

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

DISSERTATION

**Evaluation neuer MRT-Sequenzen in der Diagnostik chronisch entzündlicher  
Darmerkrankungen - insbesondere unter Berücksichtigung einer schnellen  
fettgesättigten T1-gewichteten 3D-SPGR - Sequenz**

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

vorgelegt der Medizinischen Fakultät  
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von  
Michael Wenders  
aus Münster

Gutachter: 1. Priv.-Doz. Dr. med. R. Röttgen

2. Prof. Dr. med. J. Ricke

3. Prof. Dr. med. H.-J. Wagner

Datum der Promotion: 03.11.2008 :

**INHALTSVERZEICHNIS**

<b>1.</b>	<b>Einleitung</b>	<b>1</b>
1.1.	Chronisch entzündliche Darmerkrankungen (CED)	1
1.1.1.	Definition	1
1.1.2.	Epidemiologie der CED	1
1.1.3.	Pathologie der CED	2
1.1.4.	Klinik und Verlauf der CED	3
1.2.	Diagnostik der CED	3
1.2.1.	Endoskopie	5
1.2.2.	Sonographie in der Diagnostik der CED	6
1.2.3.	Röntgenkontrastuntersuchungen	7
1.2.4.	Computertomographie in der Diagnostik der CED	7
1.2.5.	MRT in der Diagnostik der CED	8
<b>2.</b>	<b>Herleitung der Aufgabenstellung</b>	<b>9</b>
<b>3.</b>	<b>Magnetresonanztomographie (MRT)</b>	<b>11</b>
3.1.	Aufbau eines MR-Tomographen	11
3.2.	Physikalische Grundlagen	12
3.2.1.	Das Kernresonanzphänomen	13
3.2.2.	Relaxation	15
3.2.3.	T1: Longitudinale Relaxation	15
3.2.4.	T2/T2* : Transversale Relaxation	16
3.2.5.	Bildkontrast	17
3.2.6.	T1-Wichtung und Repetitionszeit TR	18
3.2.7.	T2-Wichtung und Echozeit TE	19
3.2.8.	Pulswinkel und Sättigung	19
3.2.9.	Schichtwahl und Ortskodierung	20
3.2.10.	Pulssequenzen	23

3.2.11.	Spinecho-Sequenzen	23
3.2.12.	Gradientenecho-Sequenzen	24
3.2.13.	Inversion-Recovery-Sequenz	25
3.2.14.	Parallele Bildgebung und Fettsättigung	25
3.2.15.	MR-Kontrastmittel	26
<b>4.</b>	<b>Material und Methodik</b>	<b>27</b>
4.1.	Methodik	27
4.1.2.	Statistische Auswertung	28
4.1.3.	Patienten	29
4.1.4.	Untersuchungstechnik	29
4.2.	Modell	30
4.2.1.	Darmphantom	30
4.2.2.	Bewegungsschlitten	34
4.2.3.	Antrieb	35
4.2.4.	Beispielbilder des Darmphantoms	36
4.2.5.	Beispielaufnahmen der Patienten	37
<b>5.</b>	<b>Ergebnisse</b>	<b>39</b>
5.1.	Auswertung der Phantombilder	39
5.1.1.	Gesamtbewertung	39
5.1.2.	Bewegungsartefakte	42
5.1.3.	Kontrast	44
5.1.4.	Schärfe	47
5.2.	Auswertung der Patientenbilder im interindividuellen Vergleich	49
5.2.1.	Gesamtbewertung	49
5.2.2.	Bewegungsartefakte	51
5.2.3.	Kontrast	53
5.2.4.	Schärfe	55

5.3.	Auswertung der Patientenbilder im intraindividuellen Vergleich	57
5.3.1.	Gesamtbewertung	59
5.3.2.	Bewegungsartefakte	60
5.3.3.	Kontrast	61
5.3.4.	Schärfe	63
<b>6.</b>	<b>Diskussion</b>	<b>66</b>
6.1.	Zusammenfassung der Ergebnisse	66
6.2.	Technische Analyse und Diskussion der Ergebnisse	67
6.3.	Vergleich der Ergebnisse mit der aktuellen Literatur	70
6.4.	Aktueller Stellenwert der MRT Darmdiagnostik bei CED	71
6.4.1.	MRT des Dünndarms bei CED	71
6.4.2.	MRT des Dickdarms bei CED	74
6.5.	Schlussfolgerung	75
<b>7.</b>	<b>Zusammenfassung</b>	<b>76</b>
<b>8.</b>	<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>77</b>
	Abkürzungsverzeichnis	86
	Lebenslauf	88
	Eidesstatliche Erklärung	89
	Danksagung	90

## **1. Einleitung**

### **1.1. Chronisch entzündliche Darmerkrankungen**

#### **1.1.1. Definition**

Unter dem Begriff „chronisch entzündliche Darmerkrankungen“ (CED) werden rezidivierende, unspezifische und chronische Entzündungen des Gastrointestinaltraktes unbekannter Genese zusammengefasst, welche in den beiden Entitäten Morbus Crohn (MC) und Colitits Ulcerosa (CU) auftreten<sup>1</sup>. Die Ätiologie der beiden Autoimmunerkrankungen ist bisher unbekannt und in etwa 10% der Fälle können die Befunde bei der Erstdiagnose nicht sicher zugeordnet werden. In diesem Fall spricht man von einer „nicht klassifizierbaren CED“.<sup>2</sup> Mit dem Titel „Regional Ileitis,“ wurden 1932 von Crohn, Ginzberg und Oppenheimer im größeren Umfang pathologische und klinische Veränderungen des terminalen Ileums beschrieben und somit die Aufmerksamkeit auf diesen Formenkreis der Erkrankung gelenkt<sup>3</sup>. 1875 beschrieben Wilks und Moxon erstmals die CU als eigenständige Erkrankung<sup>4</sup>. Seit dieser Veröffentlichung kam es zu unzähligen Veränderungen bezüglich Diagnostik und Therapie der CED<sup>5</sup>.

#### **1.1.2. Epidemiologie der CED**

Der Häufigkeitsgipfel der beiden Erkrankungen liegt zwischen dem 15. und 30. Lebensjahr. Männer und Frauen sind in etwa gleich häufig betroffen.<sup>6,7</sup> Die Inzidenz des MC hat in den letzten Jahren weiter zugenommen und liegt nun bei ca. 3,1-14,6 pro 100.000 Einwohner in Nordamerika und bei ca. 0,8-9,8 pro 100.000 Einwohner in Europa<sup>8</sup>. Für die CU variieren die Inzidenzraten zwischen einzelnen Regionen und Studien stark. So werden Werte zwischen 1,5 und 24,5 pro 100.000 Einwohner angegeben<sup>8-10</sup>.

### 1.1.3. Pathologie der CED

Beim Morbus Crohn (MC) sind alle Wandschichten des Darms befallen und die Erkrankung kann sich auf den gesamten Gastrointestinaltrakt ausdehnen.

Die Krankheit manifestiert sich bevorzugt im terminalen Ileum und im Kolon, jedoch sind Manifestationsorte wie z. B. der Magen oder der Ösophagus selten. In etwa 30 – 40 % ist nur der Dünndarm, in etwa 40 – 50 % Dün- und Dickdarm und in etwa 20 – 30 % nur das Kolon befallen. Frühformen der Entzündung sind Aphthen und Erosionen, die in Ulzerationen übergehen können. Aus Ulzerationen können sich Fissuren und Fisteln entwickeln. Das Mesenterium und das mesenteriale Fettgewebe werden häufig in die entzündlichen Veränderungen mit einbezogen.<sup>11</sup>

Ein makroskopisches Charakteristikum des MC ist die diskontinuierliche Ausdehnung (sog. „*Skip lesions*“) von ulzerierenden Entzündungen. Multiple, nebeneinander liegende kleine Ulzera und Ödeme, lassen ein häufig höckerig gefeldertes Darmrelief entstehen, auch „Pflastersteinrelief“ genannt. Histologisch ist das Krankheitsbild durch Epitheloidzellgranulome und mehrkernige Riesenzellen gekennzeichnet.<sup>12</sup>

Bei der Colitis Ulcerosa (CU) handelt es sich um eine entzündliche, meist in Schüben verlaufende Erkrankung des Darms, die vom Mastdarm ausgeht und sich auf das gesamte Kolon ausbreiten kann. Im aktiven Stadium ist eine entzündlich gerötete, ödematöse Schleimhaut zu erkennen, die bei Kontakt bluten kann. Das Rektum ist dabei immer betroffen. Bei etwa 40 – 50 % der Patienten beschränkt sich die Erkrankung auf das Rektosigmoid, bei 30 – 40 % geht der Befall über das Sigma hinaus, betrifft aber nicht das gesamte Kolon. Bei ca. 20 % der Patienten mit CU ist das gesamte Kolon befallen und bei ca. 3% liegt lediglich eine Proktitis vor. In seltenen Fällen ist auch das terminale Ileum betroffen und man spricht von einer sog. „*backwash-ileitis*“. Im Gegensatz zum MC treten Stenosen und Strikturen bei der CU eher selten auf. Die vorwiegend auf die Mukosa beschränkte Entzündung und ein Verlust der muskulären Textur führen zur Abflachung des Schleimhautreliefs. (Röntgenbild: „Fahrradschlauch“-Aspekt) Histologisch erscheinen Granulozyteninfiltrationen der Schleimhaut mit Anhäufung der Granulozyten in den Krypten.<sup>11</sup>

#### **1.1.4. Klinik und Verlauf der CED**

Als Leitsymptome des MC werden chronische Diarrhöen, kombiniert mit krampfartigen, meist im rechten Unterbauch lokalisierten, abdominellen Beschwerden beschrieben. Als häufige Komplikationen treten Fisteln und Abszesse auf. Extraintestinale Symptome wie z. B. Oligoarthritis, Spondylarthritis, Erythema nodosum, Pyoderma gangraenosum, Uveitis, Iritis und subfebrile Temperaturen können initiale Symptome sein und die Diagnose erschweren. Bei schwerer Symptomatik kann es zu Entwicklungsstörungen im Kindesalter oder Malabsorptionssyndromen kommen. Narbige Strikturen und entzündliche Schwellungen können zu Ileus und Subileus führen. Der MC zeichnet sich durch einen chronisch, rezidivierenden Verlauf mit unvorhersehbarem Wechsel von Krankheitsexazerbation und Remission aus.<sup>13</sup>

Die CU präsentiert sich in 80 % der Fälle mit einer Proktitis oder Proktosigmoiditis und kann im Verlauf auf das gesamte Kolon übergreifen. Hauptsymptome sind blutig-schleimige Durchfälle, welche mit krampfartigen abdominellen Schmerzen einhergehen können und häufig im linken Unterbauch lokalisiert sind. Bei initialer Proktosigmoiditis kann sich die Erkrankung im Verlauf auf weiter proximal gelegene Abschnitte des Kolon ausbreiten. Eine Regression ausgedehnter Befunde ist ebenfalls möglich.<sup>13</sup>

#### **1.2. Diagnostik der CED**

Aufgrund der unterschiedlichen medizinischen und chirurgischen Behandlungsstrategien ist es wichtig, eine frühzeitige Diagnose zu stellen<sup>14</sup>. Die Frage, ob es sich nun wirklich um eine CED handelt und vor allem um welche diagnostische Entität, ist von grundlegender Wichtigkeit für die spätere Therapie und gelingt in 20% der Fälle nicht. Ebenso wichtig wie die genaue Diagnose ist es, eine erneute Krankheitsprogression zu erkennen und typische Komplikationen wie z. B. Fisteln, Perforationen, Stenosen, Sepsis und prä maligne Veränderungen auszuschließen bzw. zu therapieren<sup>15</sup>. Für die Diagnostik der CED werden neben der körperlichen Untersuchung verschiedene endoskopische und radiologische Untersuchungsverfahren angewendet, die in den folgenden Abschnitten näher beschrieben werden:

Eine orientierende körperliche Untersuchung und eine ausführliche Anamnese führen meist zu einem ersten Verdacht auf eine CED. Patienten mit MC sind typischerweise

untergewichtig und zeigen eine abnorme Auskultation von Darmgeräuschen. Müdigkeit, Schwäche und Zeichen einer Anämie, wie z. B. eine erhöhte Herzfrequenz und Blässe der Schleimhäute, sind ebenfalls unspezifische Symptome. Bei beiden Krankheitsentitäten kann eine digital rektale Untersuchung Hinweise auf mögliche perianale Prozesse wie Fisteln oder Abszesse oder eine Hämatochezie liefern. Stuhlproben sollten besonders vor immunsuppressiver Therapie zum Ausschluss von pathologischer Keimbeseidlung, Viren und Parasiten durchgeführt werden. Zur Beurteilung des Krankheitsverlaufes eignen sich Aktivitätsindizes, welche sich aus klinischen und laborchemischen Faktoren zusammensetzen wie z. B. der „*Crohn's Disease Activity Index*“ = CDAI, oder der „*Mayo Score*“ bzw. „*Colitis Activity Index*“. <sup>16,17</sup> Zurzeit gibt es noch keine spezifische Labordiagnostik für die CED. Erhöhte Leukozyten und ein erhöhtes CRP können jedoch auf eine aktive, intestinale Entzündung hinweisen. Bei über 95% der neuen Manifestationen eines MC kommt es zu einer Erhöhung der Entzündungsparameter, wohingegen eine streng linksseitige Lokalisation einer CU laborchemisch völlig unauffällig bleiben kann <sup>18</sup>. Serologische Marker wie z. B. Autoantikörper gegen neutrophile Granulozyten (pANCA) und Antikörper gegen *Saccharomyces cerevisiae* (ASCA), können wertvolle Hinweise bezüglich der Differentialdiagnose von CU und MC geben. Ihre Wertigkeit bezüglich einer diagnostischen und therapeutischen Strategie erscheint vielversprechend, ist aber noch nicht ausreichend geklärt <sup>19-24</sup>.

Für die Diagnostik der CED werden verschiedene bildgebende Untersuchungsverfahren und die Endoskopie verwendet. Die Ösophago-Gastro-Duodenoskopie, die Ileokoloskopie, die Dopplersonographie, der konventionelle Doppelkontrasteinlauf des Dünndarms nach Sellink, der Doppelkontrasteinlauf des Kolons sowie die Kapselendoskopie. Die Schnittbildverfahren CT und MRT sind in der Lage, sowohl die Darmwand als auch ihre Umgebung darzustellen.

### **1.2.1. Endoskopie der CED**

Die Endoskopie - insbesondere die tiefe Ileokoloskopie mit der Entnahme von Stufenbiopsien zur histologischen und mikrobiologischen Aufarbeitung - stellt bisher das bedeutendste initiale Diagnostikum entzündlicher Darmerkrankungen dar, da sie in der Regel Hinweise auf die Pathogenese der CED geben kann. Das Endoskop ist ein flexibles, schlauchförmiges Instrument, welches mit einer Lichtquelle, einer speziellen Optik und verschiedenen Arbeitskanälen ausgestattet ist. Durch diese Arbeitskanäle können verschiedene Instrumente wie z. B. Biopsiezangen oder Metallschlingen eingeführt werden. Ferner gibt es zusätzlich zu Spül- und Saugvorrichtungen die Möglichkeit, Luft zur besseren Distension des Darmes zu insufflieren. Eine Koloskopie erfordert eine bereits am Vortag beginnende Vorbereitung unter Einnahme von Laxantien und größerer Mengen Wasser zur Darmreinigung. Sie sollte das terminale Ileum erreichen und eine systematische Entnahme von Biopsien aller Kolonabschnitte ermöglichen. Besonders in einer frühen Phase der Entzündung ist die Endoskopie das sensitivste Verfahren, da frühe Schleimhautveränderung wie z. B. Erytheme oder eine erhöhte Schleimhautverletzlichkeit in Form von Kontaktblutungen erfasst werden können. Spätfolgen der CED in Form von Dysplasien oder gar Karzinomen können nur sicher durch ein histologisches Biopsat geklärt werden.<sup>14,25-27</sup>

Chromo- bzw. Zoom-Endoskopie haben sich als sinnvolle Neuerungen in der Endoskopie erwiesen, bei der mit Hilfe von starker Vergrößerung und Färbung der Schleimhaut die Detektion von Neoplasien verbessert wurde. Eine Verbesserung zur Diagnostik von CED ist bisher nicht dokumentiert.<sup>28,29</sup> Nachteil der endoskopischen Verfahren ist die aufwendige Vorbereitung, eine eventuell notwendige Sedierung, die Perforationsgefahr im akuten Krankheitsschub und die besonders beim MC ungünstige, fehlende Erreichbarkeit von Dünndarmanteilen oder poststenotischen Darmabschnitten<sup>30,31</sup>. Eine Ausnahme stellt hier die Kapselendoskopie dar. Bei der Kapselendoskopie wird eine zu verschluckende, mit einer Kamera versehene Kapsel verwendet, die Aufnahmen der Dünndarmschleimhaut anfertigt. Diese Methode, welche keine Exposition von schädlicher Röntgenstrahlung beinhaltet, wurde in der Detektion von Schleimhautläsionen des Dünndarms als sehr vorteilhaftes diagnostisches Verfahren beschrieben<sup>32</sup>. Die fehlende Möglichkeit der Entnahme von Biopsien, die Gefahr der Darmobstruktion bei vorhandenen Strikturen, die schwierige Lokalisation

von dokumentierten Läsionen und deren späteres Wiederauffinden, der hohe Zeitaufwand und die enormen Kosten sind hier nachteilig zu werten.

Die Doppel-Ballon-Enteroskopie verwendet eine intelligente „Fädertechnik“, die mit zwei aufblasbaren Ballons arbeitet. Das Endoskop steckt in diesem Fall in einem Übertubus, welcher mit einem ersten Ballon im Dünndarm fixiert wird. Aus dem Übertubus heraus wird das Endoskop weiter geschoben und ebenfalls fixiert. Der Übertubus kann so dem Endoskop folgen und das ganze Gerät, vergleichbar mit den Bewegungen einer Raupe, in den Dünndarm vorschieben. Diese Methode erscheint ebenfalls sehr viel versprechend. Eine lange Vorbereitung, eine Sedierung und die Gefahr der Perforation sind hier, genau wie bei der herkömmlichen Endoskopie, als Nachteil zu nennen.<sup>33-35</sup>

### **1.2.2. Sonographie in der Diagnostik der CED**

Die Ultraschall-Diagnostik des Bauchraums ist fester Bestandteil der Erst- und Verlaufsdagnostik. Mit der Entwicklung hochauflösender Ultraschallsonden hat sich die Diagnostik der CED durch die Sonographie in den letzten Jahren stark verbessert.<sup>36</sup> Die Sonographie ist in der Lage, mit hoher Präzision Wandverdickungen sowie Auftreibungen der Darmschleimhaut darzustellen. Mittels farbkodierter Dopplersonographie können Flussanalysen der Mesenterialgefäße dargestellt werden, welche ebenfalls einen Hinweis auf eine Entzündung geben.<sup>37</sup> Mittels Ultraschall lassen sich Konglomerattumoren, Fistelstraßen und Abszesshöhlen nachweisen.<sup>38,39</sup> Fehlende Invasivität und Strahlenexposition, sowie schnelle und preiswerte Verfügbarkeit machen die Sonographie zu einer bedeutenden Methode in der Diagnostik der CED. Die Qualität der Diagnostik ist jedoch stark von der Erfahrung des Untersuchers und der Gerätequalität abhängig. Überlagerungen durch Darmgase und Adipositas erschweren ebenfalls die Untersuchung. Rektum und distales Sigmoid sind aufgrund der pelvinen Lage kaum durch transabdominellen Ultraschall zu erkennen. Entzündungen des Duodenums und Jejunums können übersehen werden.<sup>40-42</sup> Relativ neu ist der Einsatz von oralen Kontrastmitteln. In zwei Studien wurde durch orale Kontrastmittel eine höhere Sensitivität erreicht, und es konnten gegenüber der konventionellen Sonographie zusätzliche jejunale Läsionen nachgewiesen werden.<sup>38,43</sup>

### **1.2.3. Röntgenkontrastuntersuchungen in der Diagnostik der CED**

Von großer Bedeutung in der Primärdiagnostik der CED sind immer noch die Röntgenkontrastuntersuchungen. Diese Verfahren sind preiswert und durch geübte Untersucher relativ einfach durchzuführen. Bei solchen Untersuchungen wird Barium als positives und Methylzellulose als negatives Kontrastmittel verabreicht, wodurch bei Durchleuchtung eine Doppelkontrastierung des gesamten Darms entsteht. Angewendet als fraktionierte Magen-Darm-Passage, Doppelkontrasteinlauf des Kolons oder Doppelkontrastdarstellung des Dünndarms nach Sellink erlauben sie zwar eine Schleimhautdarstellung mit hoher Ortsauflösung, geben jedoch geringe Auskunft über pathologische Veränderungen, die innerhalb oder jenseits der Darmwand gelegen sind. Ferner können Darmschlingen, die durch andere Darmanteile überlagert werden, nur schlecht beurteilt werden. Da es sich um eine dynamische Untersuchung handelt, können über den Kontrastmittelablauf auch Aussagen über die Funktionalität des Magen-Darm-Trakts gemacht werden.<sup>7,44</sup> Eine hohe Strahlenbelastung und die Invasivität durch die nasojejunale Intubation bei der Sellink-Technik sind vor allem in der Verlaufsbeobachtung als großer Nachteil zu werten

### **1.2.4. Computertomographie in der Diagnostik der CED**

Die Computertomographie (CT) hat als CT-Enteroklysma mit Intubation des Dünndarms bzw. Kolons oder als CT-Enterographie in den letzten Jahren große Fortschritte erzielt. Dies führte zu Studienergebnissen, welche die CT-Diagnostik mit den konventionellen Röntgenkontrastuntersuchungen gleichstellten oder diese gar als überlegen beschrieben.<sup>45,46</sup> Die CT kann als Schnittbildverfahren die entzündliche Darmwandverdickung direkt nachweisen. Konglomerattumoren, Stenosen, Abszesse, Fisteln und vergrößerte Lymphknoten sind als Zeichen der Entzündung ebenfalls mit der CT zu detektieren.<sup>7</sup> Als ein Vorteil der CT Diagnostik ist im Vergleich der Schnittbildverfahren gegenüber der MRT die sehr kurze Untersuchungszeit sowie die verbreitete Verfügbarkeit zu nennen. Ein wesentlicher Nachteil ist jedoch die relativ hohe Strahlenbelastung, welche besonders bei jungen Patienten die CT als Methode für Verlaufskontrollen als ungeeignet erscheinen lässt.

### **1.2.5. MRT in der Diagnostik der CED**

Die MRT bietet aufgrund des sehr hohen Weichteilkontrastes und der Darstellungsmöglichkeit in beliebigen Schnittebenen sowie der hervorragenden Kontrastdarstellung nach intravenöser Gabe paramagnetischer Kontrastmittel als Schnittbildverfahren ideale Möglichkeiten in der abdominalen Bildgebung. Neben entzündlichen Veränderungen der Darmschleimhaut können auch extraintestinale Komplikationen nachgewiesen werden. Dieses strahlungsfreie Verfahren lässt sich beliebig reproduzieren und macht es daher zu einem geeigneten Verfahren zur Verlaufskontrolle chronisch entzündlicher Darmerkrankungen.

Die Untersuchung des Dünndarms, entweder als Hydro-MRT, d. h. die Untersuchung nach oraler Gabe von in der Regel wässriger Flüssigkeit oder als MR-Sellink, d.h. der Flüssigkeitsinsufflation über eine nasointestinale Sonde mit Spitzenlage im Bereich der Flexura duodenojejunalis, gilt im Rahmen der Diagnostik von chronisch entzündlichen Darmerkrankungen als etabliertes Verfahren<sup>47-49</sup>. Ein für den Morbus Crohn typisches, morphologisches Korrelat ist in der MRT konstant nachweisbar, auch wenn der Patient klinisch und subjektiv beschwerdefrei ist. Die MRT ist in der Lage eine zuverlässige Beurteilung des Verlaufs sowie einen Nachweis von Komplikationen zu führen<sup>50</sup>. Die simultane Untersuchung von Dünn- und Dickdarm als MR-Sellink in Verbindung mit einer MR-Kolonographie wird ebenfalls als praktikables Verfahren beschrieben.<sup>51</sup> Bezüglich des Stellenwertes der MR-Kolonographie sind die Literaturangaben jedoch widersprüchlich.<sup>52,53</sup>

## **2. Herleitung der Aufgabenstellung**

Die Diagnostik chronisch entzündlicher Darmerkrankungen (CED) mit den beiden Entitäten Morbus Crohn (MC) und Colitis ulcerosa (CU) basiert auf klinischen, endoskopischen, histologischen und radiologischen Kriterien. Neben der Notwendigkeit einer ersten Diagnose stellt die Verlaufskontrolle sowie die Detektion von malignen Folgeerkrankungen eine zentrale Herausforderung der Diagnostik dar. Dabei gewinnen nicht-invasive diagnostische Methoden zunehmend an Bedeutung. Die kernspintomographische Untersuchung des Dünndarms, welche als MR-Sellink bzw. Hydro-MRT durchgeführt wird, gilt hier mittlerweile als etabliertes Verfahren.<sup>47,48,54-56</sup> Die MR-Untersuchung des Kolons wird mittlerweile ebenfalls als diagnostisches Mittel sowohl bei CED als auch bei der Detektion tumoröser Erkrankungen eingesetzt<sup>48,57-59</sup>. Dabei ist zu beachten, dass die MRT simultan die gesamte Ausdehnung des Dün- und Dickdarms untersuchen kann. Die konventionellen Untersuchungssequenzen, welche durch lange Untersuchungszeiten die Aufnahmequalität und Wirtschaftlichkeit reduzieren, wurden durch ultraschnelle Gradienten-Echo-Sequenzen, mit Akquisitionszeiten im Sekundenbereich, ergänzt. Durch das Ausnützen aller Reserven der modernen Gradienten- und Hochfrequenzsysteme, die Akquisition mehrerer Echos pro Anregung mit unterschiedlicher Phasencodierung, der Messung einer reduzierten Anzahl von K-Linien und eine verkürzte Aufnahmezeit (ultraschnelle Gradientenechos), kann eine Aufnahme bei angehaltenem Atem (engl. „*breath hold*“) ohne störende Atembewegung durchgeführt werden. Kurze Aufnahmezeiten verringern Bewegungsartefakte und erlauben dynamische Untersuchungen, wie z. B. das Verfolgen eines Kontrastmittelbolus. Die Verkürzung der Untersuchungszeiten bietet für den Patienten eine angenehmere und schnellere Untersuchung und erhöht gleichzeitig den Patientendurchsatz, was aus ökonomischer Sicht ebenfalls von Vorteil ist.

Bis heute gibt es kein standardisiertes Aufnahmeprotokoll bezüglich der zur Diagnostik der CED verwendeten Sequenzen, der Wahl des Kontrastmittels<sup>49,51,60-69</sup> sowie des Verabreichungsmodus von Kontrastmitteln<sup>51,63,64,67,69-71</sup>. Bei der MRT-Bildgebung insbesondere des Darmes, stellt die trotz medikamentöser Hemmung der Darmmotilität stets vorhandene Peristaltik des Hohlorgans eine Schwierigkeit dar, die häufig durch Bewegungsartefakte zur Unschärfe der Bilder und somit zu mangelnder Verwertbarkeit der Diagnostik führt. Durch den Einsatz einer, für die Leberdiagnostik entwickelten

MRT-Sequenz, der sog. LAVA-Sequenz (*Liver acquisition with volume acceleration*, GE Healthcare's Version 12.04M4) könnte jedoch möglicherweise eine Reduzierung der Bewegungsartefakte bei T1-gewichteten Sequenzen und damit eine Verbesserung der Bildqualität erreicht werden. LAVA ist eine T1-gewichtete 3D-SPGR (*spoiled gradient-recalled*) Sequenz mit einer verkürzten Repetitions- und Echozeit sowie einer verbesserten Ortsauflösung und einem erhöhten „Signal-Rausch-Verhältnis“. Diese Eigenschaften und insbesondere eine relativ kurze Aufnahmezeit versprechen eine bessere Darstellung der anatomischen Strukturen.

Die hier vorliegende Studie wurde durchgeführt, um die zurzeit in der Klinik für Strahlenheilkunde der Charité, Campus Virchow-Klinikum, Charité – Universitätsmedizin Berlin, zur Bauchdiagnostik verwendeten MRT-Sequenzen einerseits anhand einer retrospektiven Untersuchung und andererseits anhand einer standardisierten Untersuchung (mit Hilfe eines sich bewegenden Darmmodells) hinsichtlich der Parameter „Kontrast“, „Schärfe“, „Gesamtnote“ und insbesondere der „Bewegungsartefakte“ zu evaluieren.

Dazu wurden zum einen MRT-Abdomenaufnahmen von 36 Patienten und zum anderen Bilder eines sich gleichförmig bewegten Darm-Modells zur Imitation der Darmperistaltik, anhand von Fragebögen von vier radiologischen Fachärzten, sowie zwei Ärzten in Weiterbildung für die Fachrichtung Radiologie aus verschiedenen Kliniken in Deutschland begutachtet.

### 3. Magnetresonanztomographie (MRT)

#### 3.1. Aufbau eines MR-Tomographen

Kernstück eines jeden MRT-Gerätes ist ein starker Magnet, welcher das stationäre Magnetfeld  $B_0$  erzeugt. Die Magnetfeldstärke wird in Tesla angegeben. Magnetfeldstärken reichen heutzutage von 0,1 bis 7 Tesla im experimentellen Bereich. Es werden drei verschiedene Magnettypen unterschieden: a) Permanentmagnete, die ihr Feld immer und ohne externe Energiezufuhr erzeugen, b) resistive Magnete, die zur Magnetfelderzeugung einen ständigen Strom-Durchfluss benötigen und c) sog. supraleitende Magnete. Supraleitende Magnete verlieren ihren elektrischen Widerstand, indem sie auf ca.  $-269\text{ °C}$  heruntergekühlt werden. Ein Strom, der einmal durch diesen Magneten fließt, tut dies - vorausgesetzt die Kühlung wird aufrecht erhalten - für immer. Auf diese Weise können sehr starke und äußerst homogene Magnetfelder erzeugt werden. Um die Feldhomogenität zu verbessern, werden zusätzliche Korrekturspulen verwendet. Zur Reduktion des Streufeldes wird der gesamte Magnet abgeschirmt.

Um später einzelne Schichten auswählen zu können bzw. eine gezielte Ortskodierung im Raum mit den drei senkrecht aufeinander stehenden Achsen x, y, und z vornehmen zu können, werden separate Gradientenspulen benötigt. Diese Gradientenspulen de- und rephasieren die im folgenden näher beschriebenen Spins. Sie werden mit rechnergesteuerten Strömen angesteuert und erzeugen kurzzeitige, ortsabhängige Zusatzfelder.<sup>72</sup>

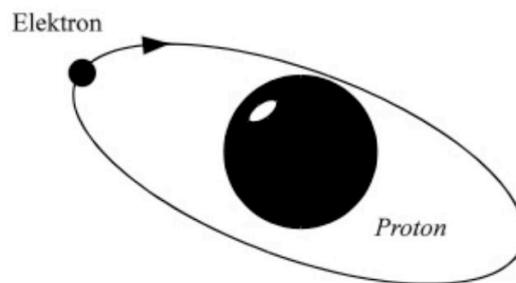
Ein Hochfrequenzsystem dient zur Anregung der Protonen und Aufnahme der Resonanzsignale. Es besteht aus einem Sender, einem Empfänger und einem Steuerrechner. Entscheidend für die Bildqualität ist das Verhältnis der Spannung des MR-Signals zum Rauschen (engl. *Signal-to-noise-Ratio*, SNR)

Zum Hochfrequenzsystem gehören die Sende- und Empfangsspulen (HF-Spulen). Man unterscheidet hier Körper- und Oberflächenspulen. Häufig handelt es sich um so genannte Kombi-Spulen, die sowohl zum Senden, als auch zum Empfangen von MR-Signalen verwendet werden. Körperspulen (engl. *Body-array*) sind in das Gerät integrierte Spulen und haben den Vorteil eine große Bildgröße (engl. *Field of View*, FoV) zu besitzen. Bei hohen Auflösungen sinkt jedoch ihre Empfangsqualität. Oberflächenspulen werden direkt auf die zu untersuchende Körperregion gelegt und sind dementsprechend unterschiedlich geformt. Durch sie ist bei kleinerem FoV eine

höhere Auflösung bei verbesserter Empfangsqualität möglich. Tiefliegende Untersuchungsgebiete eignen sich jedoch nicht so gut für diese Spulenart, da sich mit dem Abstand zur Spule die Signalintensität verringert. So genannte *Phased-Array-Spulen* (engl.: *Phased-Array-Coil* = phasenoptimierte Gruppenspule) sind zumeist Oberflächenspulen, die aus mehreren einzelnen, sich überlappenden Spulenelementen bestehen. *Phased-Array-Spulen* verbessern das Signal-Rausch-Verhältnis, die Homogenität und vergrößern das zu untersuchende Feld (FoV).<sup>72</sup>

### **3.2. Physikalische Grundlagen**

Zur Bildgebung verwendet die MRT Kerne von Wasserstoffatomen. Dabei macht man sich zu nutze, dass der an Sauerstoff gebundene Wasserstoff jeweils nur aus einem Proton im Kern und einem um die Hülle kreisenden Elektron besteht (vgl. Abb. 1). Da ein Proton positiv und ein Elektron negativ geladen ist, ist das ganze Atom elektrisch neutral.<sup>72</sup>

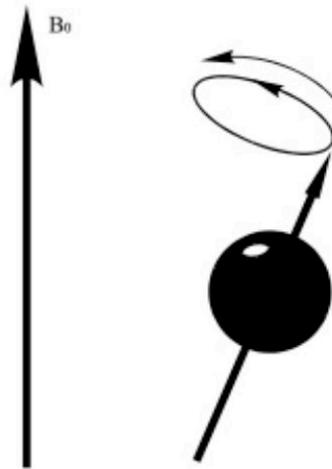


**Abb. 1: Darstellung eines Wasserstoffatoms. Um ein positiv geladenes Proton kreist ein negatives Elektron. (nach Weishaupt, Köchli, Marincek<sup>72</sup>)**

### 3.2.1. Das Kernresonanzphänomen

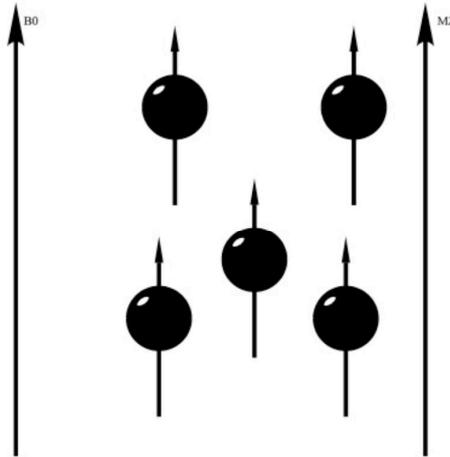
Das Proton besitzt neben seiner positiven Ladung noch die Eigenschaft des sog. „Spins“ (engl. „to spin“ = sich drehen) und dreht sich um seine eigene Achse. Diese Eigenschaft wird auch Kernspin genannt und ist die Grundlage der MR-Messung.

Das Proton verhält sich wie ein konstant rotierender Kreisel und behält so seine räumliche Lage bei. Dieser Kernspin ist immer vorhanden und immer gleich stark. Da jedes Proton eine rotierende elektrische Ladung darstellt, besitzt es ein magnetisches Moment, vergleichbar mit einem kleinen Magneten. Dieser kann durch Magnetfelder oder elektromagnetische Wellen beeinflusst werden. Die Lage seiner elektromagnetischen Achse kann man durch eine Empfangsspule sichtbar machen. Wenn man nun diese Protonen in ein äußerlich angelegtes Magnetfeld bringt, werden die rotierenden Kerne, ähnlich wie Kompassnadeln, im Magnetfeld ausgerichtet. Die Spins reagieren darauf mit einer Ausweichbewegung, die als Präzessionsbewegung bezeichnet wird. Dieser in Abbildung 2 dargestellte Vorgang ist vergleichbar mit einem Kreisel, dessen Rotationsachse durch die Schwerkraft beeinflusst wird.<sup>72</sup>



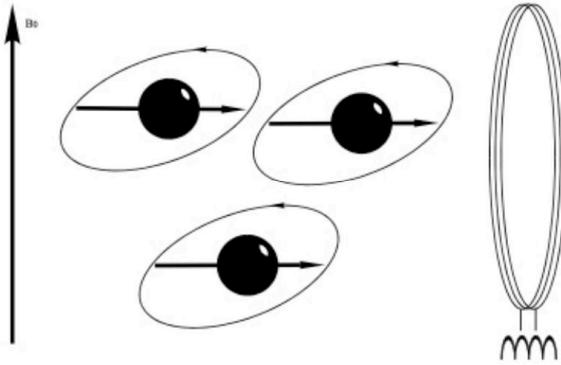
**Abb. 2: Das Proton verhält sich wie ein konstant drehender Kreisel. In einem Magnetfeld  $B_0$  werden die rotierenden Kerne, ähnlich wie Kompassnadeln, ausgerichtet und reagieren mit einer Präzessionsbewegung. (nach Weishaupt, Köchli, Marincek<sup>72</sup>)**

Die Präzessionsbewegung erfolgt mit einer charakteristischen Frequenz, der sog. Larmorfrequenz. Sie ist proportional zur Stärke des Magnetfeldes.



**Abb. 3: Die Spins stabilisieren sich und richten sich im Magnetfeld aus. Die einzelnen Magnetvektoren addieren sich und bauen damit eine Längsmagnetisierung  $M_z$  auf. (nach Weishaupt, Köchli, Marincek <sup>72</sup>)**

Die Spins stabilisieren sich und richten sich im Magnetfeld in einer parallelen und antiparallelen Anordnung aus. Da die parallele Anordnung energetisch minimal günstiger ist und daher bevorzugt eingenommen wird, kommt es zu einem minimalen Überschuss an Spins in paralleler Lage. Aus ihnen entsteht ein schwacher Magnetisierungsvektor, indem sich die Magnetvektoren der einzelnen Spins addieren. Hieraus resultiert die sog. Längsmagnetisierung (in Abbildung 3 mit „ $M_z$ “ beschriftet). Je stärker das Magnetfeld ist, umso mehr Längsmagnetisierung erhält man. Wenn nun in das stabile Spin-System mit einer elektromagnetischen Welle, welche der Frequenz der Larmorfrequenz entspricht, wieder Energie eingebracht wird, werden die Spins angeregt. Diese elektromagnetischen Wellen werden mit starken Radiosendern erzeugt und auf das Untersuchungsobjekt eingestrahlt. Das Spin-System wird angeregt und die Spins kippen immer mehr aus ihrem parallelen Längsmagnetisierungsvektor, der Z-Richtung heraus, bis eine Ausrichtung um genau  $90^\circ$  erreicht wird (vgl. Abbildung 4). Damit klappen alle Spins ihren Magnetisierungsvektor ( $M_z$ ) in die senkrechte XY-Ebene um. Diese Auslenkung wird auch Pulswinkel (engl. *flip angle*) genannt. <sup>72</sup>



**Abb. 4:** Nach der Erzeugung eines Hochfrequenzimpulses werden alle Spins um  $90^\circ$  in die XY-Ebene ausgelenkt. Es entsteht ein neuer Summenvektor  $M_{xy}$ , welcher in der Empfangsspule ein Signal in der Larmorfrequenz entstehen lässt. (nach Weishaupt, Köchli, Marincek <sup>72</sup>)

Durch das Magnetfeld werden die durch einen Hochfrequenzimpuls (HF-Impuls) vorher ausgelenkten Spins jedoch wieder in die Z-Richtung gedrückt. Der Hochfrequenzimpuls wird vom MRT-Gerät eingestrahlt. Der sich so bewegende, magnetische Summenvektor wirkt wie ein elektrischer Generator und induziert in der Empfangsspule eine Wechselspannung, deren Frequenz gleich der Lamorfrequenz ist. Der Verlauf dieser Spannung ist das MR-Signal. <sup>72</sup>

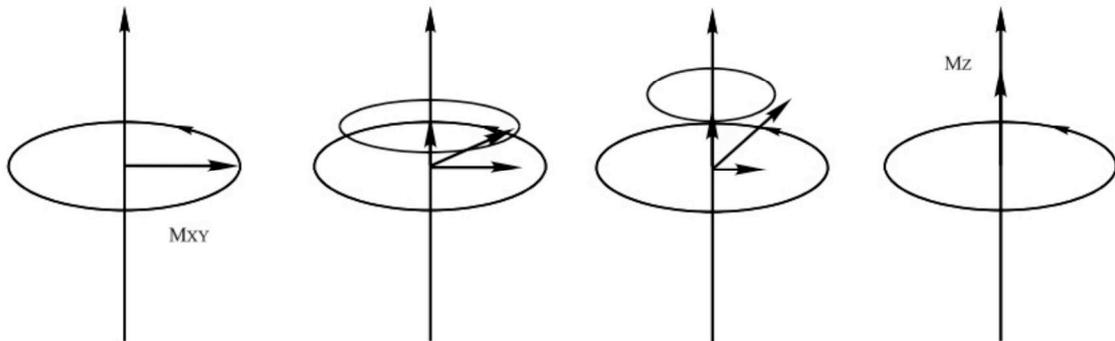
### **3.2.2. Relaxation**

Das Abschalten eines Hochfrequenzimpulses wird Relaxation genannt. In diesem Zustand kehren die Spins in ihre Gleichgewichtslage zurück.

### **3.2.3. T1: Longitudinale Relaxation**

Die angeregten Spins kippen nach Abschalten des Impulses wieder in die longitudinale Z-Richtung zurück (siehe Abb. 5), welche durch das äußere Magnetfeld vorgegeben wird. Damit nehmen die Quermagnetisierung und auch das MR-Signal ab. Dieser Vorgang, welcher auch longitudinale Relaxation genannt wird, ist verbunden mit der Abgabe von Energie an die Umgebung. Die Umgebung wird auch als „Gitter“ bezeichnet. Die Zeitkonstante, in der wieder die Längsmagnetisierung entsteht, heißt

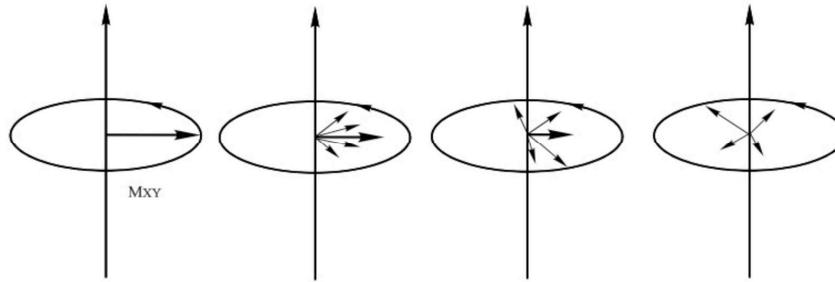
T1 und ist abhängig von der Stärke des Magnetfeldes sowie der Beschaffenheit des Gewebes. Verschiedene Gewebe haben verschiedene Relaxationszeiten und erzeugen daher auch verschiedenen Bildkontraste.



**Abb. 5: T1-Relaxation.** Die angeregten Spins kippen in die Z-Ebene zurück, indem Energie an die Umgebung abgegeben wird. (nach Weishaupt, Köchli, Marincek <sup>72</sup>)

### 3.2.4. T2/T2\* : Transversale Relaxation

Die Abnahme der Quermagnetisierung ist mit dem Aufbau der Längsmagnetisierung verbunden. Nicht alle Spins relaxieren jedoch in der gleichen Geschwindigkeit. Nach der Anregung durch einen Hochfrequenzimpuls präzedieren alle Spins synchron bzw. sind „in Phase“. Bei Verlust des Impulses kommt es zum Energieaustausch der einzelnen Spins untereinander, sie geraten aus dem Takt und die so genannte Phasenkohärenz geht verloren. Die Zeitkonstante des Energiezerfalls und damit des MR-Signals wird als T2 bezeichnet und ist genau wie T1 gewebespezifisch. Das MR-Gerät selbst, so wie der Körper der zu untersuchenden Person, erzeugen starke Inhomogenitäten des äußeren Magnetfeldes. Dieses Phänomen verursacht eine zusätzliche Dephasierung der aus dem „Takt“ geratenen Spins. Daraus resultiert ein noch rascherer Zerfall T2\*, welcher durch einen 180°-Impuls ausgeglichen wird.<sup>72</sup>



**Abb. 6:** T2- und T2\*-Relaxation. Die einzelnen Spins dephasieren und somit kommt es zu einem Verlust des Summenvektors in der XY-Ebene ohne Abgabe von Energie an die Umgebung. (nach Weishaupt, Köchli, Marincek <sup>72</sup>)

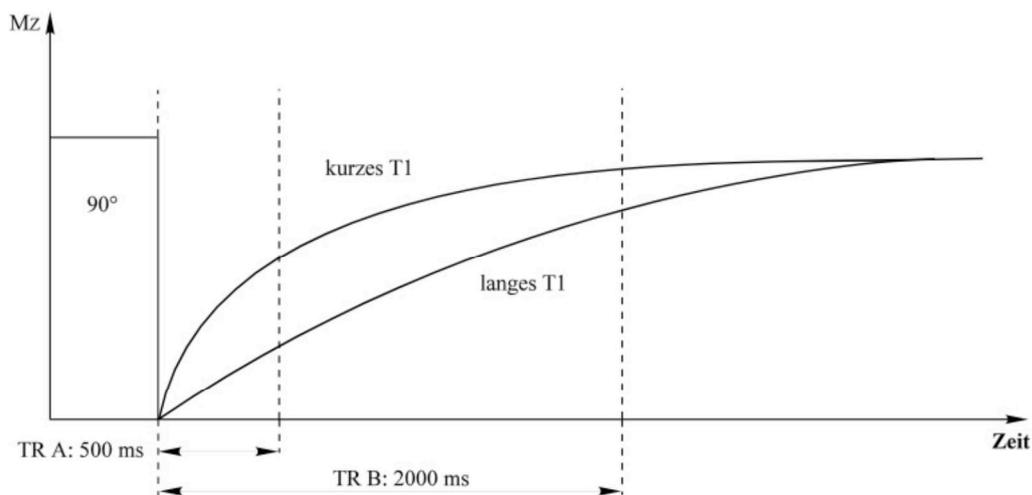
Das MR-Signal zerfällt jedoch lange bevor sich die Längsmagnetisierung nach 0,5-5 Sekunden aufgrund der T1-Relaxation wieder voll aufgebaut hat. Ursächlich ist die rascher ablaufende T2-Relaxation, bei welcher schon nach 100-300 ms das Signal verschwindet. <sup>72</sup>

### **3.2.5. Bildkontrast**

Der Bildkontrast im MR-Bild wird durch drei Parameter bestimmt: Die Protonendichte, die T1- und die T2-Zeit. Die Protonendichte gibt die Anzahl der zu erregenden Spins pro Volumeneinheit an. Aus ihr lässt sich somit das maximale Signal ableiten, das erzeugt werden kann. Dadurch, dass einer der drei Parameter in einer MR-Sequenz hervorgehoben werden kann, entstehen Bilder mit unterschiedlichem Gewebe-zu-Gewebe Kontrast. Bereits mit dieser Eigenschaft ist es möglich, Gewebe auch ohne Kontrastmittel zu unterscheiden. <sup>72</sup>

### 3.2.6 T1-Wichtung und Repetitionszeit TR

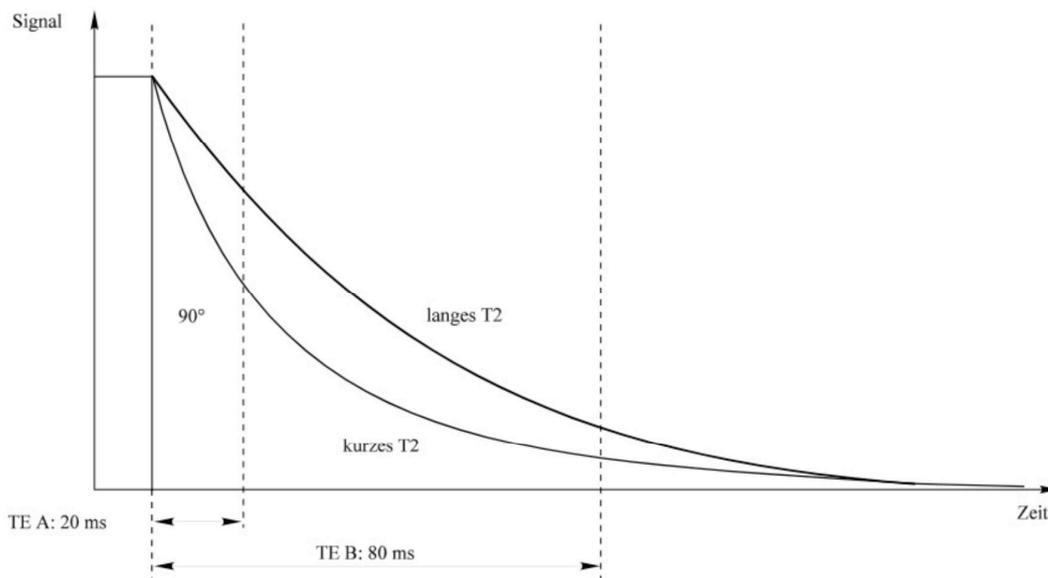
Die Repetitionszeit (TR) ist das Zeitintervall zwischen zwei Anregungsimpulsen. Je länger die TR gewählt wird, desto mehr Spins können nach der Anregung in ihre durch die Längsmagnetisierung vorgegebene Ausgangslage zurückkehren. Wenn man ein MR-Bild erzeugen möchte, muss eine Schicht viele Male hintereinander angeregt und wieder gemessen werden. Bei kurzer Repetitionszeit beeinflusst T1 erheblich den Bildkontrast. Bei langer TR ist es genau anders herum. Gewebe mit kurzem T1 erscheinen auf T1-gewichteten Bildern hell, weil sie sich schneller relaxieren und daher mehr Signal geben. Gewebe mit langem T1 erscheinen dann eher dunkel, weil sie im Gegenzug weniger rasch relaxieren und daher auch weniger Signal geben (siehe Abb. 7).



**Abb. 7: TR und T1-Kontrast.** Bei kurzer TR (TR A) weist ein Gewebe mit kurzem T1 schon wieder viel Längsmagnetisierung auf und gibt viel Signal, während ein Gewebe mit langem T1 (TR B) noch wenig Signal gibt. Bei langem TR haben beide Gewebe eine ähnlich große Magnetisierung aufgebaut und geben etwa gleich viel Signal. (nach Weishaupt, Köchli, Marincek <sup>72</sup>)

### 3.2.7. T2-Wichtung und Echozeit TE

Durch den T2/T2\* Effekt zerfällt nach dem Einstrahlen eines Impulses das MR-Signal rasch. Diese transversale Relaxation hat zwei Ursachen: Inhomogenitäten a) des externen Magnetfeldes und b) der lokalen Magnetfelder innerhalb der Gewebe. Damit die Spins wieder „in Phase“ kommen, müssen vor einer Messung diese Dephasierungseffekte mit einem 180°-Impuls rückgängig gemacht werden, welcher bewirkt, dass die Präzession jetzt genau in entgegengesetzter Richtung verläuft. Diejenigen Protonen, welche durch schnellere Präzession „weiter vorne“ lagen, liegen nun hinter den langsamen und werden diese wieder „einholen“. Ist dies geschehen, sind die Protonen wieder „in Phase“. Dieser Moment, in dem das Signal wieder hergestellt wird, wird als Spinecho bezeichnet. Die Echozeit (TE, engl. „*Time to Echo*“) ist daher die Zeitspanne, die von der Anregung bis zum Auftreten dieses Spinechos vergeht und bestimmt somit den Einfluss von T2 auf den Bildkontrast. Eine kurz gewählte TE bewirkt eine geringe T2-Gewichtung und eine lang gewählte TE gegensätzlich eine starke T2-Gewichtung. In T2-gewichteten Bildern erscheinen Gewebe mit kurzem T2 dunkel und Gewebe mit langem T2 hell.<sup>72</sup> (siehe Abb. 8)

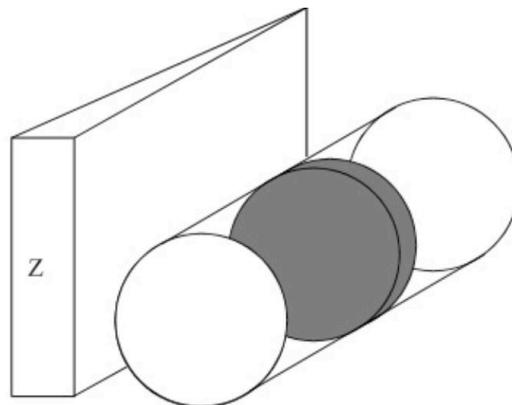


**Abb. 8: TE und T2-Kontrast. Bei sehr kurzem TE (A) kommt es praktisch zu keinem Signalabfall für beide Gewebe, bei längerem TE (B) hingegen gibt es deutliche Unterschiede. Ein Gewebe mit kurzem T2 verliert rasch an Signal und wird rasch dunkel, ein Gewebe mit langem T2 bleibt länger hell. (nach Weishaupt, Köchli, Marincek<sup>72</sup>)**

### **3.2.8. Pulswinkel und Sättigung**

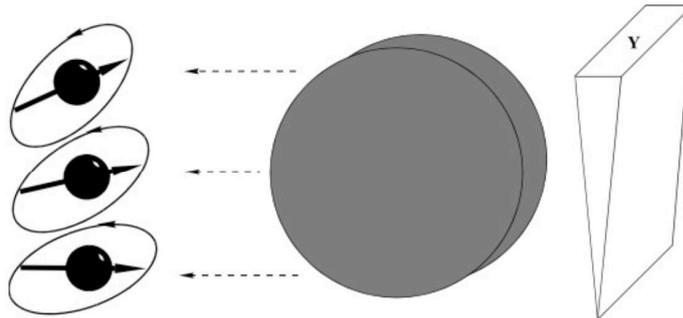
Bei sehr kurzer Repetitionszeit haben die Spins nur wenig Zeit, in die Z-Richtung, die Richtung der Längsmagnetisierung, zurückzukehren. Umso weniger Längsmagnetisierung in dieser Zeit aufgebaut wird, desto weniger Signal steht nach erneuter Anregung zur Verfügung. Die meiste Magnetisierung verbleibt deswegen in der Ebene der Quermagnetisierung. Wenn dieser Vorgang mehrere Male hintereinander wiederholt wird, erhält man immer weniger Signal und man spricht von Sättigung. Um der Sättigung bei geringer Repetitionszeit zu begegnen, wird ein reduzierter Pulswinkel verwendet. Wird dieser kleiner als  $90^\circ$  gewählt, erhält man zwar weniger Quermagnetisierung und damit auch weniger Signal, aber es bleiben im Gegenzug genügend Spins in der Z- Ebene. Diese Spins stehen dann wieder für die nächste Anregung zur Verfügung. In der Summe ist das Signal bei kurzer TR und kleinerem Pulswinkel nun größer als bei einem normalen  $90^\circ$  Impuls.<sup>72</sup>

### **3.2.9. Schichtwahl und Ortskodierung**



**Abb. 9: Schichtwahl durch den Z-Gradienten. Durch bestimmte Frequenzen werden genau bestimmte Schichten (dunkle Fläche) angeregt. Andere, angrenzende Schichten besitzen andere Resonanzfrequenzen und werden deshalb nicht beeinflusst. (nach Weishaupt, Köchli, Marincek<sup>72</sup>).**

Da die MRT ein tomographisches Verfahren ist - d.h. eines, in dem Schnittbilder angefertigt werden sollen -, darf ein Anregungsimpuls nicht den gesamten Körper, sondern nur eine Schicht erfassen. Um dies zu erreichen, verändert sich die Magnetfeldstärke in der Z-Ebene (siehe Abb. 9). Durch zusätzliche Magnetspulen am Kopf- und Fußende wird das Magnetfeld in der Z-Ebene inhomogen gemacht, und es entsteht ein Gradient mit einem Anstieg der Magnetstärke zum Kopfende hin. Da eine Anregung der Spins nur erfolgen kann, wenn die Anregungsfrequenz ungefähr gleich der Larmorfrequenz ist, muss die Larmorfrequenz proportional zur Magnetfeldstärke sein. Jede Schicht besitzt nun eine eigene Frequenz. Um eine Ortskodierung vorzunehmen, werden zusätzliche Gradientenpulen eingesetzt. Zu der Z-Ebene, welche den Hauptmagnetvektor repräsentiert, werden die zusätzlichen Gradienten wie in einem Koordinatensystem in Richtung der X- und Y- Ebene ausgerichtet. Die Ortskodierung wird in die Phasen- sowie die Frequenzkodierung eingeteilt.<sup>72</sup>

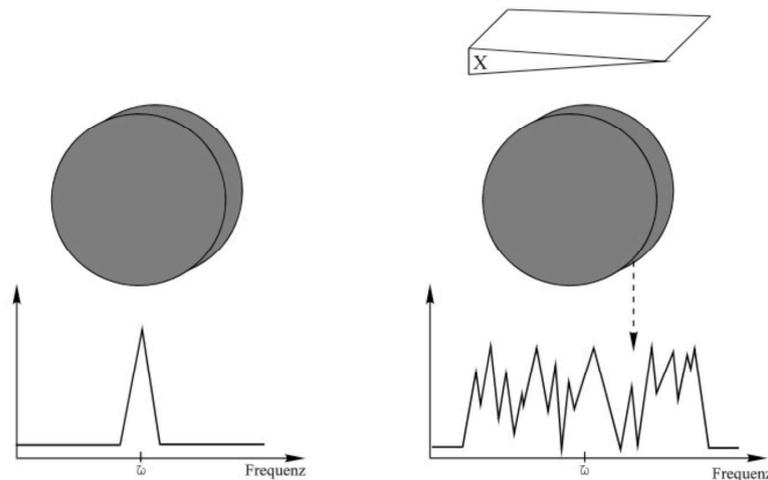


**Abb. 10: Phasencodierung durch den Y-Gradienten. Jede einzelne horizontale Zeile (Pfeile) erhält einen bestimmten Phasenvorsprung, der sie eindeutig identifiziert. (nach Weishaupt, Köchli, Marincek<sup>72</sup>)**

Wird der Gradient in Y-Richtung (siehe Abb.10, von oben nach unten) eingeschaltet, präzedieren die oberen Spins etwas schneller als die unteren. Es entsteht somit eine Phasenverschiebung, die auch nach Abschalten des Impulses bestehen bleibt. Die Spins präzedieren wieder gleich schnell, haben jedoch im oberen Anteil einen

Phasenvorsprung. So können die verschiedenen Schichten in der Y-Ebene voneinander durch ihre Phase unterschieden werden.

Die Aufschlüsselung in der X-Ebene wird durch Frequenzcodierung erreicht. Durch einen Gradienten in der X-Ebene nimmt das Magnetfeld von links nach rechts zu. Die Larmorfrequenz verhält sich auch in diesem Fall äquivalent zum Gradienten. Links präzedieren die Spins jetzt langsamer als rechts. Die niedrigen Frequenzen am linken Rand und die hohen Frequenzen am rechten Rand können beim Empfang des MR-Signals zugeordnet werden.<sup>72</sup> (siehe Abb.11)



**Abb. 11: Frequenzcodierung durch den X-Gradienten. Ohne einen Gradienten würde nur eine einzige Frequenz (links), die Larmorfrequenz empfangen werden. Bei eingeschaltetem Gradienten (rechts) wird ein ganzes Spektrum an verschiedenen Frequenzen empfangen. Damit kann jede Spalte durch ihre eigene Frequenz identifiziert werden. (nach Weishaupt, Köchli, Marincek<sup>72</sup>)**

Ein Rechner am MR-Gerät kann mittels Frequenzanalyse (sog. „Fourier-Transformation“), mit Hilfe der Informationen aus Phase und Frequenz, jedes Element einer Schicht genau berechnen. Aus diesen Informationen würde man ein zweidimensionales Bild erhalten. Durch Hinzunahme von Ortsinformationen aus der Z-Ebene kann der Rechner nun eine dreidimensionale Fourier-Transformation durchführen.

### 3.2.10. Pulssequenzen

Die Aufnahmeprogramme für die MRT werden Pulssequenzen genannt. Als grundlegende Sequenzen sind hier die Spinecho- Gradientenecho- und *Inversion-Recovery*-Sequenz zu nennen.<sup>72</sup>

### 3.2.11. Spinecho-Sequenzen

Spinecho-Sequenzen haben den Vorteil, relativ unempfindlich gegenüber statischen Feld-Inhomogenitäten zu sein und daher eine sehr gute Bildqualität zu liefern. Das Spinecho wird durch einen hochfrequenten  $90^\circ$ -Impuls angeregt und nach der Hälfte der gewünschten Echozeit folgt ein  $180^\circ$ -Inversionsimpuls. Dieser Impuls rephasiert die vorher dephasierten Protonen und man erhält wieder ein starkes Signal, das Spin-Echo (siehe Abb.11).<sup>72</sup>

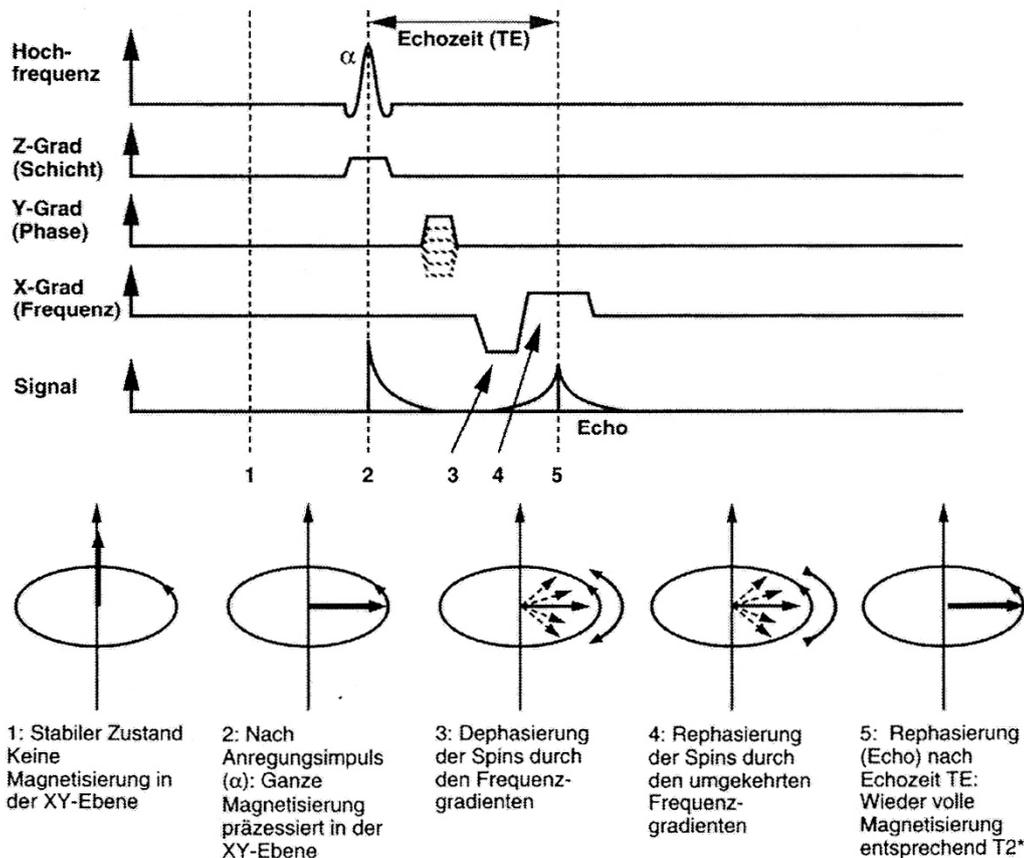


Abb. 11: Der Pulswinkel beträgt immer  $90^\circ$ , das Echo wird mit einem  $180^\circ$ -Impuls erzeugt. Die verschiedenen Stufen des Phasengradienten sind gestrichelt angedeutet. (nach Weishaupt, Köchli, Marincek<sup>72</sup>)

### 3.2.12. Gradientenecho-Sequenzen

Bei Gradientenecho-Sequenzen wie z. B. die LAVA-Sequenz, werden nicht Hochfrequenzimpulse, sondern die Gradientenspulen selbst zur Erzeugung des Echos verwendet. Ein negativ polarisierter Frequenzcodiergradient dephasiert in diesem Fall die Spins. Zur Rephasierung schaltet der Gradient auf positive Polarität um. Nach der Zeit TE (Echozeit) erhält man das Echo und damit auch ein Signal. Da bei Gradientenechos der zeitraubende 180°-Impuls entfällt, kann mit sehr kurzen Repetitionszeiten gearbeitet werden, und eine viel schnellere Bildaufnahme wird möglich. Damit werden Gradientenecho-Sequenzen auch weniger anfällig für Bewegungsartefakte. Nachteilig wirken sich die Feldinhomogenitäten aus und das Bild zerfällt durch T2\* relativ rasch.<sup>72</sup> (siehe Abb. 12).

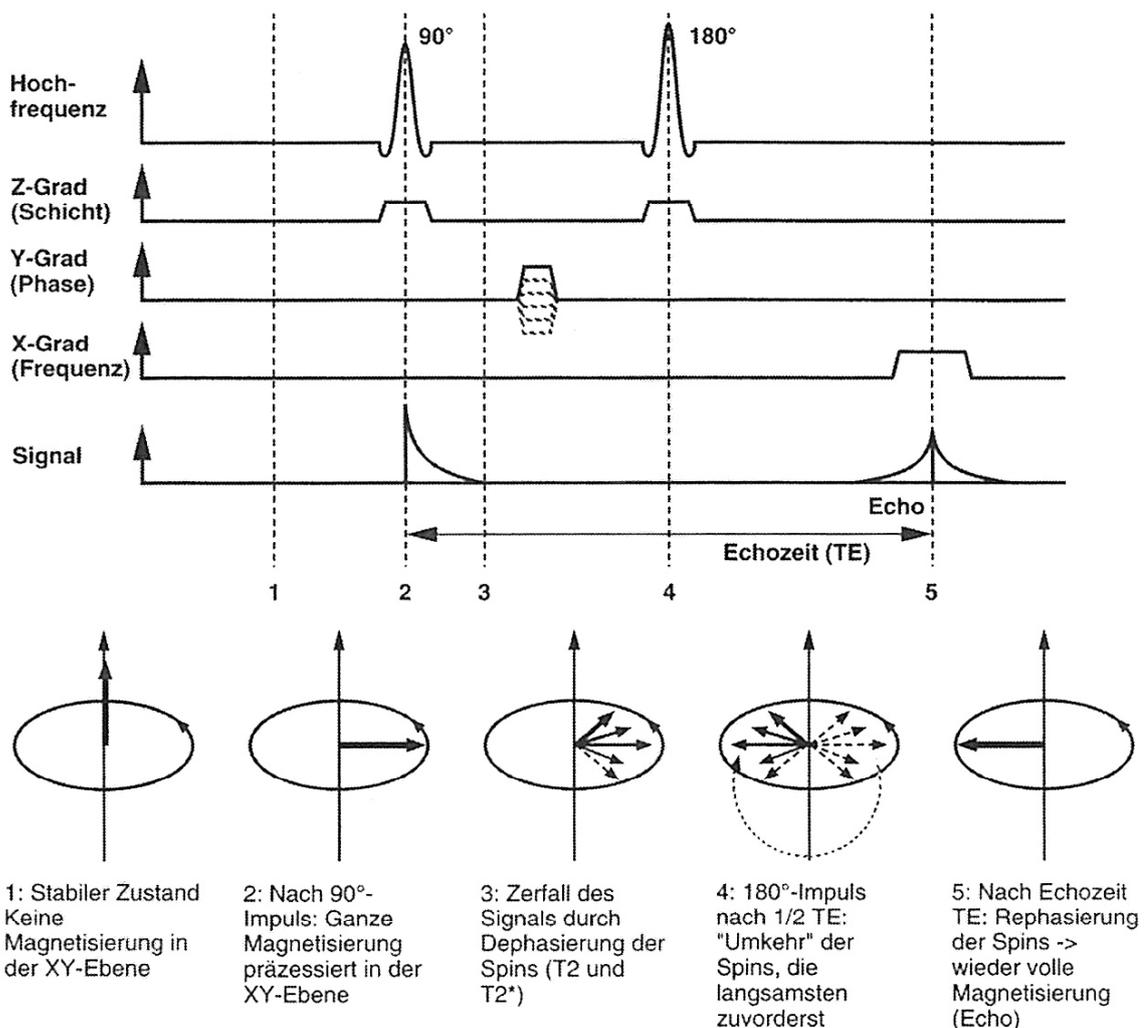


Abb. 12: Gradientenecho-Sequenz (nach Weishaupt, Köchli, Marincek<sup>72</sup>).

### **3.2.13. Inversion-Recovery-Sequenz**

Im Gegensatz zur Spin-Echo-Sequenz wird bei der *Inversion-Recovery*-Sequenz (IR-Sequenz) zuerst ein 180°-Impuls ausgestrahlt, dem dann ein 90°-Impuls folgt. Der 180°-Impuls lenkt die Longitudinalmagnetisierung durch die transversale Ebene in die umgekehrte longitudinale Ebene. Nach dem 90°-Impuls klappt der Vektor wiederum in die transversale Ebene und ein Signal kann empfangen werden. Dieses Signal hängt von der Zeit zwischen den beiden Impulsen ab und wird Inversionszeit genannt. IR-Sequenzen können Bilder mit starker T1-Wichtung generieren.<sup>72</sup>

### **3.2.14. Parallele Bildgebung und Fettsättigung**

Die Geschwindigkeit schneller MR-Sequenzen ist unter anderem abhängig von der Schaltrate der Frequenz- und Phasenkodiergradienten. Jedoch kann ein zu schnelles Schalten der starken Gradientenfelder zu Irritationen von Nervenzellen und die eingestrahlte Hochfrequenz zur Erwärmung des Gewebes führen. Daher sind immer stärkeren Gradientenfeldern und eingestrahlten Hochfrequenzen physiologische Grenzen gesetzt, welche die Datenakquisition verlangsamen. Eine Lösung dieses Problems bietet die sog. „parallele Bildgebung“. Durch mehrere nebeneinander platzierte Oberflächenspulen lässt sich die Anzahl der Phasenkodierschritte reduzieren, indem der Abstand der Kodierschritte vergrößert wird. Ein komplizierter Rekonstruktionsalgorithmus erlaubt das gleiche *Field of View* (FoV) und eine gleichwertige räumliche Auflösung. Die parallele Bildgebung lässt sich praktisch mit allen bekannten Kontrast- und Sequenzmechanismen kombinieren.<sup>72</sup>

Sowohl Wasser- als auch Fettprotonen geben viel Signal in der MRT. Fettprotonen haben eine kurze T1- und eine mittlere T2-Relaxationszeit, was zu einem starken Fettsignal sowohl bei T1- als auch bei T2-gewichteten Bildern führt und Artefakte erzeugen kann. Gewebekontraste können bei hoher Dichte von Fettprotonen schwer beeinträchtigt werden. Eine Möglichkeit, dieses Problem zu lösen, besteht in der Verwendung eines Hochfrequenzimpulses vor der eigentlichen Pulssequenz, indem alle Fettprotonen in einen nicht erregbaren Zustand verbracht werden und so nicht zum Gesamtsignal beitragen können.<sup>72</sup>

### **3.2.15. MR-Kontrastmittel**

In der MRT-Diagnostik wird - ähnlich der klassischen Röntgendiagnostik - zur Verstärkung des Gewebekontrastes Kontrastmittel verabreicht. Das wohl billigste und verträglichste Kontrastmittel in der Darmdiagnostik ist Leitungswasser. Es eignet sich zur Markierung und Distension des Darmlumens. Wasser hat ein niedriges Signal auf T1-gewichteten Sequenzen und ein hohes Signal auf T2-gewichteten Sequenzen. Die paramagnetische Substanz Gadolinium-DTPA (Gd-DTPA, Magnevist®, Schering, Deutschland) hat sich in der Darmdiagnostik ebenfalls bewährt. Bei Gadolinium handelt es sich um eine sog. „seltene Erde“, welche ungebunden einen toxischen Einfluss auf den menschlichen Organismus hat. „Seltene Erden“ sind Substanzen aus der dritten Gruppe des Periodensystems und den Lanthanoiden. Durch die simultane Gabe des Chelatbildners DTPA (Diäthylentriaminpentaessigsäure) wird diese Toxizität aufgehoben. Paramagnetische Substanzen wie das Gadolinium-DTPA besitzen kleine lokale Magnetfelder, die zu einer Verkürzung der Relaxationszeit führen. Dadurch kommt es zu einer Veränderung der Signalintensität durch Verkürzung der T1- und T2-Werte. Da es in T1-gewichteten Sequenzen durch Kontrastmittelgabe zu einer Signalverstärkung kommt, kann der Kontrasteffekt in Kombination mit T1-gewichteten, vorzugsweise fettsuprimierten Sequenzen optimal herausgeholt werden.

Zur Diagnose von Entzündungen und Tumoren kann man sich außerdem die Eigenschaft von Kontrastmitteln zu Nutze machen, dass diese sich in krankem Gewebe anders als in gesundem verhalten, bzw. unterschiedlich stark anreichern. In der Praxis werden deswegen meist sog. MR-"Leeraufnahmen" (d.h. Nativaufnahmen, ohne Kontrastmittel) mit anschließend angefertigten Kontrastmittel-Aufnahmen verglichen.<sup>72</sup>

## **4. Material und Methodik**

### **4.1. Methodik**

Die Qualität archivierter MRT-Bilddaten von 36 Patienten sowie Bilder eines sich gleichförmig mit 8 Umdrehungen/Minute bewegenden Darmmodells, wurden von vier Fachärzten für Radiologie sowie 2 Ärzten in Weiterbildung im Fach Radiologie retrospektiv bewertet. Beurteilt wurden 180 Patientenbilder und 50 Aufnahmen des Modells, welche in einer zufällig generierten Reihenfolge in einer Bildschirmpräsentation im DICOM-Format (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) präsentiert wurden. Die Bilder zeigten durchweg Koronarschnitte des Abdomens bzw. sagittale Aufnahmen des Modells. Für die Bewertung wurde den Radiologen ein Zeitrahmen von 15 Sekunden pro Patientenbild und 10 Sekunden pro Modell-Aufnahme gewährt. Die MR-Aufnahmen wurden hinsichtlich der vier Qualitätsparameter „Kontrast“, „Schärfe“, „Bewegungsartefakte“ und „Gesamtnote“ mit Hilfe eines vorgegebenen Bewertungsschlüssels bewertet (siehe Tab. 1).

Note	Beurteilung
1	sehr gut
2	gut
3	mittel
4	schlecht
5	sehr schlecht

**Tab. 1: Bewertungsschlüssel der Fragebögen zur Bildqualität**

Die Gutachter wurden gebeten, sich dabei besonders auf die Darstellung des Darms zu konzentrieren. Die Abdomenaufnahmen wurden mit Hilfe von vier (T1-FS-GRE, T2-FS-FRFSE, LAVA, FIESTA = Mischsequenz zwischen T1 und T2) und die Modell-aufnahmen mit fünf (T1-FS-GRE, T2-FS-FRFSE, T2-SSFSE, LAVA, FIESTA) verschiedenen MRT-Sequenzen generiert. Einheitliche Aufnahmeserien bei den Patientenaufnahmen, d. h. Aufnahmeserien mit allen vier zu untersuchenden Sequenzen, lagen mangels eines standardisierten Aufnahmeprotokolls von nur zehn

Patienten vor. Aufgrund dieser Sachlage wurde sowohl ein intraindividueller Vergleich, bei denen 10 Patienten alle Aufnahmesequenzen vorweisen konnten, als auch ein interindividueller Vergleich angefertigt. Im interindividuellen Vergleich wurden 180 Bilder der vier verwendeten Sequenzen von insgesamt 36 Patienten miteinander verglichen. Um einer möglichen Manipulation der Ergebnisse aufgrund der (inter-)individuellen Unterschiede der zu untersuchenden Patienten (z. B. Darmperistaltik, Körperfett und Untersuchungscompliance) gerecht zu werden, wurden zusätzlich 50 MRT-Aufnahmen eines sich gleichförmig bewegenden Darmmodells generiert und bewertet. In diesem Versuch wurde eine zusätzliche Sequenz, die T2-SSFSE, zum Aufnahmeprotokoll hinzugefügt. Anschließend wurden die 5520 Bewertungen tabellarisch erfasst und einer statistischen Untersuchung zugeführt.

#### **4.1.2. Statistische Auswertung**

Mit freundlicher Unterstützung des Instituts für Biometrie und Klinische Epidemiologie der Charité, wurden die Daten mittels einer ANOVA-Typ-Statistik („ANOVA for repeated measures“) nach Brunner et al. für nicht-parametrische Daten bearbeitet<sup>73</sup>. Das nicht-parametrische Modell wurde gewählt, da die hier bearbeiteten Daten als nicht normalverteilt anzusehen sind. Mit einem SAS-Makro (SAS 8.1®, Statistical Analysis Software, Heidelberg) nach Brunner wurden die Daten auf Unterschiede in den Merkmalen untersucht. Signifikanz wurde für p-Werte <0,05 angenommen.

Zur graphischen Darstellung der Ergebnisse konnte der „Relative Effekt“ herangezogen und in Liniendiagrammen visualisiert werden. Ein „Relativer Effekt“ von annähernd 0,5 bedeutet, dass kein Unterschied in den Messwerten bzw. keine abzusehende Tendenz besteht. Ein Wert <0,5 bedeutet, dass die Messwerte im Vergleich zu allen anderen Messwerten zu kleineren Werten und bei einem „Relativen Effekt“ von >0,5 zu größeren Messwerten tendieren. Zur Darstellung der Verteilung bzw. Streuung der Ergebnisse wurden mit Hilfe der Statistik-Software „*Statistical Package for the Social Sciences*“ (SPSS Version 16.0) Histogramme angefertigt

### **4.1.3. Patienten**

Die für die Beurteilung verwendeten Bilddateien stammen aus klinisch indizierten und archivierten MR-Aufnahmen des Abdomens (MR-Sellink, MR-Kolonographien). Die Aufnahmen wurden mit einem Ganzkörper-MRT mit einer Feldstärke von 1,5 Tesla (1,5 Tesla MRT, Genesis Signa, General Electric Medical Systems, Wisconsin USA) erzeugt. Bei der verwendeten Oberflächenspule handelte es sich um eine 8-Kanal-Oberflächenspule. 21 Patienten (73%) waren weiblich (Altersdurchschnitt: 48 Jahre; Altersamplitude von 19 bis 76 Jahren) und 10 (27%) männlich (Altersdurchschnitt: 47 Jahre; Altersamplitude von 27 bis 67 Jahren).

### **4.1.4. Untersuchungstechnik**

Alle Patienten wurden gebeten, am Vortag der MR-Untersuchung bis auf reichliche Trinkmengen nüchtern zu bleiben und ein Laxans (5mg Bisacodyl, Präpacol®, Guerbet GmbH, Sulzbach, Deutschland) bis spätestens 13 Uhr einzunehmen. Im Falle einer MR-Sellink Untersuchung wurde über eine unter Durchleuchtung positionierte nasointestinale Sonde (mit einer optimalen Lage in der Flexura duodenojejunalis) ca. eine halbe Stunde vor Untersuchungsbeginn eine 0,5 %ige Methylzelluloselösung pumpgesteuert mit einer Geschwindigkeit von 80 ml/min mit einem Gesamtvolumen von ca. 1,5 Litern verabreicht. Die Volumenmenge war grundsätzlich jedoch abhängig von der Akzeptanz durch die Patienten. Somit wurde zu keiner Zeit ein Erbrechen provoziert. Während der Untersuchung erfolgte ebenfalls eine kontinuierliche Infusion von 5 %iger Methylzellulose mit einer Geschwindigkeit von 30 ml/min. Im Falle einer Kombination mit einer MR-Kolonographie oder alleiniger MR-Kolonographie wurde über eine rektal liegende Sonde, welche mit einem Okklusionsballon zur Verhinderung einer rektalen Inkontinenz versehen war, bis zu 1,5 Liter 37 °C warmes Leitungswasser installiert. Die MRT-Aufnahmen des Abdomens erfolgten mit einer 8-Kanal-Torsospule unter Gabe von 10 mg Butylscopolamin (Buscopan®, Boehringer, Ingelheim, Deutschland) zur Reduzierung der Darmmotilität.

Im Anschluss an die Planungssequenzen wurden folgende Sequenzen jeweils in Atemanhaltetechnik durchgeführt:

1. FIESTA 2D : SD 4,5 mm, FOV 48 cm, Matrix 256 x 256, TR 6,4 ms, TE 1,7 ms, Flipwinkel 55°, AZ 1min 50 sec.
2. T1-FS-GRE koronar mit KM: SD 4 mm, FOV 46 cm, GAP 2mm Matrix 256 x 256, TR 3,9 ms, TE 1,8 ms, Flipwinkel 12°, AZ 28 sec.
3. LAVA koronal mit KM: SD 4 mm, FOV 46 cm, GAP 2mm, Matrix 256x256, TR 3,2, TE: 1,5 ms, Flipwinkel: 15°, AZ 22 sec
4. T2 FS-FRFSE: TE 75, TR 5525, SD: 4, FOV, 46 cm, Matrix: 256x192

## **4.2. Modell**

Das Modell bestand aus einem Darmphantom, welches auf einen für diese Studie neu konstruierten und nicht magnetisierbaren Bewegungsschlitten verbracht wurde. Das Darmphantom wurde 2006 für die klinische Studie: „MR-Kolonographie bei 3,0 Tesla: Vergleich mit 1,5 Tesla in vivo und am Darmmodell“ (Röttgen et al.) von Paul Bogen entwickelt.<sup>74</sup>

### **4.4.1. Darmphantom**

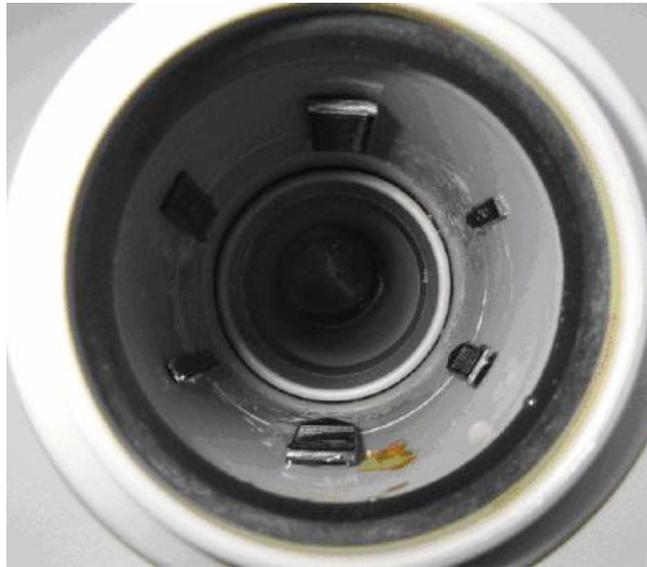
Die für die Beurteilung verwendeten Aufnahmen des Modells wurden ebenfalls mit einem Ganzkörper-MRT mit einer Feldstärke von 1,5 Tesla (1,5 Tesla MRT, Genesis Signa, General Electric Medical Systems, Wisconsin USA) und einer 8-Kanal-Oberflächenspule erzeugt.

Von dem Darmphantom wurden folgende, axiale Sequenzen aufgenommen:

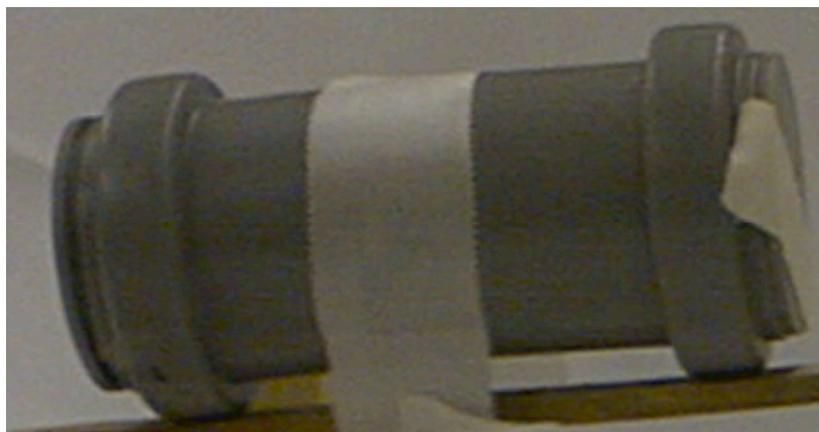
<b>T1-FS-GRE :</b>	TR: 4, TE: Min. Full, FA: 15°, Matrix: 256x356, FOV 40 cm, SL: 4 mm
<b>LAVA :</b>	TR: 3,4, TE Auto, FA: 15°, Matrix: 256x356, FOV: 40 cm, SL: 4 mm
<b>T2-FS-FRFSE :</b>	TR: 5525, TE: 75, FOV: 40 cm, Matrix: 256x224, SL: 4mm
<b>T2-SSFSE :</b>	TR: 2500, TE: 95, FOV: 40 cm, Matrix: 256x224, SL: 4 mm
<b>FIESTA :</b>	TR: Auto, TE: Min Full, FOV 40cm, Matrix: 256x256, SL: 4 mm

Das Darmphantom bestand aus einem flexiblen Abwasserrohr aus PVC (Hersteller: Ostendorf, DN 40, DIN EN 1451 B) mit einer Länge von 10 cm und einem Durchmesser von 5,5 cm. (Abb. 13, 14) und repräsentierte durch seine Form einen Darmanteil, der sich mit Hilfe eines Bewegungsschlittens gleichförmig bewegte.

In das Rohr wurden sechs zirkulär angeordnete Polypimitationen (ebenfalls aus PVC) unterschiedlicher Größe in einem Abstand von 60° in die Zirkumferenz des Rohrteils geklebt (Abb. 13). Anschließend wurde das Rohrteil mit Leitungswasser gefüllt. Für die Fettsättigung wurde eine zirkuläre Fettschicht angebracht. Bei dem Fett handelte es sich um 300 g Bauchfett vom Schwein. Die Polypimitationen sollten den Gutachtern hinsichtlich der Parameter „Schärfe“ und „Bewegungsartefakte“ als Orientierungspunkte dienen, auch wenn diese nicht unbedingt mit entzündeter Darmschleimhaut in Verbindung gebracht werden können.



**Abb. 13: Innenansicht des Darmphantoms (vergrößert)**



**Abb. 14: Außenansicht des Darmphantoms (verkleinert)**

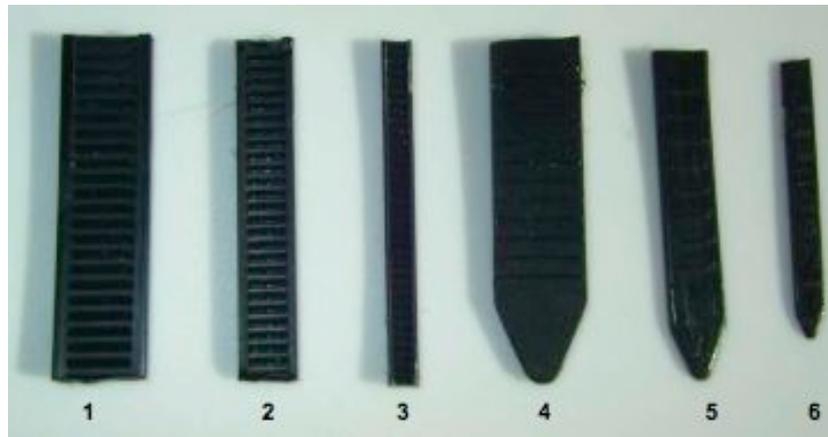


Abb. 14: Polypimitationen (vergrößert)

	Höhe	Breite	Länge
<b>1. und 4. Polypimitation</b>	2,0 mm	7,0 mm	37,0 mm
<b>2. und 5. Polypimitation</b>	1,5 mm	5,0 mm	37,0 mm
<b>3. und 6. Polypimitation</b>	1,0 mm	2,5 mm	37,0 mm

Tab. 2: Größe der Polypimitationen

### 4.2.2. Bewegungsschlitten

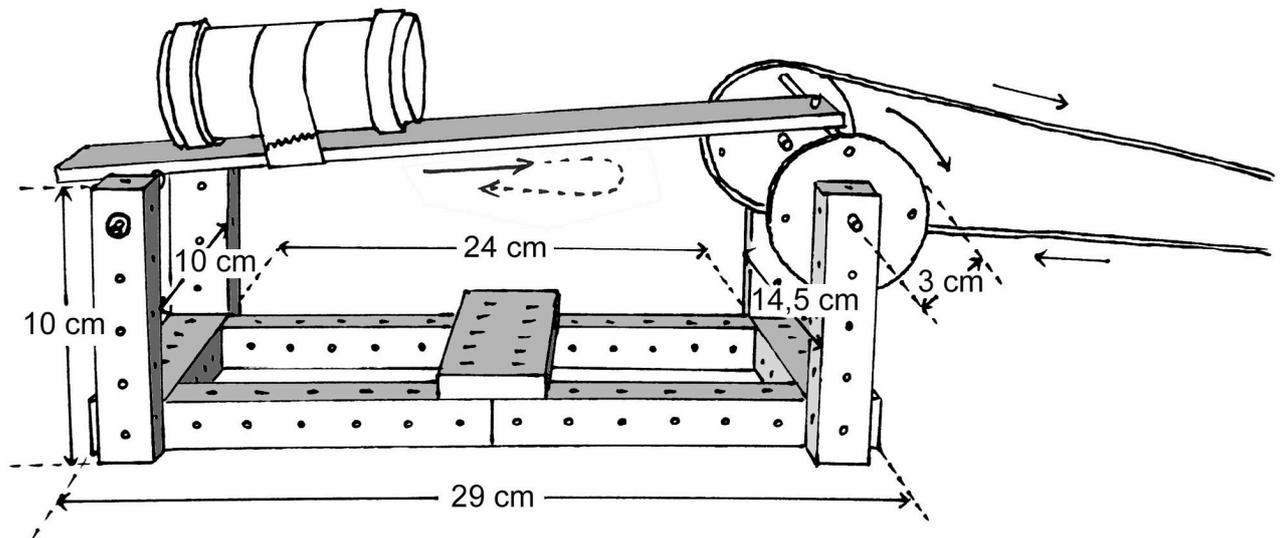


Abb. 15: Handskizze Bewegungsschlitten

Da zum Bau des Bewegungsschlittens ebenso wie für das Darmmodell ausschließlich nicht magnetisierende Materialien verwendet werden durften, wurde dieser aus Buchenholz-Bauteilen der Firma Matador (Matador Spielwaren GmbH, St. Pölten, Österreich) hergestellt. Verwendet wurden:

- Vier Klötze mit einer Länge von 12 cm,
- sechs Klötze mit einer Länge von 10 cm,
- eine 10 cm lange Verbindungsplatte,
- eine 30 cm lange Strebe,
- zwei Räder mit einem Durchmesser von 6 cm,
- zwei Brettchen á 10 cm,
- eine 4-Loch-Narbe,
- sechs Klemmhülsen aus Kunststoff,
- zehn Kupplungsmuffen aus Kunststoff und
- eine Verbindungsachse aus Kupfer.

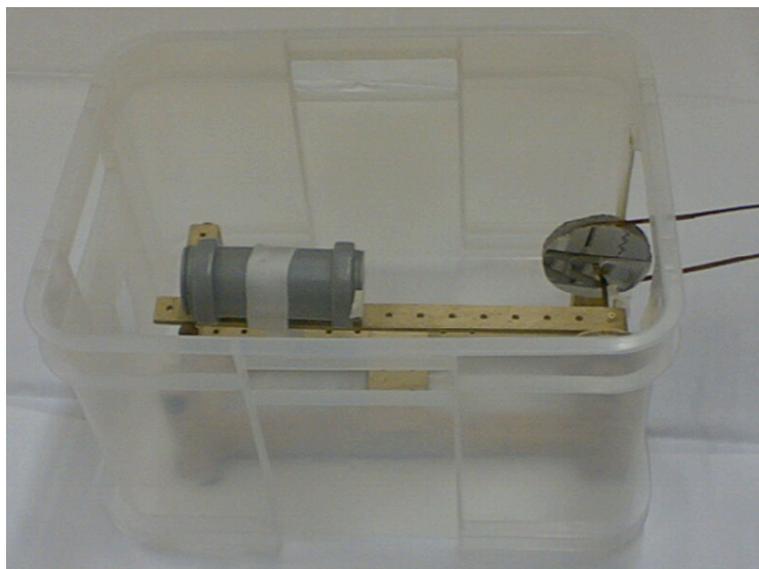
### 4.2.3. Antrieb

Den Antrieb erzeugten ein Motor, ein Getriebe und ein Transformator der Firma Fischertechnik (fischertechnik GmbH, Waldachtal Deutschland). Das Schwungrad des Bewegungsschlittens wurde von einem acht Meter langen Lederriemen angetrieben, welcher mit dem, im MRT-Kontrollraum angebrachten, Motor verbunden war

Seriennummer/Anzahl	Beschreibung
32293/1	S-Motor 6-9 V schwarz, B*H*L 30 * 22,5 * 37,5mm, ca. 9500 U/min Leerlauf, max. 0,65 A
37272/1	Hubgetriebe/Zahnstangengetriebe m 0,5
32985/1	Bauplatte, 259x287
32879/10	Baustein 30 schwarz
37384/1	Achse 80 Metall
30094	Netzgerät/Transformator 812, 5,0 VA, 1,8-6,8 V

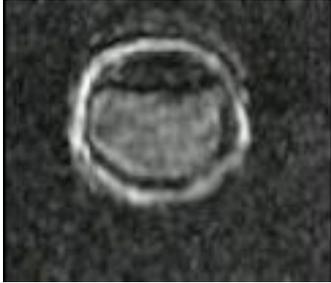
**Tab. 3: Bauteilliste Antrieb**

Um das Darmphantom und den Bewegungsschlitten der 8-Kanal-Oberflächenspule zugänglich zu machen, wurde die gesamte Konstruktion in eine Kunststoffbox der Firma OKT (OKT Kunststofftechnik GmbH, Potsdam) mit den Maßen 35x27x22 cm eingebracht.

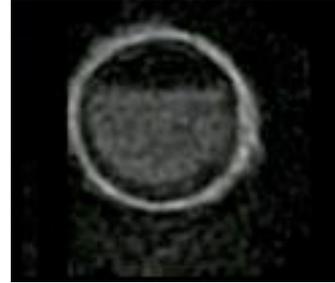


**Abb. 17: Modell und Kunststoffbox**

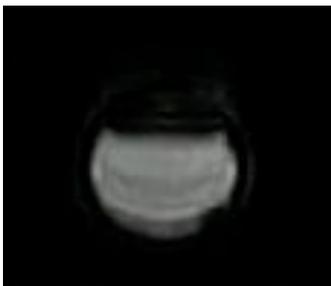
**4.2.4. Beispielbilder des Darmphantoms**



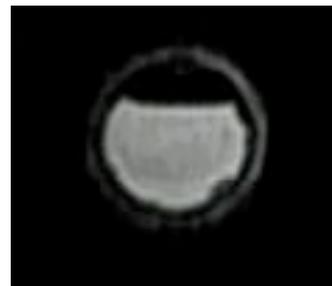
**Abb. 18: 3D T1-FS-GRE**



**Abb. 19: LAVA**



**Abb. 20: T2 FS-FRFSE**



**Abb. 21: T2-SSFSE**

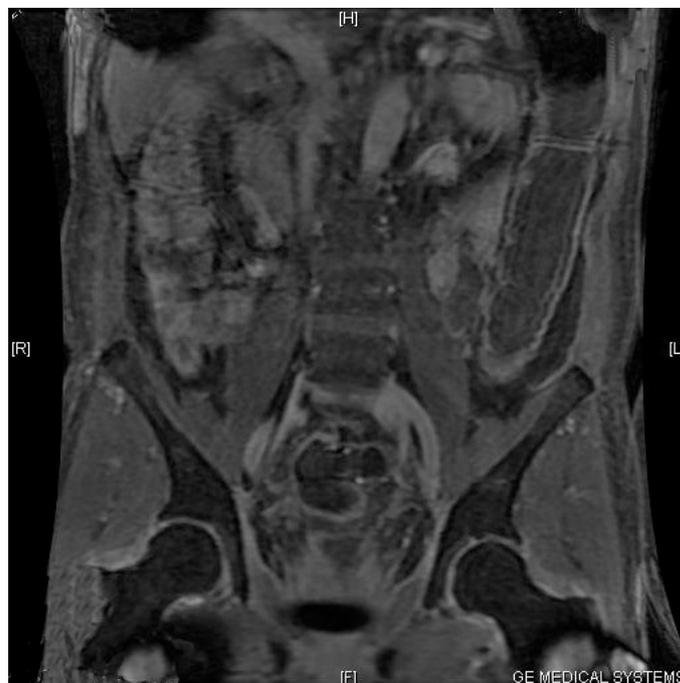


**Abb. 22: FIESTA**

#### 4.2.4. Beispielaufnahmen der Patienten



**Abb. 23:** Koronares MR-Schichtbild des Abdomens nach Akquisition durch die LAVA-Sequenz nach i.v. Verabreichung von Gadolinium-DTPA (Magnevist ®, Schering, Deutschland) i.v.



**Abb. 24:** Koronares MR-Schichtbild des Abdomens nach Akquisition durch die 3D T1-FS-GRE Sequenz nach i.v. Verabreichung von Gadolinium-DTPA (Magnevist ®, Schering, Deutschland) i.v.

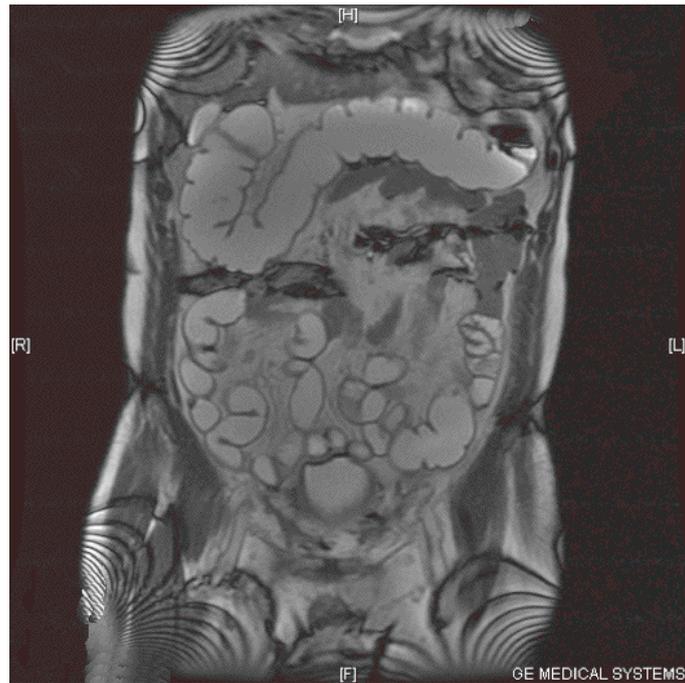


Abb. 25: Koronares MR-Schichtbild des Abdomens nach Akquisition durch die FIESTA-Sequenz.



Abb. 26: Koronares MR-Schichtbild des Abdomens nach Akquisition durch die T2-FS-FRFSE gewichtete Sequenz

## 5. Ergebnisse

Im Folgenden werden die Ergebnisse der sechs Gutachter zunächst als Liniendiagramme dargestellt, gefolgt von einer tabellarischen Übersicht der relevanten direkten paarweisen Vergleiche der einzelnen MRT-Sequenzen zueinander. Es werden die p-Werte des durchgeführten Brunner-Makros („ANOVA for repeated measures“, vgl. Kapitel 4.1.2. Statistische Auswertungen.) dargestellt. Die Verteilungshäufigkeiten der vergebenen Noten werden in Histogrammen dargestellt.

### 5.1. Auswertung der Phantombilder

#### 5.1.1. Gesamtbewertung

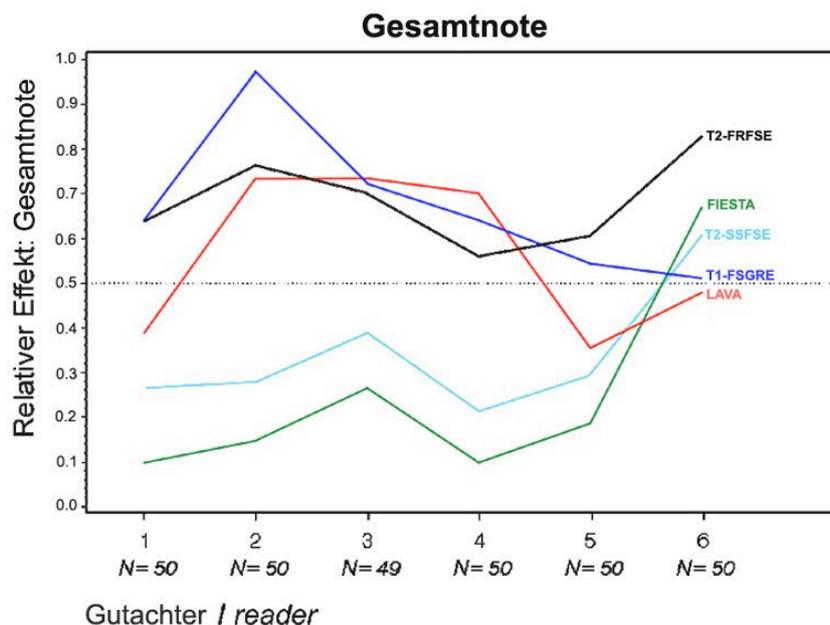


Abb. 27: Graphische Darstellung des Parameters „Gesamtnote“ für Bilder des Darmphantoms. An der x-Achse angetragen sind die sechs Gutachter (Ziffern 1-6). Die y-Achse beschreibt den Relativen Effekt. Ein Relativer Effekt  $<0,5$  bedeutet eine Tendenz zu besseren Bewertungen (Noten),  $>0,5$  bedeutet eine Tendenz zu schlechteren Bewertungen (Noten), ein Randeffekt  $=0,5$  zeigt keine Tendenzen.

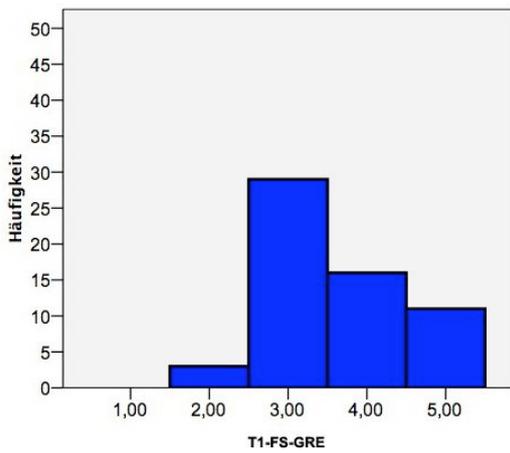


Abb. 28

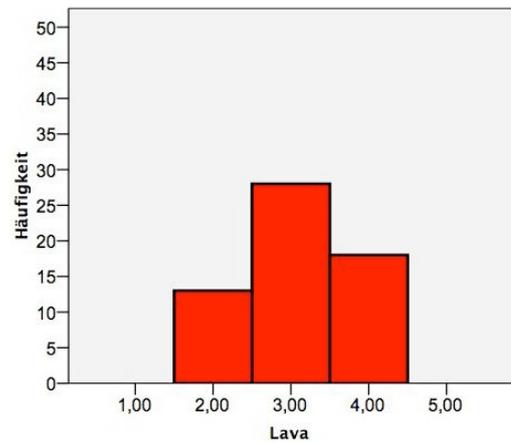


Abb. 29

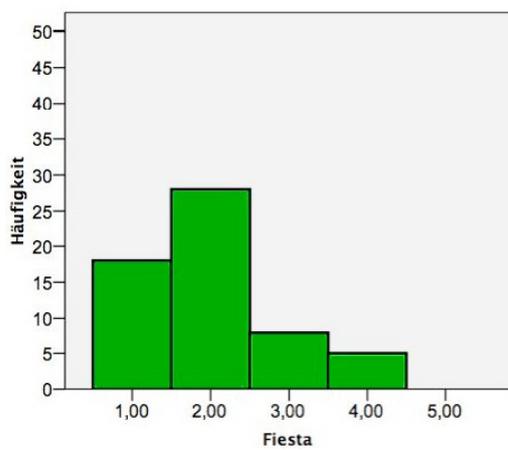


Abb. 30

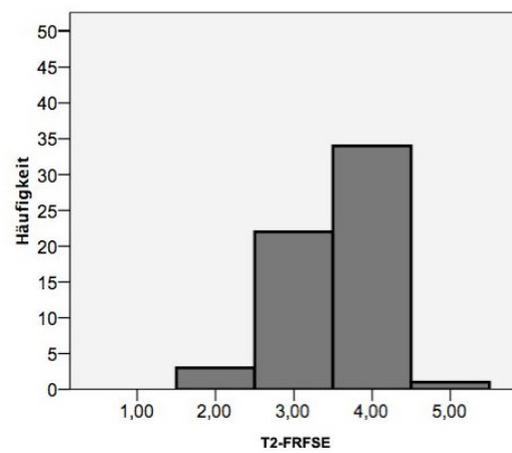


Abb. 31

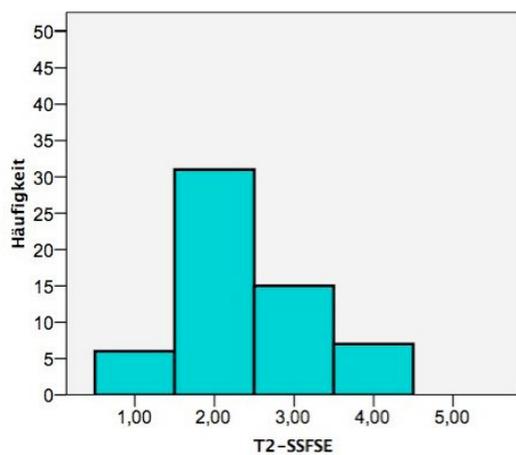


Abb. 32

Abb. 28-32: Graphische Darstellung der Notenverteilung bezüglich des Parameters „Gesamtnote“ für Bilder des Darmphantoms. An der X-Achse angetragen sind die Notenwerte 1-5, die Y-Achse beschreibt die Anzahl der vergebenen Noten.

Sequenz A	Sequenz B	p-Wert (A vs. B)
T1-FS-GRE	LAVA	0,005
LAVA	FIESTA	0,001
FIESTA	T2-SSFSE	0,139
T2-FRFSE	T2-SSFSE	0,001

**Tab. 4: Direkter statistischer Vergleich zweier Sequenzen (A und B) bezüglich des Parameters „Gesamtnote“ und deren p-Werte ( $p < 0,05$ : Signifikant unterschiedliche Bewertung der Sequenz A vs. B). Die rot markierten Sequenzen wurden signifikant besser bewertet als die in der gleichen Zeile genannte (schwarz gedruckte) Sequenz.**

Wie in der Abb. 27 dargestellt, tendierten fünf Gutachter bei den Sequenzen FIESTA und T2-SSFSE zur Vergabe überdurchschnittlicher Noten, wogegen ein Gutachter zu einer schlechten Bewertung neigte. Schlechter wurden durchwegs die Sequenzen T1 und T2 bewertet. Die LAVA-Sequenz zeigte sich indifferent.

Die Tabelle 4 zeigt einen direkten statistischen Vergleich von Phantombildern mit zwei MRT-Sequenzen bezüglich des Parameters „Gesamtnote“. Aus der Übersicht geht hervor, dass im Vergleich der T1-gewichteten Sequenzen die LAVA mit  $p=0,005$  eine signifikant bessere Beurteilung als die T1 erhielt. Die sowohl T1- als auch T2-gewichtete FIESTA erhält mit  $p=0,001$  eine signifikant bessere Beurteilung als die LAVA. Die FIESTA-Sequenz unterscheidet sich mit  $p=0,139$  nicht signifikant von der T2-SSFSE. Bei den T2-gewichteten Sequenzen war die T2-SSFSE mit  $p=0,001$  der T2-FRFSE signifikant überlegen.

### 5.1.2 Bewegungsartefakte

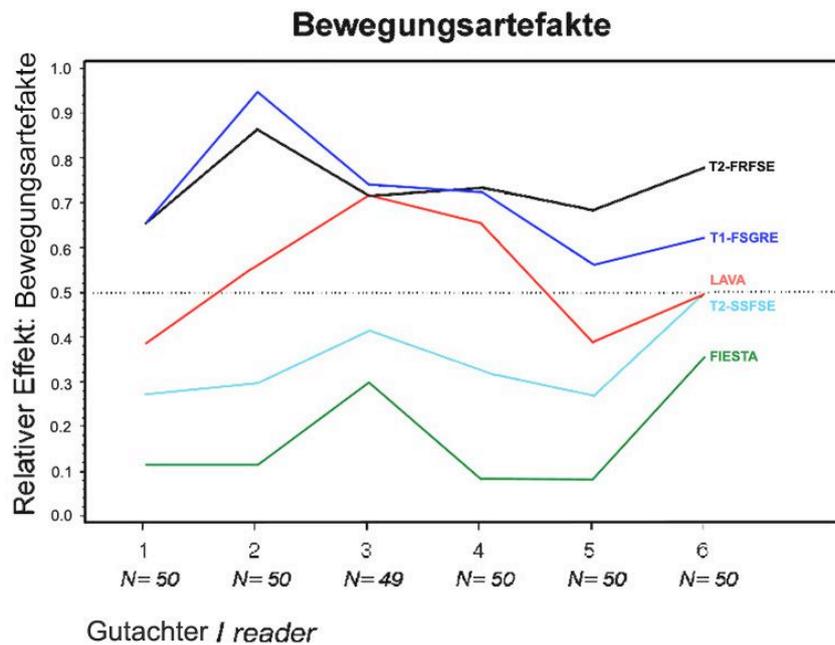


Abb. 33: Graphische Darstellung des Parameters „Bewegungsartefakte“ für Bilder des Darmphantoms. An der x-Achse angetragen sind die sechs Gutachter (Ziffern 1-6). Die y-Achse beschreibt den Relativen Effekt. Ein Relativer Effekt  $<0,5$  bedeutet eine Tendenz zu besseren Bewertungen (Noten),  $>0,5$  bedeutet eine Tendenz zu schlechteren Bewertungen (Noten), ein Randeffekt  $=0,5$  zeigt keine Tendenzen.

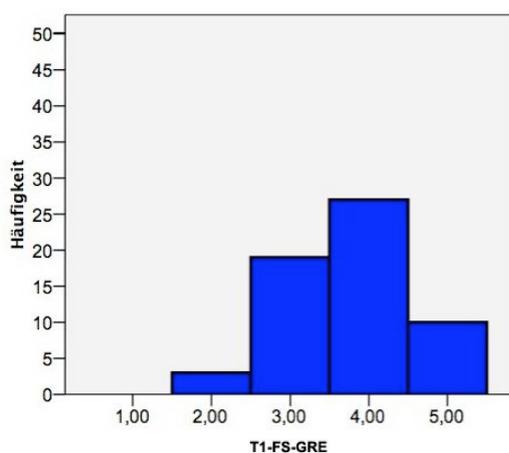


Abb. 34

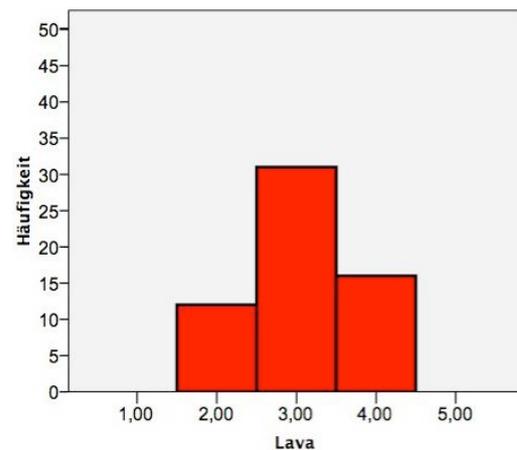


Abb. 35

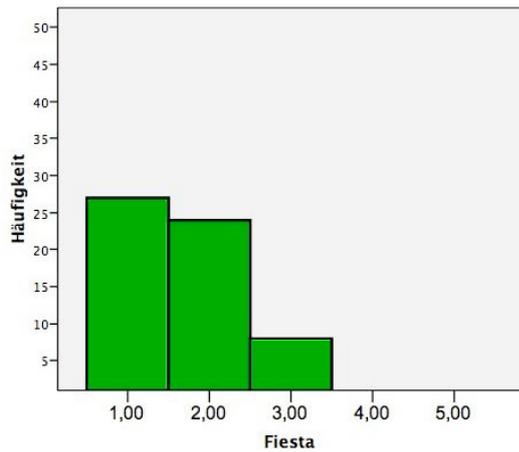


Abb. 36

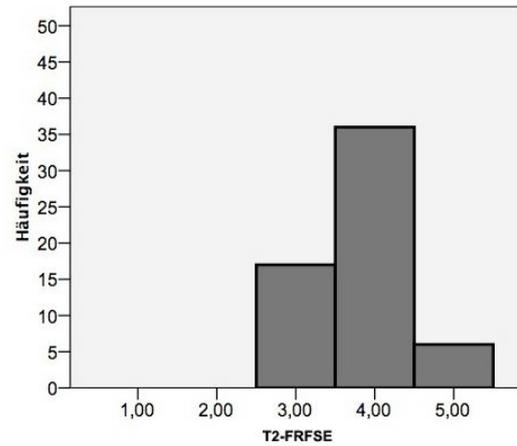


Abb. 37

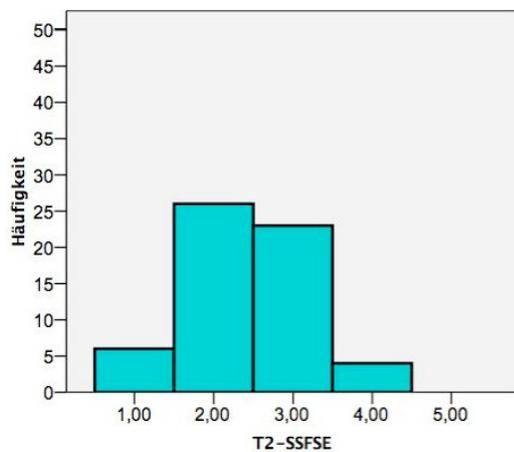


Abb. 38

Abb. 34-38: Graphische Darstellung der Notenverteilung bezüglich des Parameters „Bewegungsartefakte“ für Bilder des Darmphantoms. An der X-Achse angetragen sind die Notenwerte 1-5, die Y-Achse beschreibt die Anzahl der vergebenen Noten.

Sequenz A	Sequenz B	p-Wert (A vs. B)
T1-FS-GRE	LAVA	0,001
LAVA	FIESTA	0,001
FIESTA	T2-SSFSE	0,001
T2-FRFSE	T2-SSFSE	0,001

Tab. 5: Direkter statistischer Vergleich zweier Sequenzen (A und B) bezüglich des Parameters „Bewegungsartefakte“ und deren p-Werte ( $p < 0,05$ : Signifikant unterschiedliche Bewertung der Sequenz A vs. B). Die rot markierten Sequenzen wurden signifikant besser bewertet als die in der gleichen Zeile genannte (schwarz gedruckte) Sequenz.

Wie in Abb. 33 dargestellt, tendierten alle Gutachter bei der FIESTA-Sequenz zu überdurchschnittlichen Noten. Die T2-SSFSE wurde von fünf Gutachtern überdurchschnittlich bewertet; ein Gutachter vergab Noten ohne erkennbare Tendenz. Die Sequenzen T1-FS-GRE und T2-FRFSE wurden durchwegs schlechter bewertet. Die LAVA-Sequenz zeigte sich wie im Parameter „Gesamtnote“ indifferent. Die Tabelle 5 veranschaulicht einen direkten statistischen Vergleich zweier MRT-Sequenzen bezüglich des Parameters „Bewegungsartefakte“. Daraus geht hervor, dass im Vergleich der T1-gewichteten Sequenzen die LAVA mit  $p=0,001$  eine signifikant bessere Beurteilung als die T1-FS-GRE erhält. Die sowohl T1-, als auch T2-gewichtete FIESTA erhält mit  $p=0,001$  eine signifikant bessere Beurteilung als die LAVA. Die FIESTA-Sequenz unterscheidet sich mit  $p=0,001$  signifikant von der T2-SSFSE. Bei den T2-gewichteten Sequenzen ist die T2-SSFSE mit  $p=0,001$  der T2-FRFSE signifikant überlegen.

### 5.1.3. Kontrast

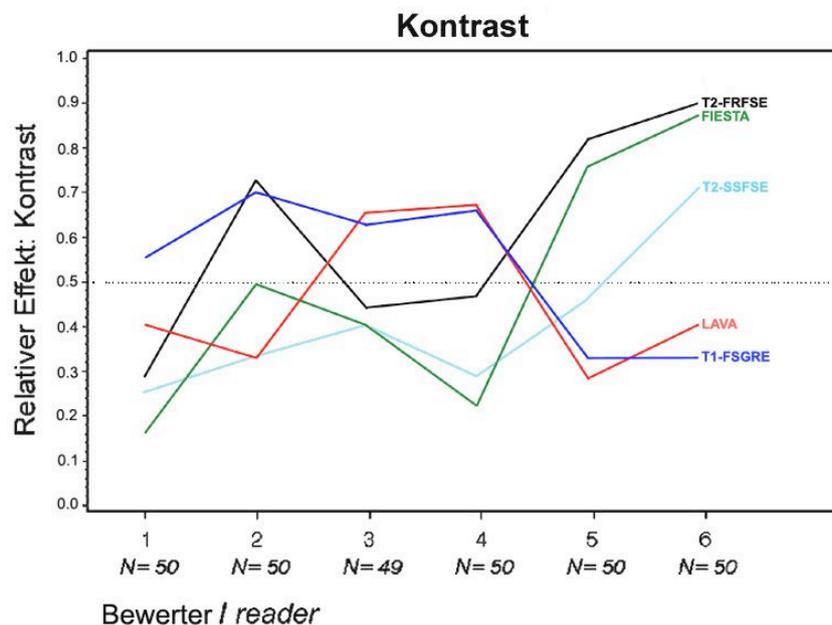


Abb. 39: Graphische Darstellung des Parameters „Kontrast“ für Bilder des Darmphantoms. An der x-Achse angetragen sind die sechs Gutachter (Ziffern 1-6). Die y-Achse beschreibt den Relativen Effekt. Ein Relativer Effekt  $<0,5$  bedeutet eine Tendenz zu besseren Bewertungen (Noten),  $>0,5$  bedeutet eine Tendenz zu schlechteren Bewertungen (Noten), ein Randeffekt  $=0,5$  zeigt keine Tendenzen.

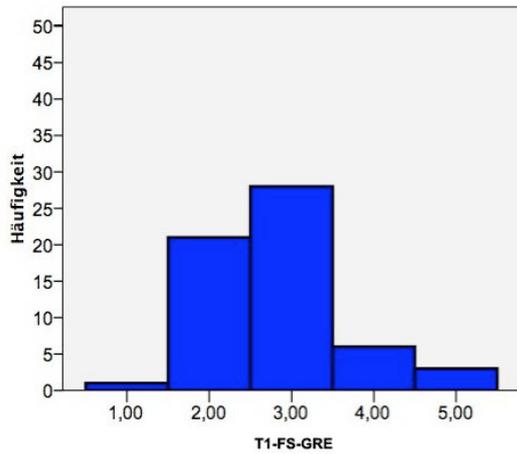


Abb.40

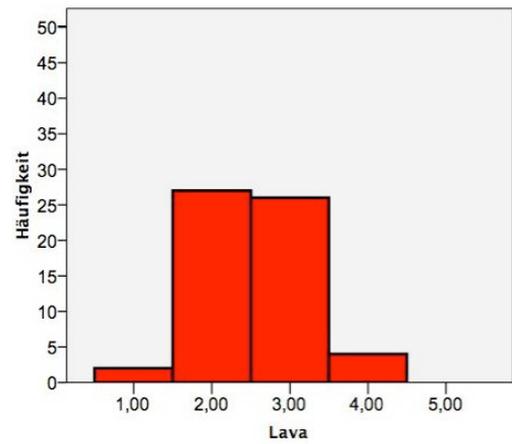


Abb. 41

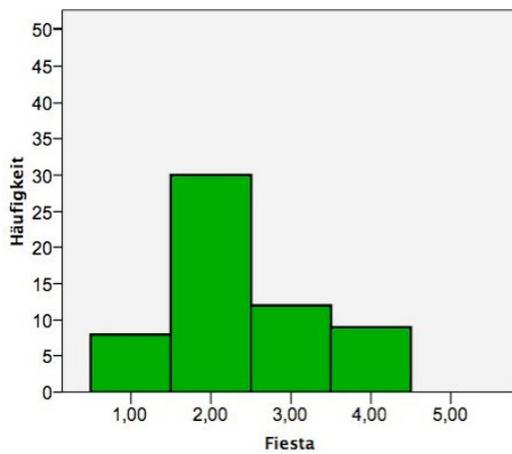


Abb. 42

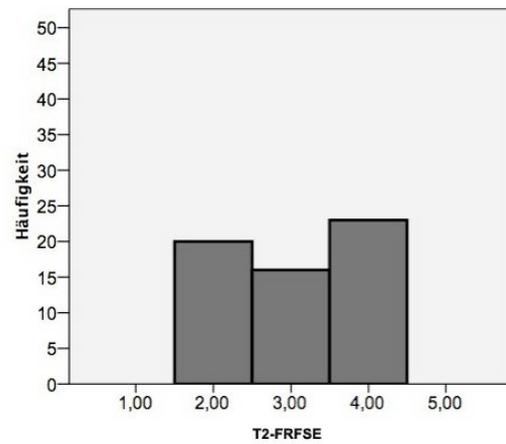


Abb. 43

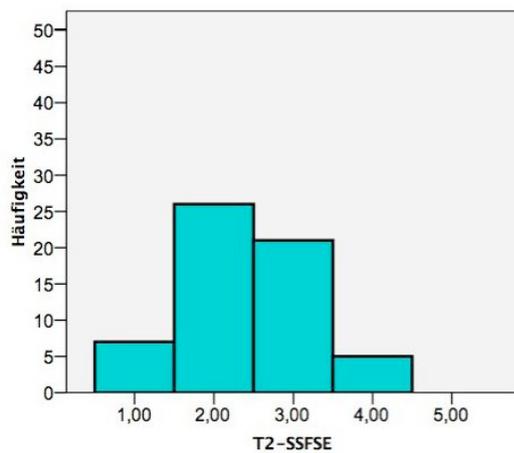


Abb. 44

Abb. 40-44: Graphische Darstellung der Notenverteilung bezüglich des Parameters „Kontrast“ für Bilder des Darmphantoms. An der X-Achse angetragen sind die Notenwerte 1-5, die Y-Achse beschreibt die Anzahl der vergebenen Noten.

Sequenz A	Sequenz B	p-Wert (A vs. B)
T1-FS-GRE	LAVA	0,002
LAVA	FIESTA	0,614
FIESTA	T2-SSFSE	0,512
T2-FRFSE	T2-SSFSE	0,001

**Tab. 6: Direkter statistischer Vergleich zweier Sequenzen (A und B) bezüglich des Parameters „Kontrast“ und deren p-Werte ( $p < 0,05$ : Signifikant unterschiedliche Bewertung der Sequenz A vs. B). Die rot markierten Sequenzen wurden signifikant besser bewertet als die in der gleichen Zeile genannte (schwarz gedruckte) Sequenz.**

Abbildung 39 zeigt bezüglich des Parameters „Kontrast“ für die Bilder des Darmphantoms für die FIESTA-Sequenz zwei überdurchschnittliche Bewertungen. Je zwei Gutachter benoteten ohne erkennbare Tendenz bzw. vergaben unterdurchschnittliche Noten. Die T1-FS-GRE erhielt von vier Gutachtern eine unterdurchschnittliche und von zwei Gutachtern eine überdurchschnittliche Bewertung. Vier von sechs Gutachtern tendierten bei der LAVA-Sequenz zu überdurchschnittlichen Bewertungen. Die T2-FRFSE wurde mit sowohl drei über- als auch drei unterdurchschnittlichen Bewertungen indifferent bewertet. Die T2-SSFSE wurde von fünf Gutachtern überdurchschnittlich bewertet, wogegen ein Gutachter zu einer schlechteren Bewertung tendierte.

Der paarweise Vergleich in Tab. 6 zeigt, dass die T1-gewichtete LAVA mit  $p=0,002$  eine signifikant bessere Beurteilung als die T1 erhielt. Zwischen der FIESTA- und der LAVA-Sequenz besteht mit  $p=0,614$  kein signifikanter Unterschied. Die FIESTA-Sequenz unterscheidet sich mit  $p=0,512$  ebenfalls nicht signifikant von der T2-SSFSE. Bei den T2-gewichteten Sequenzen ist die T2-SSFSE mit  $p=0,001$  der T2 signifikant überlegen.

5.1.4. Schärfe

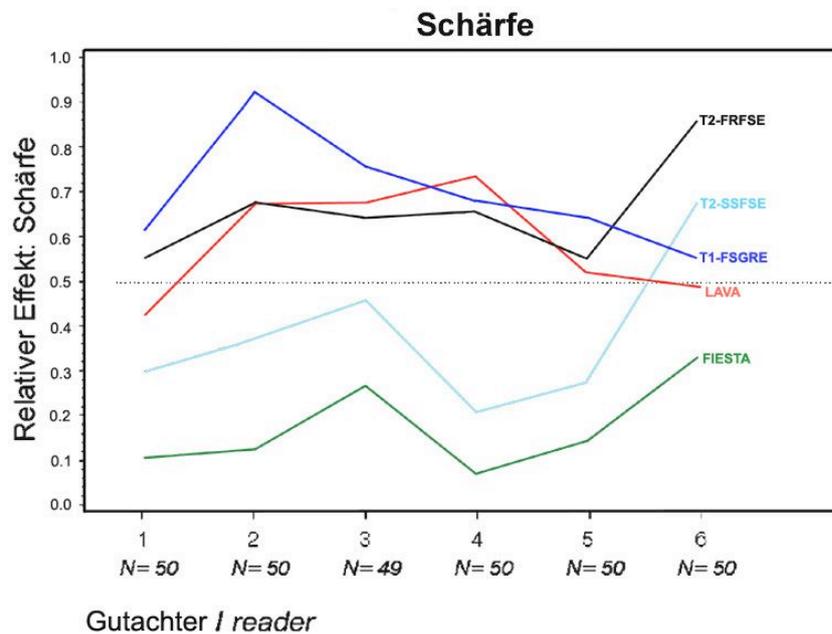


Abb. 45: Graphische Darstellung des Parameters „Schärfe“ für Bilder des Darmphantoms. An der x-Achse angetragen sind die sechs Gutachter (Ziffern 1-6). Die y-Achse beschreibt den Relativen Effekt. Ein Relativer Effekt  $<0,5$  bedeutet eine Tendenz zu besseren Bewertungen (Noten),  $>0,5$  bedeutet eine Tendenz zu schlechteren Bewertungen (Noten), ein Randeffekt  $=0,5$  zeigt keine Tendenzen

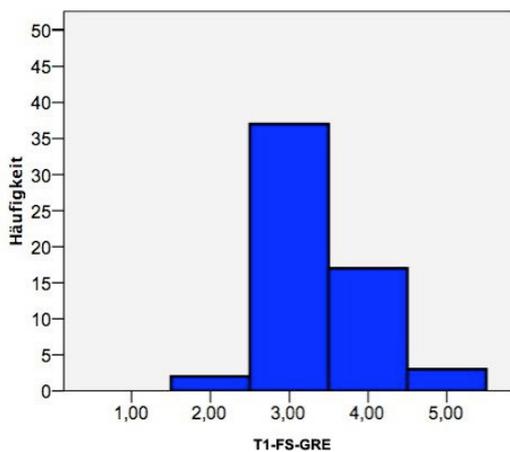


Abb. 46

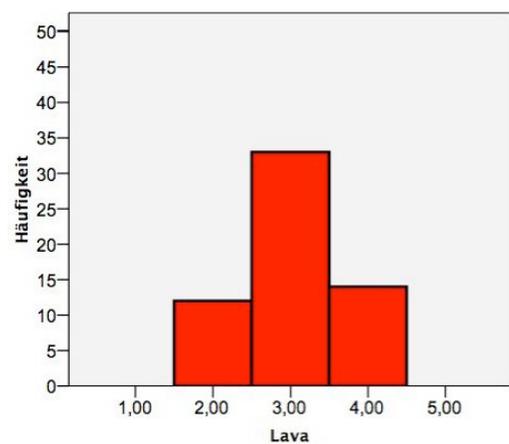


Abb. 47

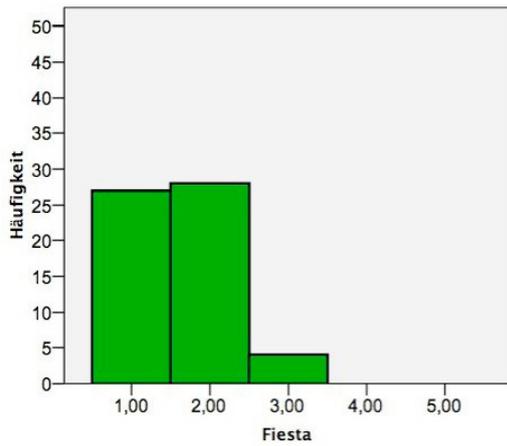


Abb. 48

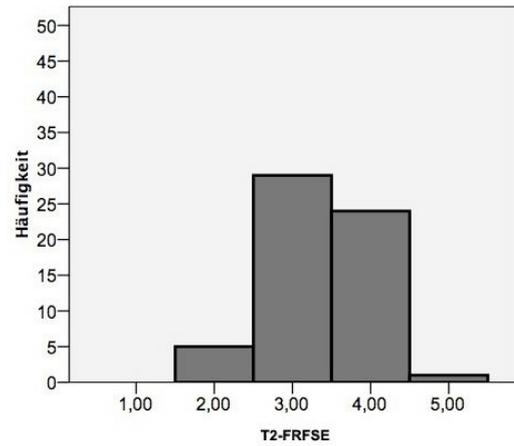


Abb. 49

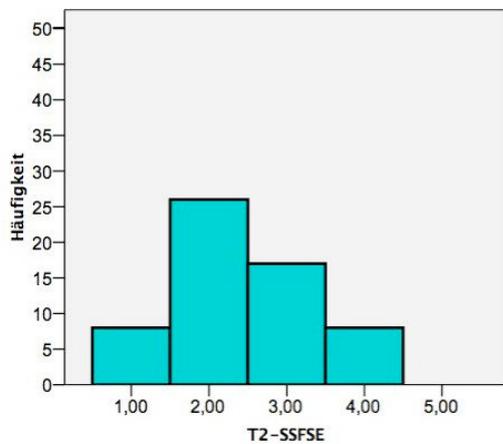


Abb. 50

Abb. 46-50: Graphische Darstellung der Notenverteilung bezüglich des Parameters „Kontrast“ für Bilder des Darmphantoms. An der X-Achse angetragen sind die Notenwerte 1-5, die Y-Achse beschreibt die Anzahl der vergebenen Noten.

Sequenz A	Sequenz B	p-Wert (A vs. B)
T1-FS-GRE	LAVA	0,008
LAVA	FIESTA	0,001
FIESTA	T2-SSFSE	0,001
T2-FRFSE	T2-SSFSE	0,001

Tab. 7: Direkter statistischer Vergleich zweier Sequenzen (A und B) bezüglich des Parameters „Schärfe“ und deren p-Werte ( $p < 0,05$ : Signifikant unterschiedliche Bewertung der Sequenz A vs. B). Die rot markierten Sequenzen wurden signifikant besser bewertet als die in der gleichen Zeile genannte (schwarz gedruckte) Sequenz.

Wie in der Abb. 45 zu sehen, tendierten bei den Bildern des Darmphantoms für den Parameter „Schärfe“ die Gutachter für die FIESTA-Sequenz einheitlich zu überdurchschnittlichen Beurteilungen. Die T2-SSFSE erhielt von fünf Gutachtern überdurchschnittliche Noten. Die LAVA Sequenz wurde mit zwei überdurchschnittlichen und vier unterdurchschnittlichen Bewertungen evaluiert. Die Sequenzen T1-FS-GRE und T2-FRFSE schnitten durchgehend schlecht ab.

Aus Tabelle 7 geht hervor, dass im Vergleich der T1-gewichteten Sequenzen die LAVA mit  $p=0,008$  eine signifikant bessere Beurteilung als die T1 erhielt. Die FIESTA-Sequenz erhielt mit  $p=0,001$  eine signifikant bessere Beurteilung als die LAVA und unterscheidet sich mit  $p=0,001$  signifikant von der T2-SSFSE. Bei den T2-gewichteten Sequenzen ist die T2-SSFSE mit  $p=0,000$  der T2 signifikant überlegen.

## 5.2. Auswertung der Patientenbilder im Interindividuellen Vergleich

### 5.2.1 Gesamtnote

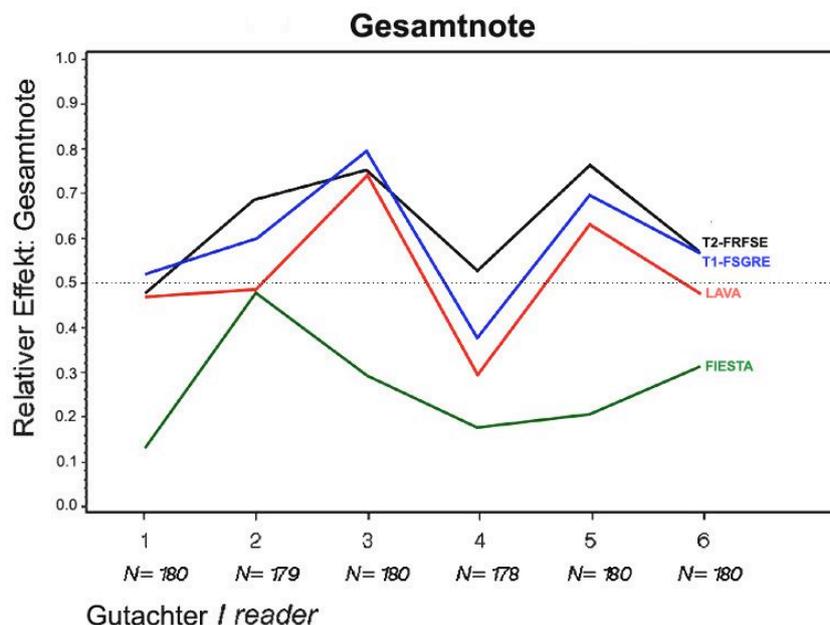


Abb. 51: Graphische Darstellung des Parameters „Gesamtnote“ für die Bewertung der Patientenbilder im interindividuellen Vergleich bezüglich des Parameters „Gesamtnote“. An der x-Achse angetragen sind die sechs Gutachter (Ziffern 1-6). Die y-Achse beschreibt den Relativen Effekt. Ein Relativer Effekt  $<0,5$  bedeutet eine Tendenz zu besseren Bewertungen (Noten),  $>0,5$  bedeutet eine Tendenz zu schlechteren Bewertungen (Noten), ein Randeffekt  $=0,5$  zeigt keine Tendenzen.

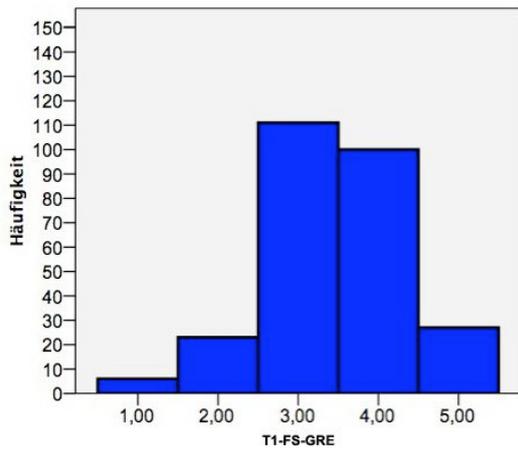


Abb. 52

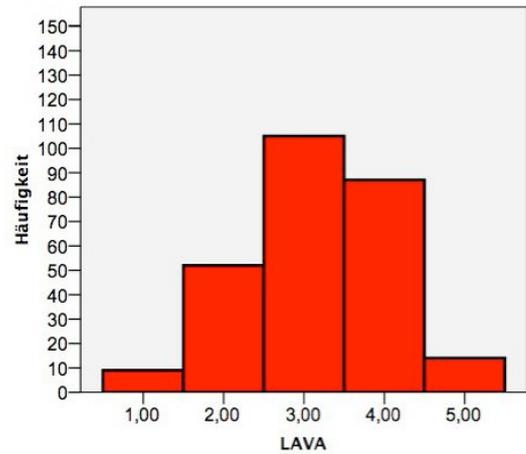


Abb. 53

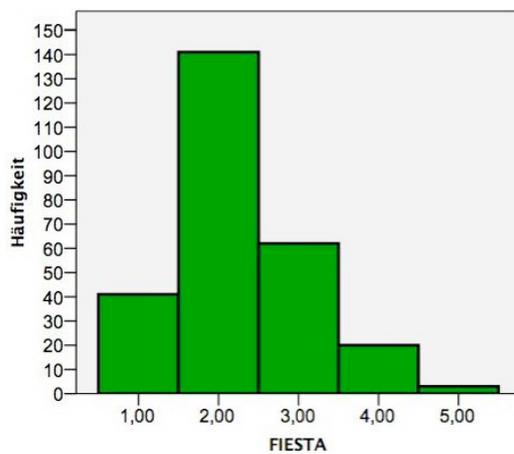


Abb. 54

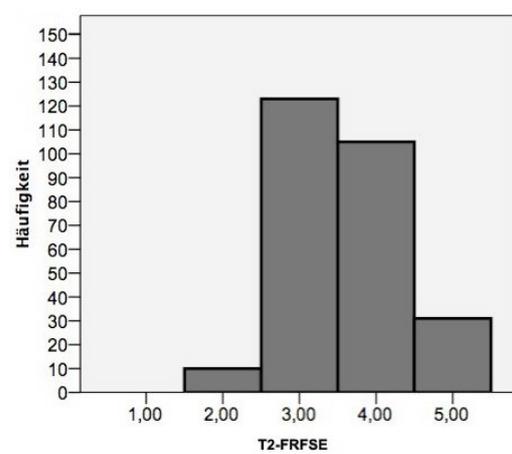


Abb. 55

Abb. 52-55: Graphische Darstellung der Notenverteilung bezüglich des Parameters „Gesamtnote“ für Bilder des interindividuellen Vergleichs. An der X-Achse angetragen sind die Notenwerte 1-5, die Y-Achse beschreibt die Anzahl der vergebenen Noten

Sequenz A	Sequenz B	p-Wert (A vs. B)
T1-FS-GRE	LAVA	0,010
T2-FRFSE	LAVA	0,001
LAVA	FIESTA	0,001
T1-FS-GRE	T2-FRFSE	0,272

Tab. 8: Direkter statistischer Vergleich zweier Sequenzen (A und B) bezüglich des Parameters „Gesamtnote“ und deren p-Werte ( $p < 0,05$ : Signifikant unterschiedliche Bewertung der Sequenz A vs. B). Die rot markierten Sequenzen wurden signifikant besser bewertet als die in der gleichen Zeile genannte (schwarz gedruckte) Sequenz.

In Abb. 51 wird gezeigt, dass die FIESTA-Sequenz von allen sechs Gutachtern überdurchschnittliche Noten erhielt. Auch die LAVA-Sequenz wurde von vier Gutachtern überdurchschnittlich bewertet. Die T1-FS-GRE dagegen wurde von fünf Gutachtern unterdurchschnittlich evaluiert, die T2-FRFSE sogar von allen sechs. Im paarweisen Vergleich der T1-gewichteten Sequenzen (vgl. Tab. 7) erhielt die LAVA mit  $p=0,010$  eine signifikant bessere Beurteilung als die T1-FS-GRE und war der T2-FRFSE mit  $0,001$  ebenfalls signifikant überlegen. Die sowohl T1-, als auch T2-gewichtete FIESTA wurde mit  $p=0,001$  signifikant besser benotet als die LAVA. Keinen signifikanten Unterschied gab es zwischen der T1-FS-GRE und der T2-FRFSE.

### 5.2.2 Bewegungsartefakte

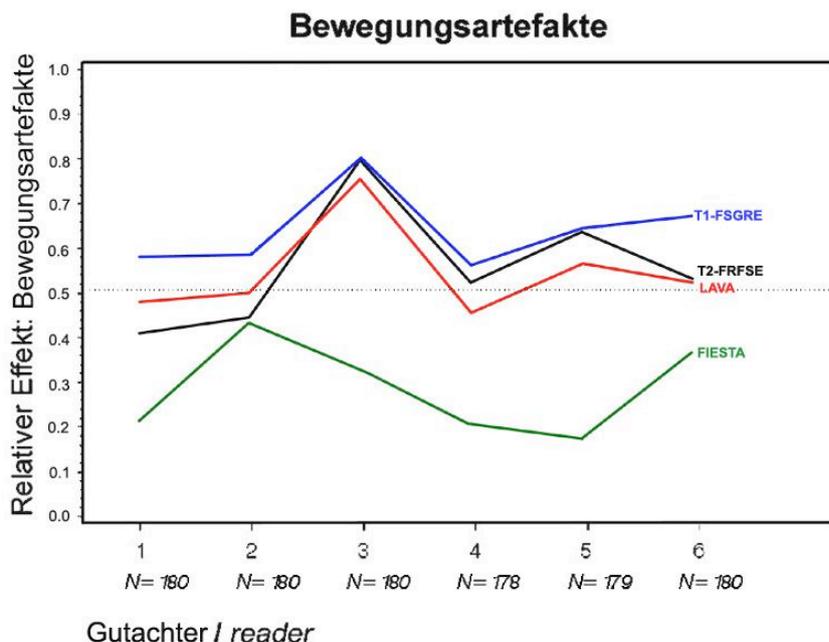


Abb. 56: Graphische Darstellung des Parameters „Bewegungsartefakte“ für die Bewertung der Patientenbilder im interindividuellen Vergleich. An der x-Achse angetragen sind die sechs Gutachter (Ziffern 1-6). Die y-Achse beschreibt den Relativen Effekt. Ein Relativer Effekt  $<0,5$  bedeutet eine Tendenz zu besseren Bewertungen (Noten),  $>0,5$  bedeutet eine Tendenz zu schlechteren Bewertungen (Noten), ein Randeffekt  $=0,5$  zeigt keine Tendenzen.

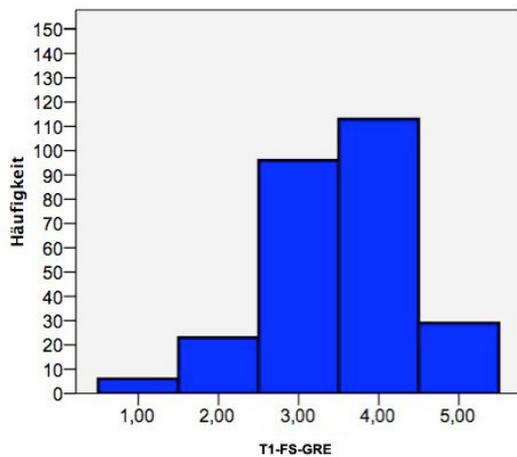


Abb. 57

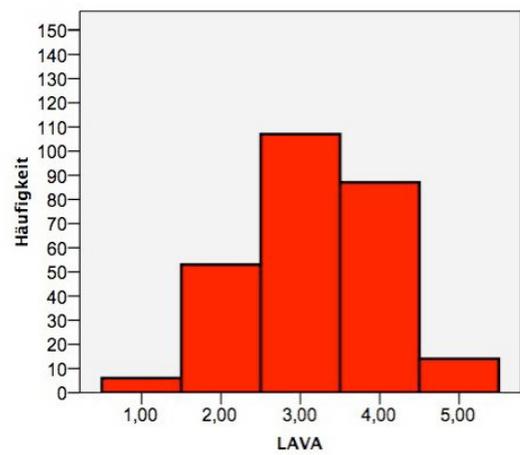


Abb. 58

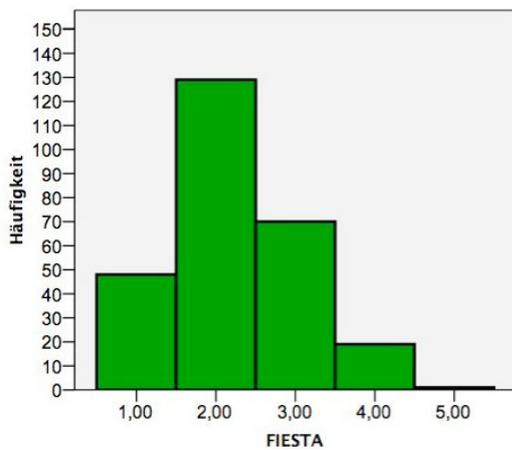


Abb. 59

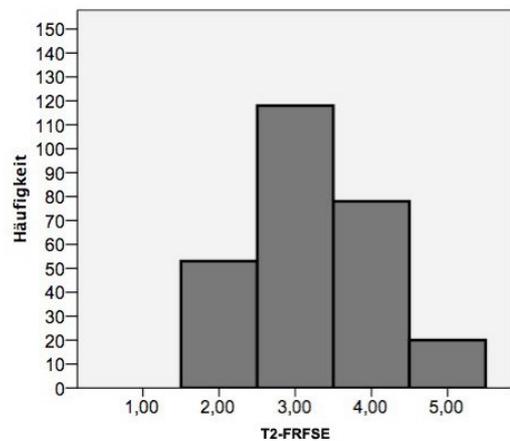


Abb. 60

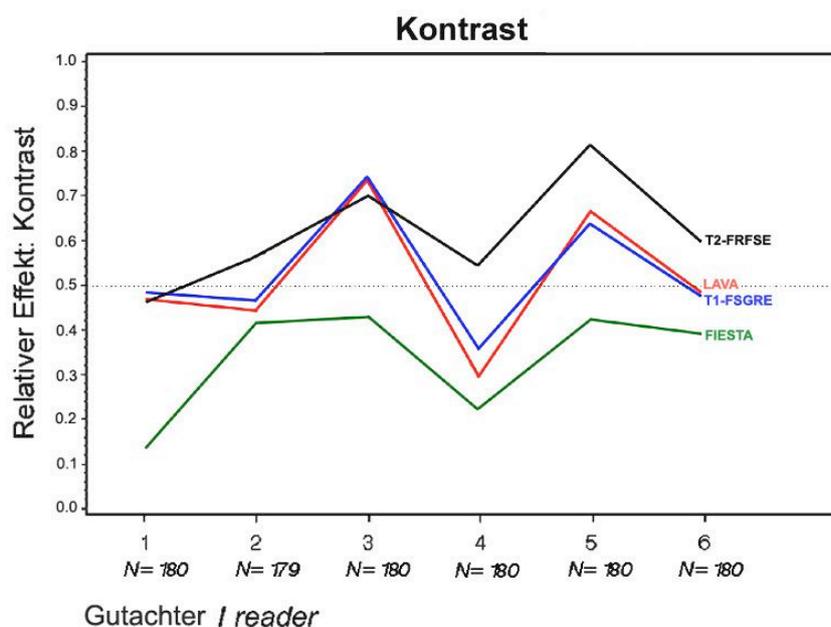
Abb. 57-60: Graphische Darstellung der Notenverteilung bezüglich des Parameters „Bewegungsartefakte“ für Bilder des interindividuellen Vergleichs. An der X-Achse angetragen sind die Notenwerte 1-5, die Y-Achse beschreibt die Anzahl der vergebenen Noten

Sequenz A	Sequenz B	p-Wert (A vs. B)
T1-FS-GRE	T2-FRFSE	0,014
T1-FS-GRE	LAVA	0,005
T2-FRFSE	LAVA	0,762
LAVA	FIESTA	0,001

Tab. 9: Direkter statistischer Vergleich zweier Sequenzen (A und B) bezüglich des Parameters „Bewegungsartefakte“ und deren p-Werte ( $p < 0,05$ : Signifikant unterschiedliche Bewertung der Sequenz A vs. B). Die rot markierten Sequenzen wurden signifikant besser bewertet als die in der gleichen Zeile genannte (schwarz gedruckte) Sequenz.

Bezüglich des Parameters „Bewegungsartefakte“ im interindividuellen Vergleich der Patientenbilder ist in Abb. 56 für die FIESTA-Sequenz seitens aller Gutachter eine Tendenz zu überdurchschnittlichen Noten zu erkennen. Die LAVA-Sequenz zeigte sich bis auf zwei überdurchschnittliche Bewertungen indifferent bis unterdurchschnittlich. Die T1-FS-GRE wurde dagegen von allen sechs Gutachtern unterdurchschnittlich bewertet. Vier Gutachter evaluierten die T2-FRFSE ebenfalls unterdurchschnittlich. Im direkten statistischen Vergleich zweier Sequenzen war zu sehen, dass im Vergleich der T1-gewichteten Sequenzen die LAVA mit  $p=0,005$  eine signifikant bessere Beurteilung als die T1-FS-GRE erhielt. Die LAVA unterschied sich nicht signifikant von der T2-FRFSE. Die sowohl T1-, als auch T2-gewichtete FIESTA wurde mit  $p=0,001$  signifikant besser benotet als die LAVA, die T2-FRFSE mit  $p=0,014$  besser als die T1-FS-GRE.

### 5.2.3. Kontrast



**Abb. 61:** Graphische Darstellung des Parameters „Kontrast“ für die Bewertung der Patientenbilder im interindividuellen Vergleich. An der x-Achse angetragen sind die sechs Gutachter (Ziffern 1-6). Die y-Achse beschreibt den Relativen Effekt. Ein Relativer Effekt  $<0,5$  bedeutet eine Tendenz zu besseren Bewertungen (Noten),  $>0,5$  bedeutet eine Tendenz zu schlechteren Bewertungen (Noten), ein Randeffekt  $=0,5$  zeigt keine Tendenzen.

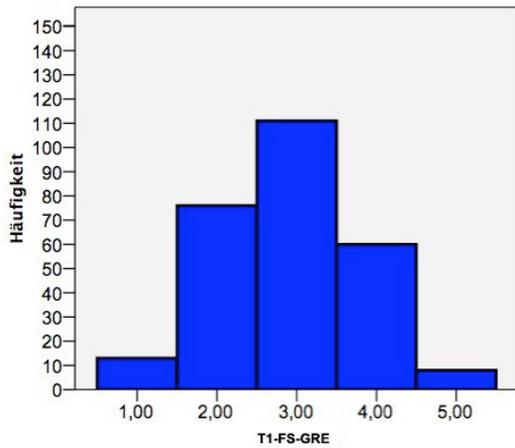


Abb. 62

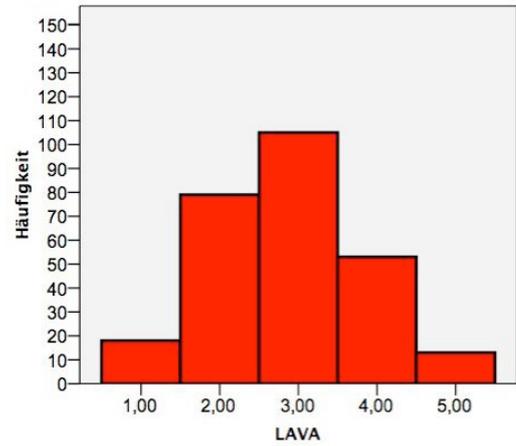


Abb.63

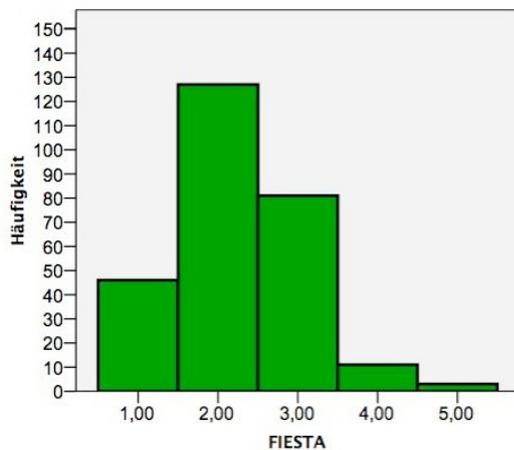


Abb. 64

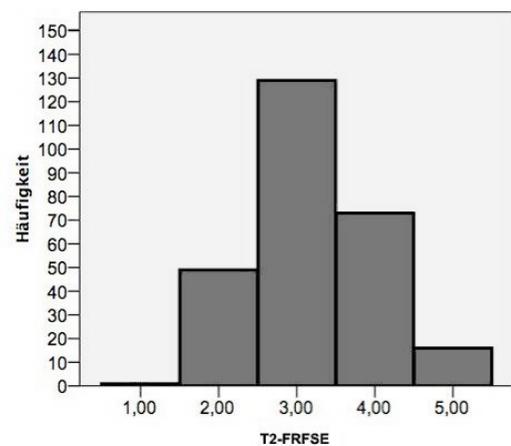


Abb. 65

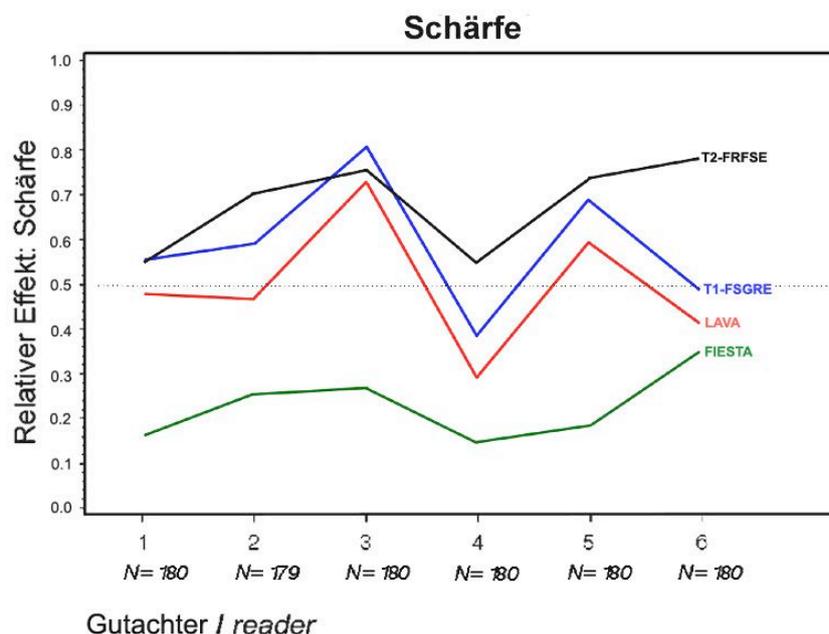
Abb. 62-65: Graphische Darstellung der Notenverteilung bezüglich des Parameters „Kontrast“ für Bilder des interindividuellen Vergleichs. An der X-Achse angetragen sind die Notenwerte 1-5, die Y-Achse beschreibt die Anzahl der vergebenen Noten

Sequenz A	Sequenz B	p-Wert (A vs. B)
T1-FS-GRE	T2-FRFSE	0,001
T1-FS-GRE	LAVA	0,674
T2-FRFSE	LAVA	0,001
LAVA	FIESTA	0,001

Tab. 10: Direkter statistischer Vergleich zweier Sequenzen (A und B) bezüglich des Parameters „Kontrast“ und deren p-Werte ( $p < 0,05$ : Signifikant unterschiedliche Bewertung der Sequenz A vs. B). Die rot markierten Sequenzen wurden signifikant besser bewertet als die in der gleichen Zeile genannte (schwarz gedruckte) Sequenz.

Die FIESTA-Sequenz wurde bezüglich des Parameters „Kontrast“ im interindividuellen Vergleich der Patientenbilder von allen sechs Gutachtern überdurchschnittlich benotet (vgl. Abb. 61). Sowohl die LAVA-Sequenz als auch die T1-FS-GRE zeigten bei jeweils drei überdurchschnittlichen, zwei unterdurchschnittlichen und einer indifferenten Note keine eindeutige Tendenz. Die T2-FRFSE wurde von fünf Gutachtern unterdurchschnittlich bewertet. Tabelle 10 zeigt einen direkten statistischen interindividuellen Vergleich. Daraus geht hervor, dass die beiden T1-gewichteten Sequenzen LAVA und T1-FS-GRE mit  $p=0,674$  gleichermaßen evaluiert wurden. Die LAVA unterschied sich mit  $p=0,001$  signifikant von der T2-FRFSE. Mit einem p-Wert von 0,001 erhielt die sowohl T1- als auch T2-gewichtete FIESTA eine signifikant bessere Beurteilung als die LAVA. T1-FS-GRE wurde signifikant besser bewertet als die T2-FRFSE.

#### 5.2.4. Schärfe



**Abb. 66:** Graphische Darstellung des Parameters „Schärfe“ für die Bewertung der Patientenbilder im interindividuellen Vergleich. An der x-Achse angetragen sind die sechs Gutachter (Ziffern 1-6). Die y-Achse beschreibt den Relativen Effekt. Ein Relativer Effekt  $<0,5$  bedeutet eine Tendenz zu besseren Bewertungen (Noten),  $>0,5$  bedeutet eine Tendenz zu schlechteren Bewertungen (Noten), ein Randeffekt  $=0,5$  zeigt keine Tendenzen.

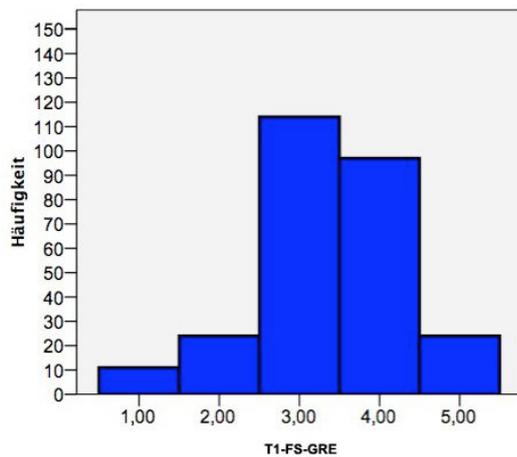


Abb. 67

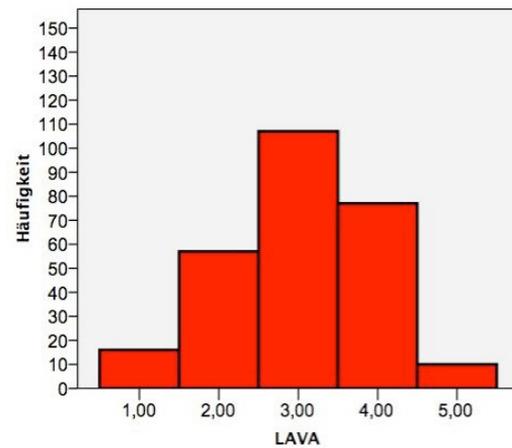


Abb. 68

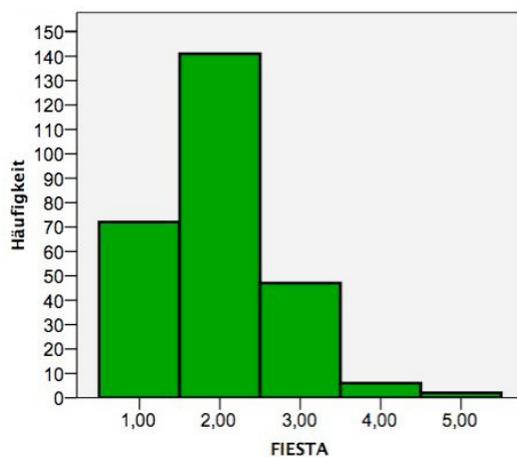


Abb. 69

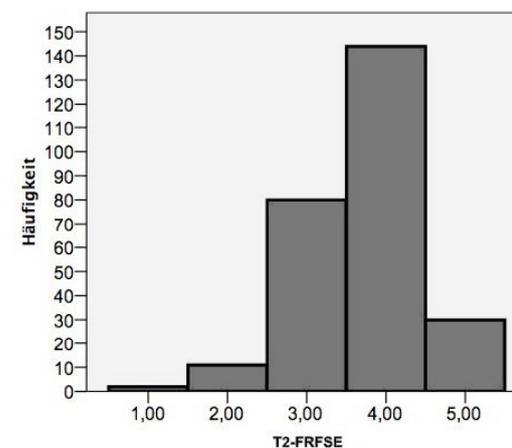


Abb. 70

Abb. 67-70: Graphische Darstellung der Notenverteilung bezüglich des Parameters „Kontrast“ für Bilder des interindividuellen Vergleichs. An der X-Achse angetragen sind die Notenwerte 1-5, die Y-Achse beschreibt die Anzahl der vergebenen Noten

Sequenz A	Sequenz B	p-Wert (A vs. B)
T1-FS-GRE	T2-FRFSE	0,001
T1-FS-GRE	LAVA	0,001
T2-FRFSE	LAVA	0,001
LAVA	FIESTA	0,001

Tab. 11: Direkter statistischer Vergleich zweier Sequenzen (A und B) bezüglich des Parameters „Schärfe“ und deren p-Werte ( $p < 0,05$ : Signifikant unterschiedliche Bewertung der Sequenz A vs. B). Die rot markierten Sequenzen wurden signifikant besser bewertet als die in der gleichen Zeile genannte (schwarz gedruckte) Sequenz.

In Abb. 66 tendierten alle Gutachter bei der FIESTA-Sequenz bezüglich des Parameters „Schärfe“ zu überdurchschnittlichen Noten. Die LAVA-Sequenz wurde von vier Gutachtern ebenfalls überdurchschnittlich bewertet. Vier Gutachter tendierten hingegen bei der T1-FS-GRE zu unterdurchschnittlichen Noten, je einer bewertete indifferent bzw. überdurchschnittlich. Die T2-FRFSE wurde von allen Gutachtern unterdurchschnittlich bewertet. Aus Tab. 11 geht hervor, dass die LAVA-Sequenz im Vergleich der T1-gewichteten Sequenzen mit  $p=0,001$  der T1-FS-GRE signifikant überlegen war. Ebenfalls wurde die LAVA mit  $p=0,001$  signifikant besser als die T2-FRFSE bewertet. Die FIESTA-Sequenz erhielt mit  $p=0,001$  eine signifikant bessere Beurteilung als die LAVA. Die T1-FS-GRE war der T2-FRFSE ebenfalls signifikant überlegen.

### 5.3. Auswertung der Patientenbilder im intraindividuellen Vergleich

#### 5.3.1. Gesamtnote

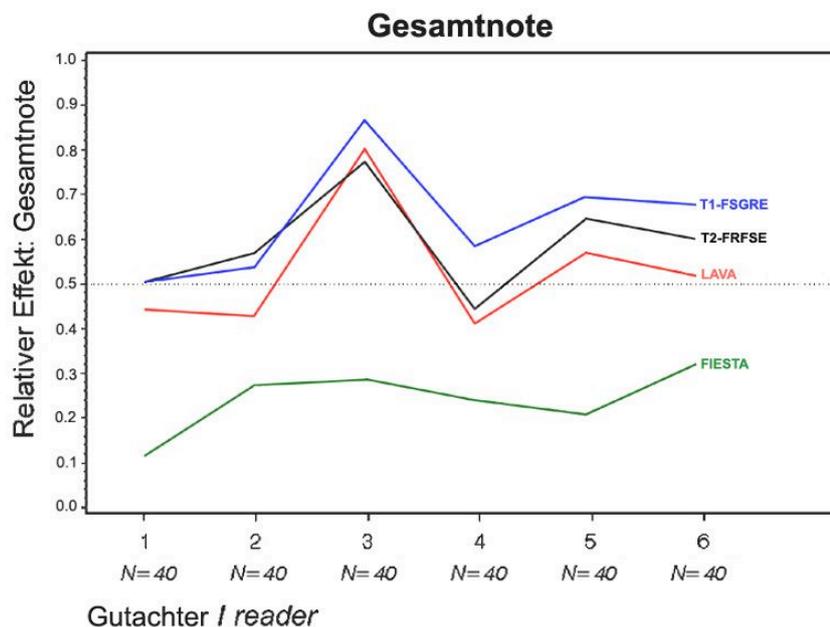


Abb. 71: Graphische Darstellung des Parameters „Gesamtnote“ für die Bewertung der Patientenbilder im intraindividuellen Vergleich. An der x-Achse angetragen sind die sechs Gutachter (Ziffern 1-6). Die y-Achse beschreibt den Relativen Effekt. Ein Relativer Effekt  $<0,5$  bedeutet eine Tendenz zu besseren Bewertungen (Noten),  $>0,5$  bedeutet eine Tendenz zu schlechteren Bewertungen (Noten), ein Randeffekt  $=0,5$  zeigt keine Tendenzen.

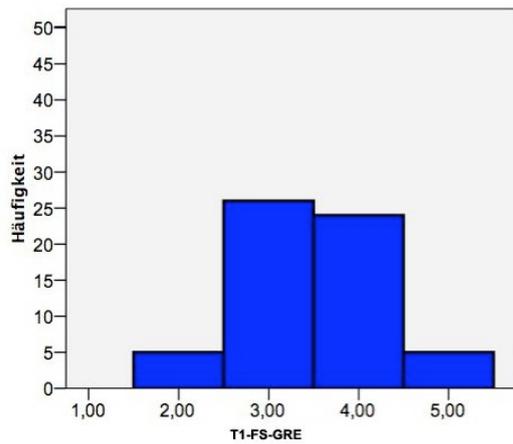


Abb. 72

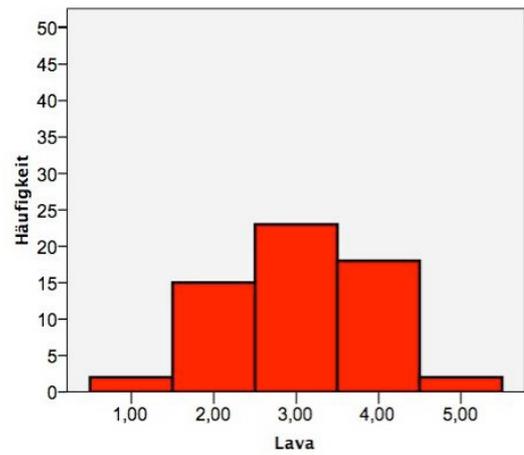


Abb. 73

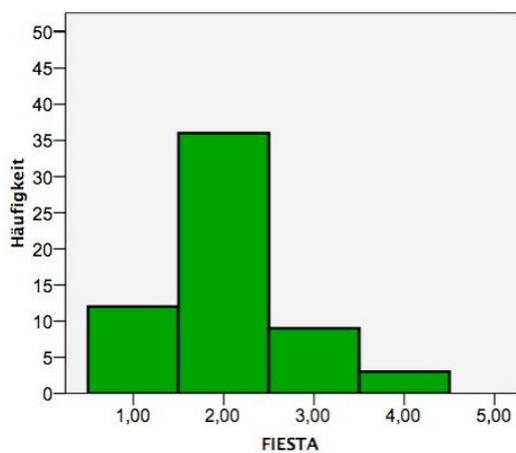


Abb. 74

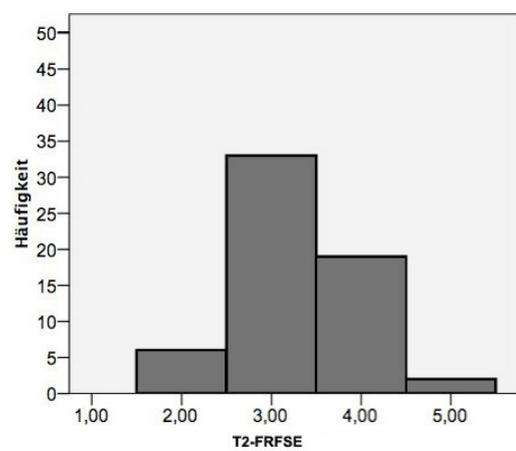


Abb. 75

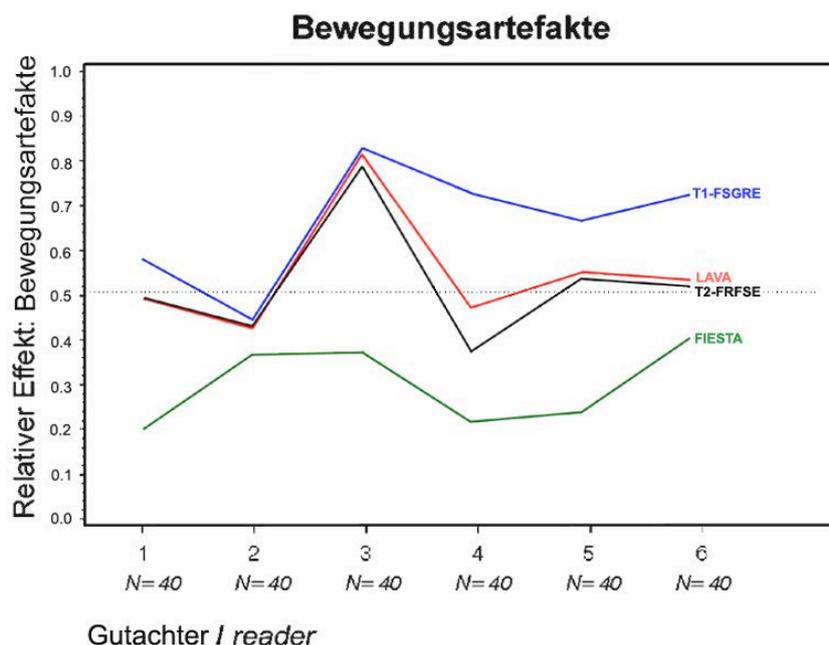
Abb. 72-75: Graphische Darstellung der Notenverteilung bezüglich des Parameters „Gesamtnote“ für Bilder des intraindividuellen Vergleichs. An der X-Achse angetragen sind die Notenwerte 1-5, die Y-Achse beschreibt die Anzahl der vergebenen Noten

Sequenz A	Sequenz B	p-Wert (A vs. B)
T1-FS-GRE	T2-FRFSE	0,318
T1-FS-GRE	LAVA	0,046
T2-FRFSE	LAVA	0,435
LAVA	FIESTA	0,001

Tab. 12: Direkter statistischer Vergleich zweier Sequenzen (A und B) bezüglich des Parameters „Gesamtnote“ und deren p-Werte ( $p < 0,05$ : Signifikant unterschiedliche Bewertung der Sequenz A vs. B). Die rot markierten Sequenzen wurden signifikant besser bewertet als die in der gleichen Zeile genannte (schwarz gedruckte) Sequenz.

Wie in Abb. 71 dargestellt, tendierten alle Gutachter bei der FIESTA-Sequenz bezüglich des Parameters „Gesamtnote“ zu überdurchschnittliche Noten. Die LAVA-Sequenz wurde von jeweils drei Gutachtern sowohl überdurchschnittlich als auch unterdurchschnittlich bewertet. Fünf Gutachter tendierten bei der T1-FS-GRE zu unterdurchschnittlichen Noten. Die T2-FS-GRE wurde von vier Gutachtern unterdurchschnittlich und von jeweils einem ohne Tendenz bzw. überdurchschnittlich bewertet. Wie in Tab. 12 zu sehen ist, wurde im direkten paarweisen Vergleich der T1-gewichteten Sequenzen die LAVA-Sequenz mit  $p=0,046$  signifikant besser bewertet als die T1-FS-GRE. Im Vergleich von T2-FRFSE und LAVA gab es mit  $p=0,435$  keine signifikanten Unterschiede. Ebenso wurde im Vergleich der Sequenzen T1-FS-GRE und T2-FRFSE mit  $p=0,318$  keine Signifikanz gezeigt. Mit  $p=0,001$  wurde die FIESTA-Sequenz signifikant besser bewertet als die LAVA.

### 5.3.2. Bewegungsartefakte



**Abb. 76:** Graphische Darstellung des Parameters „Bewegungsartefakte“ für die Bewertung der Patientenbilder im intraindividuellen Vergleich. An der x-Achse angetragen sind die sechs Gutachter (Ziffern 1-6). Die y-Achse beschreibt den Relativen Effekt. Ein Relativer Effekt  $<0,5$  bedeutet eine Tendenz zu besseren Bewertungen (Noten),  $>0,5$  bedeutet eine Tendenz zu schlechteren Bewertungen (Noten), ein Randeffekt  $=0,5$  zeigt keine Tendenzen.

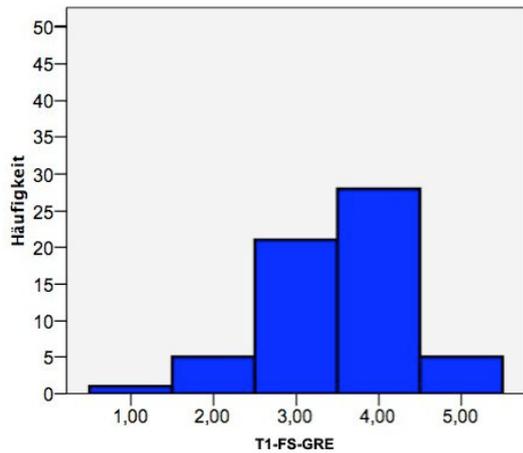


Abb. 77

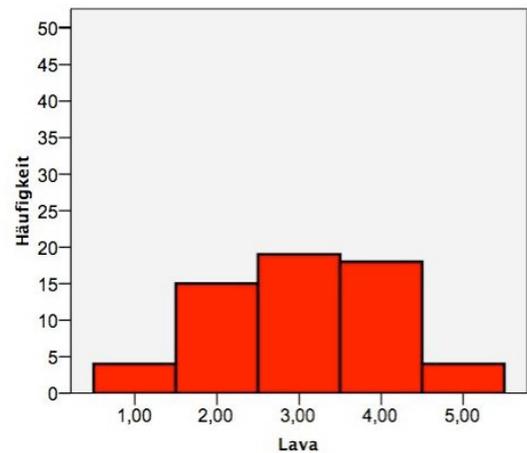


Abb. 78

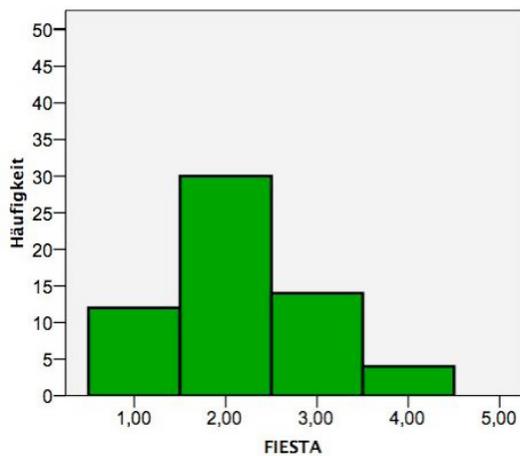


Abb. 79

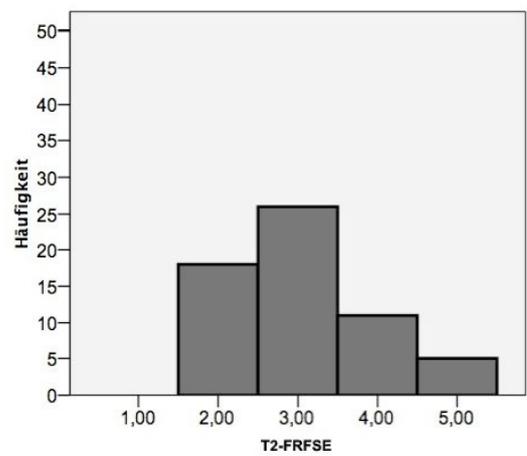


Abb. 80

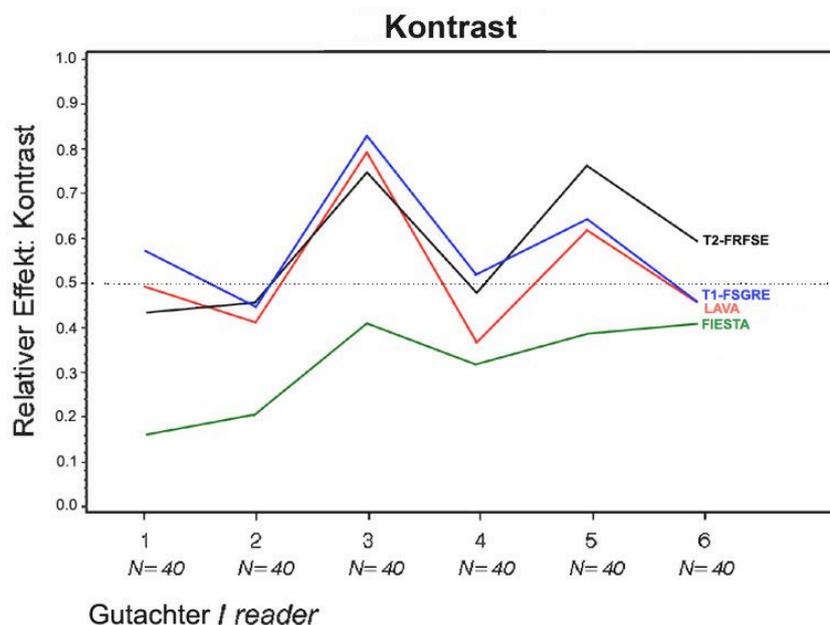
Abb. 77-80: Graphische Darstellung der Notenverteilung bezüglich des Parameters „Bewegungsartefakte“ für Bilder des intraindividuellen Vergleichs. An der X-Achse angetragen sind die Notenwerte 1-5, die Y-Achse beschreibt die Anzahl der vergebenen Noten.

Sequenz A	Sequenz B	p-Wert (A vs. B)
T1-FS-GRE	T2-FRFSE	0,045
T1-FS-GRE	LAVA	0,082
T2-FRFSE	LAVA	0,656
LAVA	FIESTA	0,001

Tab. 13: Direkter statistischer Vergleich zweier Sequenzen (A und B) bezüglich des Parameters „Bewegungsartefakte“ und deren p-Werte ( $p < 0,05$ : Signifikant unterschiedliche Bewertung der Sequenz A vs. B). Die rot markierten Sequenzen wurden signifikant besser bewertet als die in der gleichen Zeile genannte (schwarz gedruckte) Sequenz.

In Abb. 76 tendierten alle Gutachter für die FIESTA-Sequenz zu überdurchschnittlichen Noten. Letztendlich ohne Tendenz wurde die LAVA-Sequenz von jeweils drei Gutachtern überdurchschnittlich und von ebenfalls drei Gutachtern unterdurchschnittlich bewertet. Genauso verhält es sich mit der T2-FRFSE. Die T1-FS-GRE wurde von fünf Gutachtern unterdurchschnittlich bewertet wogegen ein Gutachter gegen den Trend überdurchschnittliche Noten vergab. Aus dem direkten paarweisen Vergleich der Tab. 13 geht hervor, dass die LAVA-Sequenz bei einem  $p=0,082$  zwar tendenziell besser bewertet wurde als die T1-FS-GRE, dies jedoch als nicht signifikant zu werten ist. Im Vergleich von T2-FRFSE und LAVA gab es mit  $p=0,656$  ebenfalls keine signifikanten Unterschiede. Im Vergleich der Sequenzen T1-FS-GRE und T2-FRFSE wurde die T2 mit  $p=0,045$  signifikant besser benotet. Die FIESTA-Sequenz wurde im Vergleich mit der LAVA mit  $p=0,001$  signifikant besser evaluiert.

### 5.3.3. Kontrast



**Abb. 81:** Graphische Darstellung des Parameters „Kontrast“ für die Bewertung der Patientenbilder im intraindividuellen Vergleich. An der x-Achse angetragen sind die sechs Gutachter (Ziffern 1-6). Die y-Achse beschreibt den Relativen Effekt. Ein Relativer Effekt  $<0,5$  bedeutet eine Tendenz zu besseren Bewertungen (Noten),  $>0,5$  bedeutet eine Tendenz zu schlechteren Bewertungen (Noten), ein Randeffekt  $=0,5$  zeigt keine Tendenzen.

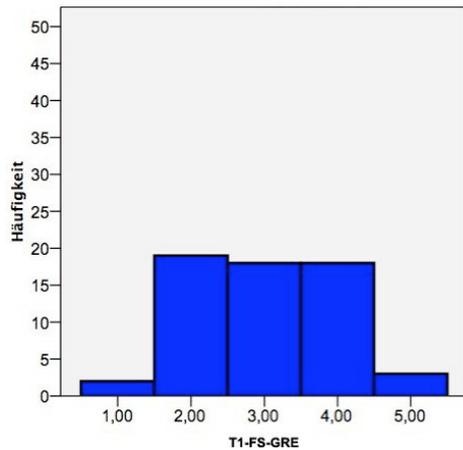


Abb. 82

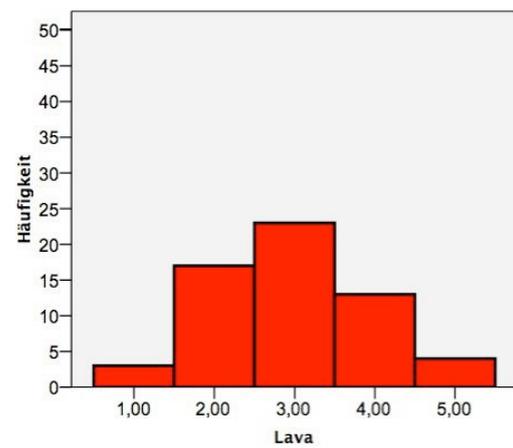


Abb. 83

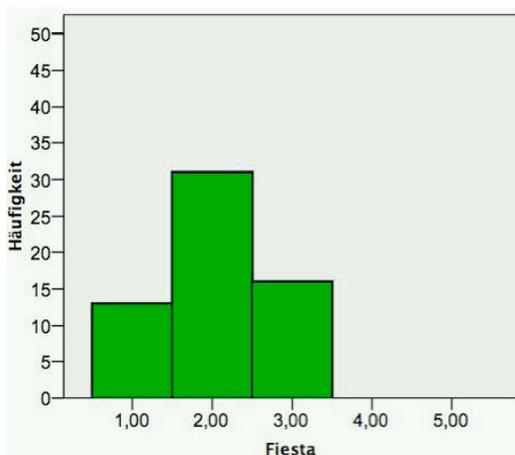


Abb. 84

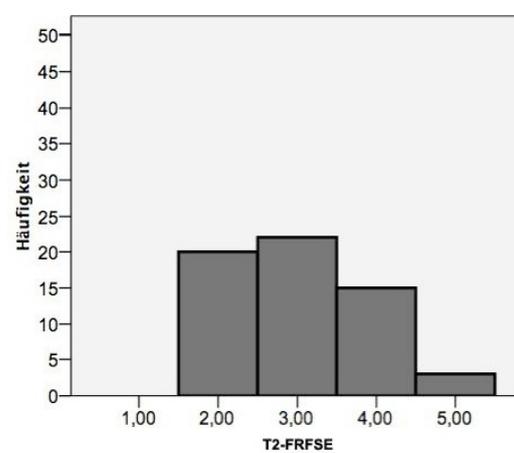


Abb. 85

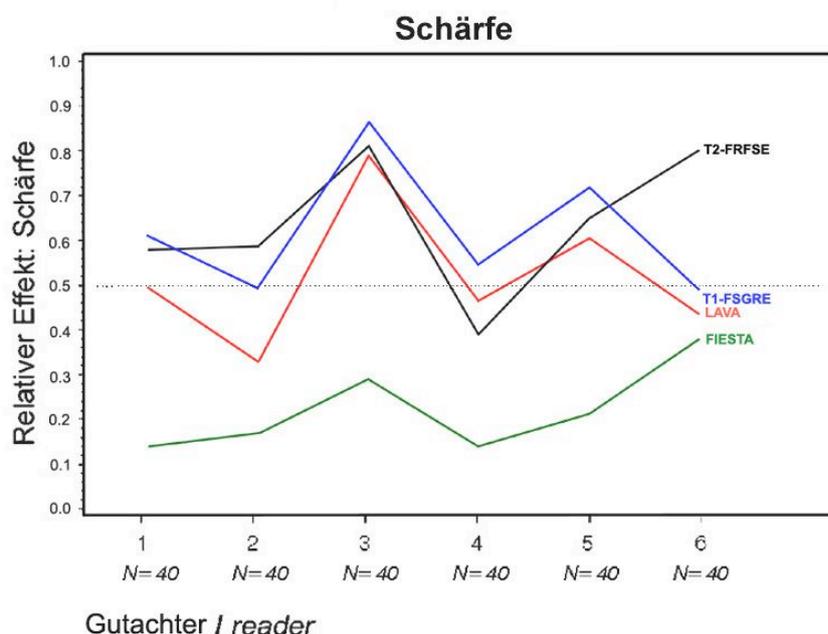
Abb. 82-85: Graphische Darstellung der Notenverteilung bezüglich des Parameters „Kontrast“ für Bilder des intraindividuellen Vergleichs. An der X-Achse angetragen sind die Notenwerte 1-5, die Y-Achse beschreibt die Anzahl der vergebenen Noten

Sequenz A	Sequenz B	p-Wert (A vs. B)
T1-FS-GRE	T2-FRFSE	0,944
T1-FS-GRE	LAVA	0,360
T2-FRFSE	LAVA	0,400
LAVA	FIESTA	0,001

Tab. 14: Direkter statistischer Vergleich zweier Sequenzen (A und B) bezüglich des Parameters „Kontrast“ und deren p-Werte ( $p < 0,05$ : Signifikant unterschiedliche Bewertung der Sequenz A vs. B). Die rot markierten Sequenzen wurden signifikant besser bewertet als die in der gleichen Zeile genannte (schwarz gedruckte) Sequenz.

Wie in Abb. 81 dargestellt, erhielt die FIESTA-Sequenz bezüglich des Parameters „Kontrast“ im intraindividuellen Vergleich der Patientenbilder von allen sechs Gutachtern überdurchschnittliche Noten. Bei der LAVA-Sequenz tendierten drei Gutachter eher zu überdurchschnittlich Noten und zwei Gutachter tendierten zu unterdurchschnittlichen Bewertungen. Ein Gutachter bewertete eher ohne Tendenz. Die T1-FS-GRE wurde von vier Gutachtern unterdurchschnittlich bewertet. Zwei Gutachter tendierten zu überdurchschnittlichen Benotungen. Die T2-FRFSE wurde ausgeglichen und damit ohne Tendenz bewertet. Tabelle 14 zeigt, dass es im Vergleich der T1-gewichteten Sequenzen zwischen LAVA und T1-FS-GRE keine signifikant unterschiedlichen Bewertungen gab. Die LAVA unterscheidet sich mit  $p=0,400$  auch nicht signifikant von der T2-FRFSE. Ebenso verhält es sich bei der T1-FS-GRE im Vergleich mit der T2-FRFSE. Die FIESTA-Sequenz erhält erneut mit  $p=0,001$  eine signifikant bessere Beurteilung als die LAVA.

### 5.3.4. Schärfe



**Abb. 86:** Graphische Darstellung des Parameters „Schärfe“ für die Bewertung der Patientenbilder im intraindividuellen Vergleich. An der x-Achse angetragen sind die sechs Gutachter (Ziffern 1-6). Die y-Achse beschreibt den Relativen Effekt. Ein Relativer Effekt  $<0,5$  bedeutet eine Tendenz zu besseren Bewertungen (Noten),  $>0,5$  bedeutet eine Tendenz zu schlechteren Bewertungen (Noten), ein Randeffect  $=0,5$  zeigt keine Tendenzen.

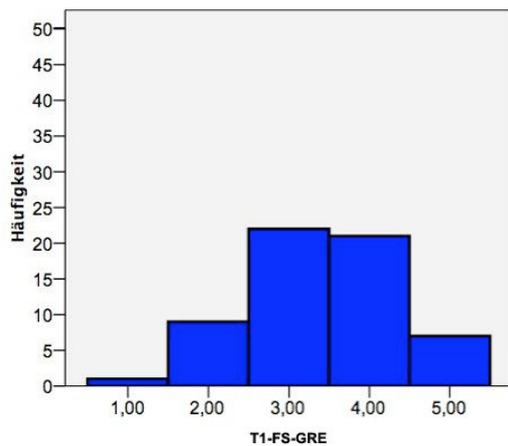


Abb. 87

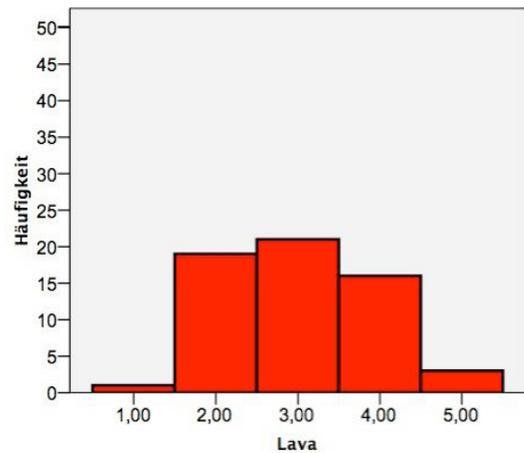


Abb. 88

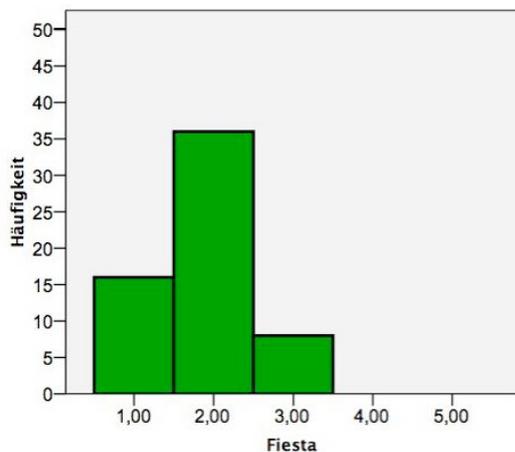


Abb. 89

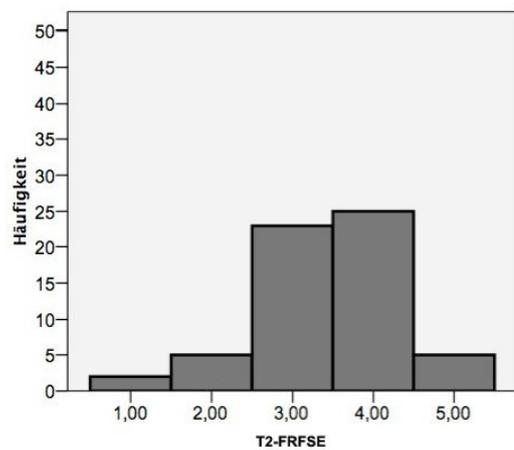


Abb. 90

Abb. 87-90: Graphische Darstellung der Notenverteilung bezüglich des Parameters „Schärfe“ für Bilder des intraindividuellen Vergleichs. An der X-Achse angetragen sind die Notenwerte 1-5, die Y-Achse beschreibt die Anzahl der vergebenen Noten

Sequenz A	Sequenz B	p-Wert (A vs. B)
T1-FS-GRE	T2-FRFSE	0,830
T1-FS-GRE	LAVA	0,102
T2-FRFSE	LAVA	0,073
LAVA	FIESTA	0,001

Tab. 15: Direkter statistischer Vergleich zweier Sequenzen (A und B) bezüglich des Parameters „Schärfe“ und deren p-Werte ( $p < 0,05$ : Signifikant unterschiedliche Bewertung der Sequenz A vs. B). Die rot markierten Sequenzen wurden signifikant besser bewertet als die in der gleichen Zeile genannte (schwarz gedruckte) Sequenz.

Erneut erhielt die FIESTA-Sequenz von allen sechs Gutachtern überdurchschnittliche Noten (vgl. Abb. 86). Die LAVA-Sequenz wurde von drei Gutachtern eher überdurchschnittlich bewertet, wohingegen zwei Gutachter zu unterdurchschnittlichen Benotungen tendierten und einer ohne Tendenz bewertete. Die T1-FS-GRE wurde von vier Gutachtern unterdurchschnittlich benotet. Die T2-FRFSE wurde sogar von jeweils fünf Gutachtern unterdurchschnittlich bewertet.

Im direkten statistischen Vergleich der T1-gewichteten Sequenzen, wurden mit  $p=0,102$  keine signifikant unterschiedlichen Bewertungen zwischen LAVA und T1-FS-GRE erzielt. Die LAVA unterscheidet sich mit  $p=0,073$  ebenfalls nicht signifikant von der T2-FRFSE, hier könnte man allenfalls von einer Tendenz ausgehen. Die FIESTA erhält mit  $p=0,001$  eine signifikant bessere Beurteilung als die LAVA. Mit  $p=0,830$  gibt es keinen signifikanten Unterschied zwischen der T1-FS-GRE und der T2-FRFSE.

## 6. Diskussion

### 6.1. Zusammenfassung der Ergebnisse

Die Aufgabenstellung dieser Arbeit bestand darin, die in der MRT-Diagnostik von CED verwendeten Sequenzen zu evaluieren und das Aufnahmeprotokoll bezüglich der zu verwendenden Sequenzen zu optimieren. Besondere Aufmerksamkeit erhielt hierbei die LAVA (Liver-Acquisition-with-Volume-Acceleration), eine schnelle und fettgesättigte T1-gewichtete 3D-SPGR-Sequenz (Spoiled-Gradienten-Echo-Sequenz), welche ursprünglich für die Leberdiagnostik entwickelt wurde.

Durchweg gute Ergebnisse erhielten in allen Versuchen die sowohl T1- als auch T2-gewichtete FIESTA- sowie die T2-SSFSE-Sequenz. Sie waren in fast allen direkten Vergleichen den anderen Sequenzen überlegen. Von größerer Bedeutung ist hier jedoch der paarweise Vergleich der T1- bzw. T2-gewichteten Sequenzen untereinander. So wird eine T1-gewichtete Sequenz im Gegensatz zu einer T2-gewichteten bzw. der Fiesta-Sequenz vor allem nach intravenöser Kontrastmittelgabe angewendet. Eine T1-gewichtete Sequenz kann den in der Entzündungsdiagnostik so wertvollen Kontrasteffekt durch ein verstärktes Kontrastmittel-*Enhancement* zeigen und ist daher von enormer Wichtigkeit für die Diagnostik von CED.

In der standardisierten Untersuchungsmethode durch das Darmmodell zeigten sich eindeutige Ergebnisse: die FIESTA- und die T2-SSFSE-Sequenz erhielten in allen zu untersuchenden Parametern überdurchschnittlich gute Bewertungen. Die LAVA-Sequenz wurde indifferent und damit insgesamt besser als die fast durchweg unterdurchschnittlich bewerteten T1- und T2-Sequenzen bewertet. Im direkten paarweisen Vergleich der T2-gewichteten Sequenzen am Darmmodell war die T2-SSFSE der T2-FRFSE stets signifikant überlegen. Die LAVA-Sequenz erhielt im Vergleich mit der „einfachen“ fettgesättigten T1-FS-GRE ebenfalls signifikant bessere Bewertungen. Hier sind besonders die besseren Bewertungen hinsichtlich der Bewegungsartefakte und der Schärfe zu nennen, für die eine T1-gewichtete Sequenz leider sehr anfällig ist.

Im interindividuellen Vergleich zeigte sich ein dem Modellversuch sehr ähnliches Bild. Die FIESTA-Sequenz wurde wiederum durchgehend überdurchschnittlich bewertet und überzeugte auch im direkten paarweisen Vergleich mit signifikant besseren Bewertungen gegenüber den anderen Sequenzen. Im Vergleich der T1-gewichteten Sequenzen war die LAVA, genau wie im Modellversuch, in allen Parametern außer im Parameter „Kontrast“ der T1-FS-GRE signifikant überlegen. Auch in der Notenübersicht für den Parameter „Gesamtnote“ erhielt LAVA überdurchschnittliche Noten. Ansonsten vergaben die Gutachter jedoch indifferente oder unterdurchschnittliche Noten. T1 und T2 wurden überwiegend schlechter bewertet.

Im intraindividuellen Vergleich konnte sich die LAVA lediglich im Parameter „Gesamtnote“ signifikant von der T1-FS-GRE absetzen. Ansonsten entsprachen die Ergebnisse dem interindividuellen Vergleich sowie den Ergebnissen am Darmmodell.

## **6.2. Technische Analyse und Diskussion der Ergebnisse**

Bei der von allen Gutachtern weitgehend mit überdurchschnittlichen Noten bedachten FIESTA-Sequenz, welche zu den sog. SSFP-Sequenzen (**Steady-State-Free-Precision) gehört und bei anderen Herstellern unter verschiedenen Namen angeboten wird – so zum Beispiel bei Siemens: *TrueFISP* (Siemens, Erlangen, Deutschland), bei Philips: *Balanced FFE* (Philips Medical Systems, Best, Niederlande) oder Toshiba: *TrueSSFP* (Toshiba, Tokyo, Japan) - handelt es sich um eine sog. „balancierte Gradientenecho-Sequenz“. Da sowohl die longitudinale als auch die transversale Magnetisierung in einem Gleichgewichtszustand verbleibt – also über die gesamte Phase der Datenakquisition ausbalanciert wird - kann mit dieser Sequenz ein gemischter T1- und T2-gewichteter Kontrast mit hohem Signal-zu-Rausch-Verhältnis sowie einer exzellenten räumlichen Auflösung erreicht werden. Die Stabilität gegenüber Bewegungsartefakten, welche sich in den retrospektiv beurteilten Patientenbildern und ganz besonders im standardisiert bewegten Darmmodell zeigten, beruhen auf der Fähigkeit, zentrale k-Raum Zeilen in weniger als 100 ms auszufüllen.<sup>75</sup> Diese Sequenz stellt das intraluminales Wasser sowie das peritoneale Fett homogen signalreich dar. Als äußerst nützlich in der Darmdiagnostik ist ein bei diesen Sequenztypen vorkommendes**

Artefakt, dem sog. „*Inphase-Outphase* Artefakt“. Dieses tritt immer dann auf, wenn in einem Voxel (Volumenelement im zweidimensionalen Raum) sowohl Fett- als auch Wasserprotonen vorhanden sind. Die Konturen bestimmter anatomischer Strukturen werden dadurch mit einem deutlichen schwarzen Rand hervorgehoben. So kommen z. B. kleine Blutgefäße im mesenterialen Fettgewebe besser zur Darstellung, welche sich besonders bei vorhandener Hyperämie, was als ein pathognomonischer Befund in der Diagnostik der CED angesehen wird (*Comb-Sign* oder Kammzeichen), gut darstellen lassen<sup>76</sup>.

Die Ergebnisse dieser Arbeit bestätigen so die in der Literatur - wie z. B. bei Hohl et al.<sup>75</sup> ausgesprochenen Empfehlungen zur Verwendung von neueren SSFP-Sequenzen in der MRT Darmdiagnostik.

Die Verwendung neuer T1-gewichteter dynamischer 3D-Gradientenecho-Sequenzen mit Hilfe paralleler Bildgebung und beinahe isotroper Ortsauflösung<sup>77</sup> bei Akquisitionszeiten von weniger als 20 Sekunden, welche Aufnahmen in Atemanhaltetechnik erleichtern, wurden bereits für die Leberdiagnostik empfohlen<sup>78</sup>. Die herkömmlichen 3D-GRE-MR-Sequenzen neigen bei Patienten mit eingeschränkter Atemfunktion bei Akquisitionszeiten von ca. 25-30 Sek. eher zu Bewegungsartefakten, welche durch Respiration und natürlich auftretende Darmbewegung trotz der Gabe eines Spasmolyticums wie z.B Butylscopolamin entstehen<sup>78</sup>. Die in dieser Arbeit getestete fettgesättigte und T1-gewichtete LAVA-Sequenz, welche als ähnliche Applikation u. a. von Siemens (Siemens AG, Erlangen) mit dem Namen VIBE (Volume-Interpolated-Breath-hold-Examination) entwickelt wurde, erreicht laut Hersteller durch die Verwendung der parallelen Bildgebung, einer verkürzten TE und TR, sowie einer partiellen k-Raum-Akquisition, eine Verkürzung der Aufnahmezeit um den Faktor 2. Intraluminales Wasser zeigt sich homogen signalarm und die Darmwand stellt sich bereits vor Verabreichung eines Kontrastmittels mittelgradig kontrastiert dar. In Kombination mit der Injektion eines Kontrastmittels kann der für die Diagnostik der aktiven Entzündungen wichtige Kontrasteffekt sehr gut dargestellt werden. Die Fettunterdrückung sorgt für eine gute Differenzierung zwischen Darmwand und Fettgewebe.

Durch die im Modellversuch und der retrospektiven Beurteilung der Patientenbilder gewonnenen Ergebnisse konnte gezeigt werden, dass die bereits in der Leberdiagnostik erfolgreich getesteten und empfohlenen neueren T1-gewichteten dynamischen 3D-MR-Sequenzen mit paralleler Bildgebung auch eine Verbesserung in der Darmdiagnostik darstellen und die herkömmlichen T1-gewichteten Sequenzen ersetzen sollten.

Die T2-SSFSE kann schon mit einem einzigen Hochfrequenzimpuls die Hälfte des k-Raumes mit Daten auffüllen, und bei gleichzeitiger unvollständiger Abtastung des k-Raumes ist im Folgenden auch kein weiterer HF-Impuls mehr nötig (*Single-Shot*). Diese Eigenschaft führt zu einer hohen Geschwindigkeit in der Bildakquisition und erzeugt eine relative Stabilität gegenüber Bewegungsartefakten<sup>79</sup>. *Single-Shot*-Sequenzen wie *HASTE* oder *SSFSE* sind die großen Nutznießer der parallelen Bildgebung bezüglich der Vermeidung von Artefakten<sup>80</sup>. Durch eine Kontrastierung von wasserreichem bzw. entzündlich bedingtem ödematösem Gewebe ist eine T2-gewichtete, fettunterdrückende Sequenz hilfreich in der Diagnostik der CED<sup>81,82</sup>. Da zum Zeitpunkt der Studie keine mit T2-SSFSE generierten Patientenbilder vorlagen, wurde in dieser Arbeit nur im Modellversuch ein Vergleich zwischen der T2-SSFSE und T2-FRFSE durchgeführt. Es zeigte sich eine signifikant bessere Bewertung für die T2-SSFSE, was folglich der in-vivo Diagnostik von CED ebenfalls eine bessere Bildqualität durch die T2-SSFSE erwarten lässt.

### **6.3. Vergleich der Ergebnisse mit der aktuellen Literatur**

Die grundsätzliche Vorgehensweise in der (MRT-)Diagnostik der CED ist aktuell Gegenstand kontroverser Diskussionen, die gerade durch permanente technische Neuerungen kontinuierlich vorangetrieben werden. Diskutiert wird neben der Sequenz-Auswahl auch die Wahl des Kontrastmittels sowie dessen Applikationsform für eine optimale Darmdistension und die Auswahl des geeigneten Spasmolytikums. Zu den Untersuchungsprotokollen gehören auch die MRT-Sequenzen, welche auch nach jahrelanger technischer Entwicklung prinzipiell auf der Akquisition von T1- und T2-gewichteten Aufnahmen basieren. In den im Folgenden erwähnten Literaturbeispielen bezüglich der zu verwendenden Sequenzen wurden die Daten ebenfalls bei mindestens 1,5 Tesla unter Verwendung einer *Phased-Array* Oberflächenspule und einer Darmdistension mit 1-2 Litern Methylzellulose, Mannitol oder Polyethylenglykol als Enteroklysmas in Kombination mit einer rektalen Kolonographie akquiriert. So empfehlen Martin et al. (2005) bezüglich der T1-gewichteten Sequenzen ebenfalls die Verwendung einer neueren fettgesättigten 3D-GRE-Sequenz wie LAVA oder VIBE in Kombination mit Gadolinium bei einer Feldstärke von mindestens 1,5 Tesla, um Repetitionszeiten von weniger als 5 Millisekunden zu erreichen. T2-gewichtete Aufnahmen sollten in *Single-Shot*-Technik wie z. B. unter Verwendung der T2-SSFSE, Atemanhaltetechnik, paralleler Bildgebung und Fettunterdrückung akquiriert werden. Zusätzlich wird die Verwendung einer 2D SSFP-Sequenz (FIESTA / TrueFISP), zur Darstellung der Darmwand-Morphologie und eventueller Schleimhautläsionen empfohlen.<sup>83</sup> Schmidt et al. (2007) verwendeten in ihrer Studie zur Wertigkeit von MR-Sequenzen hinsichtlich der Detektion von intestinalen Fisteln bei 20 Patienten mit bekanntem Morbus Crohn ebenfalls die TrueFisp-(FIESTA)-Sequenz, eine *Single-Shot*-T2 (HASTE) und die T1-gewichtete VIBE (LAVA). Alle Gutachter erachteten in dieser Studie die der LAVA ähnliche VIBE-Sequenz als wertvollste Untersuchungssequenz.<sup>84</sup> Bei Gourtsoyannis et al. (2006) wurde für die Dünndarmdiagnostik ebenfalls die Verwendung der TrueFisp, einer *Single-Shot*-T2 und einer neuen 3D T1-gewichteten, ultraschnellen Gradientenechosequenz empfohlen<sup>85</sup>. Hohl et al. (2005) untersuchten 24 Kinder und Jugendliche mit einer bekannten oder vermuteten CED, wobei auf eine Enteroklyse zu Gunsten einer oralen Verabreichung von Mannitol verzichtet wurde. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass die *TrueFISP* der T2-gewichteten *HASTE* signifikant überlegen war. Einen signifikanten Unterschied zwischen der *TrueFISP* und einer T1-gewichteten Sequenz,

welche leider nicht benannt wurde, gab es nicht. Trotzdem wurde eine Empfehlung für die *TrueFisp* als Methode der Ersten Wahl in der Diagnose und der Verlaufsbeobachtung von CED im Kindes- und Jugendalter ausgesprochen.<sup>75</sup>

#### **6.4. Aktueller Stellenwert der MRT Darmdiagnostik bei CED**

Die seit Ende der 80er Jahre in der Darmdiagnostik verwendete MRT<sup>86</sup> hat sich mit der Einführung leistungsstarker Gradientensysteme, schneller Pulssequenzen, moderner Oberflächenspulen und der parallelen Bildgebung im Bereich der Darmdiagnostik zu einem konkurrenzfähigem diagnostischen Mittel entwickelt. Die Bildqualität konnte sich damit durch stark verkürzte Akquisitionszeiten stetig verbessern.<sup>87</sup>

##### **6.4.1. MRT des Dünndarms bei CED**

Die Diagnostik des Dünndarms war bis in die 90er Jahre uneingeschränkt eine Domäne der Enteroklyse. In den letzten Jahren haben neuartige Endoskopietechniken, Ultraschall und die MRT diese diagnostische „Lücke“ weitgehend schließen können.<sup>87</sup> Laut des „Europäischen Evidenz basierten Konsensus in der Diagnostik und dem Management des Morbus Crohn“, welcher von der „Europäischen Crohn und Colitis Organisation“ (ECCO)<sup>26</sup> verfasst wurde, gibt es keinen Goldstandard in der Diagnostik von MC. Die Diagnose beruht auf dem individuellen klinischen Erscheinungsbild und der Kombination von histologischen, biochemischen, endoskopischen und radiologischen Verfahren. Die Empfehlung eines einzelnen diagnostischen Mittels erachtet die ECCO für verfrüht.<sup>88</sup> Lediglich in der primären Diagnosefindung ist die Endoskopie wegen der notwendigen Gewebeentnahme zur histopathologischen Analyse als Mittel der Wahl anzusehen.

Die MRT hat ihren Nutzen in der Verlaufskontrolle und dem „*Staging*“ von MC. Im Vergleich zur Endoskopie, CT und der Darm-Enteroklyse wird die MRT häufig als ein nicht-invasives Verfahren dargestellt. Eine ausreichende Distension der Darmlumens ist jedoch grundsätzliche Voraussetzung für die Beurteilung von CED.<sup>89-91</sup> Daher muss an dieser Stelle an die Platzierung der naso-duodenalen Sonde für das häufig verwandte Verfahren nach Sellink erinnert werden. Die Platzierung geschieht einerseits unter röntgenologischer Kontrolle und führt somit zu einer Untersucher - abhängigen

Strahlenexposition und andererseits zu einer evtl. Traumatisierung der Patienten - insbesondere bei Kindern. Die Notwendigkeit einer Dünndarmintubation wurde in der Literatur noch nicht ausreichend geklärt. Bei den überwiegend durchgeführten Vergleichen handelte es sich leider um ein „MRT nach konventionellem Enteroklysma“ und nicht um ein im MRT erzeugtes Enteroklysma<sup>49,89,91</sup>. Somit muss man davon ausgehen, dass durch einen gewissen Zeitverlust vor der MR-Untersuchung eine optimale Darmdistension im MRT verloren gegangen ist. Wenn eine pumpengesteuerte Applikation von Kontrastmittel zu einer besseren Distension des Darmlumens führt und zusätzlich eine dynamische Beurteilung des Darms möglich wird, könnte dies für den im MRT erzeugten MR-Sellink sprechen<sup>92,93</sup>. Hohl et al. hingegen verzichteten in ihrer Arbeit, mit dem Verweis auf fehlende vergleichende Studien, auf die Dünndarmintubation und erzielten nach oraler Kontrastierung ähnlich gute Ergebnisse<sup>75</sup>. Die in der Literatur häufig verwendete Darstellung der Darm-MRT als nicht-invasives Verfahren müsste im Falle einer Empfehlung für den MR-Sellink relativiert werden.

Im Vergleich mit der konventionellen Darmuntersuchung in Form eines Enteroklysmas konnte mehrfach gezeigt werden, dass die Dünndarm-MRT in der Lage ist, neben entzündlichen und narbig bedingten Wandverdickungen auch übersehene Komplikationen wie Fistel- oder Abszessbildungen zu detektieren<sup>93-96</sup>. Ebenfalls konnte aus diesem Grund eine günstige Kosten-Nutzen-Relation gegenüber dem konventionellen Enteroklysmas errechnet werden<sup>97</sup>. Mit einer Sensitivität von 95% und einer Spezifität von 93% war die MR-Enteroklyse der konventionellen Enteroklyse (85%/77%) überlegen<sup>95</sup>.

Ein nicht-invasives und im Vergleich mit der MRT weitaus kostengünstigeres Verfahren stellt die Sonographie dar. Neben der Fähigkeit Schnittbilder herzustellen, lassen sich auch dynamische Vorgänge im Sinne von Peristaltik bzw. Darmmotilität verfolgen. Die MRT erreichte in einem von Potthast et al. durchgeführten klinischen Vergleich mit der Sonographie bei 46 Patienten mit bekanntem Morbus Crohn eine Sensitivität gegenüber entzündlichen Darmabschnitten von 97,5%. Die Sonographie erreichte lediglich 76%. In der Detektion von Fisteln und Stenosen zeigte die MRT ebenfalls eine z.T. weitaus höhere Sensitivität.<sup>98</sup> Bei Martinez et al. (2008) hingegen wurden für die Sonographie vergleichbare und zum Teil bessere Sensitivitätswerte gegenüber der MRT festgestellt. Die Autoren verweisen jedoch auf ein möglich besseres Abschneiden der MRT nach Dünndarmintubation.<sup>99</sup> An diesem Beispiel lässt sich gut verdeutlichen,

wie sensibel die Ergebnisse gegenüber individuellen Untersuchungstechniken, der verwendeten technischen Ausrüstung und der Erfahrung der Untersucher ist. Die Verwendung von enteralen Kontrastmitteln in der Sonographie ist eine noch zu erwähnende, viel versprechende Option<sup>38</sup>. Die schnelle und weit verbreitete Verfügbarkeit in Kombination mit der Fähigkeit, Entzündungsaktivität akkurat darzustellen<sup>100</sup>, erlaubt eine häufige Verlaufskontrolle der Erkrankung sowie eine schnelle Erstdiagnose.

Der häufig jahrelange chronische Verlauf von CED spricht gegen die Computertomographie als Mittel der Wahl in der Verlaufsdiagnostik der CED. Ihr sollten spezielle Fragestellungen und die Akutdiagnostik vorbehalten sein.

Durch die sog. „Push“- und Kapselendoskopie ist es gelungen die „Endoskopische Lücke“ der Dünndarm-Diagnostik teilweise zu schließen. Die der Push- bzw. Doppel-Ballon Endoskopie (DBE) überlegene Kapselendoskopie<sup>101</sup> wurde von Gölder et al. (2005) in der Detektion von entzündlichen Läsionen ebenfalls gegenüber der MR-Enteroklyse als überlegen bezeichnet.<sup>102</sup> Hier ist jedoch zu erwähnen, dass die Kapselendoskopie nicht in der Lage ist die wertvollen extraluminale Informationen wie in etwa über Fisteln oder Abszesse bereitzustellen und eine ergänzende radiologische Aufarbeitung nötig ist um Befunde zu komplimentieren.<sup>103</sup> Ferner entstehen gegenüber der MRT ungleich höhere Kosten, die bei einem chronischen Verlauf nicht zu vernachlässigen sind. Der Zeitaufwand ist bei diesem Verfahren ebenfalls größer.

I.A. Cazzato et al. führten bei 100 Patienten eine DBE ohne größere Komplikationen durch. Jedoch musste diese Methode unter Sedierung durch Propofol (Disoprivan<sup>®</sup>, Recofol<sup>®</sup>) oder Midazolam (Dormicum<sup>®</sup>) durchgeführt werden, war sehr zeitaufwendig und lieferte ebenso wenige Informationen über extraluminale entzündliche Geschehen wie die Kapselendoskopie.<sup>104</sup>

#### **6.4.2. MRT des Dickdarms bei CED**

Die Ileokoloskopie unter Entnahme von Stufenbiopsien ist die Methode der Wahl für eine sichere Diagnosefindung bei CU sowie MC.<sup>105,106</sup> Die mit diesem invasiven Eingriff verbundenen Unannehmlichkeiten bzw. Komplikationen und die geringe Patientenakzeptanz befürworten jedoch - gerade im Hinblick auf die sich bei den chronischen Darmerkrankungen wiederholenden Kontrolluntersuchungen - die Suche nach alternativen Verfahren wie die MR-Kolonographie<sup>107-109</sup>. Angtuaco et al. zeigten in ihrer Studie, dass mehr als 60% eine virtuelle Kolonographie einer Darmspiegelung vorziehen würden<sup>110</sup>. In der Literatur wird die MR-Kolonographie jedoch widersprüchlich diskutiert: So bezeichneten Ajaj et al. (2005) die MR-Kolonographie als ein sehr viel versprechendes Verfahren in der Verlaufskontrolle von CED mit guten Sensitivitäts- und Spezifitätswerten<sup>52</sup>. Schreyer et al. hingegen beschreiben (2005) die MR-Kolonographie in einem relativ ähnlichen Studiendesign als ein noch nicht zu empfehlendes Verfahren in der Diagnostik und Verlaufskontrolle einer Kolitis, außer bei schwerer Beteiligung des Kolons infolge eines MC<sup>53</sup>. Interessanterweise wurde in der Studie von Ajaj et al. die der LAVA ähnliche T1-gewichtete 3D VIBE-Sequenz verwendet, sowie eine „dunkel-lumige“ MR-Kolonographie angefertigt. Diese Resultate würden den Ergebnissen dieser Arbeit entsprechen und die Wertigkeit neuartiger 3D-T1-gewichteter Sequenzen wie die LAVA bestätigen. Ob jedoch allein diese Veränderungen im Untersuchungsprotokoll für die Verbesserung der Ergebnisse verantwortlich waren, wird von der Regensburger Gruppe um G. Schreyer in einer nachfolgenden Studie<sup>111</sup> bezweifelt. So kritisierten sie vor allem den bei Ajaj et al. aufgetretenen Selektions-Bias durch die alleinige Untersuchung schwer erkrankter Patienten mit CED, sowie die Verallgemeinerung der beiden Krankheitsentitäten MC und CU. Demnach verhält sich der MC durch seine transmurale Entzündung bezüglich der diagnostischen Fähigkeit im MRT anders als die auf die Mukosa beschränkte CU. Schreyer et al. testeten daraufhin nochmals die sog. „dunkel-lumige“ MR-Kolonographie. Diesmal unter Verwendung der VIBE-Sequenz sowie mit der Differenzierung nach MC und CU ohne den erwähnten Selektions-Bias und kamen erneut zu ähnlich schlechten Ergebnissen wie in ihrer ersten Arbeit. Folglich ist die Wertigkeit der MR-Kolonographie als Einzeluntersuchung noch nicht ausreichend geklärt und wird weiterhin Bestandteil der Diskussion über eine grundsätzliche Vorgehensweise in der Diagnostik von CED sein.

Die Kombination aus beidem, nämlich eines MR-Sellinks mit der MR-Kolonographie wird jedoch als praktikables und sinnvolles Verfahren in der Diagnostik von CED angesehen<sup>51</sup>. Damit könnten die Vorzüge der MRT durch ihre Fähigkeit, den gesamten Darm inklusive der extraintestinalen Gewebe zu untersuchen, überwiegen.

### **6.5. Schlussfolgerung**

Die Hypothese der Arbeit, nämlich durch Verwendung neuerer MRT-Sequenzen die Bildqualität der Darmdiagnostik signifikant verbessern zu können, konnte belegt werden. Die Ergebnisse dieser Arbeit zeigen darüber hinaus, dass die in der Theorie erwarteten Verbesserungen der Bildqualität auch praktisch gelingen. Nach Zusammenschau der aktuellen Literatur mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie könnte in der MR-Darmdiagnostik der CED beispielsweise die Sequenzkombination aus einer *FIESTA / TrueFISP*-Sequenz, einer *Single-Shot-T2* (z. B. T2-SSFSE) sowie einer neueren 3D-T1-gewichteten GRE-MR-Sequenz (z. B. LAVA) ein sinnvolles Sequenzensemble im Aufnahmeprotokoll bilden.

Ein kompaktes und standardisiertes Sequenzprotokoll kann den Zeitaufwand der Untersuchungen reduzieren und Studien, welche sich mit Fragen bezüglich einer optimalen Untersuchungstechnik, der Wahl und die Applikationsform von Kontrastmittel sowie dem Vergleich mit anderen diagnostischen Mitteln befassen, objektivieren.

## 8. Zusammenfassung

Die Diagnose chronisch entzündlicher Darmerkrankungen (CED) stellt trotz fortgeschrittener Diagnosemöglichkeiten und -techniken noch immer eine Herausforderung in der Medizin dar. Eine große Schwierigkeit bei der Akquisition von qualitativ hochwertigen MR-Aufnahmen des Gastrointestinaltraktes sind vor allem Bewegungsartefakte durch Respiration und die natürliche Darmperistaltik. Für diese Artefakte sind insbesondere T1-gewichtete Sequenzen anfällig.

Ziel der Arbeit war neben einer vergleichenden Evaluation einzelner MRT-Sequenzen in der MR-Darmdiagnostik - im Hinblick auf ihre Bildqualität - auch die Entwicklung eines Vorschlages zu einem standardisierten Sequenzprotokoll für die MR-Diagnostik, welches nicht zuletzt auch den Zeitaufwand der Untersuchungen erheblich reduzieren könnte. Das Augenmerk in der hier durchgeführten Studie lag auf der Verwendung einer schnellen und fettgesättigten T1-gewichteten 3D-SPGR-Sequenz, der sog. LAVA (*Liver-Acquisition-with-Volume-Acceleration*), welche ursprünglich für die Leberdiagnostik entwickelt wurde und aufgrund ihrer technischen Eigenschaften auch eine Verbesserung der Bildqualität in der MR-Darmdiagnostik zu versprechen scheint.

Verwendet wurden zum einen MRT-Aufnahmen eines (zur Imitation der Darmperistaltik) sich gleichförmig bewegenden Darm-Modells, sowie zum anderen MRT-Abdomen-Aufnahmen von 36 Patienten, welche von vier radiologischen Fachärzten sowie von zwei Ärzten in radiologischer Weiterbildung aus verschiedenen Kliniken in Deutschland evaluiert wurden. Bei den verwendeten Sequenzen handelte es sich um die FIESTA- / TrueFISP-Sequenz, die T2-SSFSE, T2-FRFSE, T1-FS-GRE sowie der LAVA.

FIESTA und T2-SSFSE wurden im Gesamtvergleich signifikant besser bewertet. Im paarweisen Vergleich konnte innerhalb der T1-gewichteten Sequenzen die LAVA gegenüber der T1-FS-GRE signifikant bessere Bewertungen erzielen. Bei den T2-gewichteten Sequenzen war die T2-SSFSE der T2-FRFSE signifikant überlegen.

Die Ergebnisse der Studie legen somit in der Diagnostik der CED die Verwendung eines Sequenzprotokolls nahe, welches die FIESTA-, die T2-SSFSE- und die LAVA-Sequenz beinhaltet.

**9. Literaturverzeichnis**

1. Podolsky DK, Inflammatory bowel disease. N Engl J Med 1991;325:1008-16
2. Geboes K, Colombel JF, Greenstein A, et al. Indeterminate colitis: A review of the concept - What's in a name? Inflamm Bowel Dis 2008: Epub ahead of print
3. Aufses AH Jr, The history of Crohn's disease. Surg Clin North Am 2001;81: 1-11
4. Wilks S, Moxon W, Lectures on pathological anatomy. London: J & A Churchill Ltd. 1875; 2en edition
5. Pena AS: Changing patterns of inflammatory bowel diseases. Scand J Gastroenterol Suppl 1990;172:1-3
6. Karlinger K, Gyorke T, Mako E et al. The epidemiology and the pathogenesis of inflammatory bowel disease. Eur J Radiol 2000;35:154-67
7. Schölmerich J, Inflammatory bowel disease. Endoscopy 1999;31: 66-73
8. Loftus EV Jr, Clinical epidemiology of inflammatory bowel disease: Incidence, prevalence, and environmental influences. Gastroenterology; 126:1504-17
9. Farrokhyar F, Swarbrick ET, Irvine EJ, A critical review of epidemiological studies in inflammatory bowel disease. Scand J Gastroenterol 2001;36: 2-15
10. Binder V, Epidemiology of IBD during the twentieth century: an integrated view. Best Pract Res Clin Gastroenterol 2004;18:463-79
11. Köhne G Stallmach A, Chronisch entzündliche Darmerkrankungen In: Thiemes Innere Medizin: TIM, Georg Thieme Verlag Stuttgart, New York, 1999:615-622
12. Herbay A, Krekeler G R, Riede U-N, Allgemeine und spezielle Pathologie, Georg Thieme Verlag Stuttgart, New York 5. Auflage 2004:705-706
13. Feuerbach S, Schölmerich J, Chronic inflammatory bowel diseases: Crohn disease and ulcerative colitis. Radiologe 2000;40:324-38
14. Hommes DW, van Deventer SJ, Endoscopy in inflammatory bowel diseases. Gastroenterology 2004;126:1561-73
15. Ochsenkuhn T, Sackmann M, Goke B, Inflammatory bowel diseases (IBD) - critical discussion of etiology, pathogenesis, diagnostics, and therapy. Radiologe 2003;43:1-8

16. Best WR, Bechtel JM, Singleton JW, et al. Development of a Crohn's disease activity index. National Cooperative Crohn's Disease Study. *Gastroenterology* 1976;70:439-44
17. D'Haens G, Sandborn W, Feagan B, et al. A review of activity indices and efficacy end points for clinical trials of medical therapy in adults with ulcerative colitis. *Gastroenterology* 2007;132:763-86
18. Nikolaus S, Schreiber S, Diagnostics of inflammatory bowel disease. *Gastroenterology* 2007;133:1670-89
19. Standaert-Vitse A, Jouault T, Vandewalle P, et al. *Candida albicans* is an immunogen for anti-*Saccharomyces cerevisiae* antibody markers of Crohn's disease. *Gastroenterology* 2006;130:1764-75
20. Ruemmele FM, Targan SR, Levy G, et al. Diagnostic accuracy of serological assays in pediatric inflammatory bowel disease. *Gastroenterology* 1998;115:822-9
21. Canani RB, Romano MT, Greco L, et al. Effects of disease activity on anti-*Saccharomyces cerevisiae* antibodies: implications for diagnosis and follow-up of children with Crohn's disease. *Inflamm Bowel Dis* 2004;10:234-9
22. Saibeni S, Folli C, de Franchis R, et al. Diagnostic role and clinical correlates of anti-*Saccharomyces cerevisiae* antibodies (ASCA) and anti-neutrophil cytoplasmic antibodies (p-ANCA) in Italian patients with inflammatory bowel diseases. *Dig Liver Dis* 2003; 35:862-8
23. Olives JP, Breton A, Hugot JP, et al. Antineutrophil cytoplasmic antibodies in children with inflammatory bowel disease: prevalence and diagnostic value. *J Pediatr Gastroenterol Nutr* 1997;25:142-8
24. Reese GE, Constantinides VA, Simillis C, et al. Diagnostic precision of anti-*Saccharomyces cerevisiae* antibodies and perinuclear antineutrophil cytoplasmic antibodies in inflammatory bowel disease. *Am J Gastroenterol* 2006;101:2410-22
25. Quinn PG, Binion DG, Connors PJ, The role of endoscopy in inflammatory bowel disease. *Med Clin North Am* 1994;78:1331-52
26. Stange EF, Travis SP, Vermeire S, et al. European evidence based consensus on the diagnosis and management of Crohn's disease: definitions and diagnosis. *Gut* 2006; 55 Suppl 1:1-15

27. Ewe K, The role of colonoscopy in patients with chronic inflammatory intestinal diseases. German Society of Digestive and Metabolic Diseases. Z Gastroenterol 1993;31:639-42
28. Tonooka T, Sano Y, Fujii T, et al. Adenocarcinoma in solitary large hyperplastic polyp diagnosed by magnifying colonoscope: report of a case. Dis Colon Rectum 2002; 45:1407-11
29. Kudo SE, Kashida H, Flat and depressed lesions of the colorectum. Clin Gastroenterol Hepatol 2005;3:33-6
30. Halligan S, Saunders B, Williams C, et al. Adult Crohn disease: can ileoscopy replace small bowel radiology? Abdom Imaging 1998; 23:117-21
31. Pera A, Bellando P, Caldera D, et al. Colonoscopy in inflammatory bowel disease. Diagnostic accuracy and proposal of an endoscopic score. Gastroenterology 1987; 92:181-5
32. Triester SL, Leighton JA, Leontiadis GI, et al. A meta-analysis of the yield of capsule endoscopy compared to other diagnostic modalities in patients with non-stricturing small bowel Crohn's disease. Am J Gastroenterol 2006;101:954-64
33. Yamamoto H, Double-balloon endoscopy. Clin Gastroenterol Hepatol 2005;3:27-9
34. Oshitani N, Yukawa T, Yamagami H, et al. Evaluation of deep small bowel involvement by double-balloon enteroscopy in Crohn's disease. Am J Gastroenterol 2006;101:1484-9
35. Pohl J, May A, Nachbar L, et al. Diagnostic and therapeutic yield of push-and-pull enteroscopy for symptomatic small bowel Crohn's disease strictures. Eur J Gastroenterol Hepatol 2007;19:529-34
36. Maconi G, Parente F, Bollani S, et al. Abdominal ultrasound in the assessment of extent and activity of Crohn's disease: clinical significance and implication of bowel wall thickening. Am J Gastroenterol 1996;91:1604-9
37. Heyne R, Rickes S, Bock P, et al. Non-invasive evaluation of activity in inflammatory bowel disease by power Doppler sonography. Z Gastroenterol 2002;40:171-5
38. Pallotta N, Tomei E, Viscido A, et al. Small intestine contrast ultrasonography: an alternative to radiology in the assessment of small bowel disease. Inflamm Bowel Dis 2005;11:146-53

39. Maconi G, Sampietro GM, Parente F, et al. Contrast radiology, computed tomography and ultrasonography in detecting internal fistulas and intra-abdominal abscesses in Crohn's disease: a prospective comparative study. *Am J Gastroenterol* 2003;98:1545-55
40. Hollerbach S, Geissler A, Schiegl H, et al. The accuracy of abdominal ultrasound in the assessment of bowel disorders. *Scand J Gastroenterol* 1998;33:1201-8
41. Parente F, Greco S, Molteni M, et al. Role of early ultrasound in detecting inflammatory intestinal disorders and identifying their anatomical location within the bowel. *Aliment Pharmacol Ther* 2003;18:1009-16
42. Parente F, Maconi G, Bollani S, et al. Bowel ultrasound in assessment of Crohn's disease and detection of related small bowel strictures: a prospective comparative study versus x ray and intraoperative findings. *Gut* 2002;50:490-5
43. Parente F, Greco S, Molteni M, et al. Oral contrast enhanced bowel ultrasonography in the assessment of small intestine Crohn's disease. A prospective comparison with conventional ultrasound, x ray studies, and ileocolonoscopy. *Gut* 2004; 53: 1652-7
44. Abreu MT, Harpaz N, Diagnosis of colitis: making the initial diagnosis. *Clin Gastroenterol Hepatol* 2007;5:295-301
45. Rollandi GA, Curone PF, Biscaldi E, et al. Spiral CT of the abdomen after distention of small bowel loops with transparent enema in patients with Crohn's disease. *Abdom Imaging* 1999;24:544-9
46. Raptopoulos V, Schwartz RK, McNicholas MM, et al. Multiplanar helical CT enterography in patients with Crohn's disease. *Am J Roentgenol* 1997;169:1545-50
47. Shoenut JP, Semelka RC, Magro CM, et al. Comparison of magnetic resonance imaging and endoscopy in distinguishing the type and severity of inflammatory bowel disease. *J Clin Gastroenterol* 1994;19:31-5
48. Hansmann HJ, Kosa R, Dux M, et al. The hydro-MRT of chronic inflammatory bowel diseases. *Rofo* 1997;167:132-8
49. Holzknacht N, Helmberger T, von Ritter C, et al. MRI of the small intestine with rapid MRI sequences in Crohn disease after enteroclysis with oral iron particles. *Radiologe* 1998;38:29-36
50. Ganten M, Encke J, Flosdorff P, et al. Follow up of Crohn's disease under therapy with hydro-MRI. *Radiologe* 2003;43:26-33

51. Rottgen R, Herzog H, Lopez-Hanninen E, et al. Combination of dynamic MR enteroclysis (Sellink) and MR colonography to diagnose Crohn's disease. *Rofo* 2005;177:1131-8
52. Ajaj WM, Lauenstein TC, Pelster G, et al. Magnetic resonance colonography for the detection of inflammatory diseases of the large bowel: quantifying the inflammatory activity. *Gut* 2005;54:257-63
53. Schreyer AG, Rath HC, Kikinis R, et al. Comparison of magnetic resonance imaging colonography with conventional colonoscopy for the assessment of intestinal inflammation in patients with inflammatory bowel disease: a feasibility study. *Gut* 2005;54:250-6
54. Schunk K, Kern A, Heussel CP, et al. Hydro-MRT with fast sequences in Crohn's disease: a comparison with fractionated gastrointestinal passage. *Rofo* 1999;170:338-46
55. Schunk K, Metzmann U, Kersjes W, et al. Follow-up of Crohn's disease: can hydro-MRI replace fractionated gastrointestinal passage examination? *Rofo* 1997;166:389-96
56. Shoenut JP, Semelka RC, Silverman R, et al. Magnetic resonance imaging in inflammatory bowel disease. *J Clin Gastroenterol* 1993;17:73-8
57. Luboldt W, Hoepffner N, Holzer K, et al. Early detection of colorectal tumors: CT or MRI? *Radiologe* 2003;43:136-50
58. Balzer JO, Luboldt W, Vogl TJ, Importance of CT and MRI in the follow-up of patients with rectal cancer. *Radiologe* 2003;43:122-7
59. Lauenstein TC, Ruhm SG, Debatin JF, State of the art of MR colonoscopy. *Rofo* 2003;175:334-41
60. Maglinte DD, Gourtsoyiannis N, Rex D, et al. Classification of small bowel Crohn's subtypes based on multimodality imaging. *Radiol Clin North Am* 2003;41:285-303
61. Ernst O, Asselah T, Cablan X, et al. Breath-hold fast spin-echo MR imaging of Crohn's disease. *Am J Roentgenol* 1998;170:127-8
62. Madsen SM, Thomsen HS, Schlichting P, et al. Evaluation of treatment response in active Crohn's disease by low-field magnetic resonance imaging. *Abdom Imaging* 1999;24:232-9
63. Prassopoulos P, Papanikolaou N, Grammatikakis J, et al. MR enteroclysis imaging of Crohn disease. *Radiographics* 2001;21:161-72

64. Maccioni F, Viscido A, Marini M, et al. MRI evaluation of Crohn's disease of the small and large bowel with the use of negative superparamagnetic oral contrast agents. *Abdom Imaging* 2002;27:384-93
65. Giovagnoni A, Fabbri A, Maccioni F, Oral contrast agents in MRI of the gastrointestinal tract. *Abdom Imaging* 2002;27:367-75
66. Madsen SM, Thomsen HS, Munkholm P, et al. Inflammatory bowel disease evaluated by low-field magnetic resonance imaging. Comparison with endoscopy, 99mTc-HMPAO leucocyte scintigraphy, conventional radiography and surgery. *Scand J Gastroenterol* 2002;37:307-16
67. Gourtsoyiannis N, Papanikolaou N, Grammatikakis J, et al. MR enteroclysis: technical considerations and clinical applications. *Eur Radiol* 2002;12:2651-8
68. Hahn PF, Stark DD, Lewis JM, et al. First clinical trial of a new superparamagnetic iron oxide for use as an oral gastrointestinal contrast agent in MR imaging. *Radiology* 1990;175:695-700
69. Born C, Nagel B, Leinsinger G, et al. MRI with oral filling in patients with chronic inflammatory bowel diseases. *Radiologe* 2003;43:34-42
70. Rieber A, Wruk D, Nussle K, et al. MRI of the abdomen combined with enteroclysis in Crohn disease using oral and intravenous Gd-DTPA. *Radiologe* 1998;38:23-8
71. Holzknrecht N, Helmberger T, Herrmann K, et al. MRI in Crohn's disease after transduodenal contrast administration using negative oral MRI contrast media. *Radiologe* 2003;43:43-50
72. Weishaupt D, Köchli VD, Marincek B, *Wie funktioniert MRI?* 4th ed. Springer-Verlag, New York, 2003
73. Brunner E, Domhof S, Langer F, *Nonparametric Analysis of Longitudinal Data in Factorial Experiments*, J. Wiley & Sons Inc., New Jersey, 2002
74. Röttgen R, Herzog H, Bogen P, et al. MR colonoscopy at 3.0 T: comparison with 1.5 T in vivo and a colon model. *Clin Imaging* 2006;30:248-53
75. Hohl C, Haage P, Krombach GA, et al. Diagnostic evaluation of chronic inflammatory intestinal diseases in children and adolescents: MRI with true-FISP as new gold standard? *Rofo* 2005;177:856-63
76. Madureira AJ, The comb sign. *Radiology* 2005;230:783-4

77. Rofsky NM, Lee VS, Laub G, et al. Abdominal MR imaging with a volumetric interpolated breath-hold examination. *Radiology* 1999;212:876-84
78. McKenzie CA, Lim D, Ransil BJ, et al. Shortening MR image acquisition time for volumetric interpolated breath-hold examination with a recently developed parallel imaging reconstruction technique: clinical feasibility. *Radiology* 2004;230:589-94
79. Nitz WR: Magnetresonanztomographie: Sequenzakronyme und weitere Kürzel in der MR-Bildgebung. *Radiologe* 2003;43/9:745-766
80. Maderwald S, Ladd ME, Parallele Bildgebung in der Magnetresonanztomographie. *Radiologie up2date* 2005;5:113-136
81. Shoenut JP, Semelka RC, Silverman R, Magnetic resonance imaging in inflammatory bowel disease. *Clin Gastroenterol* 1993;17:73-8
82. Kettritz U, Isaacs K, Warshauer DM, Semelka RC, Crohn's disease. Pilot study comparing MRI of the abdomen with clinical evaluation. *Clin Gastroenterol* 1995;21:249-53
83. Martin DR, Danrad R, Herrmann K, et al. Magnetic resonance imaging of the gastrointestinal tract. *Top Magn Reson Imaging* 2005;16:77-98
84. Schmidt S, Chevallier P, Bessoud B, et al. Diagnostic performance of MRI for detection of intestinal fistulas in patients with complicated inflammatory bowel conditions. *Eur Radiol* 2007;17:2957-63
85. Gourtsoyiannis NC, Papanikolaou N, Karantanas A, Magnetic resonance imaging evaluation of small intestinal Crohn's disease. *Best Pract Res Clin Gastroenterol* 2006;20:137-56
86. Kaufman AJ, Tarr RW, Holburn GE, et al. Magnetic resonance imaging of ischemic bowel in rabbit model. *Invest Radiol* 1988;23:93-7
87. Hohl C, Muhlenbruch G, Schmidt T, et al. Bowel imaging: a reassessment. Part 2: CT and MRI. *Rofo* 2007;179:693-702
88. Stange EF, Travis SP, Vermeire S, et al. European evidence based consensus on the diagnosis and management of Crohn's disease: definitions and diagnosis. *Gut* 2006;55 Suppl 1:1-15
89. Aschoff AJ, Zeitler H, Merkle EM, et al. MR enteroclysis for nuclear spin tomographic diagnosis of inflammatory bowel diseases with contrast enhancement. *Rofo* 1997;167:387-91

90. Holzknicht N, Helmberger T, von Ritter C, et al. MRI of the small intestine with rapid MRI sequences in Crohn disease after enteroclysis with oral iron particles. *Radiologe* 1998;38:29-36
91. Rieber A, Wruk D, Nussle K, et al. MRI of the abdomen combined with enteroclysis in Crohn disease using oral and intravenous Gd-DTPA. *Radiologe* 1998;38:23-8
92. Umschaden HW, Szolar D, Gasser J, et al. Small-bowel disease: comparison of MR enteroclysis images with conventional enteroclysis and surgical findings. *Radiology* 2000;215:717-25
93. Gourtsoyiannis N, Papanikolaou N, Grammatikakis J, et al. MR imaging of the small bowel with a true-FISP sequence after enteroclysis with water solution. *Invest Radiol* 2000;35:707-11
94. Hansmann HJ, Hess T, Hahmann M, et al. MRI in chronic inflammatory bowel disease. *Rofo* 2001;173:4-11
95. Rieber A, Wruk D, Potthast S, et al. Diagnostic imaging in Crohn's disease: comparison of magnetic resonance imaging and conventional imaging methods. *Int J Colorectal Dis* 2000;15:176-81
96. Schunk K, Kern A, Heussel CP, et al. Assessment of inflammatory activity in Crohn disease with hydro-MRI. *Rofo* 2000;172:153-60
97. Rösch M, Rieber A, Leidl R, Radiologic diagnosis of fistulas and abscesses in Crohn's disease: cost-effectiveness analysis of 2 different imaging strategies. *Rofo* 2001;173:739-48
98. Potthast S, Rieber A, von Tirpitz C, et al. Ultrasound and magnetic resonance imaging in Crohn's disease: a comparison. *Eur Radiol* 2002;12:1416-22
99. Martinez MJ, Ripolles T, Paredes JM, et al. Assessment of the extension and the inflammatory activity in Crohn's disease: comparison of ultrasound and MRI. *Abdom Imaging*, Springer New York, 2008
100. Fraquelli M, Colli A, Casazza G, et al. Role of US in detection of Crohn disease: meta-analysis. *Radiology* 2005;236:95-101
101. Appleyard M, Fireman Z, Glukhovskiy A, et al. A randomized trial comparing wireless capsule endoscopy with push enteroscopy for the detection of small-bowel lesions. *Gastroenterology* 2000;119:1431-8

102. Golder SK, Schreyer AG, Endlicher E, et al. Comparison of capsule endoscopy and magnetic resonance (MR) enteroclysis in suspected small bowel disease. *Int J Colorectal Dis* 2006;21:97-104
103. Maglinte DD: Small bowel imaging-- a rapidly changing field and a challenge to radiology. *Eur Radiol* 2006;16:967-71
104. Cazzato IA, Cammarota G, Nista EC, et al. Diagnostic and therapeutic impact of double-balloon enteroscopy (DBE) in a series of 100 patients with suspected small bowel diseases. *Dig Liver Dis* 2007;39:483-7
105. Stange EF, Travis SP, Vermeire S, et al. European evidence-based Consensus on the diagnosis and management of ulcerative colitis: Definitions and diagnosis *Journal of Crohn's and Colitis* 2007;2:1-23
106. Fiocca R, Ceppa P, Endoscopic biopsies. *J Clin Pathol* 2003;56:321-2
107. Eckardt VF, Gaedertz C, Eidner C, Colonic perforation with endoscopic biopsy. *Gastrointest Endosc* 1997;46:560-2
108. Ristvedt SL, McFarland EG, Weinstock LB, et al. Patient preferences for CT colonography, conventional colonoscopy, and bowel preparation. *Am J Gastroenterol* 2003;98:578-85
109. Svensson MH, Svensson E, Lasson A, et al. Patient acceptance of CT colonography and conventional colonoscopy: prospective comparative study in patients with or suspected of having colorectal disease. *Radiology* 2002;222:337-45
110. Angtuaco TL, Banaad-Omiotek GD, Howden CW, Differing attitudes toward virtual and conventional colonoscopy for colorectal cancer screening: surveys among primary care physicians and potential patients. *Am J Gastroenterol* 2001;96:887-93
111. Schreyer AG, Scheibl K, Heiss P, et al. MR colonography in inflammatory bowel disease. *Abdom Imaging* 2006;31:302-307

**Abkürzungsverzeichnis**

Abb.	Abbildung
ANCA	Anti-Neutrophilen-Zytoplasma-Antikörper
ANOVA	<i>analysis of variance</i>
ASCA	Antikörper gegen <i>Saccharomyces cerevisiae</i>
<i>Body-array</i>	Körperspulen
°C	Grad Celsius
CDAI	<i>Crohn's Disease Activity Index</i>
CED	Chronisch entzündliche Darmerkrankungen
cm	Zentimeter
CRP	C- Reaktives Protein
CT	Computertomographie
CU	Colitits Ulcerosa
DBE	Doppel Ballon Endoskopie
d. h.	das heißt
Dicom	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i>
ECCO	<i>European Crohn's and Colitis Organisation</i>
engl.	Englisch
evtl.	eventuell
FIESTA	<i>Fast Imaging Employing Steady State Acquisition</i>
FoV	<i>Field of View</i>
FRFSE	<i>Fast Relaxation Fast Spin Echo</i>
Fs	<i>fat supression</i>
FSE	<i>Fast Spin Echo</i>
g	Gramm
Gd-DTPA	Gadolinium-Diethylentriaminpentaessigsäure
GRE	Gradientenecho

HF-Impuls	Hochfrequenzimpuls
HF-Spulen	Sende- und Empfangsspulen
IR-Sequenz	<i>Inversion Recovery</i> Sequenz
KM	Kontrastmittel
LAVA	<i>Liver acquisition with volume acceleration</i>
mm	Millimeter
MR/MRT	Magnetresonanztomographie
ms	Millisekunden
Mz	Längsmagnetisierung Mz
SAS	<i>Statistical Analysis Software</i>
SNR	Signal-zu-Rausch Verhältnis / <i>Signal to noise Ratio</i>
sog.	sogenannte(s/r)
SPGR	<i>spoiled-gradient-recalled</i>
SSFP	<i>Steady State Free Precision</i>
SSFSE	<i>Single Shot Fast Spin Echo</i>
Tab.	Tabelle
TE/TR	<i>Time to Echo / Time of Repetition</i>
US	Ultraschall
vgl.	vergleiche
VIBE	<i>Volume Interpolated Breath hold Examination</i>
vs.	Versus
z. B.	zum Beispiel

**Lebenslauf**

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

**Erklärung**

„Ich, Michael Wenders, erkläre, dass ich die vorgelegte Dissertationsschrift mit dem Thema:

*Evaluation neuer MRT-Sequenzen in der Diagnostik chronisch entzündlicher Darmerkrankungen - insbesondere unter Berücksichtigung einer schnellen fettgesättigten T1-gewichteten 3D-SPGR - Sequenz*

selbst verfasst, keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt, ohne die (unzulässige) Hilfe Dritter verfasst und auch in Teilen keine Kopien anderer Arbeiten dargestellt habe.“

-----  
Datum

-----  
Unterschrift

## Danksagung

Mein herzlicher Dank gilt Herrn Priv. -Doz. Dr. med. Rainer Röttgen für die Überlassung des Themas und die stets freundliche und hilfsbereite Betreuung dieser Arbeit. Des Weiteren danke ich den sechs Gutachtern der MRT-Bilder, ohne die diese Arbeit nicht möglich gewesen wäre:

- Priv. -Doz. Dr. med. Rainer Röttgen
- Dr. med. Alexander von Roth
- Dr. med. Martin Maurer
- Dr. med. Patric Bell
- Dr. med. Christian Schnelke
- Dr. med. Michael Lorenz

Für die statistische Betreuung dieser Arbeit möchte ich besonders Frau Christine Gericke und Frau Tania Schink vom Institut für medizinische Informatik, Biometrie und Epidemiologie der Charité - Universitätsmedizin Berlin sowie Herrn Benjamin Engelstätter Dank sagen! Die unerwartete und überaus freundliche und hilfsbereite telefonische Beratung seitens Herrn Prof. Dr. Edgar Brunner, Georg-August-Universität Göttingen, Abteilung Medizinische Statistik, möchte ich an dieser Stelle ebenfalls dankend erwähnen!

Den Mitarbeitern der Klinik für Strahlenheilkunde am Campus Virchow Klinikum, besonders Herrn Andreas Thomas und Herrn Hussein Zolfaghari, deren Hilfe und wertvolle Ratschläge den Modellversuch zum Erfolg geführt haben, möchte ich ebenfalls danken.

Danken möchte ich meiner Familie und besonders meiner Mutter und Wim für die Durchsicht des Manuskripts.

Zuletzt möchte ich mich insbesondere bei Antonia für ihre stetige und geduldige Unterstützung bedanken.