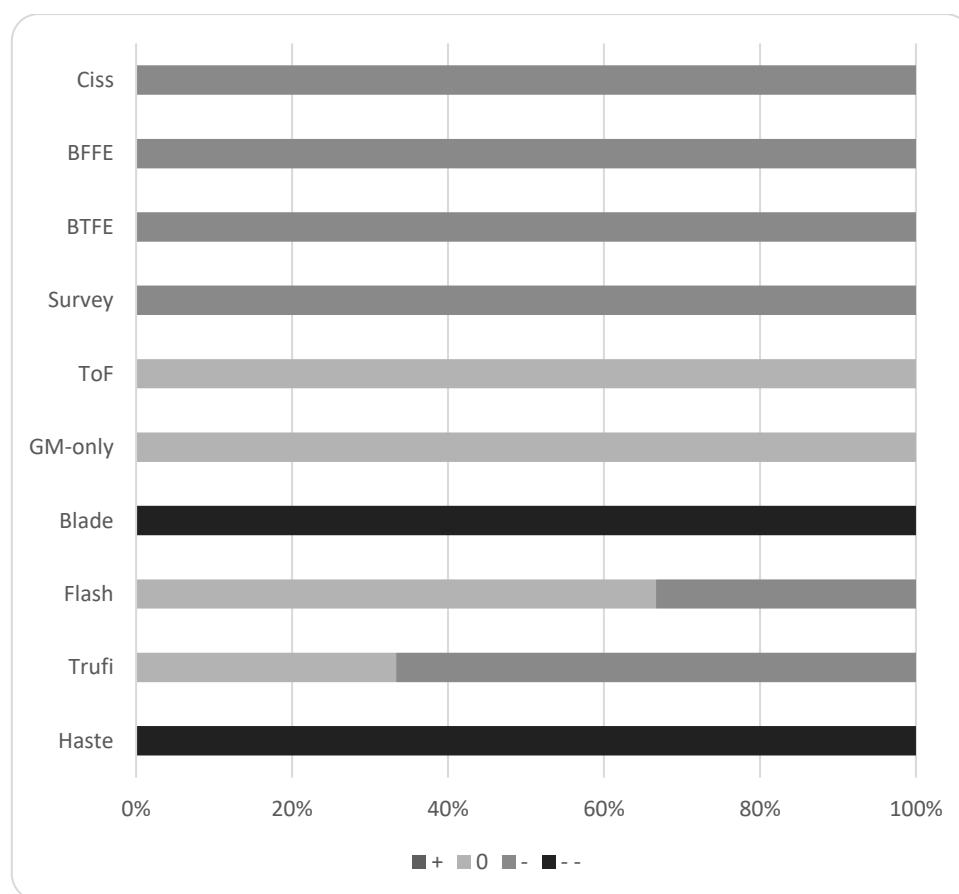


Abbildung 39: Qualität der Sequenzen nach der Anpassung (gemessen am  $Q_{ges}$ ) nach Sequenztyp

Keine der SPIR- und SPAIR-Sequenzen hatte Qualitätseinbußen durch die Anpassung. Ebenso ließen sich 80% der STIR- sowie je 50% der fs- und TIRM-Sequenzen optimal anpassen. Lediglich eine (17%) der fs-Sequenzen hatte stärkere Mängel in der Gesamtwertung.

Zwei der sechs Sequenzen, in denen Fett spektral gesättigt wurde haben in der Einzelwertung und im direkten Vergleich Mängel in der Bildqualität gezeigt. Beide

Sequenzen waren PD TSE-Sequenzen, die wie bereits erwähnt unabhängig von der Tatsache der Fettsättigung schwierig anzupassen waren.

Es konnte kein Unterschied zwischen Atemanhalte- (40% ohne Einschränkungen nach Optimierung) und Sequenzen freier Atmung (50% ohne Einschränkungen nach Optimierung) in der Häufigkeit von Anpassungsschwierigkeiten gefunden werden.

Die Anpassung der beiden 3D-Sequenzen war mit nur leichten Einschränkungen möglich. Die Ergebnisse sind in Tabelle 16 und Abbildung 40 dargestellt.

	Erreichte $Q_{ges}$	Sequenztyp							
		fs	Spir	Spair	Stir	Tirm	FB	BH	3D
<b>Anzahl absolut</b>		6	1	4	5	2	4	8	2
	+	17	0	0	0	0	0	0	0
	0	33	100	100	80	50	50	38	0
	-	33	0	0	20	50	25	50	100
	--	17	0	0	0	0	25	13	0

Tabelle 16: Qualität der Sequenzen nach der Anpassung nach Sequenztyp  
Die erreichte Qualitätsstufe ist in Prozent angegeben

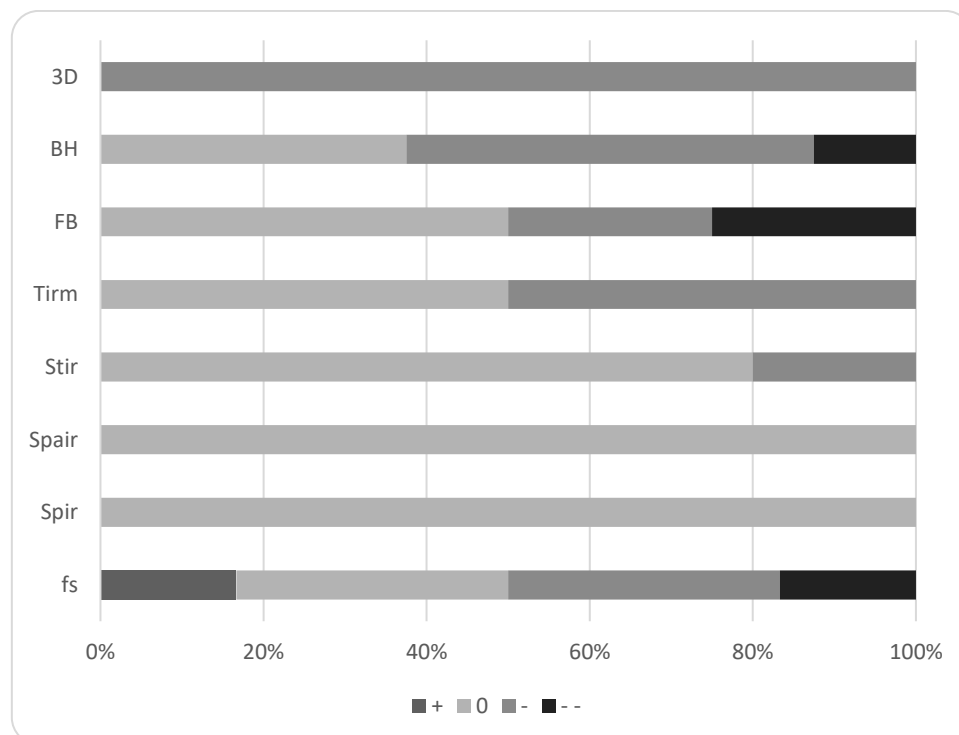


Abbildung 40: Qualität der Sequenzen nach der Anpassung (gemessen am  $Q_{ges}$ ) nach Sequenztyp

Der Großteil der problematisch anzupassenden Sequenzen stammt aus dem Knieprotokoll des Siemens-MRT-Gerätes. Vier der fünf Sequenzen sind im Vergleich

oder in der Einzelwertung schlechter beurteilt worden als die Originale. Außer diesem Knieprotokoll sind die einzigen beiden Protokolle, in denen mehr als zwei Sequenzen entweder in der Einzelbewertung oder im direkten Vergleich Qualitätsminderungen zeigten, die Siemens Herz- und Leberprotokolle. In beiden Fällen handelte es sich um genau drei Sequenzen, von denen vor allem die Sequenzen des Herzprotokolls lediglich leichte Einschränkungen aufwiesen.

Im Folgenden werde ich Assoziationen zwischen der Veränderung gewisser MR-Parameter und dem Auftreten von spezifischen Problemen bei der Anpassung aufzählen.

Eine verschlechterte Abgrenzbarkeit ließ sich vor allem feststellen, wenn die SAR vermindert wurde. Außerdem wurde häufig die TR, der Turbofaktor und die Messzeit verändert.

Der Gewebskontrast wurde vor allem durch die Anpassung der SAR, der TR und der Messzeit verschlechtert. Sequenzbedingte Bildartefakte traten vermehrt auf, wenn zuvor die SAR angepasst wurde. Auch die TR, der Turbofaktor, die NSA und Messzeiterhöhung hatten einen hohen Einfluss. Ein hoher Anteil der Bewegungsartefakte ist durch die Änderung von TR, der Messzeit, die SAR und den Verkettungen zu erklären. Ein erhöhtes Rauschen ließ sich zu einem hohen Anteil in folgender Reihenfolge absteigend durch die Veränderung der SAR, der TR und des Flipwinkels sowie der Messzeit, der Verkettungen und der TE erklären. Die genauen Anteile, welche Änderungen dem Effekt vorausgehen, sind in Tabelle 17 dargestellt.

	B1	Verkettungen	Flipwinkel	Grappa	NSA	Refokussierungswinkel
<b>Abgrenzbarkeit (5)</b>	4,0	8,0	8,0	4,0	8,0	0,0
<b>Gewebskontrast (5)</b>	4,2	8,3	8,3	8,3	8,3	0,0
<b>Sequenzbedingte Bildartefakte (8)</b>	6,0	6,0	4,0	2,0	10,0	4,0
<b>Bewegungsartefakte (6)</b>	3,1	12,5	9,4	3,1	6,3	3,1
<b>Rauschen (10)</b>	0,0	10,2	13,6	6,8	8,5	0,0

	SAR	TE	TR	Turbofaktor	Voxel	Messzeit
<b>Abgrenzbarkeit (5)</b>	20,0	8,0	16,0	12,0	0,0	12,0
<b>Gewebskontrast (5)</b>	16,7	8,3	16,7	8,3	0,0	12,5
<b>Sequenzbedingte Bildartefakte (8)</b>	18,0	8,0	16,0	12,0	4,0	10,0
<b>Bewegungsartefakte (6)</b>	15,6	6,3	18,8	9,4	0,0	15,6
<b>Rauschen (10)</b>	15,3	10,2	13,6	8,5	1,7	11,9

Tabelle 17: Darstellung, welche Parameter verändert wurden, wenn die angepasste Sequenz Einschränkungen in bestimmten Bereichen der Bildqualität hatte

Alle Angaben in Prozent.

In Klammern die Angabe, wie viele der 62 angepassten Sequenzen Einschränkungen in dem Bildqualitätskriterium aufwiesen.

Wir haben unter allen angepassten Sequenzen, die irgendeine Einschränkung in mindestens einem Bildqualitätskriterium hatten, ausgewertet, welches Bildqualitätskriterium am stärksten beeinflusst wurde, wenn wir zuvor eine bestimmte Parameteränderung vornahmen. Eine Verringerung von B1 führte vor allem zu sequenzbedingten Bildartefakten. Die Erhöhung der Anzahl der Verkettungen wirkte sich auf alle Bildqualitätskriterien stark, jedoch vor allem auf das Rauschen aus. Ebenso verhielt es sich mit der Verringerung des Flipwinkels und der Erhöhung von Grappa. Die Erhöhung der NSA sowie die Verringerung der SAR führten zu vermehrten sequenzbedingten Bildartefakten und einem erhöhten Rauschen. Die Verringerung des Refokussierungswinkels hatte primär Einfluss auf sequenzbedingte Bildartefakte aber auch Bewegungsartefakte. Sowohl die Verringerung der TE als auch die der TR hatten vor allem Einfluss auf das Rauschen aber auch auf sequenzbedingte Bildartefakte. Ähnliches gilt für die Verringerung des Turbofaktors. Eine Erhöhung der Voxelgröße ließ die sequenzbedingten Bildartefakte und das Rauschen ansteigen. Eine Messzeiterhöhung führte zu einem verstärkten Rauschen sowie allen Arten von Artefakten.

Mit welchem genauen Anteil die jeweilige Einschränkung des Bildqualitätseffekts durch die unterschiedlichen Parameteränderungen entsteht, ist in Tabelle 18 dargestellt.

	<b>Abgrenz- barkeit</b>	<b>Gewebs- kontrast</b>	<b>Sequenz- bedingte Bildartefakte</b>	<b>Bewegungs- artefakte</b>	<b>Rauschen</b>
<b>B1</b>	16,7	16,7	50,0	16,7	0,0
<b>Verkettungen</b>	12,5	12,5	18,8	18,8	37,5
<b>Flipwinkel</b>	11,8	11,8	11,8	17,6	47,1
<b>Grappa</b>	11,1	22,2	11,1	11,1	44,4
<b>NSA</b>	12,5	12,5	31,3	12,5	31,3
<b>Refokussierungs- winkel</b>	0,0	0,0	66,7	33,3	0,0
<b>SAR</b>	15,6	12,5	28,1	15,6	28,1
<b>TE</b>	12,5	12,5	25,0	12,5	37,5
<b>TR</b>	13,3	13,3	26,7	20,0	26,7
<b>Turbofaktor</b>	15,8	10,5	31,6	15,8	26,3
<b>Voxel</b>	0,0	0,0	66,7	0,0	33,3
<b>Zeit</b>	13,0	13,0	21,7	21,7	30,4

Tabelle 18: Einfluss der Parameteränderung auf die Kriterien der Bildqualität  
Alle Angaben in Prozent.

# 7 Diskussion

Im Folgenden fasse ich die Ergebnisse dieser Studie zusammen. Anschließend werden die angewandten Methoden und die Ergebnisse kritisch diskutiert. Daran anknüpfend arbeite ich die Übertragbarkeit auf andere Untersuchungsregionen, MRT-Sequenzen, Spulen und MRT-Geräte sowie die Limitationen dieser Arbeit heraus. In einem letzten Abschnitt werden Strategien zur Optimierung von MRT-Sequenzen an die für Patienten mit aktiven Implantaten geforderten Bedingungen entworfen und Hinweise für die Anpassung im klinischen Alltag gegeben.

## 7.1 Zusammenfassung der Ergebnisse

Zunächst einmal lässt sich feststellen, dass ein sehr großer Anteil, etwa ein Drittel, der MRT-Sequenzen, die in gewöhnlichen Protokollen im klinischen Alltag verwendet werden, bereits ohne jegliche Optimierung die geforderten Bedingungen zur Anregungsenergie einhält.

56 der 62 optimierten Sequenzen wurden in der Einzelbewertung durch die drei erfahrenen Radiologen als gleichwertig oder sogar den Originalen überlegen bewertet. Nur zwei Sequenzen lassen in dieser Kategorie klinische Einschränkungen erwarten.

Auch im Vergleich der angepassten zur Originalsequenz wurden 44 der 62 Sequenzen als mindestens gleichwertig beurteilt. Acht Sequenzen haben im direkten Vergleich leichte, zehn schwerere Einschränkungen der Bildqualität.

Zwar musste bei 30 Sequenzen die Messzeit um mindestens 10% bzw. 45 s erhöht werden, gleichzeitig konnte sie bei neun Sequenzen jedoch auch reduziert werden.

Die Ergebnisse der Phantommessungen geben ähnlich positive Ergebnisse. Die SNR war bei 33 Sequenzen unverändert. Während sie sich bei 14 Sequenzen verschlechterte, schien sie bei 15 Sequenzen sogar anzusteigen. Ähnliches lässt sich bei der relativen Spreizung der Grauwerte feststellen. 38 der angepassten Sequenzen glichen der Originalsequenz. Während sich 11 der Sequenzen durch den Optimierungsprozess verschlechterten, verbesserte sich die relative Spreizung sogar bei 13 Sequenzen.



Die CNR von 25 der angepassten Sequenzen glich der CNR der dazugehörigen Originalsequenz. Die CNR verschlechterte sich bei 25 Sequenzen, verbesserte sich jedoch sogar in 12 Fällen.

Verstärkte Abweichungen der Geometrie muss nur bei einer einzigen Sequenz erwartet werden, während sie sich bei zwei anderen sogar zu verbessern schien.

Zusammenfassend lässt sich also feststellen, dass die MR-Bildgebung mit einem Grenzwert von  $B_{1+rms} \leq 2,0 \mu T$  in den seltensten Fällen Einschränkungen im klinischen Alltag mit sich bringen dürfte. Die Optimierung der Sequenzen ist nahezu immer möglich.

Nichtsdestotrotz gibt es einige Sequenzen, bei denen die Optimierung nicht zufriedenstellend gelungen ist oder die nur unter starken Einschränkungen anzupassen waren. Die meisten häufig genutzten Sequenztypen machten jedoch wenig Schwierigkeiten in der Anpassung. Veränderungen gewisser MR-Parameter konnten mit dem Auftreten von spezifischen Problemen assoziiert werden. So wäre es durch Beachtung dieser Erkenntnisse möglich, die Bildeigenschaften durch Variation der Anpassungsschritte auf die jeweilige Fragestellung zu optimieren.

## 7.2 Diskussion der Methodik

In dieser Studie wurden die Auswirkungen der Anpassung von MRT-Sequenzen an die geforderten Bedingungen für Patienten mit aktiven Implantaten überprüft. Nach umfangreicher Recherche in einschlägigen medizinischen Datenbanken ist uns keine Studie bekannt, die systematisch die Limitationen eines  $B_{1+rms} \leq 2,0 \mu T$  überprüft hat. Aus diesem Grund ist es an einigen Stellen nötig, Studien zur Anpassung an die SAR von maximal 0,1 W als Vergleich heranzuziehen. [95–97]

In unserer Studie optimierten wir die Originalsequenzen mit dem Ziel, eine dem Original möglichst ähnliche, für Patienten mit aktiven Implantaten geeignete Sequenz zu erstellen. In bisherigen Studien wurden teilweise andere Strategien verfolgt. Sarker et al. versuchten 2011 beispielsweise, 2D-Originalsequenzen durch 3D-Sequenzen zu ersetzen [95]. Ob es möglich ist, Sequenzen, die nach der Optimierung keine zufriedenstellende Bildqualität erreichen, durch Alternativen zu ersetzen, muss der Radiologe je nach klinischer Fragestellung entscheiden. Außerdem versuchten wir im Gegensatz zu den bisher bekannten Studien zur Anpassung von MRT-Sequenzen bei

Patienten mit aktiven Implantaten, die Messzeit der Sequenzen nicht relevant zu erhöhen [95–97]. Falls dies nicht möglich war, erwähnten wir es explizit als Optimierungsproblem in unseren Ergebnissen.

Die Sequenz, die bei der Optimierung an die geforderten Bedingungen die augenscheinlich beste Bildqualität aufwies, wurde in die Qualitätsprüfung eingeschlossen. Es ist nicht auszuschließen, dass es trotz unserer positiven Bewertungen im klinischen Alltag in Einzelfällen zu Verringerungen der Bildqualität kommt. Bei diesem Vorgehen ist es jedoch auch gut möglich, dass es Sequenzen von höherer Bildqualität gibt. Zwar werden im klinischen Alltag ähnliche Probleme bei der Anpassung vergleichbarer Sequenzen aufkommen, wie sie bei uns entstanden sind. Genauso gut ist es aber möglich, dass höher qualitative Sequenzen entwickelt werden können.

### **7.3 Diskussion der Übertragbarkeit**

Zur Überprüfung unserer These wurden in der vorliegenden Arbeit exemplarisch 62 gebräuchliche MRT-Sequenzen angepasst und mithilfe eines Beurteilungsbogens sowie durch Phantommessungen in Bezug auf ihre Bildqualität bewertet. Die Sequenzen wurden an zwei typischen MRT-Geräten und für sechs im klinischen Alltag häufig zu untersuchende Organsysteme bestimmt. Dabei wurden verschiedene Spulen und gebräuchliche Sequenztypen genutzt. Es gibt natürlich noch mehr Organe, noch andere Sequenzen und Spulen sowie weitere MRT-Geräte. Die Geräte verschiedener MRT-Hersteller ähneln sich stark, sodass eine Übertragbarkeit gegeben sein sollte. Im Gespräch mit erfahrenen Radiologen sowie durch die systematische Suche nach Sequenzen in verschiedenen MRT-Protokollen haben wir sehr wahrscheinlich einen Großteil der häufig verwendeten und klinisch relevanten Hard- und Softwarebedingungen bei der Anpassung und Evaluation abgedeckt. Es gibt zu viele Organe und Fragestellungen, um sie vollständig zu erfassen. Wie im Abschnitt 4 (Klinische MR-Bildgebung) genau beschrieben, haben wir die Organe exemplarisch ausgewählt. Sie haben verschiedene T1- und T2-Zeiten sowie Besonderheiten der anatomischen Lage, sodass eine Übertragbarkeit auf andere Organe, insbesondere des neurologischen Bereichs sowie des Bewegungsapparates, der Thorax- und der abdominalen Organe gegeben ist. In den Arbeiten zur Sequenzanpassung an den SAR-Grenzwert von Sarker et al. wurden jeweils maximal

3 Sequenzen angepasst, die ausschließlich die Kopfbildgebung betrafen [95–97]. Die große Anzahl der Sequenzen, die in unserer Arbeit überprüft wurde, erlaubt es besser, allgemeingültige Fakten über die Veränderungen durch die Anpassungen abzuleiten. Allgemeine übergeordnete Rückschlüsse auf die Veränderung der Bildqualität an verschiedenen Geräten, Spulen, Sequenztypen und Organen sind möglich.

Die MR-Bilder in dieser Studie wurden wegen ethischer Vertretbarkeit ausschließlich an gesunden Probanden und ohne Kontrastmittelgabe aufgenommen. Das führt jedoch dazu, dass ein Kontrast zwischen einer Pathologie und dem Gewebe nicht dargestellt und damit im Beurteilungsbogen nicht berücksichtigt werden kann. Einschränkungen in der klinischen Bildgebung können daher nur mit einer gewissen Wahrscheinlichkeit aus der Erfahrung der Radiologen und aus der Stärke der Bildqualitätsveränderung der Sequenz abgeleitet werden. Es kann vermutet werden, dass die Darstellung der Pathologie in ähnlicher Weise beeinflusst wird wie die Darstellung der anderen Organe und Gewebe in dieser Sequenz. Genauso kann es sein, dass sich auffällige Verschlechterungen der Bildqualität der angepassten Sequenzen im klinischen Alltag und bei der Beurteilung der Pathologien als nicht bedeutsam herausstellen. Beispielsweise haben PD TSE fs-Sequenzen, die in dieser Studie schwierig anzupassen waren, von vorn herein eine so hohe Bildqualität, dass möglicher Weise sogar größere Unterschiede der beiden Sequenzen im Alltag nicht auffallen. Auch auf den Einfluss des Kontrastmittels kann nur indirekt geschlossen werden. Da sich die T1-Zeit verkürzt und damit das Signal in einem T1-gewichteten Bild verstärkt, kann jedoch angenommen werden, dass die relative Bildqualität in der Sequenz nach Kontrastmittelgabe und -anreicherung im Gewebe eher ansteigt. Um die Bildqualität der Sequenzen am Patienten und mit verschiedenen Pathologien sowie mit Kontrastmittelgabe zu evaluieren und abschließend beurteilen zu können, werden weitere Studien benötigt.

## **7.4 Diskussion des Beurteilungsbogens**

Es wurden stets die Original- und die angepasste Sequenz im Vergleich am selben Probanden aufgenommen. Das hat den Vorteil, dass die Bildqualität direkt verglichen werden kann und nicht von anderen äußeren Faktoren beeinflusst wird, wie es beispielsweise der Fall sein könnte, wenn die Sequenzen in zwei Sitzungen [96] oder an zwei unterschiedlichen Probanden [97] aufgenommen werden.

Für diese Studie wurde ein spezieller Beurteilungsbogen entworfen. Er orientiert sich stark an Beurteilungsbögen aus anderen Studien, enthält jedoch auch eigene Elemente. Frühere Studien beschränken sich häufig nur auf einzelne Aspekte der Bildqualität [2, 88, 95–97]. Unser Beurteilungsbogen beinhaltet alle im Gespräch mit erfahrenen Radiologen als relevant erachteten Aspekte der Bildqualität. Außerdem evaluiert er die Spezifika für jede Sequenz, fragt nach anatomischen Strukturen, die in der Beurteilung einer möglichen Pathologie eine Rolle spielen und nach anatomischen Strukturen in einem diversen Größenspektrum. Nichtsdestotrotz wurde der Beurteilungsbogen bislang nicht validiert. Durch den spezifischen Zuschnitt des Bogens auf jede einzelne Sequenz ist es außerdem möglich, dass die Qualität des Beurteilungsbogens von Sequenz zu Sequenz leicht variiert. Durch die Nutzung des Beurteilungsbogens wurden die Beurteiler auf bestimmte Bildqualitätsmerkmale aufmerksam gemacht. Sie haben bei der Beurteilung der Sequenzen extra auf Mängel der Sequenzen geachtet. Deshalb ist es gut möglich, dass Qualitätseinschränkungen im klinischen Alltag sogar seltener auffallen, als es durch diese Studie angenommen wird.

Der Parameter  $V$ , den wir als Maß für die Abnahme der Bildqualität der klinischen Bildqualität durch die Anpassung annehmen, ist die Differenz der im Beurteilungsbogen erreichten Punkte von Original- und angepasster Sequenz dividiert durch die Punkte der Originalsequenz. Aus dem Grund fällt eine Reduktion des absoluten Punktwertes bei Sequenzen, die schon in der Originalsequenz eine schlechte Bildqualität aufweisen, stärker ins Gewicht. Gerade bei diesen Sequenzen ist es klinisch jedoch wichtig, dass die Bildqualität durch die Anpassung nicht zu stark herabgesetzt wird, um auch mit der angepassten Sequenz genügend Informationen zu generieren. Somit ist  $V$  auch für die Sequenzen mit geringer Bildqualität in der Originalsequenz ein besonders sicherer Parameter, um die Einschränkungen der klinischen Beurteilbarkeit einzuschätzen.

Nichtsdestotrotz zwingt die große Zahl von 62 verschiedenen Sequenzen auch dazu, dass jede einzelne Messung nur an fünf Probanden durchgeführt werden konnte. Jede der Messungen wurde von drei Radiologen beurteilt, was zu einer belastbaren Anzahl von 15 Einzelauswertungen pro Sequenz führt. In den Arbeiten von Sarker et al., wurde diese Stichprobengröße nur in einem Fall erreicht. Trotzdem können die Daten nur für eine deskriptive Statistik genutzt werden. Der in anderen Arbeiten als Vergleich von

Sequenzen verwendete Wilcoxon-Test ist kritisch zu bewerten, da er keinen Nachweis einer Nicht-Unterlegenheit erlaubt [95–97]. Um die Nicht-Unterlegenheit zu beweisen, bräuchte man pro Sequenz jedoch durchschnittlich ca. 200 Probanden, was vor allem zeitlich als auch ethisch bedenklich bzw. nahezu unmöglich ist. Mit fünf Probanden, deren Bilder von je drei Radiologen beurteilt werden, lässt sich in einer deskriptiven Statistik in den aller meisten Fällen jedoch eine zuverlässige Tendenz feststellen.

Die Grenzwerte für unsere Statistik wurden durch die klinische Erfahrung der Radiologen bestimmt. Bei der Messung mittels Beurteilungsbogen bedeutet eine durchschnittliche Verschlechterung der Sequenz um maximal 0,5 Punkte beispielsweise bereits die Einstufung der angepassten Sequenz in eine schlechtere Kategorie. Bei Sequenzen, bei denen die Originalsequenz bereits eine geringe Bildqualität hatte, führte eine noch geringere Abweichung bereits zu einer Einstufung in die jeweils schlechtere Bildqualitäts-Kategorie. Dieses Beispiel zeigt, dass in der Studie relativ strenge Maßstäbe für die Beurteilung der Bildqualität angesetzt wurden.

## 7.5 Phantommessungen

Im Vergleich zu anderen Studien verwendeten wir in unserer Arbeit Phantome anstelle des originalen Patientenbildes, um SNR und CNR zu bestimmen. Das hat den Vorteil, dass Inhomogenitäten des humanen Gewebes nicht zum Ergebnis beitragen. Erstmals erhoben wir auch Daten dazu, ob die Geometrie der Sequenz durch die Anpassung beeinflusst wird. [95–97]

Die Original- und die angepasste Sequenz wurden zum direkten Vergleich ebenfalls immer am selben Phantom aufgenommen. Das hat den Vorteil, dass die Bildqualität direkt verglichen werden kann und nicht von anderen äußeren Faktoren beeinflusst wird, wie es beispielsweise der Fall sein könnte, wenn die Sequenzen in zwei Sitzungen [96] oder an zwei unterschiedlichen Probanden [97] aufgenommen werden.

Auch bei der Erhebung der Daten aus den Phantommessungen konnte wegen der umfangreichen Sequenzanalyse eine Anzahl der Messwiederholungen  $N$  zwischen drei (SNR und CNR) und sechs (geometrische Abweichung) erreicht werden. Das reicht dafür, einen Überblick über die Größe der Abweichung und die Richtung der Entwicklung zu geben, kann jedoch keine kleinen Änderungen detektieren. Für eine Inferenzstatistik sind weitere Studien nötig. Im Falle dieser Arbeit, in der es erstmals darum geht, Einschränkungen der Bildqualität zu detektieren, um Rückschlüsse auf

Möglichkeiten der Anpassung und Limitationen bei der klinischen Bildgebung zu ziehen, ist eine zusammenfassende Darstellung der Ergebnisse jedoch zunächst ausreichend.

### **7.5.1 SNR**

Für die Messungen der SNR nutzten wir ein etabliertes Phantom des Herstellers Philips. Partialvolumeneffekte schlossen wir aus, indem wir die optimale Größe der ROI auswählten.

In den Ergebnissen sehen wir, dass es eine erhebliche Anzahl von Sequenzen gibt, deren SNR sich durch die Anpassung, vermutlich häufig durch Messzeitverlängerung, erhöht. Dies könnte ein Hinweis darauf sein, dass wir unsere Grenzwerte für die Beurteilung dieses Parameters sogar zu restriktiv gewählt haben. Es wäre möglich, dass diese Erhöhungen zu einem großen Teil noch im Rahmen der Messvarianz zu sehen sind. Das hätte zur Folge, dass wir die angepassten Sequenzen bezüglich ihres SNR in dieser Studie zu streng bewertet hätten.

### **7.5.2 CNR**

Für die Phantommessungen der CNR nutzten wir selber hergestellte Agarose-Phantome. Wir unterzogen den Phantomen verschiedene Qualitätskontrollen, maßen die T1- und die T2-Zeiten und schlossen Artefakte durch Flüssigkeitsbewegungen und wesentliche Lufteinschlüsse aus. Partialvolumeneffekte schlossen wir aus, indem wir die optimale Größe der ROI auswählten. Exemplarisch suchten wir vier Kontraste aus, die in dem Organ im physiologischen Zustand relevant sind. Bei einer Pathologie in diesem Bereich können natürlich auch andere Kontraste wichtig werden. Da wir jedoch ein breites Spektrum von Kontrasten auswählten, gehen wir davon aus, dass das Ergebnis dieser Arbeit auch Rückschlüsse auf Pathologien dieser Organe zulässt.

Im Endergebnis lässt sich feststellen, dass die CNR sich durch die Anpassung sehr häufig erhöht. Das lässt möglicherweise darauf schließen, dass wir unsere Grenzwerte für die Beurteilung dieser Parameter sogar zu restriktiv gewählt haben. Ein Teil der Erhöhungen könnte im Rahmen der Messvarianz auftreten. Dadurch ist es möglich, dass die Sequenzen in Bezug auf die CNR in dieser Studie zu streng bewertet wurden.

### 7.5.3 Geometrische Abweichung

Für die Messung der geometrischen Abweichung nutzten wir ein etabliertes Phantom des Herstellers Philips. Es könnte zu minimalen Messungenauigkeiten gekommen sein, weil bei der Messung möglicherweise nicht exakt die Mittelpunkte der Bohrlöcher getroffen wurden. Durch den geringen Durchmesser der Bohrlöcher und die Mittelung von sechs Messergebnissen dürfte diese Abweichung jedoch keinen wesentlichen Anteil zum Ergebnis beitragen.

## 7.6 Limitationen der Studie

Wir haben die meisten der Bewertungsskalen in vier Stufen untergliedert: Gleichwertigkeit beider Sequenzen, Verbesserung der angepassten Sequenz, leichte und stärkere Verschlechterung der angepassten Sequenz. Damit ist eine Abstufung der Einschränkungen durch die Anpassung möglich. Wann der Unterschied der beiden Sequenzen jedoch klinisch relevant wird, kann man aus diesen Daten allein nicht ableiten. Vermutlich ist die klinische Relevanz der Veränderung vor allem vom Sequenztyp und der Qualität der Sequenz vor der Anpassung abhängig. Ob eine Fragestellung zu beantworten ist, ist im Einzelfall für jede Indikation und jeden Patienten individuell vom Radiologen zu entscheiden.

In unseren Ergebnissen stellten wir gelegentlich fest, dass die angepasste Sequenz höhere Punktzahlen in der Bildqualität bekommt als die Originalsequenz. Es gibt mehrere denkbare Möglichkeiten, wie es dazu kommt. Zum einen ist es möglich, dass die Beurteilung der Bildqualität gerade an den Schichten durchgeführt wurde, in denen die Qualität der angepassten Sequenz zufällig besser war. Dieses versuchten wir durch eine Analyse verschiedener Schichten und einer hohen Fallzahl jedoch zu minimieren. Außerdem musste bei einigen angepassten Sequenzen die Messzeit erhöht werden. Eine Erhöhung der Messzeit erlaubt eine Aufnahme mit höherer Auflösung. Das erklärt zumindest die Überlegenheit der Sequenzen, bei denen es nicht möglich war, die Messzeit konstant zu halten. Bei den anderen Sequenzen wäre es außerdem denkbar, dass die im klinischen Alltag verwendeten Sequenzen nicht optimal sind und eine Optimierung der Standard-Sequenzen sinnvoll wäre.

Die Hinweise für den Umgang mit Patienten mit aktiven Implantaten bei der MRT-Untersuchung und die Hinweise zur Anpassung neuer Sequenzen beruhen auf

eigenen Erfahrungen, die während der Studie gemacht wurden, auf theoretischen Überlegungen zu Konsequenzen durch die Anpassung und auf den Ergebnissen der Beurteilungsbögen, der SNR- und CNR-Bestimmung sowie der Messung der geometrischen Abweichung. Wie nützlich diese Hinweise im klinischen Alltag sind, haben wir in dieser Arbeit nicht überprüft. Weitere Studien könnten dies feststellen.

An dieser Stelle sei noch einmal darauf hingewiesen, dass diese Studie kein Sicherheitsnachweis für die MR-Bildgebung mit genannten Bedingungen bei Patienten mit aktiven Implantaten ist. Sie diene ausschließlich der Überprüfung der Bildqualität.

## 7.7 Vorschlag zur Anpassung der Sequenzen

Um den  $B_{1+rms}$  auf den Grenzwert von  $2,0 \mu T$  zu senken, ist die Anpassung einer Reihe von Parametern möglich, die jeweils Vor- und Nachteile mit sich bringt. Im Folgenden schlage ich eine von den oben aufgeführten Ergebnissen abgeleitete Reihenfolge vor, in der diese Parameter angepasst werden könnten. Dabei erwähne ich kurz die dadurch zu erwartenden Konsequenzen.

Zu Beginn der Anpassung sollte zunächst die SAR angepasst werden. Die aktiven Implantate sind für die Einstellung 1st level (first level controles operating mode) nicht zugelassen. Die SAR ist ein Parameter für die lokale Energiedichte im Messvolumen, der von einem geschätzten Körpermodell ausgeht. Je höher die Energie der HF-Impulse, desto höher steigt die SAR und desto höher ist das messbare Signal. Eine Reduktion dieses Parameters hat dabei eine Verkleinerung der SNR zufolge. Alle Einstellungen außer 1st level sind möglich. Je geringer die SAR, desto kleiner ist auch der  $B_{1+rms}$ .

Im nächsten Schritt kann der B1 mode (Philips), der häufig die Standardeinstellung „default“ hat, angepasst werden. Der HF-Impuls, der zur Anregung der Protonen genutzt wird, hat die Feldstärke B1. Diese Feldstärke und damit die Energie des HF-Impulses wird durch den Parameter B1 mode beeinflusst. Je höher B1, desto höher die SNR. Allerdings ist dadurch auch der  $B_{1+rms}$  erhöht. Man kann den B1 mode „user defined“ setzen und dann die Amplitude in  $\mu T$  reduzieren, um B1 und damit den  $B_{1+rms}$  zu senken.

Eine weitere Strategie ist es, die Anzahl der Verkettungen *minimum number of packages* (Philips) bzw. *concatenations* (Siemens) zu erhöhen. Die Anzahl der



Verkettungen sagt aus, wie viele Schichten angeregt werden, bis die erneute Anregung der ersten Schicht wieder möglich ist. Je stärker sie erhöht wird, desto kleiner wird der  $B_{1+rms}$ . Allerdings verlängert sich dadurch auch die Messzeit um den Faktor der Anzahl der Verkettungen, was ein höheres Risiko für Bewegungsartefakte birgt. Neben einer Verstärkung der T1-Wichtung erlaubt einer Erhöhung der Anzahl der Verkettungen die Unterteilung einer Breathhold-Sequenz in mehrere kürzere Atemanhaltezyklen.

Setzt man den Turbofaktor herab, kann man ebenfalls den  $B_{1+rms}$  senken. Er gibt die Anzahl der  $180^\circ$ -Impulse an, die der ersten Anregung der Spins in einer Turbospinecho-Sequenz nachgeschaltet sind. Je mehr Impulse man nachschaltet, desto kleiner wird das Signal. Im Verhältnis gewinnt das Rauschen an Einfluss. Die SNR sinkt. Gleichzeitig verkürzt sich aber auch die Messzeit.

Damit einhergehend kann man auch den Refokussierungswinkel *refocus angle* reduzieren. Es ist der Winkel, mit dem der Kernspin bei einer TSE-Sequenz erneut ausgelenkt wird. Reduziert man ihn, verkleinern sich auch der  $B_{1+rms}$  und gleichzeitig die Messzeit. Allerdings verliert das gemessene Signal dadurch an Intensität.

Eine Verkleinerung des Flipwinkels *Flip angle* hat ähnliche Konsequenzen. Der Flipwinkel gibt an, um wie viel Grad die Kernspins bei der ersten Anregung durch den HF-Impuls ausgelenkt werden. Mit der Reduktion des Flipwinkels wird also schon der Anregungsimpuls abgeschwächt, was sofort eine Reduktion des detektierten Signals zufolge hat. Es resultiert ein stärkeres Rauschen, aber auch eine verkürzte Messzeit.

Sollten all diese Möglichkeiten nicht ausgereicht haben, um den  $B_{1+rms}$  auf höchstens  $2,0 \mu T$  abzusinken, ist es möglich, die TR- (und auch die TE-) Zeit zu erhöhen. Hierbei sollte man dringend bedenken, dass beides Faktoren der Kontrastparameter sind, die die Eigenschaften der Sequenz bedeutend verändern. TR nimmt dabei Einfluss auf den T1-, TE auf den T2-Effekt. Gleichzeitig erhöht sich dabei leicht die Messzeit.

Des Weiteren könnte die Größe der Voxel verändert werden. Die Voxelgröße bestimmt die Auflösung des Bildes. Vergrößert man die Voxel, brauchen die Gradienten nicht mehr so stark zu sein. Dadurch verkürzt sich die Messzeit und es reduziert sich der  $B_{1+rms}$ . Allerdings verliert man durch die Reduktion der Auflösung die Möglichkeit, sehr kleine Läsionen darzustellen. Außerdem erhöht man die Häufigkeit von Partialvolumeneffekten.

Gegebenenfalls könnte man die Intensität des Sättigers reduzieren oder ihn aus der Sequenz entfernen. So wird Energie durch Vermeidung einiger HF-Impulse eingespart, der  $B_{1+rms}$  sinkt also. Allerdings kann diese Maßnahme zu Artefakten im Bild führen, die durch bewegtes Gewebe hervorgerufen werden.

Bei jedem dieser Anpassungsschritte kann es prinzipiell dazu kommen, dass Parameterkonflikte auftreten, die von der Software dargestellt werden und häufig manuell gelöst werden können. Des Weiteren kann es dazu kommen, dass automatisch leichte Änderungen anderer Parameter stattfinden. Häufige Veränderungen betreffen z.B. die TR, die oft auf *shortest* voreingestellt ist und sich dadurch während der Anpassung automatisch verkürzt oder auch verlängert. Ein weiteres Beispiel ist die Voxelgröße, die sich wegen Modifikationen der Phasenkodierung leicht ändern kann, wenn man den Turbofaktor verändert.

Tabelle 19 zeigt die vorangegangenen Ausführungen noch einmal in zusammengefasster Form.

Schritt Nummer	Anpassungsschritt		Konsequenzen
	Philips	Siemens	
1	Setze SAR mode = <i>user defined</i> , verringere Level (%)	Setze RF-Pulstyp = <i>LowSAR</i> oder <i>normal</i>	viele aktive Implantate verbieten <i>first level</i> ; SNR ↓
2	Setze B1 mode = <i>user defined</i> , verringere Amplitude ( $\mu\text{T}$ )		SNR ↓
3	Erhöhe <i>minimum number of packages</i>	Erhöhe <i>concatenations</i>	Messzeit ↑; Erlaubt Teilung einer Atemanhaltesequenz in mehrere kürzere Atemanhaltezyklen
4	Verringere <i>TSE factor</i>	Verringere <i>Turbo factor</i>	SNR ↓ Messzeit ↓
5	Verringere <i>refocus angle</i>		SNR ↓ Messzeit ↓
6	Verringere <i>Flip angle</i>	Verringere <i>Flip angle</i>	SNR ↓ Messzeit ↓
7		Erhöhe <i>Accel. Factor</i> (Grappa)	SNR ↓ Messzeit ↓
8	Erhöhe <i>Number of Signals averaged</i>	Erhöhe <i>Number of Signals averaged</i>	SNR ↓ Messzeit ↓
9	Erhöhe TR und/oder TE	Erhöhe TR und/oder TE	TR beeinflusst T1-Kontrast TE beeinflusst T2-Kontrast Messzeit ↑
10	Erhöhe <i>Voxel size</i>	Erhöhe <i>Voxel size</i>	Auflösung ↓ Partialvolumenartefakte ↑ Messzeit ↓
11	Verringere die Intensität des Sättigers oder entferne ihn aus der Sequenz	Verringere die Intensität des Sättigers oder entferne ihn aus der Sequenz	Bewegungsartefakte ↑
Mögliche Konflikte durch die Anpassung: <ul style="list-style-type: none"> <li>- Parameterkonflikte</li> <li>- Automatische geringe Änderungen anderer Parameter</li> </ul>			

Tabelle 19: Vorschlag zur Anpassung der Sequenzen

### 7.7.1 Zeitoptimierung

Viele der oben genannten Parameter hängen direkt oder indirekt mit der Messzeit zusammen. Eine Senkung des  $B_{1+rms}$  bringt häufig eine Erhöhung der Messzeit mit sich. Andererseits beeinflusst die Reduktion der Messzeit häufig die Bildqualität negativ.

Einige Parameter haben einen größeren Einfluss auf die Messzeit. Sie sollten besonders bei Breathhold-Sequenzen, Sequenzen mit sich bewegenden Organen und langen Sequenzen bedacht werden. Im Folgenden sind diese Parameter aufgelistet.

Ich gehe speziell darauf ein, in welche Richtung eine Änderung des Parameters die Messzeit beeinflusst und wie stark der Einfluss auf die Messzeit ist.

Turbospinecho-Sequenzen sind Sequenzen, die besonders zeitsparend sind. Der Turbofaktor ist dabei ein Parameter, der direkt antiproportional zur Messzeit ist. Dadurch ist er besonders geeignet, um die Messzeit einer MRT-Sequenz zu optimieren. Allerdings lässt er den  $B_{1+rms}$  ansteigen.

Um die Messzeit zu verkürzen, kann die *NSA* (*number of signals averaged*) verkleinert werden. Sie gibt an, wie oft eine Zeile des Fourierraumes abgetastet wird. Je häufiger das der Fall ist, desto besser ist die SNR.

Verwendet die Sequenz parallele Bildgebung, kann man den *acceleration factor* Grappa bzw. Sense verkleinern. Dieser Wert quantifiziert die Reduktion der k-Raum-Zeilen die für die Bildgebung notwendiger Weise abgetastet werden müssen. Je höher er ist, desto weniger k-Raum-Zeilen sind nötig. Allerdings werden dadurch auch mehrere Messungen in kürzerer Zeit durchgeführt, was zu einer Verringerung der Gesamtmesszeit führt. Die SNR wird durch diesen Anpassungsschritt verringert.

Die Anzahl der Verkettungen ist direkt proportional zur Messzeit. Allerdings ist eine Erhöhung der Verkettungen nötig, um beispielsweise die Länge der Atemanhaltezyklen bei Breathhold-Sequenzen zu verkürzen.

## 7.7.2 Hinweise für den klinischen Alltag

Da eine Anpassung der MRT-Sequenzen an die geforderten Bedingungen und ihre Qualitätsüberprüfung einige Zeit in Anspruch nimmt, ist es für die klinische Praxis sicher hilfreich, sich ein Set von fertig angepassten Sequenzen abzuspeichern. Das vermeidet Zeitverlust und stellt eine verlässliche Bildqualität sicher.

Bestimmte Sequenzen bringen besondere Herausforderungen bei der Anpassung mit sich. Insbesondere gilt das für Breathhold-Sequenzen und für die Herzbildgebung.

Bei den Breathhold-Sequenzen kommt es durch die Anpassung immer wieder dazu, dass sich die Atemanhaltezyklen um viele Sekunden verlängern. Insbesondere für Patienten ist es nur bedingt möglich, für längere Zeit die Luft anzuhalten. Ein vorzeitiges Einatmen kann zu Bildartefakten führen. Man sollte deswegen stets die Länge der Atemanhaltezyklen im Blick behalten. Gegebenenfalls kann man die Länge der Atemanhaltezyklen durch Erhöhung der Anzahl der Verkettungen verkleinern.

Sollte eine zufriedenstellende Anpassung mit annehmbaren Atemanhaltezyklen nicht möglich sein, könnte man den Patienten, je nach seinen individuellen Möglichkeiten, auffordern, durchgehend, jedoch nur flach zu atmen.

Außerdem ist es wichtig zu wissen, dass der  $B_{1+rms}$  bei den Herzsequenzen stark von der Herzfrequenz abhängt. Dadurch ist es sinnvoll darüber nachzudenken, eine Art Puffer im  $B_{1+rms}$  einzubauen, um die Sicherheit des Patienten während der MRT-Untersuchung nicht zu gefährden.

Auch bei schon in der Vergangenheit angepassten Sequenzen ist es nötig, vor jeder Messung die Höhe des  $B_{1+rms}$  erneut zu prüfen. Es ist möglich, dass individuelle Eigenschaften des Probanden (wie etwa Körpermasse) in die Abschätzung des  $B_{1+rms}$  eingehen. Deswegen gewährleistet nur eine direkte vorherige Kontrolle die Sicherheit des Patienten.

Sollte es nicht möglich sein, eine Sequenz zufriedenstellend anzupassen, ist darüber nachzudenken, sie durch eine andere zu ersetzen. Es ist beispielsweise zu überprüfen, ob eine Spinecho-Sequenz, die häufig schwieriger anzupassen ist, für die betreffende Indikation durch eine Turbospinecho-Sequenz ausgetauscht werden könnte.

So ist es möglich, die Originalsequenzen auf verschiedene Weise den Anforderungen für nahezu jeden Patienten mit aktiven Implantaten anzupassen und dennoch klinisch akzeptable Bildergebnisse zu erzeugen.

## 8 Zusammenfassung

Die MRT ist ein im modernen Klinikbetrieb unverzichtbares, nicht-invasives, bildgebendes Untersuchungsverfahren. Die bei der Bilderzeugung verwendeten HF-Impulse können jedoch mit aktiven Implantaten, wie beispielsweise Tiefen Hirnstimulatorsystemen und deren Elektroden, wechselwirken. Dies kann unter anderem zu Gewebsschäden führen. Moderne Implantate erlauben jedoch eine sichere Ganzkörpermessung, wenn der eingestellte Energieimpuls den Grenzwert  $B_{1+rms} \leq 2,0 \mu T$  einhält.

Ziel dieser Arbeit ist es, die Auswirkungen eines solchen Grenzwertes auf die Bildqualität, seine Limitationen und Möglichkeiten im klinischen Alltag zu überprüfen und Strategien zur Anpassung von MRT-Sequenzen an diesen Grenzwert abzuleiten. Laut Literaturrecherche ist dies damit die erste Arbeit, die den Einfluss genau dieser Grenzwerte auf die MR-Bildgebung systematisch für verschiedene Sequenzen, MRT-Geräte, MRT-Spulen und abgebildeten anatomischen Regionen untersucht.

Hierfür überprüften wir zunächst, welche Sequenzen die geforderten Bedingungen bereits erfüllten. Dafür durchsuchten wir für sechs verschiedene Körperregionen an zwei MRT-Geräten alle häufig im klinischen Alltag genutzten MRT-Protokolle. Wir wählten 62 Sequenzen aus, die die Bedingungen nicht erfüllten und optimierten sie für Patienten mit aktiven Implantaten. Danach unterzogen wir diese einer klinischen Bewertung mittels Beurteilungsbogen sowie Phantommessungen.

Zur klinischen Bewertung wurden für jede der 62 Sequenzen Paare von Original- und angepasster Sequenz an jeweils fünf gesunden Freiwilligen aufgenommen. Diese wurden anhand eines neu entwickelten Beurteilungsbogens von je drei verblindeten Radiologen bewertet und anschließend miteinander verglichen. Der Beurteilungsbogen war dabei jeweils auf die anatomischen Regionen und Sequenzen sowie auf verschiedene Aspekte der Bildqualität optimiert.

In einer anschließenden Phantommessung wurden verschiedene Aspekte der Bildqualität beurteilt. Wir stellten neun Gadolinium-Agarose-Phantome her, anhand derer die CNR gemessen werden konnte. Zur Erhebung der SNR und der geometrischen Verzerrung verwendeten wir ein etabliertes geometrisches Phantom.

Die Studie zeigte, dass eine Vielzahl der im klinischen Alltag verwendeten Sequenzen bereits den Anforderungen der aktiven Implantate genügt und ohne jegliche Anpassung genutzt werden kann.

56 der 62 optimierten Sequenzen wurden von den Radiologen in der Einzelbewertung als mindestens gleichwertig eingestuft. Die meisten der anderen Sequenzen waren nur im direkten Bildvergleich unterlegen. 44 angepasste Sequenzen waren der Originalsequenz im direkten Vergleich gleichwertig oder hatten sogar einen besseren Bildeindruck als die Originalsequenz. Bei der Hälfte der angepassten Sequenzen konnte entweder eine Reduktion der SNR oder der CNR gesehen werden, diese wurde in der klinischen Beurteilung jedoch meistens als nicht relevant eingestuft. Nur bei einer einzigen Sequenz ließ sich eine Vergrößerung der geometrischen Abweichung nachweisen. Die meisten Anpassungen hatten allenfalls eine geringe Verlängerung der Messzeit zur Folge.

Eine Anpassung der MRT-Sequenzen an die geforderten klinischen Abbildungsbedingungen war in jedem Fall möglich.

Selbst wenn im direkten Vergleich mit der Originalsequenz oder in Phantommessungen leichte Einschränkungen auffielen, wurde das in den meisten Fällen als klinisch nicht relevant eingeschätzt.

Die große Anzahl der in dieser Studie optimierten Sequenzen hat Rückschlüsse darauf erlaubt, welche Sequenztypen besondere Herausforderungen bei der Anpassung darstellen. Es konnten Empfehlungen zur Optimierung von MRT-Sequenzen für Patienten mit aktiven Implantaten abgeleitet werden, die in weiteren Studien auf ihre Anwendbarkeit im klinischen Alltag überprüft werden sollten.

Mit dieser Arbeit konnte erfolgreich gezeigt werden, dass eine qualitativ hochwertige MR-Bildgebung bei einem Grenzwert von  $B_{1+rms} \leq 2,0 \mu T$  nahezu ohne Einschränkungen möglich ist. Es konnten Herausforderungen aufgezeigt und ein Leitfaden zur Optimierung der MRT-Sequenzen erstellt werden. Das macht zukünftig eine sichere MR-Bildgebung für eine Vielzahl von Patienten mit aktiven Implantaten möglich.

# Anhang



# Literatur

1. Abidi Z, Faeghi F, Mardanshahi Z, Mortazavi H (2017) Assessment of the diagnostic accuracy of double inversion recovery sequence compared with FLAIR and T2W\_TSE in detection of cerebral multiple sclerosis lesions. *Electron Physician* 9(4):4162–4170. doi:10.19082/4162
2. Alai-Omid M (2010) Untersuchungen des Auges mit einer Oberflächenspule in einem 3,0-Tesla-MRT. Dissertation, Charité Berlin
3. Atkinson DJ, Edelman RR (1991) Cineangiography of the heart in a single breath hold with a segmented turboFLASH sequence. *Radiology* 178(2):357–360. doi:10.1148/radiology.178.2.1987592
4. Baker KB, Tkach JA, Nyenhuis JA, Phillips M, Shellock FG, Gonzalez-Martinez J, Rezai AR (2004) Evaluation of specific absorption rate as a dosimeter of MRI-related implant heating. *Journal of magnetic resonance imaging* 20(2):315–320. doi:10.1002/jmri.20103
5. Barrie Smith N, Webb A (2010) Introduction to Medical Imaging: Physics, Engineering and Clinical Applications, 1. Aufl. Cambridge University Press, Cambridge
6. Barth M, Moser E (1997) Proton NMR relaxation times of human blood samples at 1.5 T and implications for functional MRI. *Cell Mol Biol (Noisy-le-grand)* 43(5):783–791
7. Bassen H, Kainz W, Mendoza G, Kellom T (2006) MRI-induced heating of selected thin wire metallic implants. laboratory and computational studies - findings and new questions raised. *Minim Invasive Ther Allied Technol* 15(2):76–84. doi:10.1080/13645700600640931
8. Beyer H-K (2003) MRT der Gelenke und der Wirbelsäule. Radiologisch-orthopädische Diagnostik, 1. Aufl. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg
9. Bottomley PA, Foster TH, Argersinger RE, Pfeifer LM (1984) A review of normal tissue hydrogen NMR relaxation times and relaxation mechanisms from 1-100 MHz. Dependence on tissue type, NMR frequency, temperature, species, excision, and age. *Med Phys* 11(4):425–448. doi:10.1118/1.595535
10. Burt JR, Zimmerman SL, Kamel IR, Halushka M, Bluemke DA (2014) Myocardial T1 mapping. Techniques and potential applications. *Radiographics* 34(2):377–395. doi:10.1148/rg.342125121.
11. Bydder GM, Young IR (1985) MR imaging. Clinical use of the inversion recovery sequence. *J Comput Assist Tomogr* 9(4):659–675
12. Cabot E, Lloyd T, Christ A, Kainz W, Douglas M, Stenzel G, Wedan S, Kuster N (2013) Evaluation of the RF heating of a generic deep brain stimulator exposed in 1.5 T magnetic resonance scanners. *Bioelectromagnetics* 34(2):104–113. doi:10.1002/bem.21745
13. Casselman JW, Kuhweide R, Deimling M, Ampe W, Dehaene I, Meeus L (1993) Constructive interference in steady state-3DFT MR imaging of the inner ear and cerebellopontine angle. *American journal of neuroradiology* 14(1):47–57
14. Chen XL, Xiong YY, Xu GL, Liu XF (2013) Deep brain stimulation. *Interv Neurol* 1(3-4):200–212. doi:10.1159/000353121
15. Constable RT, Anderson AW, Zhong J, Gore JC (1992) Factors influencing contrast in fast spin-echo MR imaging. *Magn Reson Imaging* 10(4):497–511. doi:10.1016/0730-725X(92)90001-G
16. Cross NM, Hoff MN, Kanal KM (2018) Avoiding MRI-Related Accidents. A Practical Approach to Implementing MR Safety. *J Am Coll Radiol* 15(12):1738–1744. doi:10.1016/j.jacr.2018.06.022
17. Deeb W, Giordano JJ, Rossi PJ et al (2016) Proceedings of the Fourth Annual Deep Brain Stimulation Think Tank. A Review of Emerging Issues and Technologies. *Front Integr Neurosci* 10:38. doi:10.3389/fnint.2016.00038
18. Del Grande F, Santini F, Herzka DA, Aro MR, Dean CW, Gold GE, Carrino JA (2014) Fat-suppression techniques for 3-T MR imaging of the musculoskeletal system. *Radiographics* 34(1):217–233. doi:10.1148/rg.341135130
19. Deutsche Forschungsgemeinschaft (2017) Tiefe Hirnstimulation. Stand der Wissenschaft und Perspektiven, 1. Aufl, Bonn
20. Deutsche Gesellschaft für Allgemeinmedizin und Familienmedizin (2008) Demenz. DEGAM Leitlinie Nr. 12. DEGAM-Leitlinie, Bd 12. Omikron Publ, Düsseldorf

21. Diener H-C (Hrsg) (2012) Leitlinien für Diagnostik und Therapie in der Neurologie, 5. Aufl. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York
22. Eggert K, Oertel WH, Reichmann H (2012) Parkinson-Syndrome. Diagnostik und Therapie
23. Elster AD (1993) Gradient-echo MR imaging. Techniques and acronyms. *Radiology* 186(1):1–8. doi:10.1148/radiology.186.1.8416546
24. Felmler JP, Ehman RL (1987) Spatial presaturation. A method for suppressing flow artifacts and improving depiction of vascular anatomy in MR imaging. *Radiology* 164(2):559–564. doi:10.1148/radiology.164.2.3602402
25. Fischbach F, Fischbach K (2016) MRT der Leber. Diagnostik, Differenzialdiagnostik, Therapieansätze, 1. Aufl. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York
26. Fletcher LM, Barsotti JB, Hornak JP (1993) A multispectral analysis of brain tissues. *Magn Reson Med* 29(5):623–630. doi:10.1002/mrm.1910290507
27. Franceschi AM, Wiggins GC, Mogilner AY, Shepherd T, Chung S, Lui YW (2016) Optimized, Minimal Specific Absorption Rate MRI for High-Resolution Imaging in Patients with Implanted Deep Brain Stimulation Electrodes. *AJNR Am J Neuroradiol* 37(11):1996–2000. doi:10.3174/ajnr.A4865
28. Gold GE, Han E, Stainsby J, Wright G, Brittain J, Beaulieu C (2004) Musculoskeletal MRI at 3.0 T. Relaxation times and image contrast. *American journal of roentgenology* 183(2):343–351. doi:10.2214/ajr.183.2.1830343
29. Golestanirad L, Angelone LM, Iacono MI, Katnani H, Wald LL, Bonmassar G (2017) Local SAR near deep brain stimulation (DBS) electrodes at 64 and 127 MHz. A simulation study of the effect of extracranial loops. *Magn Reson Med* 78(4):1558–1565. doi:10.1002/mrm.26535
30. Goyen M (Hrsg) (2006) Echte Ganzkörper-MRT. Voraussetzungen, Indikationen, Perspektiven, 1. Aufl. ABW Wissenschaftsverlagsgesellschaft, Berlin
31. Graaf RAd (2013) In Vivo NMR Spectroscopy. Principles and Techniques, 2. Aufl. Wiley-Interscience, Hoboken
32. Greenberg MS (Hrsg) (2010) Handbook of neurosurgery, 7. Aufl. Thieme, New York
33. Griswold MA, Jakob PM, Heidemann RM, Nittka M, Jellus V, Wang J, Kiefer B, Haase A (2002) Generalized autocalibrating partially parallel acquisitions (GRAPPA). *Magn Reson Med* 47(6):1202–1210. doi:10.1002/mrm.10171
34. Haase A, Frahm J, Hänicke W, Matthaei D (1985) 1H NMR chemical shift selective (CHESS) imaging. *Phys Med Biol* 30(4):341–344
35. Hattori K, Ikemoto Y, Takao W, Ohno S, Harimoto T, Kanazawa S, Oita M, Shibuya K, Kuroda M, Kato H (2013) Development of MRI phantom equivalent to human tissues for 3.0-T MRI. *Med Phys* 40(3):32303. doi:10.1118/1.4790023.
36. Heidemann RM (2008) Magnetresonanztomographie bei hohen Feldstärken: Ist stärker besser? *Jahrbuch 2007/2008 Max-Planck-Gesellschaft* 5(5)
37. Heiland S (2008) From A as in Aliasing to Z as in Zipper. Artifacts in MRI. *Clinical Neuroradiology* 18(1):25–36. doi:10.1007/s00062-008-8003-y
38. Hellerbach A (2013) Phantomentwicklung und Einführung einer systematischen Qualitätssicherung bei multizentrischen Magnetresonanztomographie-Untersuchungen. Dissertation, Philipps-Universität
39. Hellerbach A, Schuster V, Jansen A, Sommer J (2013) MRI phantoms - are there alternatives to agar? *PLoS ONE* 8(8):e70343. doi:10.1371/journal.pone.0070343
40. Hirokawa Y, Isoda H, Maetani YS, Arizono S, Shimada K, Togashi K (2008) MRI artifact reduction and quality improvement in the upper abdomen with PROPELLER and prospective acquisition correction (PACE) technique. *American journal of roentgenology* 191(4):1154–1158. doi:10.2214/AJR.07.3657
41. Ho HS (2001) Safety of metallic implants in magnetic resonance imaging. *Journal of magnetic resonance imaging* 14(4):472–477
42. Huang T-Y, Huang I-J, Chen C-Y, Scheffler K, Chung H-W, Cheng H-C (2002) Are TrueFISP images T2/T1-weighted? *Magn Reson Med* 48(4):684–688. doi:10.1002/mrm.10260

43. International Electrotechnical Commission (2015) Medical electrical equipment. Part 2-33: Particular requirements for the basic safety and essential performance of magnetic resonance equipment for medical diagnosis, 3. Aufl, Genf
44. Jellis CL, Kwon DH (2014) Myocardial T1 mapping. Modalities and clinical applications. *Cardiovasc Diagn Ther* 4(2):126–137. doi:10.3978/j.issn.2223-3652.2013.09.03
45. Jung B (2005) Neue kernspintomographische Techniken für funktionelle Untersuchungen des Herzmuskels. Dissertation, Albert-Ludwigs-Universität Freiburg
46. Kaldoudi E, Williams SC, Barker GJ, Tofts PS (1993) A chemical shift selective inversion recovery sequence for fat-suppressed MRI. Theory and experimental validation. *Magn Reson Imaging* 11(3):341–355
47. Kato H, Kuroda M, Yoshimura K, Yoshida A, Hanamoto K, Kawasaki S, Shibuya K, Kanazawa S (2005) Composition of MRI phantom equivalent to human tissues. *Med Phys* 32(10):3199–3208. doi:10.1118/1.2047807
48. Keller PJ, Hunter WW, Schmalbrock P (1987) Multisection fat-water imaging with chemical shift selective presaturation. *Radiology* 164(2):539–541. doi:10.1148/radiology.164.2.3602398
49. Kildal D (2017) Medizinische Fremdkörper in der Bildgebung, 1. Aufl. Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg
50. Kim Y-C (2004) Inversion Recovery Balanced SSFP: T1 and T2 Measurement Simulation. Project Report
51. Klingner C (2006) Veränderungen zentraler sensomotorischer Hirnfunktionen nach Alkoholzufuhr. Dissertation, Charité Berlin
52. Kordon A, Lotz-Rambaldi W, Muche-Borowski C, Hohagen F (2013) S3-Leitlinie Zwangsstörungen
53. Krauss JK, Volkmann J (2004) Tiefe Hirnstimulation, 1. Aufl. Springer-Verlag, Berlin
54. Krinsky G, Rofsky NM, Weinreb JC (1996) Nonspecificity of short inversion time inversion recovery (STIR) as a technique of fat suppression. Pitfalls in image interpretation. *American journal of roentgenology* 166(3):523–526. doi:10.2214/ajr.166.3.8623620
55. Liffers A (2002) Konzepte zur Erhöhung des Signal-Rausch-Verhältnisses für die hochauflösende Magnetresonanztomographie mit kleinen Empfangsspulen. Dissertation, Ruhr-Universität Bochum
56. Lise Magnollay (2017) Neuromyelitis optica (NMO). identifying imaging markers to improve diagnosis and inform therapeutic innovation. Dissertation, University College London
57. Lu H, Nagae-Poetscher LM, Golay X, Lin D, Pomper M, van Zijl PCM (2005) Routine clinical brain MRI sequences for use at 3.0 Tesla. *Journal of magnetic resonance imaging* 22(1):13–22. doi:10.1002/jmri.20356
58. Macintosh BJ, Graham SJ (2013) Magnetic resonance imaging to visualize stroke and characterize stroke recovery. A review. *Front Neurol* 4:60. doi:10.3389/fneur.2013.00060.
59. Mahesh R. Patel, Roman A. Klufas, Ronald A. Alberico, and Robert R. Edelman (1997) Half-Fourier Acquisition Single-Shot Turbo Spin-Echo (HASTE) MR: Comparison with Fast Spin-Echo MR in Diseases of the Brain. *American journal of neuroradiology* 18:1635–1640
60. Mansfield P (1977) Multi-planar image formation using NMR spin echoes. *Journal of Physics C: Solid State Physics* 10:55–58
61. Markus Oechsner (2011) Morphologische und funktionelle 1H-Magnetresonanztomographie der Morphologische und funktionelle 1H-Magnetresonanztomographie der menschlichen Lunge bei 0,2 und 1,5 Tesla. Dissertation, Julius-Maximilian-Universität Würzburg
62. Mattei E, Triventi M, Calcagnini G, Censi F, Kainz W, Mendoza G, Bassen HI, Bartolini P (2008) Complexity of MRI induced heating on metallic leads. Experimental measurements of 374 configurations. *Biomed Eng Online* 7:11. doi:10.1186/1475-925X-7-11
63. Medtronic plc, Dublin, Irland Activa Sc. DBS-Neurostimulator zur Tiefen Hirnstimulation. Zugegriffen: 05. März 2018
64. Medtronic plc, Dublin, Irland MRT-Scans bei Medtronic-DBS-Systemen: Überblick für Radiologie. <http://www.medtronic.com/content/dam/medtronic-com/de-de/hcp/documents/neurostimulationssysteme-dbs/mrt-leitlinien/mrt-dbs-uebersicht.pdf>. Zugegriffen: 08. November 2017

65. Medtronic plc, Dublin, Irland (2014) MRT-Richtlinien für die Stimulationssysteme für die Tiefe Hirnstimulation von Medtronic. <http://www.medtronic.com/content/dam/medtronic-com/de-de/hcp/documents/neurostimulationssysteme-dbs/mrt-leitlinien/mrt-richtlinien-dbs.pdf>. Zugegriffen: 08. November 2017
66. Medtronic plc, Dublin, Irland (2015) MRI guidelines for Medtronic deep brain stimulation systems. [http://mriquestions.com/uploads/3/4/5/7/34572113/dbs\\_medtronics\\_contrib\\_228155.pdf](http://mriquestions.com/uploads/3/4/5/7/34572113/dbs_medtronics_contrib_228155.pdf). Zugegriffen: 10. Dezember 2019
67. Medtronic plc, Dublin, Irland (2017) Was ist eine tiefe Hirnstimulation? Bei Bewegungsstörungen. <http://www.medtronic.com/de-de/patienten/produkte-therapien/morbus-parkinsonbehandlungsoptionen/was-ist-ths-therapie.html>. Zugegriffen: 08. November 2017
68. Medtronic plc, Dublin, Irland (2017) Implant manual. [http://manuals.medtronic.com/content/dam/emanuals/neuro/CONTRIB\\_259009.pdf](http://manuals.medtronic.com/content/dam/emanuals/neuro/CONTRIB_259009.pdf). Zugegriffen: 10. November 2017
69. Meerbusch Medtronic gibt europaweite Zulassung der ersten und einzigen Ganzkörper-MRT-fähigen Systeme für die Tiefe Hirnstimulation bekannt. Erweiterung der Anwendungsbedingungen gibt mehr Patienten Zugang zu MRT-Untersuchungen
70. Melhem ER, Israel DA, Eustace S, Jara H (1997) MR of the spine with a fast T1-weighted fluid-attenuated inversion recovery sequence. *American journal of neuroradiology* 18(3):447–454
71. Michael Schliwka, Andreas Wiemann, Jörg Lambert, Soheyla Eshlaghi Magnetic-Resonance-Imaging (MRI). Skript zum Lehrstuhlversuch, Dortmund
72. Michaely HJM, Reimer P, Schönberg S (Hrsg) (2014) Atlas der MR-Angiographie. Techniken und klinische Anwendung. Springer-Verlag, Berlin
73. Nicola Siegmund-Schultze (2012) Was Hirnstimulation mit dem Charakter macht. [https://www.aerztezeitung.de/medizin/krankheiten/neuro-psychiatrische\\_krankheiten/morbus\\_parkinson/article/809735/hirnstimulation-charakter-macht.html](https://www.aerztezeitung.de/medizin/krankheiten/neuro-psychiatrische_krankheiten/morbus_parkinson/article/809735/hirnstimulation-charakter-macht.html)
74. Niebuhr NI (2012) Gel-based Multimodality (CT/MR) Phantoms for Ion Radiotherapy. Dissertation, University of Heidelberg
75. Nitz WR (2007) Praxiskurs MRT. Anleitung zur MRT-Physik über klinische Bildbeispiele, 1. Aufl, Bd 1. Georg Thieme Verlag, Stuttgart
76. Nitz WR, Reimer P (1999) Contrast mechanisms in MR imaging. *Eur Radiol* 9(6):1032–1046. doi:10.1007/s003300050789
77. OECD Data (2018) Magnetic resonance imaging (MRI) exams. <https://data.oecd.org/healthcare/magnetic-resonance-imaging-mri-exams.htm>. Zugegriffen: 22. August 2019
78. Pabst C (2013) Magnetresonanz-Tomographie. Lernskript für Mediziner, Grundlagen der Magnetresonanz-Tomographie, Marburg
79. Parpaley Y, Skodda S (2017) Deep brain stimulation in movement disorders. evidence and therapy standards. *Fortschr Neurol Psychiatr* 85(7):414–431. doi:10.1055/s-0043-113136
80. Patel MR, Klufas RA, Alberico RA, Edelman RR (1997) Half-fourier acquisition single-shot turbo spin-echo (HASTE) MR. Comparison with fast spin-echo MR in diseases of the brain. *American journal of neuroradiology* 18(9):1635–1640
81. Paul D (2007) Optimierung des Signalverhaltens von Steady State Sequenzen Optimierung des Signalverhaltens von Steady State Sequenzen in der Kernspintomographie durch variable Flipwinkel. Dissertation, Albert-Ludwigs-Universität Freiburg
82. Pickard JD, Akalan N, Di Rocco C, Dolenc VV, Lobo Antunes J, Mooij JJA, Schramm J, Sindou M (2009) *Advances and Technical Standards in Neurosurgery*, Bd 34. Springer-Verlag, Wien
83. Pipe JG (1999) Motion correction with PROPELLER MRI. Application to head motion and free-breathing cardiac imaging. *Magn Reson Med* 42(5):963–969
84. Poustchi-Amin M, Mirowitz SA, Brown JJ, McKinsty RC, Li T (2001) Principles and applications of echo-planar imaging. A review for the general radiologist. *Radiographics* 21(3):767–779. doi:10.1148/radiographics.21.3.g01ma23767

85. President & Strategic Intelligence (2017) Global Active Implantable Medical Devices Market: Size, Share, Development, Growth and Demand Forecast to 2023. <https://www.psmarketresearch.com/market-analysis/active-implantable-medical-devices-market>
86. Radunski U (2014) Fokale Myokardschäden bei Patienten mit Myokarditis: Detektion und Quantifizierung mittels T1-Mapping- und T2-Mapping-Magnetresonanztomographie, Hamburg
87. Redpath TW, Smith FW (1994) Technical note. Use of a double inversion recovery pulse sequence to image selectively grey or white brain matter. *Br J Radiol* 67(804):1258–1263. doi:10.1259/0007-1285-67-804-1258
88. Reitz G (2006) Vergleich der MRT des Kiefergelenks zwischen 1,5 T und 3,0 T unter Verwendung von Oberflächenspulen. Dissertation, Charité Berlin
89. Rooney WD, Johnson G, Li X, Cohen ER, Kim S-G, Ugurbil K, Springer CS (2007) Magnetic field and tissue dependencies of human brain longitudinal  $1\text{H}_2\text{O}$  relaxation in vivo. *Magn Reson Med* 57(2):308–318. doi:10.1002/mrm.21122
90. Rosen BR, Wedeen VJ, Brady TJ (1984) Selective saturation NMR imaging. *J Comput Assist Tomogr* 8(5):813–818
91. Rummeny EJ, Reimer P, Heindel W (2006) Ganzkörper-MR-Tomographie, 2. Aufl, Bd 1. Georg Thieme Verlag, Stuttgart
92. Runge VM (2011) Essentials der klinischen MRT, 1. Aufl. Thieme, Stuttgart
93. Rupp R (2016) Läsionssuche bei Patienten mit multipler Sklerose. Sensitivität verschiedener MRT-Sequenztypen. Dissertation, Universität Regensburg
94. Saloner D (1995) The AAPM/RSNA physics tutorial for residents. An introduction to MR angiography. *Radiographics* 15(2):453–465. doi:10.1148/radiographics.15.2.7761648
95. Sarkar SN, Alsop DC, Madhuranthakam AJ, Busse RF, Robson PM, Rofsky NM, Hackney DB (2011) Brain MR imaging at ultra-low radiofrequency power. *Radiology* 259(2):550–557. doi:10.1148/radiol.11092445
96. Sarkar SN, Papavassiliou E, Rojas R, Teich DL, Hackney DB, Bhadelia RA, Stormann J, Alterman RL (2014) Low-power inversion recovery MRI preserves brain tissue contrast for patients with Parkinson disease with deep brain stimulators. *American journal of neuroradiology* 35(7):1325–1329. doi:10.3174/ajnr.A3896
97. Sarkar SN, Papavassiliou E, Hackney DB, Alsop DC, Shih LC, Madhuranthakam AJ, Busse RF, La Ruche S, Bhadelia RA (2014) Three-dimensional brain MRI for DBS patients within ultra-low radiofrequency power limits. *Movement disorders* 29(4):546–549. doi:10.1002/mds.25808
98. Scheffler K, Hennig J (2003) Is TrueFISP a gradient-echo or a spin-echo sequence? *Magn Reson Med* 49(2):395–397. doi:10.1002/mrm.10351
99. Schmeets SH, Runge VM, Nitz WR (2009) The physics of clinical MR taught through images, 2. Aufl, Bd 1. Thieme, New York
100. Schödel P (2009) Vergleichende Untersuchung zwischen atlasbasierter und MRT-gestützter Planung bei der tiefen Vergleichende Untersuchung zwischen atlasbasierter und MRT-gestützter Planung bei der tiefen Hirnstimulation bei der Parkinson-Erkrankung am Beispiel des Nucleus subthalamicus. Dissertation, Universität Regensburg
101. Schubert R (2008) Indikationen zur MRT. Leitfaden für Zuweiser, 1. Aufl. ABW Wissenschaftsverlagsgesellschaft, Berlin
102. Schulte B, Boldt A, Beyer D (2005) MRT des Herzens und der Gefäße. Indikationen. Strategien. Abläufe. Ergebnisse, 1. Aufl. Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg
103. Semelka RC, Kelekis NL, Thomasson D, Brown MA, Laub GA (1996) HASTE MR imaging. Description of technique and preliminary results in the abdomen. *Journal of magnetic resonance imaging* 6(4):698–699
104. Shellock FG (2002) Magnetic resonance safety update 2002. Implants and devices. *J Magn Reson Imaging* 16(5):485–496. doi:10.1002/jmri.10196
105. Siedentorf CM (2019) T1 -, T2\*- und T2 - Relaxation. <http://www.fmri-easy.de/relaxation.htm>
106. Sillay KA, Sani S, Starr PA (2010) Deep brain stimulation for medically intractable cluster headache. *Neurobiol Dis* 38(3):361–368. doi:10.1016/j.nbd.2009.05.020

107. Stehling MK, Turner R, Mansfield P (1991) Echo-planar imaging. Magnetic resonance imaging in a fraction of a second. *Science* 254(5028):43–50
108. Strahlenschutzkommission des Bundesministeriums für Umwelt, Naturschutz (2010) Bekanntmachung von Empfehlungen der Strahlenschutzkommission. Orientierungshilfe für bildgebende Untersuchungen, 2. Aufl
109. Stroman PW (2011) Essentials of functional MRI, Bd 1. Taylor & Francis, Boca Raton
110. Sugimoto H, Sakai O, Shinozaki T, Ohsawa T, Kimura T (1994) Effect of water fraction in selection of optimal TI value for STIR sequences. *J Comput Assist Tomogr* 18(1):119–125
111. Tagliati M, Jankovic J, Pagan F, Susatia F, Isaias IU, Okun MS (2009) Safety of MRI in patients with implanted deep brain stimulation devices. *Neuroimage* 47 Suppl 2:T53-T57. doi:10.1016/j.neuroimage.2009.04.044.
112. Tannús A, Garwood M (1997) Adiabatic pulses. *NMR Biomed* 10(8):423–434
113. Testini P, Min H-K, Bashir A, Lee KH (2016) Deep Brain Stimulation for Tourette's Syndrome. The Case for Targeting the Thalamic Centromedian-Parafascicular Complex. *Front Neurol* 7:193. doi:10.3389/fneur.2016.00193
114. Thomas G Grobe, Hans Dörning, Friedrich-Wilhelm Schwartz (2011) BARMER GEK Arztreport 2011. Schwerpunkt: Bildgebende Diagnostik. Schriftenreihe zur Gesundheitsanalyse, 1. Aufl, Hannover
115. Vlaardingerbroek MT, den Boer JA (2004) Magnetresonanzbildgebung. Theorie und Praxis, 2. Aufl, Bd 1. Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg
116. Volkmann J, Moro E, Pahwa R (2006) Basic algorithms for the programming of deep brain stimulation in Parkinson's disease. *Movement disorders* 21 Suppl 14:S284-9. doi:10.1002/mds.20961
117. Winkler ML, Ortendahl DA, Mills TC, Crooks LE, Sheldon PE, Kaufman L, Kramer DM (1988) Characteristics of partial flip angle and gradient reversal MR imaging. *Radiology* 166(1 Pt 1):17–26. doi:10.1148/radiology.166.1.3275967
118. Wood ML, Henkelman RM (1985) MR image artifacts from periodic motion. *Med Phys* 12(2):143–151. doi:10.1118/1.595782
119. Yoshimura K, Kato H, Kuroda M, Yoshida A, Hanamoto K, Tanaka A, Tsunoda M, Kanazawa S, Shibuya K, Kawasaki S, Hiraki Y (2003) Development of a tissue-equivalent MRI phantom using carrageenan gel. *Magn Reson Med* 50(5):1011–1017. doi:10.1002/mrm.10619
120. Young IR, Hall AS, Bydder GM (1987) The design of a multiple inversion recovery sequence for T1 measurement. *Magn Reson Med* 5(2):99–108
121. Zrinzo L, Yoshida F, Hariz MI, Thornton J, Foltynie T, Yousry TA, Limousin P (2011) Clinical safety of brain magnetic resonance imaging with implanted deep brain stimulation hardware. Large case series and review of the literature. *World Neurosurg* 76(1-2):164-172. doi:10.1016/j.wneu.2011.02.029

# Abbildungs- und Tabellenverzeichnis

Abbildung 1: Typische Lage des Tiefen Hirnstimulatorsystems im Körper .....	6
Abbildung 2: Komponenten eines Magnetresonanztomographen .....	10
Abbildung 3: Annäherung der Longitudinalmagnetisierung an den Gleichgewichtszustand und Ableitung der Zeitkonstante T1 .....	12
Abbildung 4: Transversalrelaxation und Ableitung der Zeitkonstante T2* .....	13
Abbildung 5: Kommerzielles Phantom in der Spule „Sense Head 8“ des MRT-Gerätes „Philips Achieva 1.5T“ .....	49
Abbildung 6: ROI im kommerziellen Phantom.....	50
Abbildung 7: Gadolinium-Agarose-Phantom .....	53
Abbildung 8: ROI im Kontrastphantom aus vier gestapelten Einzelphantomen .....	56
Abbildung 9: Geometrie des kommerziellen Phantoms mit Messung der geometrischen Abweichung.....	59
Abbildung 10: Abmessung der geometrischen Abweichung im kommerziellen Phantom .....	60
Abbildung 11: Vergleich von MRT-Bildern von Original und angepasster Sequenz .....	65
Abbildung 12: Vergleich von MRT-Bildern von Original und angepasster Sequenz .....	66
Abbildung 13: Vergleich von MRT-Bildern von Original und angepasster Sequenz .....	66
Abbildung 14: SNR mit einfacher Standardabweichung des Protokolls „Kopf Philips“ .....	68
Abbildung 15: CNR mit einfacher Standardabweichung des Protokolls „Kopf Philips“ .....	69
Abbildung 16: SNR mit einfacher Standardabweichung des Protokolls „Kopf Siemens“ .....	71
Abbildung 17: CNR mit einfacher Standardabweichung des Protokolls „Kopf Siemens“ .....	71
Abbildung 18: SNR mit einfacher Standardabweichung des Protokolls „HWS/BWS Philips“ .....	73
Abbildung 19: CNR mit einfacher Standardabweichung des Protokolls „HWS/BWS Philips“ .....	73
Abbildung 20: SNR mit einfacher Standardabweichung des Protokolls „HWS/BWS Siemens“ .....	75
Abbildung 21: CNR mit einfacher Standardabweichung des Protokolls „HWS/BWS Siemens“ .....	75
Abbildung 22: SNR mit einfacher Standardabweichung des Protokolls „LWS Philips“ .....	77
Abbildung 23: CNR mit einfacher Standardabweichung des Protokolls „LWS Philips“ .....	77
Abbildung 24: SNR mit einfacher Standardabweichung des Protokolls „LWS Siemens“ .....	79
Abbildung 25: CNR mit einfacher Standardabweichung des Protokolls „LWS Siemens“ .....	79
Abbildung 26: SNR mit einfacher Standardabweichung des Protokolls „Knie Philips“ .....	80
Abbildung 27: CNR mit einfacher Standardabweichung des Protokolls „Knie Philips“ .....	81
Abbildung 28: SNR mit einfacher Standardabweichung des Protokolls „Knie Siemens“ .....	82
Abbildung 29: CNR mit einfacher Standardabweichung des Protokolls „Knie Siemens“ .....	83
Abbildung 30: SNR mit einfacher Standardabweichung des Protokolls „Leber Philips“ .....	84
Abbildung 31: CNR mit einfacher Standardabweichung des Protokolls „Leber Philips“ .....	85
Abbildung 32: SNR mit einfacher Standardabweichung des Protokolls „Leber Siemens“ .....	86
Abbildung 33: CNR mit einfacher Standardabweichung des Protokolls „Leber Siemens“ .....	87
Abbildung 34: SNR mit einfacher Standardabweichung des Protokolls „Herz Philips“ .....	89
Abbildung 35: CNR mit einfacher Standardabweichung des Protokolls „Herz Philips“ .....	89
Abbildung 36: SNR mit einfacher Standardabweichung des Protokolls „Herz Siemens“ .....	91
Abbildung 37: CNR mit einfacher Standardabweichung des Protokolls „Herz Siemens“ .....	91
Abbildung 38: Qualität der Sequenzen nach der Anpassung (gemessen am $Q_{ges}$ ) nach Sequenztyp. ....	93
Abbildung 39: Qualität der Sequenzen nach der Anpassung (gemessen am $Q_{ges}$ ) nach Sequenztyp. ....	94
Abbildung 40: Qualität der Sequenzen nach der Anpassung (gemessen am $Q_{ges}$ ) nach Sequenztyp. ....	95
Tabelle 1: T1- und T2-Zeiten sowie Zusammensetzung der Kontrastphantome .....	54
Tabelle 2: Übersicht der Ergebnisse des Protokolls "Kopf Philips" .....	67
Tabelle 3: Übersicht der Ergebnisse des Protokolls "Kopf Siemens" .....	70
Tabelle 4: Übersicht der Ergebnisse des Protokolls "HWS/BWS Philips" .....	72
Tabelle 5: Übersicht der Ergebnisse des Protokolls "HWS/BWS Siemens" .....	74
Tabelle 6: Übersicht der Ergebnisse des Protokolls "LWS Philips" .....	76

---

Tabelle 7: Übersicht der Ergebnisse des Protokolls "LWS Siemens" .....	78
Tabelle 8: Übersicht der Ergebnisse des Protokolls "Knie Philips" .....	80
Tabelle 9: Übersicht der Ergebnisse des Protokolls "Knie Siemens" .....	81
Tabelle 10: Übersicht der Ergebnisse des Protokolls "Leber Philips" .....	83
Tabelle 11: Übersicht der Ergebnisse des Protokolls "Leber Siemens" .....	85
Tabelle 12: Übersicht der Ergebnisse des Protokolls "Herz Philips" .....	88
Tabelle 13: Übersicht der Ergebnisse des Protokolls "Herz Siemens" .....	90
Tabelle 14: Qualität der Sequenzen nach der Anpassung nach Sequenztyp.....	93
Tabelle 15: Qualität der Sequenzen nach der Anpassung nach Sequenztyp.....	94
Tabelle 16: Qualität der Sequenzen nach der Anpassung nach Sequenztyp.....	95
Tabelle 17: Darstellung, welche Parameter verändert wurden, wenn die angepasste Sequenz Einschränkungen in bestimmten Bereichen der Bildqualität hatte .....	97
Tabelle 18: Einfluss der Parameteränderung auf die Kriterien der Bildqualität .....	98
Tabelle 19: Vorschlag zur Anpassung der Sequenzen .....	110



# Abkürzungsverzeichnis

$A_{SNR}$	- Anteil, um den die SNR durch die Anpassung absinkt
$\bar{A}_{CNR}$	- Anteil der CNR der angepassten Sequenz von der Ausgangs-CNR
C	- Breathhold, Atem anhalten
BWS	- Brustwirbelsäule
CNR	- Contrast-Noise-Ratio, Kontrast-Rausch-Verhältnis
CT	- Computertomograph; Computertomographie
DC	- Änderung der Gesamtsequenz durch die Anpassung im direkten Vergleich
EKG	- Elektrokardiogramm
FoV	- Field of View
$G_b$	- Feldstärkegradient in z-Richtung
$G_f$	- Feldstärkegradient in x-Richtung
$G_p$	- Feldstärkegradient in y-Richtung
HF	- Hochfrequenz
HWS	- Halswirbelsäule
LWS	- Lendenwirbelsäule
MR	- Magnetresonanz
MRT	- Magnetresonanztomographie
MT	- Messzeitveränderung durch die Anpassung
N	- Anzahl der Messwiederholungen
nav	- Navigator
NSA	- Number of Signals averaged
PD	- Protonendichte
$Q_{ges}$	- Score, der die einzelnen Kategorien der Bildqualität für jede einzelne Sequenz gewichtet zusammenfasst
ROI	- Region of Interest
S	- Änderung der relativen Spreizung der SNR durch die Anpassung
s	- Standardabweichung
SAR	- Spezifische Absorptionsrate
SD	- Standardabweichung
SE	- Spinecho
SI	- Signalintensität, Pixelgrauwert
SNR	- Signal-Noise-Ratio, Signal-Rausch-Verhältnis
TE	- Echo Time
TR	- Repetition Time
TSE	- Turbospinecho
$\bar{\chi}_{Diff}$	- Differenz der geometrischen Abweichung von angepasster und Originalsequenz
V	- Abnahme der Bildqualität der Gesamtsequenz in der Einzelbeurteilung
V.a.	- Verdacht auf
Z.n.	- Zustand nach

# Akronyme

Sequenz	Philips- Bezeichnung	Siemens- Bezeichnung	Andere gängige Bezeichnungen und Abkürzungen
<b>Constructive Interference Steady State</b>	FIESTA-C	CISS	
<b>Delayed enhancement</b>		DE	
<b>Diffusionsgewichtete Sequenz</b>	DWI	DWI	
<b>Double-Inversion-Recovery-Sequenz</b>	DIR	DIR	
<b>Echo Planar Imaging</b>	EPI	EPI	
<b>Fast low angle shot</b>	T1-FFE	FLASH	SPGR, RF Spoiles SARGE, RSSG
<b>Fluid Attenuated Inversion Recovery</b>	FLAIR	TIRM, Dark Fluid	Long-Tau IR, FastFLAIR
<b>Gradientenecho-Sequenzen</b>	FFE, Fast Field Echo	GRE	Field Echo, GE
<b>Inversion-Recovery-Sequenz</b>	IR-TSE	IR	TIR, MPIR, FastIR
<b>Magnetization Prepared Rapid Gradient Echo</b>	MPR	mprage	MP-GRE, MP-RAGE
<b>Partial-Saturation</b>			PS
<b>Perfusionsgewichtete Sequenz</b>	PWI	PWI	
<b>Phase sensitive Inversion recovery</b>	PSIR	PSIR	
<b>Rotierende k-Raum-Auslesung (BLADE)</b>	MultiVane	BLADE	JET, PROPELLER 3.0, RADAR
<b>Saturation-Recovery</b>			SR
<b>Short Tau Inversion Recovery</b>	STIR	TIRM, STIR	FastSTIR
<b>Single-Shot-TSE</b>	SSTSE	HASTE	
<b>Spektrale Fettsättigung</b>	SPIR	Fat Sat	CHESS, ChemSat, MSOFT, SINC, H-SINC, FS
<b>Spektrale Fettsättigung mit adiabatischem Puls</b>	SPAIR	SPAIR	ASPIR
<b>Spectral Presaturation with Inversion Recovery</b>	SPIR	SPIR	
<b>Spin-Echo-Sequenz</b>	SE	SE	
<b>Time of flight</b>	ToF	ToF	Inhance Inflow
<b>True FISP</b>	BFFE	True FISP	Balanced Gradient Echo, Trufi, Balanced SARGE, True SSFP, FIESTA, COSMIC
<b>Turbospinecho-Sequenz</b>	TSE	TSE	Multi-Spin-Echo, Fast-Spin-Echo
<b>Ultrafast Gradient Echo</b>	TFE	TurboFLASH	Fast GRE, Fast SPGR, T1-FFE, RGE
<b>Undersampling of k-space over time</b>	Kt		
<b>Volume Interpolated 3D Examination</b>	THRIVE	VIBE	LAVA-XV, 3D Quick, TIGRE

# **Probandeninformation, Einwilligungserklärung und Sicherheitsfragebogen**



UNIVERSITÄTSKLINIKUM  
Schleswig-Holstein

UKSH, Campus Kiel, Klinik für Radiologie und Neuroradiologie  
Arnold-Heller-Straße 3, Haus 41, 24105 Kiel

## Campus Kiel Klinik für Radiologie und Neuroradiologie

**Direktor:** Prof. Dr. med. Olav Jansen

**Sekretariat:**  
Frau Schauer

**Tel.:** 0431 500 - 16501

**Fax:** 0431 500 - 16504

**E-Mail:** [radiologie.kiel@uksh.de](mailto:radiologie.kiel@uksh.de)

**Internet:** [www.uksh.de/radiologie-kiel](http://www.uksh.de/radiologie-kiel)

Informationen für Probanden zur Teilnahme an der  
wissenschaftlichen Studie

## MRT-Sequenzoptimierung für Patienten mit MedtronicDBS

Sehr geehrte Probandin, sehr geehrter Proband.  
Wir bitten Sie, an einer wissenschaftlichen Studie der  
Klinik für Radiologie und Neuroradiologie des  
Universitätsklinikums Schleswig-Holstein, Campus  
Kiel, teilzunehmen.

Dieser Informationsbogen informiert Sie über die Ziele und den Ablauf der Studie. Sie  
können sich jederzeit dazu entscheiden, nicht teilzunehmen, oder die Teilnahme an der  
Studie abzubrechen. Ihnen entstehen dadurch keine Nachteile.

### Was ist das Ziel der Studie?

Heutzutage haben Patienten, die eine MRT Untersuchung benötigen, immer häufiger  
elektrische

Implantate wie zum Beispiel Tiefenhirnstimulatoren, Herzschrittmacher oder Insulinpumpen.  
Diese Patienten konnten bislang entweder nicht oder nur mit deutlich erhöhtem Aufwand zur  
Minimierung des Risikos im MRT untersucht werden.

Ziel dieser Studie ist es, MRT-Sequenzen speziell für Patienten mit Medtronic  
Tiefenhirnstimulatoren zu optimieren. Danach möchten wir untersuchen, ob diese Protokolle  
eine reguläre Befundung bei üblichen klinischen Fragestellungen ermöglichen. Verblindete,  
klinische Befunder bewerten daraufhin die Qualität gegenüber den sonst üblichen  
Messsequenzen. Soweit für andere Implantate ähnliche Begrenzungen vorgeschrieben sind,  
lassen sich die Studienergebnisse auch für diese Implantate nutzen.

### Welches Verfahren wird eingesetzt?

Die Magnet-Resonanz-Tomographie (MRT) ist ein nicht-invasives Verfahren zur Darstellung  
verschiedener Organe (Anatomie, Blutgefäße, etc.), welches mittels starker Magnetfelder  
sowie Radiowellen im Frequenzbereich normaler UKW-Radiosender arbeitet. Es verwendet  
keinerlei Röntgen- oder sonstige ionisierende Strahlung und kommt ohne die Verwendung  
von Kontrastmitteln aus. Mit der MRT können u.a. sehr hoch auflösende anatomische  
Aufnahmen der Organe und Blutgefäße gemacht werden.

Universitätsklinikum  
Schleswig-Holstein  
Anstalt des  
öffentlichen Rechts

Vorstand:  
Prof. Dr. Jens Scholz  
(Vorsitzender)  
Peter Pansegrau  
Christa Meyer

Bankverbindungen:  
Förde Sparkasse  
IBAN: DE14 2105 0170 0000 1002 06  
SWIFT/BIC: NOLA DE 21 KIE  
Commerzbank AG  
IBAN: DE17 2308 0040 0300 0412 00  
SWIFT/BIC: DRES DE FF 230



Sie liegen während der MRT-Untersuchung auf dem Rücken. Für den Erfolg der Untersuchung ist es entscheidend, dass Sie sich nicht bewegen. Bitte achten Sie darauf, dass Sie es möglichst bequem haben und bleiben Sie dann möglichst entspannt liegen, bis die Untersuchung beendet ist.

Die Messungen für die Studie dauern ungefähr 60 Minuten.

Bis auf die teilweise lauten Geräusche, die bei jeder MRT-Untersuchung auftreten, werden Sie von all dem nichts bemerken. Eine Applikation externer Substanzen (z.B. Kontrastmittel) erfolgt nicht.

### **Positive Auswirkungen**

Bei der Studie handelt es sich um ein rein wissenschaftliches Experiment, aus dem Sie keinen unmittelbaren Nutzen ziehen können. Wir führen diese Studie durch, um die MRT-Untersuchungsmethode zu optimieren zu können, damit die Untersuchung von Patienten mit elektrischen Implantaten im MRT optimiert wird. Sie haben jederzeit das Recht aus der Studie ohne Angabe von Gründen auszusteigen, ohne dass Ihnen daraus Nachteile entstehen.

### **Risiken**

In der geplanten Untersuchung kommt das Verfahren der Magnet-Resonanz-Tomographie (MRT) zum Einsatz. Die mittlerweile 20jährige Erfahrung mit der MRT zeigt, dass bei Beachtung der Anwendungsrichtlinien kein gesundheitliches Risiko für die Studienteilnehmer besteht. Mit Nebenwirkungen ist nicht zu rechnen, ein Kontrastmittel wird nicht verabreicht. Für die Studie schließen wir alle potentiellen Risiken aus, auch wenn bei medizinischer Indikation eine MRT-Messung möglich wäre. Deshalb sind Probanden mit Herzschrittmacher, Insulinpumpen, Hirnstimulatoren, Innenohrimplantate, bestimmten Prothesen sowie Personen, die eine große Operation an Kopf oder Rumpf hatten.

Weibliche Probanden im gebärfähigen Alter müssen einem Schwangerschaftstest zustimmen und mittels Urinschnelltest muss eine Schwangerschaft der Probandin ausgeschlossen werden. Sollte dieser positiv ausfallen ist eine Teilnahme an der Studie ausgeschlossen.

Da das Gerät während der Messung laute Geräusche erzeugt, werden Sie während der Untersuchung Kopfhörer tragen. Sollten Sie starke Angst in engen Räumen haben (Klaustrophobie), ist eine Teilnahme an der Untersuchung nicht zu empfehlen, da das Liegen in der Röhre des MRT für Sie unangenehm sein könnte.

Bitte füllen Sie den Fragebogen zur MRT-Untersuchung sorgfältig und wahrheitsgemäß aus um eine mögliche Gefährdung auszuschließen. Besprechen Sie offene Fragen und Unklarheiten vor der Untersuchung ausführlich mit dem Untersuchungsleiter und dem verantwortlichen Arzt. Die Untersuchung wird erst dann genehmigt, wenn alle Risiken ausgeschlossen werden konnten. Betreten Sie den MRT-Raum erst nach Aufforderung und in Begleitung eines Mitarbeiters!

### **Datenschutz**

Die MRT-Messung und Teilnahme an der Studie sind nur unter Angabe von Ihrem Namen und Geburtsdatum möglich. Die publizierten Ergebnisse der Studie werden nur vollständig anonymisierte Daten enthalten.

Die Firma Medtronic erhält ebenfalls nur Zugriff auf die anonymisierten Daten.

Um ihnen ggf. einen Zufallsbefund mitteilen zu können, benötigen wir ihre Kontaktdaten.

Für die Auszahlung des Probandenhonorars ist ebenfalls die Angabe ihres Namens und der Kontoverbindung erforderlich.

Einwilligungserklärung für Probanden zur  
Teilnahme an der wissenschaftlichen Studie

## MRT-Sequenzoptimierung für Patienten mit Medtronic-DBS

### Einwilligungserklärung zur Studienteilnahme

Hiermit bestätige ich, dass ich die in dem Fragebogen aufgeführten Fragen vollständig und wahrheitsgemäß beantwortet habe. Ich bin ausreichend in mündlicher und schriftlicher Form über die Ziele und Methoden, die möglichen Risiken und den Nutzen der Studie informiert worden. Ich habe die Probandeninformation gelesen und den Inhalt verstanden. Ich hatte ausreichend Gelegenheit, die Studie zu besprechen und Fragen zu stellen. Alle meine Fragen und Bedenken wurden zu meiner Zufriedenheit beantwortet. Ich nehme an der Studie „**MRT-Sequenzoptimierung für Patienten mit Medtronic-DBS**“ teil und bin mit den geplanten Untersuchungen einverstanden.

Ich weiß, dass meine Studienteilnahme freiwillig ist und dass ich jederzeit ohne Angabe von Gründen meine Zusage zur Teilnahme zurückziehen kann. Mir entsteht kein Nachteil, wenn ich meine Teilnahme zurückziehe oder eine Teilnahme ablehne.

Mit meiner Unterschrift erkläre ich mich damit einverstanden, dass die im Rahmen der Untersuchung erhobenen Daten aufgezeichnet und pseudonymisiert für die biomedizinische Forschung verwendet werden dürfen. Mit meiner Unterschrift gebe ich die Einwilligung, dass die Firma Medtronic, welche die Studie finanziert meine anonymisierten Daten zu Werbezwecken verwenden darf. Einer wissenschaftlichen Auswertung der pseudonymisierten Daten und einer möglichen Veröffentlichung stimme ich zu.

### Einwilligungserklärung zum Vorgehen bei Zufallsbefunden

Die im Rahmen dieser MRT-Untersuchung erhobenen Daten dienen ausschließlich wissenschaftlichen Zwecken und entsprechen in Art und Qualität nicht denen einer neuroradiologisch-diagnostischen MRT-Untersuchung. Zwischen Untersuchungsleiter und Proband besteht keinerlei Arzt-Patienten-Verhältnis. Es findet jedoch routinemäßig eine Begutachtung der vorhandenen Daten durch einen Neuroradiologen mit Facharztstandard statt. Sollte im Rahmen dieser Begutachtung der Verdacht entstehen, dass eine (nicht krankhafte) Normabweichung oder eine krankhafte Veränderung des Gehirns vorliegt, willige ich ein, dass mich der Untersuchungsleiter über diesen Verdacht informiert. Ich bin außerdem damit einverstanden, dass mich der Untersuchungsleiter zur weiteren Abklärung des Verdachts an einen Arzt des Instituts für Neuroradiologie des Universitätsklinikums

Universitätsklinikum  
Schleswig-Holstein  
Anstalt des  
öffentlichen Rechts

Vorstand:  
Prof. Dr. Jens Scholz  
(Vorsitzender)  
Peter Pansegrau  
Christa Meyer

Bankverbindungen:  
Förde Sparkasse  
IBAN: DE14 2105 0170 0000 1002 06  
SWIFT/BIC: NOLA DE 21 KIE  
Commerzbank AG  
IBAN: DE17 2308 0040 0300 0412 00  
SWIFT/BIC: DRES DE FF 230



Schleswig-Holstein, Campus Kiel, verweist. Eine Diagnose, medizinische Beratung oder Behandlung durch den Untersuchungsleiter findet nicht statt.

Bitte beachten Sie, dass Ihnen durch einen Zufallsbefund oder dessen weitere diagnostische Abklärung unter Umständen Nachteile entstehen können.

Ich habe das oben beschriebene Vorgehen bei Zufallsbefunden verstanden und erkläre mich damit einverstanden (das Einverständnis ist Voraussetzung für die Teilnahme an der MRT-Untersuchung).

---

Unterschrift der Probandin / des Probanden

Datum

### **Erklärung zum Datenschutz**

Ich bin darüber informiert worden, dass bei dieser wissenschaftlichen Studie persönliche Daten

(Name, Geburtsdatum, Geschlecht, Gewicht) und medizinische Befunde über mich erhoben werden.

Die Weitergabe, Speicherung und Auswertung dieser studienbezogenen Daten erfolgt nach gesetzlichen Bestimmungen und setzt zur Teilnahme an der Studie die folgende freiwillige Einwilligung voraus:

Ich erkläre mich damit einverstanden, dass im Rahmen dieser Studie erhobene Daten auf Fragebögen und elektronischen Datenträgern aufgezeichnet und ohne Namensnennung an den Auftraggeber der Studie zur wissenschaftlichen Auswertung weitergegeben werden. Ich willige ein, dass die im Rahmen der Studie erhobenen Daten anonymisiert an die Firma Medtronic weitergegeben werden.

- \* Ich gebe hiermit meine freiwillige Einwilligung zur Teilnahme an dieser Studie. Ich wurde über die Ziele der Studie aufgeklärt.
- \* Einer wissenschaftlichen Auswertung der pseudonymisierten Daten sowie einer anonymisierten Weitergabe der Daten an die Firma Medtronic und einer möglichen Veröffentlichung der Ergebnisse stimme ich zu.
- \* zur Teilnahme an der Studie erforderlich
- \*\* Ich gebe hiermit meine Einwilligung, dass meine personenbezogenen Daten in die Probandenliste der Arbeitsgruppe aufgenommen werden, damit ich zu weiteren Studien eingeladen werden kann.
- \*\* zur Teilnahme an der Studie nicht erforderlich

---

Unterschrift der Probandin / des Probanden

Datum

---

Unterschrift der Ärztin / des Arztes

Datum

### **Fragebogen für die MRT-Untersuchung**

Für bestimmte Risikogruppen, z.B. Personen mit Implantaten, besteht bei der MRT-Untersuchung eine z.T. erhebliche Gefahr.

Lesen Sie sich deshalb zu Ihrer eigenen Sicherheit diesen Fragebogen gründlich durch und beantworten Sie gewissenhaft die auf der Rückseite aufgeführten Fragen. Wenn Sie sich nicht sicher sind oder eine Frage nicht verstehen, wenden Sie sich bitte an einen Mitarbeiter. Unterschreiben Sie anschließend den Fragebogen und lassen Sie sich unbedingt von einem Mitarbeiter einweisen, bevor Sie den Magnet-Bereich betreten. *Achtung*: der Magnet ist immer an!

Aufgrund des starken Magnetfeldes dürfen keine Gegenstände oder Geräte, die aus Metall sind oder Metall enthalten könnten, mit in den Untersuchungsraum genommen werden. Legen Sie solche Gegenstände und Geräte (z.B. Mobiltelefon, Münzen, Kugelschreiber, Schlüssel, Uhren, Schmuck, Brillen, Hörgeräte, Funkrufempfänger, Haarnadeln) unbedingt vorher ab.

Magnetische Datenträger und Karten mit Magnetstreifen (z.B. Kreditkarte) sollten nicht mit in den Magnet-Bereich genommen werden, da sie gelöscht werden können.

Sollten Sie metallische oder metallhaltige Gegenstände mit in den Raum nehmen wollen, z.B. Gehhilfen, besprechen Sie dies unbedingt vorher mit einem Mitarbeiter!

**Betreten Sie den Untersuchungsraum erst nach Aufforderung!**



		kg	cm
Name in Blockbuchstaben		Geburtsdatum	Körpergröße
1.	Sind Sie Träger eines elektromagnetisch beeinflussbaren Implantats oder Körperhilfsmittels, z.B. Herzschrittmacher, Defibrillator, implantiertes Hörgerät, Medikamenten-pumpe (z.B. für Insulin), Neurostimulator, Implantat mit Magnetventil (z.B. künstlicher Darmausgang)? Wenn ja: welche? .....		Ja <input type="checkbox"/> Nein <input type="checkbox"/>
2.	Wurden Sie schon einmal an Kopf oder Herz operiert? Wenn ja: warum? .....		Ja <input type="checkbox"/> Nein <input type="checkbox"/>
3.	Befinden sich in Ihrem Körper Metallteile oder Implantate, die z.B. bei einer Operation oder Verletzung mit einem metallischen Fremdkörper in Ihren Körper gelangt sind, z.B. Prothesen, künstliche Gelenke oder Herzklappen, Gefäßverschlüsse /-erweiterungen, Spirale, chirurgische Clips, Knochenschrauben oder -platten, Granatsplitter, Projektile, Shunts, Katheter, Elektroden, Spulen oder Bestrahlungsquellen? Wenn ja: welche? .....		Ja <input type="checkbox"/> Nein <input type="checkbox"/>
4.	Befinden sich an oder auf Ihrem Körper Metallteile oder metallhaltige Geräte, z.B. Piercing, Akupunkturnadeln, Prothesen, Elektroden, Langzeit-EKG, Katheter, Bestrahlungsquellen? Wenn ja: ab- oder herausnehmbar?		Ja <input type="checkbox"/> Nein <input type="checkbox"/>
5.	Haben Sie privat / beruflich mit der Verarbeitung von Metallen zu tun?		Ja <input type="checkbox"/> Nein <input type="checkbox"/>
6.	Haben / hatten Sie schon einmal einen metallischen Fremdkörper im Auge / eine Augenverletzung		Ja <input type="checkbox"/> Nein <input type="checkbox"/>
7.	Tragen Sie (außer Amalgam-Füllungen) Zahnersatz, Brücken oder Zahnklammern/-spangen? Wenn ja: herausnehmbar?		Ja <input type="checkbox"/> Nein <input type="checkbox"/>
8.	Besteht die Möglichkeit, dass Sie schwanger sind?		Ja <input type="checkbox"/> Nein <input type="checkbox"/>
9.	Leiden Sie unter Diabetes oder einem Anfallsleiden, z.B. Epilepsie?		Ja <input type="checkbox"/> Nein <input type="checkbox"/>
10.	Neigen Sie zu Klaustrophobie (Angst in engen Räumen), Schwindel- oder Panikanfällen?		Ja <input type="checkbox"/> Nein <input type="checkbox"/>
11.	Sind Sie in bestimmten Situationen auf lebenswichtige Medikamente angewiesen?		Ja <input type="checkbox"/> Nein <input type="checkbox"/>
12.	Haben Sie in den letzten 24h Medikamente zu sich genommen? Wenn ja: wann und welche/wieviel? .....		Ja <input type="checkbox"/> Nein <input type="checkbox"/>
13.	Sind Sie tätowiert oder haben Sie ein permanentes Makeup?		Ja <input type="checkbox"/> Nein <input type="checkbox"/>

Hiermit bestätige ich, dass ich die auf dem MRT Fragebogen aufgeführten Fragen vollständig und wahrheitsgemäß beantwortet habe.

Unterschrift der Probandin / des Probanden

Datum

## **Anleitung an die Beurteiler zur Bearbeitung der Beurteilungsbögen und Beurteilungsbögen**

Nach der Anleitung mit einem beispielhaft ausgefüllten Beurteilungsbogen folgen ausschließlich die Parameter der Beurteilungsbögen, die sich von Bogen zu Bogen unterscheiden.

## Beurteilungsbogen Anleitung

- 1) Bewegungsartefakte
  - 1 – durch Bewegungsartefakte keine Beurteilung möglich
  - 2 – durch Bewegungsartefakte stark eingeschränkte Beurteilbarkeit
  - 3 – den Bildeindruck störende Bewegungsartefakte vorhanden
  - 4 – moderate Bewegungsartefakte vorhanden
  - 5 – keine sichtbaren Bewegungsartefakte
- 2) Einzelne Beurteilung
  - a) Erkennbarkeit anatomischer Strukturen
    - 1 – Identifikation nicht möglich
    - 2 – unsicher identifizierbar
    - 3 – sicher, jedoch schwierig identifizierbar
    - 4 – gut identifizierbar
    - 5 – sehr gut identifizierbar
  - b) Abgrenzbarkeit von Geweben
    - 1 – Differenzierung nicht möglich
    - 2 – an einem Großteil der Oberfläche unsicher differenzierbar
    - 3 – an einem Großteil der Oberfläche gut differenzierbar
    - 4 – an gesamter Oberfläche gut differenzierbar
    - 5 – an gesamter Oberfläche sehr gut differenzierbar
  - c) Rauschen
    - 1 – durchs Rauschen keine Bildauswertung möglich
    - 2 – deutliches Rauschen, Beurteilbarkeit dadurch eingeschränkt
    - 3 – mäßiges Rauschen, Beurteilung gering eingeschränkt
    - 4 – geringes Rauschen, Beurteilung jedoch nicht eingeschränkt
    - 5 – kein sichtbares Rauschen
  - d) Sequenzbedingte Bildartefakte
    - 1 – Artefakt-bedingt keine diagnostische Aussage möglich
    - 2 – deutliche Artefakte, Beurteilung dadurch eingeschränkt
    - 3 – geringe Artefakte, Beurteilung gering eingeschränkt
    - 4 – geringe Artefakte, Beurteilung jedoch nicht eingeschränkt
    - 5 – keine sichtbaren Artefakte
- 3) Vergleich zweier Sequenzen

	A besser B	B besser A	Beide gleich	Nicht beurteilbar
a) Differenzierung anatomischer Strukturen (anhand der unter 2a) genannten anatomischen Strukturen)	A	B	=	X
b) Abgrenzbarkeit (anhand der unter 2b) genannten Grenzgewebe)				
c) Rauschen				
d) Artefakte				
e) Klinische Beurteilbarkeit				

**Wichtige Hinweise:**

- Bitte bewerten Sie die Bildqualität anhand der oben genannten Kriterien auf einer Skala von 1 bis 5 bzw. vergleichen Sie die Bildqualität zweier Sequenzen anhand der oben genannten Kriterien mit A, B, = oder X.
- Bitte beurteilen die die Varianten A und B einer Sequenz nicht unmittelbar nacheinander, sondern zunächst alle Sequenzen in Variante A, dann alle in Variante B.
- Bitte korrigieren Sie die Angaben in der ersten Tabelle nicht mehr, sobald Sie begonnen haben, die Sequenzen der Variante A und B miteinander zu vergleichen.
- Tragen Sie in die obere Tabelle die nur Zahlen 1, 2, 3, 4 und 5, in die untere nur die Zeichen A, B, = und X ein.
- Tragen Sie unbedingt die Patienten ID (Pat. ID) am oberen rechten Rand ein. Tragen Sie außerdem Ihr persönliches Kürzel am unteren rechten Rand ein. Beantworten Sie auch die Sicherheitsfrage.
- Bitte orientieren Sie sich beim Ausfüllen des Bewertungsbogens am angefügten Beispiel für das Kopf-MRT eines Musterpatienten.
- Sollten Sie Bewegungsartefakte bemerken, die sich nur auf bestimmte Schichten begrenzen, führen Sie Ihre Bewertung der Fragen 2a) bis 3e) an den Artefakt-freien Schichten durch.
- Sollten Sie sich verschrieben haben, malen Sie die Zahl/den Buchstaben vollständig aus und schreiben Sie die Korrektur daneben.

Beispiel:



- Bitte teilen Sie uns mit, wenn sich Zufallsbefunde ergeben.
- Bei Unklarheiten oder Fragen wenden Sie sich bitte an Laura Lunden (laura.lunden@hotmail.de).

## Beispiel: Beurteilungsbogen HWS/BWS Philips

Pat. ID: Studie Medtronic CSpine P 9

Bitte beurteilen Sie die Sequenzen auf einer Skala von 1 (schlechteste Qualität) bis 5 (beste Qualität) nach den Vorgaben in der Anleitung:

Sequenz	1) Bewegungs- artefakte	2a) Anatomische Strukturen:						2b) Abgrenzbarkeit:				2c) Rauschen	2d) Sequenz- bedingte Bildartefakte
		Myelo n		Discus inter- vertebralis		Facetten- gelenke		Discus intervertebralis/ Corpus vertebralis		Myelon/ Liquor			
T2 TSE 512 A	4	Myelo n	5	Discus inter- vertebralis	4	Facetten- gelenke	4	Discus intervertebralis/ Corpus vertebralis	4	Myelon/ Liquor	2	5	4
T1 TSE 512 A	2	Myelo n	4	Discus inter- vertebralis	3	Facetten- gelenke	2	Discus intervertebralis/ Corpus vertebralis	3	Myelon/ Liquor	2	3	1
Stir cor 3mm A	4	Myelo n	4	Discus inter- vertebralis	4	Facetten- gelenke	5	Discus intervertebralis/ Corpus vertebralis	5	Myelon/ Liquor	4	4	5
T2 TSE tra A	4	Myelo n	5	Discus inter- vertebralis	1	Facetten- gelenke	2	Facettengelenke/ paravertebrale Muskulatur	4	Myelon/ Liquor	5	4	3
T1 tra A	2	Myelo n	3	Discus inter- vertebralis	5	Facetten- gelenke	4	Facettengelenke/ paravertebrale Muskulatur	4	Myelon/ Liquor	3	3	4
T1 fs A	4	Myelo n	3	Discus inter- vertebralis	4	Facetten- gelenke	5	Discus intervertebralis/ Corpus vertebralis	5	Myelon/ Liquor	5	3	5
T2 TSE 512 B	4	Myelo n	5	Discus inter- vertebralis	4	Facetten- gelenke	3	Discus intervertebralis/ Corpus vertebralis	4	Myelon/ Liquor	5	4	4
T1 TSE 512 B	4	Myelo n	5	Discus inter- vertebralis	5	Facetten- gelenke	4	Discus intervertebralis/ Corpus vertebralis	3	Myelon/ Liquor	4	3	5
Stir cor 3mm B	5	Myelo n	5	Discus inter- vertebralis	5	Facetten- gelenke	5	Discus intervertebralis/ Corpus vertebralis	3	Myelon/ Liquor	5	2	5

T2 TSE tra B	4	Myelon	4	Discus intervertebralis	5	Facetten-gelenke	5	Facettengelenke/paravertebrale Muskulatur	5	Myelon/Liquor	4	5	5
T1 tra B	4	Myelon	2	Discus intervertebralis	5	Facetten-gelenke	2	Facettengelenke/paravertebrale Muskulatur	5	Myelon/Liquor	4	5	4
T1 fs B	3	Myelon	5	Discus intervertebralis	1	Facetten-gelenke	3	Discus intervertebralis/Corpus vertebrales	4	Myelon/Liquor	2	5	3

Pat. ID: Studie Medtronic CSpine P 9

Bitte vergleichen Sie die Sequenzen durch die Zeichen A, B, = oder X nach den Vorgaben in der Anleitung:

Sequenz	3a) Differenzierung	3b) Abgrenzbarkeit	3c) Rauschen	3d) Artefakte	3e) Klinische Beurteilbarkeit
T2 TSE 512	■ A	A	=	=	=
T1 TSE 512	B	=	=	A	=
Stir cor 3mm	B	A	■ =	A	=
T2 TSE tra	A	A	A	=	A
T1 tra	=	A	X	A	A
T1 fs	=	B	A	A	=

Sicherheitsfrage: Um welche Uhrzeit wurde die Sequenz T2 W-TSE A aufgenommen? 12 : 15 UhrKürzel: XYZ

**Beurteilungsbogen Kopf Philips**

Sequenz		2a) Anatomische Strukturen:		2b) Abgrenzbarkeit:	
T2 W-TSE	Nervus opticus	Meatus acusticus internus	Hippocampus	Großhirnrinde/Mark	Nucleus caudatus/ Capsula interna
tof trans	A. basilaris	A. cerebri media: Hauptstamm	A. cerebri media: M2	A. basilaris/Cisterna basalis	A. cerebri media/ Hirnparenchym
T1 tra	Nervus opticus	Meatus acusticus internus	Hippocampus	Großhirnrinde/Mark	Nucleus caudatus/ Capsula interna
GM_only	Nucleus caudatus	Insulärer Kortex	Hippocampus	Großhirnrinde/Mark	Nucleus caudatus/ Capsula interna
STIR lowTE	Nervus opticus	Opticusscheide	Hypophyse	Sehnerv/intraorbitales Fett	Musculus rectus medialis oculi/ intraorbitales Fett
T1 tse spir	Nervus opticus	Meatus acusticus internus	Hippocampus	Sehnerv/intraorbitales Fett	Marklager/1. Ventrikel

**Beurteilungsbogen Kopf Siemens**

Sequenz		2a) Anatomische Strukturen:		2b) Abgrenzbarkeit:	
t2_tse_tra_320_3mm	Nervus opticus	Meatus acusticus internus	Hippocampus	Großhirnrinde/Mark	Nucleus caudatus/ Capsula interna
t1_tse_r_tra_256	Nervus opticus	Meatus acusticus internus	Hippocampus	Großhirnrinde/Mark	Nucleus caudatus/ Capsula interna
t1_tse_r_cor	Nervus opticus	Meatus acusticus internus	Hippocampus	Großhirnrinde/Mark	Nucleus caudatus/ Capsula interna
stir_cor	Nervus opticus	Opticusscheide	Caput Nuclei caudati	N. opticus/Vagina n. optici	Vagina n. optici/ intraorbitales Fettgewebe
t2_ciss3d_tra_iso_0.7	Aquäduktus mesencephali	Ventriculus quartus cerebri	N. trigeminus	N. trigeminus/Liquor	Aquäduktus mesencephali/ Hirnparenchym

**Beurteilungsbogen HWS/BWS Philips**

Sequenz		2a) Anatomische Strukturen:		2b) Abgrenzbarkeit:	
T2 TSE 512	Myelon	Discus intervertebralis	Facettengelenke	Discus intervertebralis/ Corpus vertebralis	Myelon/Liquor
T1 TSE 512	Myelon	Discus intervertebralis	Facettengelenke	Discus intervertebralis/ Corpus vertebralis	Myelon/Liquor
Stir cor 3mm	Myelon	Discus intervertebralis	Facettengelenke	Discus intervertebralis/ Corpus vertebralis	Myelon/Liquor
T2 TSE tra	Myelon	Discus intervertebralis	Facettengelenke	Facettengelenke/ paravertebrale Muskulatur	Myelon/Liquor
T1 tra	Myelon	Discus intervertebralis	Facettengelenke	Facettengelenke/ paravertebrale Muskulatur	Myelon/Liquor
T1 fs	Myelon	Discus intervertebralis	Facettengelenke	Discus intervertebralis/ Corpus vertebralis	Myelon/Liquor

**Beurteilungsbogen HWS/BWS Siemens**

Sequenz		2a) Anatomische Strukturen:		2b) Abgrenzbarkeit:	
t2_tse_sag	Myelon	Discus intervertebralis	Facettengelenke	Discus intervertebralis/ Corpus vertebralis	Myelon/ Liquor
t2_tirm_sag	Myelon	Discus intervertebralis	Facettengelenke	Discus intervertebralis/ Corpus vertebralis	Myelon/ Liquor
t1_tse_sag	Myelon	Discus intervertebralis	Facettengelenke	Discus intervertebralis/ Corpus vertebralis	Myelon/ Liquor
t2_tse_tra_384_fs	Myelon	Corpus vertebrae	Facettengelenke	Arcus vertebrae/ paravertebrale Muskulatur	Myelon/ Liquor
t1_tse_fs_sag	Myelon	Discus intervertebralis	Facettengelenke	Discus intervertebralis/ Corpus vertebralis	Myelon/ Liquor



**Beurteilungsbogen LWS Philips**

Sequenz		2a) Anatomische Strukturen:		2b) Abgrenzbarkeit:	
T2 TSE 512	Conus medullaris	Discus intervertebralis	Cauda equina	Discus intervertebralis/ Corpus vertebralis	Myelon/Liquor
T1 TSE 512	Conus medullaris	Discus intervertebralis	Cauda equina	Discus intervertebralis/ Corpus vertebralis	Myelon/Liquor
Stir cor 3mm	lumbale Nervenwurzeln	Discus intervertebralis	Cauda equina	Discus intervertebralis/ Corpus vertebralis	Lumbale Nervenwurzeln/M. psoas
T2 TSE tra	Conus medullaris	Corpus vertebrae	Cauda equina	Paravertebrale Muskulatur/ Corpus vertebralis	Myelon/Liquor
T1 tra	Conus medullaris	Corpus vertebrae	Cauda equina	Paravertebrale Muskulatur/ Corpus vertebralis	Myelon/Liquor
T1 fs 25	Conus medullaris	Corpus vertebrae	Cauda equina	Paravertebrale Muskulatur/ Corpus vertebralis	Myelon/Liquor

**Beurteilungsbogen LWS Siemens**

Sequenz		2a) Anatomische Strukturen:		2b) Abgrenzbarkeit:	
t2_tse_sag	Conus medullaris	Discus intervertebralis	Cauda equina	Discus intervertebralis/ Corpus vertebralis	Myelon/Liquor
t1_tse_sag	Conus medullaris	Discus intervertebralis	Cauda equina	Discus intervertebralis/ Corpus vertebralis	Myelon/Liquor
stir_cor	lumbale Nervenwurzeln	Discus intervertebralis	Cauda equina	Discus intervertebralis/ Corpus vertebralis	Myelon/Liquor
t2_tse_tra_384	Conus medullaris	Corpus vertebrae	Cauda equina	Facettengelenk/ paravertebrale Muskulatur	Myelon/Liquor
t2_tirm_sag	Conus medullaris	Discus intervertebralis	Cauda equina	Discus intervertebralis/ Corpus vertebralis	Myelon/Liquor

**Beurteilungsbogen Knie Philips**

Sequenz		2a) Anatomische Strukturen:		2b) Abgrenzbarkeit:	
PD TSE	Ligamentae cruciatae	Meniscus medialis	Patella	Gelenkknorpel/ Femurknochen	Ligamentum patellare/Hoffa-Fettkörper
PD TSE Spair (cor)	Ligamentae cruciatae	Meniscus medialis	Ligamentum collaterale laterale	Gelenkknorpel/ Femurknochen	Meniscus medialis/ Knorpel
T1 TSE	Ligamentae cruciatae	Patella	Ligamentum collaterale laterale	Gelenkknorpel/ Femurknochen	Ligamentum patellare/Hoffa-Fettkörper
PD TSE Spair (tra)	Ligamentae cruciatae	Patella	Ligamentum collaterale laterale	Gelenkknorpel/ Femurknochen	Ligamentum patellare/Hoffa-Fettkörper
T2 TSE Spair	Ligamentae cruciatae	Meniscus medialis	Ligamentum collaterale laterale	Gelenkknorpel/ Femurknochen	Meniscus medialis/ Knorpel

**Beurteilungsbogen Knie Siemens**

Sequenz		2a) Anatomische Strukturen:		2b) Abgrenzbarkeit:	
pd_tse_sag_p2_448	Ligamentae cruciatae	Meniscus medialis	Patella	Gelenkknorpel/ Femurknochen	Ligamentum patellare/Hoffa-Fettkörper
pd_tse_fs_cor_p2_448	Ligamentae cruciatae	Meniscus medialis	Ligamentum collaterale laterale	Gelenkknorpel/ Femurknochen	Meniscus medialis/ Knorpel
t1_se_sag_p2_320	Ligamentae cruciatae	Meniscus medialis	Patella	Gelenkknorpel/ Femurknochen	Ligamentum patellare/Hoffa-Fettkörper
pd_tse_fs_trans_p2_320	Ligamentae cruciatae	Patella	Ligamentum collaterale laterale	Gelenkknorpel/ Femurknochen	Ligamentum patellare/Hoffa-Fettkörper
t2_tse_cor	Ligamentae cruciatae	Meniscus medialis	Patella	Gelenkknorpel/ Femurknochen	Meniscus medialis/ Femurknochen

**Beurteilungsbogen Leber Philips**

Sequenz		2a) Anatomische Strukturen:		2b) Abgrenzbarkeit:	
T2_Spair_nav (tra)	Vena hepatica dextra	Lobus caudatus	Gallenblase	Intrahepatische Gefäße/Parenchym	Rechter Leberlappen/ Nierenrinde
T2_Spair_nav (cor)	Vena hepatica dextra	Lobus caudatus	Gallenblase	Intrahepatische Gefäße/Parenchym	Rechter Leberlappen/ Nierenrinde
T2W_TSE_HR	Vena hepatica dextra	Lobus caudatus	Gallenblase	Intrahepatische Gefäße/Parenchym	Rechter Leberlappen/ Nierenrinde
T1W_TSE	Vena hepatica dextra	Lobus caudatus	Gallenblase	Intrahepatische Gefäße/Parenchym	Rechter Leberlappen/ Nierenrinde

**Beurteilungsbogen Leber Siemens**

Sequenz		2a) Anatomische Strukturen:		2b) Abgrenzbarkeit:	
t2_blade_cor_p2_mbh	Vena hepatica dextra	Lobus caudatus	Gallenblase	Intrahepatische Gefäße/Parenchym	Rechter Leberlappen/ Nierenrinde
t1_fl2d_tra_p2_mbh	Vena hepatica dextra	Lobus caudatus	Gallenblase	Intrahepatische Gefäße/Parenchym	Rechter Leberlappen/ Nierenrinde
t2_blade_fs_tra_p2_Nav	Vena hepatica dextra	Lobus caudatus	Gallenblase	Intrahepatische Gefäße/Parenchym	Rechter Leberlappen/ Nierenrinde
t1_fl2d_tra_fs_p2_mbh	Vena hepatica dextra	Lobus caudatus	Gallenblase	Intrahepatische Gefäße/Parenchym	Rechter Leberlappen/ Nierenrinde
t1_fl2d_fs_cor_p2_mbh	Vena hepatica dextra	Lobus caudatus	Gallenblase	Intrahepatische Gefäße/Parenchym	Rechter Leberlappen/ Nierenrinde

**Beurteilungsbogen Herz Philips**

Sequenz		2a) Anatomische Strukturen:		2b) Abgrenzbarkeit:	
Survey	Myokard	linker Ventrikel	rechte Pulmonalarterie	rechte Pulmonalarterie/ Lungenparenchym	Myokard/linker Ventrikel

B FFE BH	Myokard	linker Ventrikel	rechte Pulmonalarterie	rechte Pulmonalarterie/ Lungenparenchym	Myokard/linker Ventrikel
BTFE FB cine	Myokard	linker Ventrikel	rechte Pulmonalarterie	rechte Pulmonalarterie/ Lungenparenchym	Myokard/linker Ventrikel
BTFE BH cine	Myokard	linker Ventrikel	Mitralklappe	Mitralklappe/umgebenes Blut	Myokard/linker Ventrikel
Kt BFFE BH 3D	Myokard	linker Ventrikel	Papillarmuskeln	Papillarmuskeln/umgebenes Blut	Myokard/linker Ventrikel

### Beurteilungsbogen Herz Siemens

Sequenz		2a) Anatomische Strukturen:		2b) Abgrenzbarkeit:	
trufi_loc_multi_iPAT@c	Myokard	linker Ventrikel	rechte Pulmonalarterie	rechte Pulmonalarterie/ Lungenparenchym	Myokard/linker Ventrikel
haste_16-sl_tra_db_pace	Myokard	linker Ventrikel	rechte Pulmonalarterie	rechte Pulmonalarterie/ Lungenparenchym	Myokard/linker Ventrikel
t2_trufi_tra_p2_bh	Myokard	linker Ventrikel	rechte Pulmonalarterie	rechte Pulmonalarterie/ Lungenparenchym	Myokard/linker Ventrikel
trufi_4_chamber	Myokard	linker Ventrikel	rechte Pulmonalarterie	rechte Pulmonalarterie/ Lungenparenchym	Myokard/linker Ventrikel
cine_tf2d13_retro_iPAT_4ch	Myokard	linker Ventrikel	rechte Pulmonalarterie	rechte Pulmonalarterie/ Lungenparenchym	Myokard/linker Ventrikel

# Datentabellen

Parameter für Original- und angepasste Sequenz															
Sequenztyp	FoV	Schichten (Höhe + Abstand)	Voxelgröße		TR	TE	Turbo- faktor	Flip- winkel	Refoku- sierungs- winkel	NSA	Pack	SAR	B1	B <sub>1+rms</sub>	Messzei- t
	mm	Anzahl (mm)	mm	mm	ms	ms		°	°				μT	μT	min:s
<b>Philips Kopf. Spule: Sense-Head-8</b>															
T2 TSE	220x220	42 (3+0.6)	0.43	0.86	4272	100	21	90	120	1.8	2	high	default	<b>3.21</b>	03:48
			0.43	0.86	4274	100	19	80	115	1.6	3	high	9.7	<b>2.0</b>	03:42
ToF	200x181	150 (1+0)	0.4	0.71	25	6.4	-	20	-	1	5	high	10.5	<b>2.14</b>	06:35
			0.4	0.71	25	6.4	-	20	-	1	5	high	9	<b>1.98</b>	06:35
T1 tra	220x186	24 (5+1)	0.86	1.07	649	15	-	70	-	2	1	high	default	<b>3.36</b>	03:46
			0.86	1.07	418	20	-	70	-	1.5	1	high	12	<b>1.98</b>	03:45
GM_only	230x140	36 (3.5+0.4)	0.96	1.36	11000	20	16	-	-	1	2	high	default	<b>2.55</b>	02:34
			0.96	1.36	11000	20	12	-	-	1	2	mod	19	<b>1.98</b>	03:18
Stir lowTE	180x169	19 (3+0.6)	0.7	0.9	2650	90	17	90	-	2	4	high	default	<b>2.93</b>	04:03
			0.7	0.9	2650	90	15	90	-	2	3	low	10.8	<b>2.0</b>	03:18
T1 TSE Spir	229x197	24 (3+1.2)	0.89	1.12	486	21	6	90	-	3,5	3	1st l.	default	<b>4.44</b>	03:18
			0.89	1.12	500	21	5	90	135	3	4	low	9.8	<b>1.99</b>	04:24
<b>Philips HWS/BWS. Spule: Sense-Spine</b>															
T2 530mm	530x530	15 (3+0)	1.04	1.41	3500	90	30	90	-	2	2	mod	default	<b>3.21</b>	05:22
			1.04	1.41	3500	90	25	90	140	2	2	mod	11	<b>2.0</b>	06:32
T1 530mm	530x530	15 (3+0)	1.04	1.39	536	11	5	90	-	1.5	2	low	default	<b>3.12</b>	03:44
			1.04	1.39	600	11	4	90	120	1	3	low	9.3	<b>1.99</b>	03:26
Stir 530mm	530x530	15 (3+0)	1.07	1.44	2712	70	13	-	-	1	2	high	default	<b>3.37</b>	04:37
			1.1	1.47	2950	70	12	-	120	1	2	24%	11	<b>2.0</b>	05:18

<b>T2 TSE</b>	225x225	25 (4+0)	0.74	1.08	3500	120	22	90	no	1.5	2	high	default	<b>4.02</b>	03:30
			0.74	1.1	3500	120	20	90	148	1	3	low	12	<b>2.0</b>	03:51
<b>T1 SE</b>	225x225	25 (4+0)	0.74	1.06	538	12	-	90	-	1	1	high	default	<b>3.55</b>	03:38
			0.89	1.27	450	12	-	90	-	1	2	high	13	<b>1.98</b>	05:06
<b>T1 fs 25</b>	225x225	25 (4+0.4)	0.88	1.26	521	9.8	-	90	-	1	2	high	default	<b>2.55</b>	06:19
			0.88	1.26	521	9.8	-	90	-	1	2	high	13.8	<b>1.98</b>	06:35
<b>Philips LWS. Spule: Sense-Spine-15</b>															
<b>T2 TSE 512</b>	270x350	15 (4+0)	0.69	1.43	3000	120	16	90	-	1.5	2	mod	default	<b>2.81</b>	03:54
			0.69	1.43	3000	120	16	90	-	1.5	2	mod	12	<b>1.99</b>	03:54
<b>T1 TSE 512</b>	270x350	15 (4+0)	0.7	1.4	474	11	4	90	130	1.5	2	1st l.	default	<b>3.62</b>	02:30
			0.7	1.4	400	11	3	90	130	1	3	mod	11	<b>2.0</b>	02:44
<b>Stir cor 3mm</b>	320x320	22 (3+0)	0.96	1.24	3300	40	11	-	-	1	2	high	default	<b>3.01</b>	03:51
			0.96	1.24	3350	40	9	-	-	1	2	high	10	<b>2.0</b>	04:28
<b>T2 TSE tra</b>	225x225	25 (4+0.4)	0.74	1.08	3430	120	22	90	-	1	2	1st l.	default	<b>4.33</b>	02:17
			0.74	1.21	3299	120	11	90	-	1	2	high	10.5	<b>1.96</b>	02:12
<b>T1 tra</b>	225x225	25 (4+0.4)	0.88	1.26	450	9.8	-	90	-	1	2	high	default	<b>2.62</b>	05:27
			0.88	1.26	450	9.8	-	90	-	1	2	high	13	<b>1.98</b>	05:27
<b>T1 fs 25</b>	225x225	25 (4+0.4)	0.88	1.26	521	9.8	-	90	-	1	2	high	default	<b>2.55</b>	06:19
			0.88	1.26	521	9.8	-	90	-	1	2	high	13.9	<b>2.0</b>	06:34
<b>Philips Leber. Spule: Torso-XL</b>															
<b>T2 Spair nav tra</b>	375x299	25 (7+1)	1.59	1.8	327	80	ssh	90	120	1	-	1st l.	default	<b>4.53</b>	01:15
			1.59	1.8	1722	81	ssh	90	120	1	-	19%	default	<b>1.99</b>	01:15
<b>T2 Spair nav cor</b>	375x375	25 (7+1)	1.59	1.8	375	80	ssh	90	120	1	-	1st l.	default	<b>4.53</b>	01:15
			1.59	1.8	1975	80	73	90	120	1	-	19%	default	<b>1.99</b>	01:15
<b>T2 TSE HR</b>	375x299	25 (7+1)	1	1.19	1573	100	28	90	-	2	-	high	default	<b>4.53</b>	04:00
			1	1.19	3500	100	24	90	140	2	-	ultra low	default	<b>2.0</b>	05:36
<b>T1 TSE BH</b>	375x299	25 (7+1)	1.46	2.13	525	13	5	90	-	4	-	high	default	<b>3.74</b>	01:37
			1.46	2.13	540	13	5	90	-	2.5	-	low	10.5	<b>1.99</b>	02:23

Philips Knie. Spule: Sense-Flex-L															
PD TSE	160x160	34 (3+0.3)	0.45	0.5	4012	30	9	90	100	1.5	1	mod	default	<b>2.99</b>	03:24
			0.45	0.5	2500	30	9	90	100	1.5	2	mod	13	<b>1.99</b>	04:25
PD TSE Spair cor	160x160	27 (3+0.3)	0.55	0.6	2928	30	12	90	100	1.5	2	mod	default	<b>2.42</b>	04:00
			0.55	0.6	3100	30	12	90	100	1.5	2	low	default	<b>1.98</b>	04:14
T1 TSE	160x160	29 (3+0.3)	0.5	0.6	615	8.5	4	90	100	1.5	2	mod	default	<b>3.07</b>	05:28
			0.5	0.6	612	10	3	90	90	1	2	mod	11	<b>1.98</b>	04:28
PD TSE Spair tra	160x160	32 (3+0.3)	0.5	0.6	3346	30	12	90	100	1	2	mod	default	<b>2.42</b>	03:27
			0.5	0.6	3500	30	12	90	100	1	2	low	default	<b>1.99</b>	03:37
T2 TSE Spair	160x160	27 (3+0.3)	0.55	0.67	3195	60	15	90	100	1	2	mod	default	<b>2.33</b>	02:27
			0.55	0.67	3559	70	15	90	100	1	2	low	default	<b>1.86</b>	02:44
Philips Herz. Spule: Torso-XL															
Survey	450x450	3x20 (7+0)	2.34	2.34	3	1.25	ssh	50	-	2	-	high	default	<b>3.85</b>	00:54
			2.34	2.34	3	1.25	ssh	50	-	2	-	high	4.5	<b>1.92</b>	01:11
BFFE BH	300x300	20 (8+0)	2.5	2.5	2.4	1.2	10	60	-	1	-	high	default	<b>2.0</b>	00:20
			2.5	2.5	2.4	1.2	10	60	-	1	-	high	10	<b>1.99</b>	00:20
BTFE FB cine	300x300	20 (8+0)	1.79	1.7	2.9	1.44	default	60	-	1	-	high	default	<b>3.96</b>	03:15
			1.79	1.7	2.9	1.44	default	60	-	1	-	20%	12	<b>1.94</b>	03:48
BTFE BH cine	300x486	20 (8+0)	1.79	1.84	3	1.51	default	45	26	1	-	low	default	<b>3.08</b>	03:45
			1.79	1.84	3	1.51	default	45	26	1	-	low	default	<b>2.0</b>	04:35
Kt BFFE BH 3D	580x312	1 (7+0)	1.7	1.78	3.4	1.67	7	50	25	1	-	1st l.	default	<b>3.75</b>	00:12
			1.7	1.78	3.4	1.67	7	50	25	1	-	high	5.5	<b>2.0</b>	00:12
Sequenztyp	FoV	Schichten (Höhe + Abstand)	Voxelgröße	TR	TE	Turbo- faktor	Verket- tungen	Flip- winkel	NSA	Grappa	SAR	B <sub>1+rms</sub>	Messzei- t		

	mm	Anzahl (mm)	mm	mm	ms	ms			°				μT	min:s
<b>Siemens Kopf: Spule: Head Neck 20, He 1-4, Ne 1-2</b>														
<b>T2 TSE tra 320 3mm</b>	230x208	47 (3+0)	0.7	0.7	4600	81	16	2	180	2	2	normal	<b>4.0</b>	03:15
			0.7	0.7	4800	80	16	4	160	1	2	SAR low	<b>2.0</b>	03:24
<b>T1 TSE tra 256</b>	230x208	33 (4+0.4)	0.4	0.4	686	9.9	3	2	180	2	-	normal	<b>3.9</b>	02:42
			0.4	0.4	781	12	2	3	180	1	-	low	<b>2.0</b>	03:28
<b>T1 TSE cor</b>	230x208	30 (4+1.2)	0.7	0.7	550	8.3	3	2	150	3	2	normal	<b>3.9</b>	1.55
			0.7	0.7	620	12	4	3	150	2	2	low	<b>2.0</b>	2.53
<b>Stir cor</b>	200x200	23 (3+0.3)	0.3	0.3	3800	77	15	2	150	2	-	fast	<b>3.0</b>	04:12
			0.3	0.3	4200	77	12	2	140	3	-	SAR low	<b>2.0</b>	05:46
<b>T2 ciss 3D tra</b>	180x135	12 (0.7+0)	0.4	0.4	5.5	2.5	-	-	62	1	-	normal	<b>3.4</b>	02:51
			0.4	0.4	7.9	3.7	-	-	62	1	-	low	<b>1.7</b>	04:07
<b>Siemens HWS/BWS. Spule: HE 3-4, NE 1-2, SP 1-2</b>														
<b>T2 TSE sag</b>	240x240	20 (3+0)	0.6	0.6	3920	82	17	1	150	2	2	normal	<b>3.6</b>	02:34
			0.6	0.6	4390	81	17	1	150	1	2	SAR low	<b>2.0</b>	02:57
<b>T2 Tirm sag</b>	240x240	20 (3+0.3)	0.8	0.8	6990	69	15	1	180	2	1	normal	<b>3.1</b>	04:13
			0.8	0.8	6500	64	10	1	140	1	1	SAR low	<b>2.0</b>	05:01
<b>T1 TSE sag</b>	240x240	20 (3+0)	0.6	0.6	470	10	3	2	127	2	2	SAR low	<b>4.7</b>	02:29
			0.6	0.6	500	10	3	3	135	1	2	SAR low	<b>2.0</b>	02:11
<b>T2 TSE tra 384 fs</b>	220x220	23 (4+0.4)	0.6	0.6	4200	97	15	1	150	2	1	normal	<b>3.6</b>	03:57
			0.6	0.6	6200	99	10	1	140	1	1	SAR low	<b>2.0</b>	04:34
<b>T1 TSE fs sag</b>	380x380	18 (4+0.4)	0.4	0.4	609	9.4	3	2	150	3	2	normal	<b>4.2</b>	03:36
			0.4	0.4	700	11	2	3	150	2	3	SAR low	<b>2.0</b>	04:43
<b>Siemens LWS. Spule: SP 5-8</b>														
<b>T2 TSE sag</b>	380x380	20 (4+0)	1	1	3710	87	17	1	150	2	2	normal	<b>3.8</b>	02:26
			1	1	4190	88	17	2	150	1	2	SAR low	<b>2.0</b>	02:49
<b>T1 TSE sag</b>	380x380	20 (4+0)	1	1	882	9,9	3	1	127	3	2	low	<b>4.9</b>	03:37
			1	1	950	9,9	3	1	127	3	2	low	<b>1.9</b>	03:52



<b>Stir cor</b>	380x380	20 (4+0.4)	1.2	1.2	6923	68	15	1	180	1	2	normal	<b>3.1</b>	02:13
			1.2	1.2	7330	63	10	1	156	1	3	SAR low	<b>2.0</b>	02:28
<b>T2 TSE tra 384</b>	220x220	20 (4+0.4)	0.6	0.6	4260	97	17	1	150	2	2	normal	<b>3.8</b>	01:48
			0.6	0.6	4810	99	17	2	140	1	2	SAR low	<b>2.0</b>	02:16
<b>T2 Tirm sag</b>	300x300	23 (3+0.3)	0.6	0.6	3400	38	9	1	150	3	2	normal	<b>3.4</b>	03:29
			0.6	0.6	3560	33	9	2	140	2	3	SAR low	<b>2.0</b>	03:42
<b>Siemens Leber. Spule: Spine SP, Body 18</b>														
<b>T2 blade cor BH</b>	340x340	26 (6+1.2)	1.1	1.1	3000	123	50	3	160	1	2	1st l.	<b>5.1</b>	01:03
			1.2	1.2	3000	156	35	5	130	1	3	SAR low	<b>2.0</b>	01:45
<b>T1 fl 2D tra BH</b>	380x320	30 (6+1.8)	1.5	1.5	169	4.76	-	2	70	1	2	fast	<b>2.4</b>	00:38
			1.5	1.5	183	5.23	-	2	70	1	2	normal	<b>2.0</b>	00:41
<b>T2 blade fs tra nav</b>	380x380	30 (6+1.8)	1.5	1.5	3080	118	50	3	157	1	2	fast	<b>4.3</b>	01:45
			1.5	1.5	3500	118	30	4	130	1	3	SAR low	<b>2.0</b>	02:00
<b>T1 fl 2D tra fs BH</b>	380x320	30 (6+1.8)	1.5	1.5	261	4.76	-	2	90	1	2	fast	<b>2.3</b>	00:58
			1.5	1.5	273	5.23	-	2	90	1	2	normal	<b>1.9</b>	01:01
<b>T1 fl 2D fs cor BH</b>	380x320	30 (6+1.2)	1.5	1.5	178	2.38	-	2	90	1	2	fast	<b>2.8</b>	00:35
			1.5	1.5	200	2.97	-	3	90	1	2	normal	<b>2.0</b>	00:59
<b>Siemens Knie. Spule: Flex L4</b>														
<b>PD TSE sag 448</b>	190x190	20 (3+0.6)	0.4	0.4	3330	31	10	-	150	2	2	normal	<b>3.4</b>	04:05
			0.4	0.4	3500	35	6	-	135	1	2	SAR low	<b>2.0</b>	03:32
<b>PD TSE fs cor 448</b>	190x190	20 (3+0.6)	0.4	0.4	3500	31	10	-	150	2	2	normal	<b>3.4</b>	03:32
			0.4	0.4	3590	35	6	-	150	1	2	SAR low	<b>2.0</b>	03:08
<b>T1 SE sag 320</b>	190x190	20 (3+0.6)	0.6	0.6	778	14	-	1	90	1	2	normal	<b>4.1</b>	03:56
			0.6	0.6	778	14	-	3	90	1	3	SAR low	<b>2.0</b>	08:16
<b>PD TSE fs tra 320</b>	160x160	28 (3+0.6)	0.5	0.5	3500	34	5	1	150	1	2	normal	<b>2.9</b>	03:07
			0.5	0.5	4200	38	4	1	130	1	3	SAR low	<b>2.0</b>	03:15
<b>T2 TSE cor</b>	160x160	15 (3+0.3)	0.6	0.6	2200	103	12	1	150	1	-	fast	<b>3.7</b>	00:50
			0.6	0.6	2580	108	8	1	140	1	-	SAR low	<b>2.0</b>	01:14

Siemens Herz. Spule: Spine SP 1-3, Body 18 1-3														
Trufi loc iPAT Haste 16sl tra pace	400x400	3x3 (8+24)	1.6	1.6	288	1.13	ssh	9	80	1	2	fast	<b>2.7</b>	00:19
			1.6	1.6	288	1.13	ssh	9	80	1	2	SAR low	<b>1.9</b>	00:19
T2 Trufi tra BH Trufi 4ch	340x234	16 (8+2)	1.3	1.3	750	24	106	1	160	1	1	1st l.	<b>4.0</b>	00:12
			1.3	1.3	1700	24	106	1	110	1	1	optimal	<b>2.0</b>	00:26
cine tf 2D iPAT 4ch Trufi loc iPAT	400x300	30 (4+0)	0.8	0.8	3.4	1.45	-	1	57	1	2	fast	<b>3.7</b>	00:12
			0.8	0.8	3.5	1.45	-	3	52	1	2	normal	<b>2.0</b>	00:27
Haste 16sl tra pace T2 Trufi tra BH	400x350	1 (8+1.6)	1.6	1.6	273	1.13	ssh	-	80	1	2	fast	<b>2.6</b>	00:06
			1.6	1.6	310	1.13	ssh	-	80	1	2	normal	<b>2.0</b>	00:06
Trufi 4ch	340x276	4 (6+12)	1.8	1.8	35	1.16	-	1	56	1	2	fast	<b>3.7</b>	00:08
			1.8	1.8	35	1.16	-	1	56	1	2	SAR low	<b>2.0</b>	00:08

## Veröffentlichungen dieser Studie

- C. Drews, S. Wolff, L. Lunden, O. Jansen (2017) Optimization and evaluation of whole body MRI sequences for patients with deep brain stimulators. *Movement Disorders* Vol. 32, Suppl 2, pp. S1–S627Ó2017 International Parkinson and Movement Disorder Society. DOI: 10.1002/mds.27087
- L. Lunden, S. Wolff, S. Peters, C. Drews, C. Gierloff, U. Jensen-Kondering, P. Langguth, J. Madjidyar, T.-C. Piesch, O. Jansen (2020) MRI in patients with implanted active devices: how to combine safety and image quality using a limited transmission field? *European Radiology* DOI: 10.1007/s00330-019-06599-6

## **Eidesstattliche Erklärung**

Hiermit erkläre ich, dass ich die beigefügte Dissertation selbstständig verfasst und keine anderen als die angegebenen Hilfsmittel genutzt habe. Alle wörtlich oder inhaltlich übernommenen Stellen habe ich als solche gekennzeichnet.

Ich versichere außerdem, dass ich die beigefügte Dissertation nur in diesem und keinem anderen Promotionsverfahren eingereicht habe und, dass diesem Promotionsverfahren keine endgültig gescheiterten Promotionsverfahren vorausgegangen sind.

## Danksagung

Die experimentelle Grundlage dieser Arbeit wurde zwischen den Jahren 2016 und 2019 am UKSH Kiel im Institut für Radiologie und Neuroradiologie erarbeitet.

Mein Dank gilt zunächst meinen wissenschaftlichen und klinischen Lehrern, meinem Doktorvater Prof. Dr. Olav Jansen sowie meinen Betreuern Stephan Wolff, Dr. Sönke Peters und Catharina Drews, für ihre weitreichende und anhaltende Unterstützung meiner klinischen und wissenschaftlichen Laufbahn. Trotz einer sehr engen und zuverlässigen Betreuung wurden mir alle nötigen Freiräume gelassen und eigenständige Experimente ermöglicht. Die offenen Diskussionen gaben mir vielfältige Anregungen für den Fortgang meiner Arbeit.

Weiterhin möchte ich mich bei Dr. Christine Gierloff, Dr. Ulf Jensen-Kondering, Dr. Patrick Langguth, Dr. Jawid Madjidyar und Tim-Christian Piesch für das Ausfüllen der Beurteilungsbögen bedanken. Des Weiteren leisteten sie hilfreiche Unterstützung bei der Überarbeitung der Publikation.

Vielen Dank auch an alle nicht-wissenschaftlichen Mitarbeiter des Instituts für Radiologie und Neuroradiologie, die mir im Sekretariat zuverlässig und freundlich alle nötigen Dokumente zur Verfügung stellten und die mir am MRT-Gerät bereitwillig technische Unterstützung anboten.

Allen Probanden, die für diese Studie MR-Bilder aufnehmen ließen, möchte ich an dieser Stelle danken.

Außerdem bedanke ich mich bei den Menschen, die diese Arbeit Korrektur gelesen haben: Fabian Fröhlich, Astrid Knauth und Catharina Haarmann.

Ein besonderer Dank gilt meiner Familie, Ute Lunden, Harald Lunden, Erika Griemsmann und Tobias Lunden die mir in jeder Lebenslage Unterstützung bieten und größtes Verständnis aufbringen. Sie sorgen in schwierigen Lagen für die nötige Kreativität, packen selbst mit an und haben stets ein offenes Ohr. Auch alle anderen Familienmitglieder und Freunde, auf die ich mich immer verlassen kann, gilt mein Dank.