

Aus der Klinik für Strahlenheilkunde
der Medizinischen Fakultät der Charité – Universitätsmedizin Berlin

Dissertation

MR-Kolographie; Sequenz-Evaluation bei 1,5 und 3,0 Tesla

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

vorgelegt der Medizinischen Fakultät der Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Paul Bogen

aus Berlin

Dekan: Prof. Dr. med. Martin Paul

Gutachter: 1. Priv.-Doz. Dr. med. R.-J. Schröder
2. Prof. Dr. med. H. J. Steinkamp
3. Priv.-Doz. Dr. med. N. Hidajat

Datum der Promotion: 29.11.2006

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Ziel der Arbeit	4
3	Bisherige Untersuchungsmethoden (Screenings)	4
3.1	Fäkale okkulte Bluttestung (FOBT)	4
3.2	Flexible Sigmoidoskopie	5
3.3	Koloskopie	5
3.4	Kolonkontrasteinlauf	6
4	Therapie kolorektaler Tumoren	7
4.1	Therapie des Kolonkarzinoms	7
4.2	Therapie des Rektumkarzinoms	8
5	Untersuchung mit der Magnet-Resonanz-Tomographie (MRT)	9
5.1	Untersuchungstechnik	9
5.1.1	Physikalische Grundlagen der Kernspintomographie	9
5.1.2	Magnetisierung des menschlichen Gewebes	9
5.1.3	Anregung der Protonen im Gewebe	10
5.1.4	Relaxation und Kontraste	10
5.1.5	Räumliche Zuordnung	12
5.1.6	Bilderzeugung	13
5.1.7	Pulssequenzen	14
5.1.8	Kontrastmittel	15
5.2	Untersuchungsdurchführung	16
5.2.1	Patientenvorbereitung	16
5.2.2	Akquisition des MR-Datensatzes	16
5.2.3	Betrachtung der MR-Daten	17

6	Methodik und Material	17
6.1	Methodik	17
6.2	Patienten	18
6.3	Modell	19
7	Auswertung	22
7.1	Ergebnisse der in-vivo-MR-Kolonographien	22
7.2	Ergebnisse der MR-Aufnahmen des Darmphantoms	30
7.2.1	Ergebnisse des Modells nach definierten Kriterien	30
7.2.2	Ergebnisse der Modell-Polypenlokalisationen	45
8	Diskussion	50
9	Zusammenfassung	53
10	Schlussfolgerung	54
11	Literaturverzeichnis	55
12	Danksagung	58
13	Lebenslauf	59
14	Erklärung an Eides statt	60

1 Einleitung

Das kolorektale Karzinom ist nach dem Bronchialkarzinom die häufigste durch Krebs bedingte Todesursache in Deutschland (25,5 Tote pro 100.000 Einwohner pro Jahr). Die Inzidenz dieser Erkrankung nimmt in den letzten Jahren besonders bei Männern zu (MEDICINE WORLDWIDE o.J. a).

Das momentane Lebenszeitrisiko, an einem kolorektalen Karzinom zu erkranken, beträgt 4 - 6% (JEHLE et al. 2003, 13); mit einer jährlichen Rate von etwa 59.000 Personen in Deutschland ist dies die zweithäufigste maligne Erkrankung. Nach verschiedenen Darstellungen leiden 30% (Abb. 1) bis 39% der an einem kolorektalen Karzinom erkrankten Personen an einem Rektumkarzinom (ARNOTT & STENNING 1996, 1610 ff. zit. in: BALZER et al. 2003).

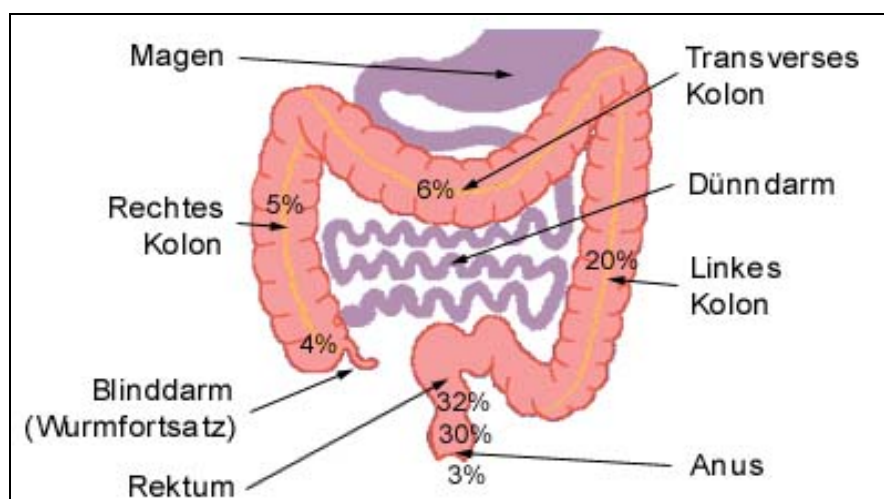


Abb. 1: Prozentuale Verteilung der Darmkrebslokalisationen (MEDICINE WORLDWIDE o.J. a)

Nach derzeitiger Kenntnis entwickeln sich die kolorektalen Karzinome überwiegend aus adenomatösen Polypen über einen Zeitraum von mehreren Jahren (VOGELSTEIN et al. 1988, 525 ff. zit. in: SCHOENFELDER & DEBATIN 2000). Bei Erkrankung an einem kolorektalen Karzinom steigen deutlich ab dem 50. Lebensjahr sowohl die Inzidenz als auch die Mortalität mit jeweils einer Verdopplung etwa alle zehn Jahre (JEHLE et al. 2003, 13). Genetische Belastung, chronisch entzündliche Darmerkrankungen und ballaststoffarme Ernährung steigern das Krebsrisiko (MEDICINE WORLDWIDE o.J. a).

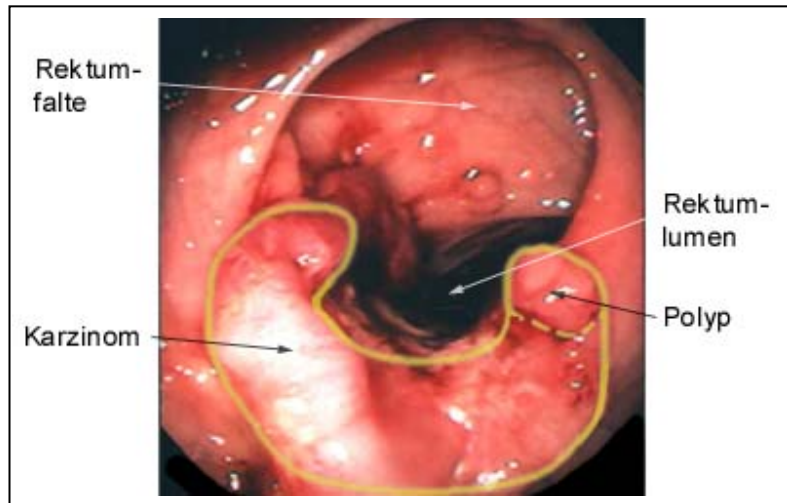


Abb. 2: Rektoskopischer Befund eines Rektumkarzinoms (mit gelber Linie umschrieben) und eines Polypen (gestrichelt) (MEDICINE WORLDWIDE o.J. a)

Die Therapie der Wahl ist der chirurgische Eingriff mit anschließender Bestrahlung und Chemotherapie (ARNOTT & STENNING 1996, 1610 ff. zit. in: BALZER et al. 2003). Jedoch beträgt die Lokalrezidivrate, also das Wiederauftreten des Tumors, 25% innerhalb von zwei Jahren (HERMANEK et al. 1998, 289 ff. zit. in: BALZER et al. 2003). Dieser Wert ist geringer als das Risiko der Bildung von Metastasen: Etwa ein Drittel aller Patienten, die erfolgreich operiert werden konnten, entwickeln Fernmetastasen, hauptsächlich in der Leber (75%) (MEDICINE WORLDWIDE o.J. a).

Eine schnelle und exakte Diagnostik sowie eine zuverlässige Vorsorgeuntersuchung sind unabdingbare Voraussetzungen für eine Therapie bzw. für die Prävention (HERMANEK et al. 1998, 289 ff. zit. in: BALZER et al. 2003). Die rechtzeitige Entdeckung und Entfernung adenomatöser Polypen können das Risiko einer malignen Entartung entscheidend verringern. Studien haben ergeben, dass durch die frühe Identifikation kolorektaler Polypen und anschließende Polypektomie die Inzidenz des kolorektalen Karzinoms um 80% gesenkt werden kann (WINAWER et al. 1993, 1977 ff. zit. in: SCHOENFELDER & DEBATIN 2000). In der Realität jedoch gibt es keine geeignete Vorsorgeuntersuchung, die eine ausreichend sichere und vor allem auch frühzeitige Erkennung garantiert; außerdem werden bei Vorsorgeuntersuchungen die Zielstellungen der geringen Kosten und hohen Patientenakzeptanz nicht im zufriedenstellenden Maße erreicht (LIEBERMAN 1994, 803 ff. zit. in: SCHOENFELDER & DEBATIN 2000).

Als Verfahren sind bisher im Einsatz:

- Stuhluntersuchung
- Flexible Sigmoidoskopie
- Koloskopie
- Mono- und Doppelkontrasteinlauf

Der Stuhltest auf okkultes Blut ist einer der am häufigsten angewendeten Tests, jedoch nicht ausreichend spezifisch und sensitiv (AHLQUIST et al. 1993, 1262 ff. zit. in: SCHOENFELDER & DEBATIN 2000). Auch der Kontrasteinlauf ist aufgrund der projektionsradiographischen Technik nicht genau genug (THOENI & PETRAS 1982, 257 ff. zit. in: SCHOENFELDER & DEBATIN 2000).

Mit der Koloskopie verfügt man dagegen über ein Verfahren hoher Sensibilität mit der Möglichkeit der Entnahme von Biopsiematerial. Aus der Sicht der Medizin stellt sie das gegenwärtig beste Standardverfahren zur Diagnostik und Früherkennung von kolorektalen Raumforderungen dar. Wegen mangelnder Patientenakzeptanz (Inanspruchnahme nur in 3 - 5% aller Fälle), der hohen Kosten sowie technischer Schwierigkeiten hat sich diese Untersuchung jedoch nicht richtig durchsetzen können (RÖTTGEN 2004, mündl.).

Alternativen bieten seit einigen Jahren moderne Methoden des Schnittbildverfahrens:

- Computertomographie (CT)
- Magnet-Resonanz-Tomographie (MRT)

Hochauflösende 3D-Datensätze der Computertomographie bieten die Möglichkeit der Darstellung des Kolons (Kolonographie), der Simulation einer endoskopischen Untersuchung (virtuelle Koloskopie) und der anschließenden Bildbearbeitung an 3D-Computer-Workstations (RUBIN et al. 1996, 321 ff. zit. in: SCHOENFELDER & DEBATIN 2000). Bei den ersten Untersuchungen des Kolons mittels der virtuellen Koloskopie ließen sich bei Polypen mit einer Größe von 10 mm eine Sensitivität und Spezifität von jeweils 96% nachweisen (FENLON et al. 1999, 1496 ff. zit. in: SCHOENFELDER & DEBATIN 2000). Derzeit sind sogar relativ kleine Polypen mit einem Durchmesser von bis zu 3 mm mit einer Sensitivität von 90% detektierbar (RÖTTGEN et al. 2003, 1384-1391). Durch Weiterentwicklung der Hard- und Software werden in Zukunft noch bessere Aufnahmen realisiert werden können.

Nachteil der Methode ist jedoch die erforderliche Strahlenexposition. Trotz ihrer hohen Sensitivität ist sie für ein Screening der Bevölkerung nicht zu verantworten. Da die MR-Kolonographie demgegenüber keinerlei schädliche Nebenwirkungen hat, rückt diese Technik vermehrt in das Interesse der Wissenschaft (SCHOENFELDER & DEBATIN 2000, 284) und Praxis.

2 Ziel der Arbeit

Ziel dieser Arbeit ist, die Bildqualität von MR-Untersuchungen des Darmes bzw. eines Darmphantoms einerseits bezüglich unterschiedlicher Magnetfeldstärken von 1,5 und 3,0 Tesla, andererseits bezüglich verschiedener Untersuchungssequenzen zu vergleichen und zu evaluieren. Damit soll diese Untersuchungsmethode in Hinblick auf die erreichbare Bildqualität optimiert werden, um eine möglichst hohe Sensitivität für die Detektion kolorektaler Raumforderungen zu erreichen.

3 Bisherige Untersuchungsmethoden (Screenings)

Zur frühzeitigen Diagnostik und Therapie kolorektaler Karzinome finden bisher hauptsächlich die im Folgenden näher erläuterten Verfahren Anwendung. Erweitert werden diese Screening-Verfahren heute durch moderne bildgebende Methoden.

3.1 Fäkale okkulte Bluttestung (FOBT)

Bei ca. 65% aller kolorektalen Karzinome treten Blutungen auf. Diese Blutungen können bei der FOBT durch eine Farbreaktion, die auf der Peroxidasefähigkeit des Hämoglobins beruht, nachgewiesen werden. Um auch wechselnde Blutungen zu erfassen, wird empfohlen, aus drei konsekutiven Stühlen zwei Proben pro Stuhl zu testen (JEHLE et al. 2003, 13). Die Farbreaktion ist aber nicht spezifisch; peroxidaseähnliche Wirkung besitzen neben menschlichem Hämoglobin auch Darmbakterien und verschiedene Nahrungsmittel wie Fleisch, Früchte und frisches Gemüse. Aus diesem Grund ist die Rate falsch-positiver Ergebnisse bei empfindlichen Testsystemen, die Benzidin, o-Toluidin oder Guajakol verwenden, bei gesunden Kontrollpersonen inakzeptabel hoch (KUTTER 1984 zit. in: FRÜHMORGEN 1987).

Die Spezifität des Tests liegt bei 93 - 97%, die Sensitivität im Nachweis von Karzinomen wird mit 65% angegeben. Durch ein Screening mit FOBT ließe sich die Mortalität des kolorektalen Karzinoms um 23% verringern. Vor diesem Hintergrund wird ab dem 50.

Lebensjahr jährlich eine FOBT bei allen asymptomatischen Personen empfohlen. Bei Nachweis von okkultem Blut muss bei einem Drittel der Patienten mit einer kolorektalen Neoplasie (Adenom oder Karzinom) gerechnet werden. Deshalb sollte schon bei einer einmaligen Auffälligkeit eine komplette Koloskopie vorgenommen werden. Zur besseren Beurteilung von anorektalen Erkrankungen sollte diese Untersuchung mit einer Proktoskopie kombiniert werden. Die Wiederholung einer FOBT ist nicht sinnvoll (JEHLE et al. 2003, 13).

3.2 Flexible Sigmoidoskopie

Mit einer Reichweite bis zu 60 cm ist die flexible Sigmoidoskopie eine kurze Darmspiegelung. Ein bis zwei Stunden vor der Untersuchung muss dem Patienten ein Abführmittel oder Einlauf verabreicht werden, wobei als Nebenwirkungen Bauchschmerzen und Übelkeit auftreten können. Durch Einblasen von Luft bzw. Gas wird während der Endoskopie eine bessere Sicht ermöglicht (JONAS et al. 2003, 13).

Etwa 60% aller kolorektalen Karzinome liegen im Untersuchungsbereich der flexiblen Sigmoidoskopie (JEHLE et al. 2003, 14). Damit können bei Auftreten von Tumoren im linken distalen Kolon ungefähr zwei Drittel aller kolorektalen Karzinome erkannt werden; zusätzlich bietet die Sigmoidoskopie die Möglichkeit der Polypektomie. Die Mortalität sinkt damit um 60 – 70% (SELBY, FRIEDMAN et al. 1992, 653 ff.).

Die flexible Sigmoidoskopie wird deshalb ebenfalls für alle asymptomatischen Personen ab dem 50. Lebensjahr empfohlen. Beim Nachweis von Adenomen im distalen Kolorektum ist ergänzend eine komplette Koloskopie zwingend erforderlich, da etwa ein Drittel dieser Patienten auch Adenome im proximalen Kolon aufweist. Bei unauffälligem Befund ist es ratsam, die Sigmoidoskopie nach fünf Jahren zu wiederholen.

3.3 Koloskopie

Die Koloskopie ist eine Darmspiegelung, bei der das Endoskop bis zur Bauhinischen Klappe vorgeschoben werden kann. Im Rahmen einer Polypektomie bzw. Mukosaresektion können endoskopisch präneoplastische und frühe neoplastische Läsionen abgetragen werden. So bietet die Koloskopie als einziges Verfahren Inspektion, Diagnose und Therapie im gesamten Kolon in einer Untersuchung an. Allerdings ist es manchmal nicht möglich, eine komplette Koloskopie vorzunehmen.

Wesentliche Grundvoraussetzung für eine optimale Durchführung der Untersuchung ist die vollständige Darmreinigung. Ab drei Tagen vor der Untersuchung sind diätische

Maßnahmen erforderlich. Am Tag der Untersuchung wird ein spezielles Abführmittel mit zusätzlich drei bis vier Litern Flüssigkeit eingenommen. Als Nebenwirkungen können Blähungen, Übelkeit, krampfartige Bauchschmerzen, Erbrechen und Kreislaufstörungen auftreten. Es besteht auch die Möglichkeit einer Sedoanalgesierung des Patienten. Bei Gabe von Beruhigungsmitteln kann es zu Atemstörungen kommen. Daher sollten die Patienten während des Eingriffs und danach überwacht werden (JONAS et al. 2003, 15). Die Koloskopie stellt die sensitivste Untersuchungsmethode zum Nachweis kolorektaler Karzinome und adenomatöser Vorstufen dar. Die komplette Koloskopie mit Polypektomie vermag die Inzidenz des kolorektalen Karzinoms um 76 - 90% zu vermindern (JEHLE et al. 2003, 14).

Wird bei diesem Screening-Verfahren das kolorektale Karzinom ausgeschlossen, so sind keine weiteren diagnostischen Untersuchungen notwendig. Bei einer positiven Diagnose gilt die Histologie des Operationspräparates als Goldstandard (VOß 2004, 13-14).

Die komplette Koloskopie wird bei asymptomatischen Personen ab dem 55. Lebensjahr empfohlen. Bei unauffälligem Befund ist eine Wiederholung nach 10 Jahren anzuraten. Seit dem 1.10.2002 gehört die Koloskopie für Männer und Frauen ab 55 Jahren in Deutschland zum Früherkennungsprogramm der gesetzlichen Krankenkassen.

3.4 Kolonkontrasteinlauf

Als Vorsorgeuntersuchung wird neben Hämocult-Test (FOBT) und Sigmoidoskopie bzw. Koloskopie auch der Kolonkontrasteinlauf empfohlen (BOND 1999, 7S-10S). Wie bei der Koloskopie ist eine gründliche Säuberung des Darms Grundvoraussetzung für einen erfolgreichen Kolonkontrasteinlauf. Das gesäuberte Kolon wird unter Durchleuchtung mit Bariumsulfat-Suspension gefüllt, bis etwa die rechte Flexur erreicht ist. Anschließend wird versucht, möglichst viel von dem Kontrastmittel wieder abzulassen und zusätzlich Luft zu insuffizieren (Doppelkontrasteinlauf). Ein dünner Kontrastmittelfilm bleibt an der Kolonschleimhaut haften, so dass auf den Röntgenbildern ein plastischer Eindruck des Kolonlumens entsteht.

Die Diagnosegenauigkeit für den Nachweis von benignen oder malignen Neoplasien im Kolon beträgt in Abhängigkeit von deren Größe 85 - 98%. LAW et al. (1999, 80 ff.) konnten nachweisen, dass 96% aller Polypen (größer als 1 cm) und 97% der Karzinome mit Hilfe des Kolonkontrasteinlaufs entdeckt wurden.

Im Falle einer Perforation kann es jedoch durch das bariumsulfathaltige Kontrastmittel zu schwerwiegenden Komplikationen kommen. Daher darf kein Kolonkontrasteinlauf kurz nach einer Koloskopie mit Biopsie oder Polypektomie oder bei Perforationsgefahr des Darms durchgeführt werden. Die alternativen jodhaltigen und wasserlöslichen Kontrastmittel sind für die Doppelkontrastdarstellung nicht geeignet. Proximal einer hochgradigen Stenose kann die Darstellung des kompletten Kolons auch mit dem Kontrasteinlauf schwierig werden, da dann unter Umständen das Darmlumen nicht genügend mit Kontrastmittel gefüllt ist oder das Kontrastmittel anschließend nicht wieder abfließen kann (Voß 2004, 14-15).

Tab. 1: Charakteristika der Screeningtests für kolorektale Karzinome (nach RANSHOFF, D.F. & SANDLER, R.S., 2002)

	FOBT	Sigmoidoskopie	Kolonkontrasteinlauf	Koloskopie
Compliance (geschätzt)	36-67%	20-50%		nicht bekannt
Reduktion der Mortalität	15-33% abhängig von Compliance	59% im linksseitigen Kolon		59% im Kolon
Sensitivität	ca. 40%	90% im eingesehenen Bereich	80%; Polypen >1cm: 95% im gesamten Kolon	>90% im gesamten Kolon
Spezifität	96-98%	99%		99%
Kosten (EUR)	2	14		85
Sedierung	nein	in der Regel nein	in der Regel nein	häufig
Vorbereitung	diätisch	Einlauf	Darmreinigung	Darmreinigung
Komplikationen	keine	0,02%	Perforation: 0,004%	Perforation: 0,02-0,2% Blutung: 0,001% Mortalität: 0,001%

4 Therapie kolorektaler Tumoren

4.1 Therapie des Kolonkarzinoms

Die Therapie des Kolonkarzinoms besteht in der Regel in einer Operation, mit der eine möglichst vollständige Entfernung des Tumorgewebes angestrebt wird. Das Ausmaß der Operation richtet sich nach den versorgenden Arterien des betreffenden Darmabschnittes, da das Lymphabflussgebiet dem arteriellen Versorgungsgebiet entspricht. Dies bedeutet z.B., dass bei einem Karzinom im aufsteigenden Dickdarmteil der halbe Dickdarm entfernt werden muss (Hemikolektomie). Bei einem Karzinom im Querkolon

muss sogar der gesamte Dickdarm entfernt werden, da hier vielfältige Anastomosen untereinander bestehen und damit überall Lymphknotenmetastasen entstehen können. Prinzipiell können heute sämtliche in der offenen Chirurgie üblichen Standardresektionen auch in laparoskopischer oder laparoskopisch assistierter Technik vorgenommen werden (MEDICINE WORLDWIDE o.J. a).

4.2 Therapie des Rektumkarzinoms

Die wichtigste therapeutische Maßnahme bei einem Rektumkarzinom ist die Operation. Dabei wird eine so genannte en-bloc-Resektion durchgeführt. Der Tumor wird in seiner gesamten Ausdehnung einschließlich eines fünf Zentimeter breiten Sicherheitsabstandes proximal und distal, unter Mitnahme der Gefäße und Lymphknoten, in einem "Block" entfernt. Liegt der Tumor acht Zentimeter oberhalb des Analkanals, kann die Kontinenz, also der normale Stuhlgang und die normale Schließmuskelfunktion, in der Regel erhalten bleiben. Liegt der Tumor jedoch sehr dicht am Analkanal, ist meist ein künstlicher Darmausgang (Anus praeter) notwendig. Wenn der Tumor sehr ausgedehnt an die Beckenwand heranwächst, ist eine Operation, mit der man alle Tumorzellen erfasst, nicht mehr möglich (MEDICINE WORLDWIDE o.J. a).

Bei beiden kolorektalen Tumoren im Stadium I (pT1/2pN0) ist nach kurativer Resektion mit ausreichend breitem Resektionsrand keine zusätzliche Strahlentherapie erforderlich. In den Stadien II und III sowie nach Resektion mit knappem Resektionsrand kann die Strahlentherapie das Auftreten lokoregionärer Rezidive senken. Eine Erhöhung der Gesamtüberlebensrate konnte aber bisher allein durch die postoperative Strahlentherapie nicht erreicht werden (JATZKO et al. o.J). Wegen des beträchtlichen Lokal- und Fernmetastasenrisikos empfiehlt, basierend auf den Studien der NCCTG (North Central Cancer Treatment Group der Mayo Klinik) und der GITSG (Gastrointestinal Tumor Study Group), das NIH (NATIONAL INSTITUTES OF HEALTH, CONSENSUS CONFERENCE, 1990) die postoperative Radiatio (50-55 Gy in 5-6 Wochen) in Kombination mit dem Chemotherapeutikum 5-FU als Goldstandard.

5 Untersuchung mit der Magnet-Resonanz-Tomographie (MRT)

5.1 Untersuchungstechnik

Bei der MRT wird der Patient in ein statisches Magnetfeld gebracht, wobei durch Messung der sich ausrichtenden körpereigenen Protonen ein Bild erzeugt werden kann.

Die nachfolgenden Erläuterungen der Untersuchungstechnik sind nach MEDICINE WORLDWIDE (o.J. b) zusammengefasst.

5.1.1 Physikalische Grundlagen der Kernspintomographie

Jede bewegte Ladung, so z.B. der Elektronenfluss in einer Leitung, generiert ein Magnetfeld. Auch die Bewegung der Protonen erzeugt ein, wenn auch sehr kleines atomares Magnetfeld. Dieses Magnetfeld hat ein magnetisches Moment (Abk. μ) der Protonen zur Folge. Die magnetischen Momente der Protonen im Atomkern können einander verstärken oder, wenn die Protonen gegeneinander rotieren, auch auslöschen.

Für die MRT spielen die Atome eine Rolle, die ein nach außen wirkendes magnetisches Moment besitzen. Das wichtigste Element mit einem derartigen magnetischen Moment ist der Wasserstoff, der, an Sauerstoff gebunden, als Wasser in einer für eine ausreichende Signalintensität genügend großen Menge im menschlichen Körper vorhanden ist.

5.1.2 Magnetisierung des menschlichen Gewebes

Die zu untersuchende Person wird in dem MRT-Gerät in ein starkes statisches Magnetfeld gebracht. Die Stärke des Magnetfeldes wird oft, wenn auch nicht ganz korrekt, in Tesla angegeben, da das Tesla eigentlich eine Einheit für die magnetische Flussdichte B ist (1 Tesla = 10⁴ Gauß). Das Magnetfeld kann entweder horizontal oder vertikal ausgerichtet sein, also parallel zur Längsachse des Patienten oder quer dazu.

In einem derartigen Magnetfeld richtet sich ein Teil der magnetischen Momente der Protonen in Richtung des Magnetfeldes (parallel) und ein anderer Teil in entgegengesetzte Richtung (antiparallel) aus, wobei ein leichter Überschuss an parallel ausgerichteten Momenten entsteht, den man als Längsmagnetisierung bezeichnet. Diese Magnetisierung ist proportional zur magnetischen Flussdichte B .

Während die klinische MRT bisher zumeist bei Feldstärken von bis zu 1,5 Tesla durchgeführt worden ist, sind in jüngster Zeit 3,0-Tesla-Ganzkörper-MR-Systeme verfügbar. Deren Verbreitung wächst schneller als erwartet. Während die Aufstellungsbedürfnisse

und die Handhabung dieser Systeme sich nicht mehr wesentlich von denen mit kleineren Feldstärken unterscheiden, bestehen jedoch Unterschiede im praktischen Einsatz. Das Ziel der Verwendung einer höheren Magnetfeldstärke ist eine Qualitätssteigerung der Bildgebung. Im Vergleich zu kernspintomographischen Aufnahmen mit einer Feldstärke von 1,5 Tesla ermöglicht die höhere Feldstärke ein größeres Signal-Rausch-Verhältnis, was für eine bessere räumliche und/oder zeitliche Auflösung nutzbar gemacht werden kann.

Die höhere Magnetfelddichte bedingt jedoch unter anderem eine höhere Radiofrequenz-Energiebelastung des zu untersuchenden Patienten. Zudem wird bei höheren Feldstärken das Entstehen von Suszeptibilitätsartefakten begünstigt.

5.1.3 Anregung der Protonen im Gewebe

Mittels eines von außen eingestrahlteten hochfrequenten elektromagnetischen Feldes (Anregungsimpuls), von dem hier aber nur der magnetische Anteil Bedeutung hat und das senkrecht zum statischen Magnetfeld gerichtet ist, werden die Protonen des Gewebes aus ihrer Richtung ausgelenkt. Somit kann die ursprüngliche Längsmagnetisierung verkleinert, ausgelöscht oder sogar umgepolt werden. Dabei entsteht auch eine Querkomponente der Magnetisierung. Die Frequenz für dieses hochfrequente Feld ist an die Flussdichte des statischen Magnetfeldes gebunden und beträgt 42,58 MHz/Tesla; sie wird auch als Larmor-Frequenz bezeichnet. Nur bei dieser Frequenz lassen sich die Spins der Protonen überhaupt auslenken, was auf ihr Resonanzverhalten zurückzuführen ist. Daher rührt auch die Bezeichnung Magnetresonanz für dieses Verfahren.

Die Auslenkung der Spins (Protonen) kann je nach eingestrahelter Energie unterschiedlich groß sein (Amplitude des Anregungsimpulses) und wird gezielt und definiert eingesetzt. So werden z.B. zur Erzeugung so genannter Spinechos Auslenkwinkel von 90° und 180° benötigt. Bei schnellerer Bildgebung mit so genannten Gradientenechos werden dagegen Auslenkwinkel von weniger als 90° verwendet.

5.1.4 Relaxation und Kontraste

Nach Abschalten des Anregungsimpulses kehren die Spins der Protonen in ihre ursprüngliche Ausrichtung zurück oder, in der Fachsprache ausgedrückt, relaxieren. Während dieser Relaxation verlieren sie die bei der vorherigen Anregung zugeführte Energie, indem sie diese in Form von elektromagnetischen Signalen abstrahlen. Der magnetische Anteil der abgestrahlten Signale wird in einer Empfängerspule empfangen und

trägt nach weiterer Verarbeitung zur Bildgebung oder anderer Informationsgewinnung bei. Das Verhalten der Spins der Protonen nach dem Abschalten des Anregungsimpuls zeigt zwei verschiedene Grundformen der Relaxation: die Spin-Gitter-Relaxation (R1) und die Spin-Spin-Relaxation (R2).

Die Spin-Gitter-Relaxation bezeichnet die Wiederzunahme der Längsmagnetisierung, d.h. die Ausrichtung der Spins nach dem statischen Magnetfeld. Die Geschwindigkeit dieser Erholung richtet sich danach, wie schnell die Spins die aufgenommene Energie wieder abgeben, und dies ist wiederum von der Einbindung in das molekulare System (Gitter) des Gewebes abhängig. Durch unterschiedliche Relaxation in verschiedenen Geweben entstehen Kontraste zwischen den Gewebearten und zwischen gesundem und Tumorgewebe. Die Relaxation verläuft in erster Näherung exponentiell und wird daher durch ihre Zeitkonstante T1 charakterisiert. Beispielsweise weist die graue Hirnsubstanz T1-Werte um 900 Millisekunden auf, während sie bei der weißen Hirnsubstanz bei 500 Millisekunden liegen.

Die Spin-Spin-Relaxation bezeichnet die Abnahme der Quermagnetisierung und wird durch die Zeitkonstante T2 charakterisiert. Diese Relaxation ist erheblich schneller als die Spin-Gitter-Relaxation, da die in die Querebene ausgelenkten Spins in sehr starke Wechselwirkung mit den anderen Spins treten und die Quermagnetisierung dadurch schneller abnehmen lassen. Diese Wechselwirkung mit anderen Spins ist ebenfalls gewebeabhängig, so dass auch hier Kontraste zwischen verschiedenen Geweben zu gewinnen sind. So liegen die entsprechenden T2-Werte bei grauer und weißer Hirnsubstanz bei ca. 90 und bei ca. 70 Millisekunden.

Die Magnetresonanz bei der Larmor-Frequenz setzt theoretisch ein gleichförmiges (homogenes) statisches Magnetfeld voraus. Aber in Wirklichkeit treten bei jedem Untersuchungsobjekt, erst recht bei einem im Ganzen untersuchten Patienten, viele kleinere und größere Abweichungen auf. Diese Inhomogenitäten verursachen ein Auseinanderlaufen der Quermagnetisierung, was eine noch kürzere Relaxationszeitkonstante T2* zur Folge hat. Diese Relaxation überlagert sich so mit T2. Abgesehen von einigen Applikationen ist diese zusätzliche Relaxation unerwünscht, und deshalb sucht man sie zu vermeiden.

Ein Kontrast zwischen Gewebearten kann aber auch durch Unterschiede im Wassergehalt des Gewebes bedingt sein. In diesem Fall spricht man vom Kontrast durch die Protonendichte (PD).

Jede dieser vier Arten der Gewebekontrastierung lässt sich durch entsprechende Parameter in den Messprogrammen (Pulssequenzen) hervorheben. Man spricht dabei von T1-, T2-, T2*- und PD-Gewichtung. So werden z.B. auf den T1-gewichteten Bildern Blutungen und Fett und auf den T2-gewichteten Bildern Flüssigkeiten besonders hell dargestellt.

Die gewünschte Gewichtung wird durch Einstellung der Parameter der Pulssequenzen bestimmt, wie Auslenkwinkel (flip angle, FA), Wiederholungszeit (repetition time, TR) und Echozeit (echo time, TE). Der Auslenkwinkel FA ist das Maß der Auslenkung des angeregten Spins aus der Längsmagnetisierungsebene (Z-Ebene) und wird in Grad oder Radiant (rad) angegeben. Die Wiederholungszeit TR ist das Zeitintervall zwischen zwei aufeinander folgenden Anregungsimpulsen. Die Echozeit TE ist das Zeitintervall zwischen dem Abschalten des Anregungsimpulses und dem Zeitpunkt des Empfangs der elektromagnetischen Signale an der Empfängerspule. Sowohl TR als auch TE werden in Millisekunden angegeben.

Durch höhere Feldstärken (zum Beispiel 3,0 Tesla gegenüber 1,5 Tesla) werden die T1-Relaxationszeiten verlängert; es kommt zu einer Konvergenz der Gewebe-T1-Zeiten. Die T2- und T2*-Relaxationszeiten werden dabei jedoch verkürzt.

5.1.5 Räumliche Zuordnung

Die durch die erwähnten Anregungen erzeugten und empfangenen Signale müssen dem Körper des Patienten räumlich zugeordnet werden, um die erwünschte Bildgebung zu ermöglichen. Dies geschieht durch ein zeitlich genau definiertes Einschalten von zusätzlichen linearen Gradienten-Magnetfeldern in allen drei Raumrichtungen. Durch gleichzeitiges Einschalten eines solchen Gradienten senkrecht zur gewünschten Bildebene und Einstrahlen eines speziell geformten Anregungsimpulses werden nur die Spins innerhalb der gewählten Schicht angeregt. Man spricht in diesem Fall von einem Schichtselektionsgradienten.

Zum besseren Verständnis der räumlichen Verhältnisse kann man sich das Ganze in einem x,y,z-Koordinatensystem vorstellen, dessen z-Achse z.B. in Richtung des statischen Magnetfeldes B zeigt. Nach jeder solchen schichtselektiven Anregung werden

Signale aus dieser Schicht durch sukzessives Schalten anders gerichteter Gradienten in ihrer Phase verschoben und damit in einer der planaren Richtungen kodiert (Phasenkodierung mit Phasenkodiergradienten in y-Richtung). Als ein Analogon hierfür kann die aus der Nachrichtentechnik bekannte Phasenmodulation angeführt werden. Die nach jeder Anregung in der Phasenkodierrichtung anders präparierten Signale müssen noch in der verbliebenen zweiten planaren Richtung (x-Richtung) kodiert werden. Dies geschieht wiederum durch Einschalten eines entsprechend gerichteten Gradienten, allerdings erst, wenn das Signal empfangen wird, weshalb man von Auslesegradienten spricht. Entlang dieses Gradienten verändert sich die Frequenz der empfangenen Signale, wodurch eine eindeutige Ortszuordnung möglich ist (Frequenzkodierung). In der Radiotechnik bezeichnet man dieses vor allem im UKW-Bereich angewendete Verfahren als Frequenzmodulation.

Die magnetischen Feldgradienten sollten möglichst steil sein und vor allem möglichst schnell ein- und ausgeschaltet werden. Sie sind ein wichtiges Leistungsmerkmal zur Beurteilung eines MRT-Systems, da sie die Qualität und Dauer der MRT-Untersuchungen bestimmen. Bei den derzeit klinisch verwendeten Geräten erreichen die Feldgradienten Steilheitswerte von bis zu 60 Millitesla pro Meter und Anstiegsraten von bis zu 200 Millitesla pro Meter und Millisekunde (ms). Damit würde der Wert von 60 mT innerhalb von 0,3 ms geschaltet. Diese Feldgradienten sind also erheblich kleiner als das statische Magnetfeld. Sie werden erzeugt, indem Ströme von einigen Hundert Ampere in speziellen Gradientenspulen geschaltet werden. Die dabei entstehenden Lorenz-Kräfte zerren so stark an der Verankerung der Gradientenspulen, dass erhebliche Geräuschbelastungen der Patienten (bis über 100 dB) entstehen. Daher müssen die Patienten während der Untersuchung einen Gehörschutz tragen.

5.1.6 Bilderzeugung

Nach der selektiven Anregung einer bestimmten Schicht werden die in x-Richtung frequenzkodierten Signale aus allen Bildelementen (Pixel) entlang einer Linie empfangen. Danach wird jeweils eine andere Phasenkodierung in y-Richtung vorgenommen, bis nacheinander alle Linien abgearbeitet worden sind. Auf diese Weise werden Signale aus allen Bildpunkten, also Pixeln, einer Schicht empfangen (akquiriert). Diese Signale liegen allerdings in kodierter Form vor und ergeben noch kein interpretierbares Bild. Sie werden als Ortsfrequenzbereich, k-Raum oder Rohdaten bezeichnet. Diese Rohdaten

werden dann, u.a. durch die Anwendung einer speziellen mathematischen Operation, der schnellen Fourier-Transformation, zu einem anatomisch interpretierbaren Bild umgewandelt. Dieser Prozess, auch Bildrekonstruktion genannt, benötigt leistungsstarke Rechner mit schnellen Prozessoren.

5.1.7 Pulssequenzen

Die Messprogramme für MRT-Untersuchungen werden als Pulssequenzen bezeichnet. Die häufigsten Pulssequenzen, die in der Routine zur Anwendung kommen, sind die Spinecho-Sequenz und die Gradientenecho-Sequenz. Bei diesen beiden wie auch bei den meisten anderen Pulssequenzen wird durch eine Umpolung der Magnetisierung zum Zeitpunkt des Empfangs eine Art Signalecho erzeugt. Beim symmetrischen Echo, das am häufigsten verwendet wird, befindet sich das maximale Signal in der Mitte des Empfangsintervalls.

Das Spinecho wird durch ein Paar von hochfrequenten Impulsen, dem 90° -Anregungsimpuls und dem 180° -Inversionsimpuls, erzeugt. Der Inversionsimpuls mit den dazugehörigen Feldgradienten hat eine längere Messdauer als beim Gradientenecho. Es entstehen aber sehr gute Weichteilkontraste.

Das Gradientenecho wird erzeugt, indem ein negativer Gradient in der Ausleserichtung vor dem Auslesegradienten geschaltet wird. Die Auslenkung durch den Anregungsimpuls kann hier kleiner als 90° sein. Die Gradientenecho-Sequenz kann viel schneller sein als die Spinecho-Sequenz, aber die Kontraste sind in der Regel schwächer.

Die Anzahl der in Richtung des Magnetfeldes B (z-Richtung) ausgerichteten Protonen (Spins) ist etwas größer als die in entgegengesetzter Richtung ($-z$) (Abb. 3).

Nach Einstrahlen der magnetischen Komponente eines HF-Signals werden die Protonen (Spins) z.B. um 90° ausgelenkt (Abb. 4).

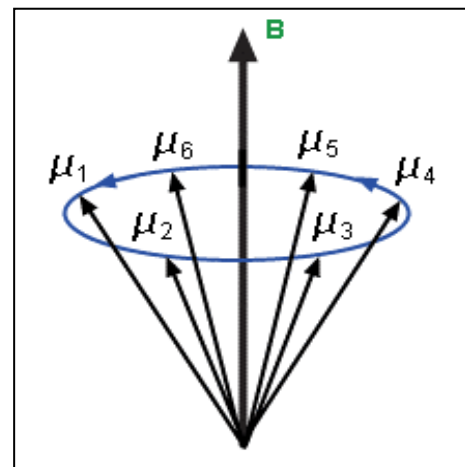


Abb. 3: Ausrichtung der Protonen im Magnetfeld (MEDICINE WORLDWIDE o.J. b)

Sind die Protonen (Spins) in der x-y-Ebene ausgelenkt, laufen sie mit der Zeitkonstanten T_2 bzw. T_2^* in der x-y-Ebene auseinander (Abb. 5). Anschließend (nach der Zeit T_1) stellt sich der alte Zustand wieder ein (Abb. 3).

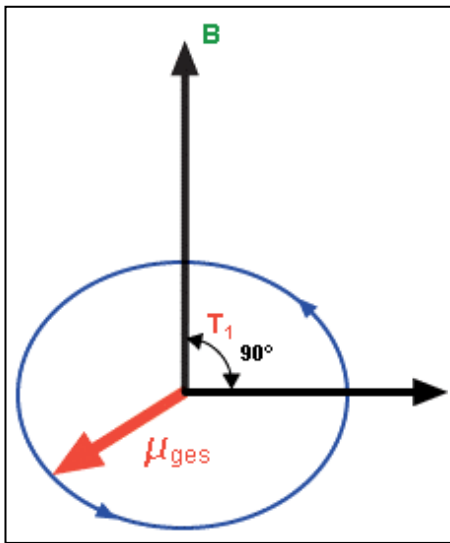


Abb. 4: Protonen-Verhalten nach Einstrahlung eines HF-Signals (MEDICINE WORLDWIDE o.J. b)

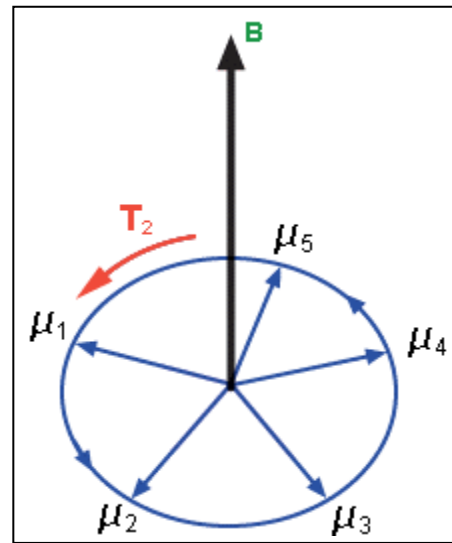


Abb. 5: Auslenkung in der x-y-Ebene (MEDICINE WORLDWIDE o.J. b)

Jede MRT-Untersuchung beginnt mit einer schnellen Orientierungsaufnahme (Localizer). Anhand der Orientierungsaufnahme werden die folgenden Untersuchungen geplant. Die meisten konventionellen Untersuchungen fahren mit einer T2-gewichteten Messung als "Suchaufnahme" und danach mit einer T1-gewichteten Messung fort. Dieses Grundschema wird - je nach klinischer Fragestellung - oft durch zusätzliche Messungen ergänzt. Die für jede Fragestellung spezifischen Messszenarien werden in speziellen elektronischen Protokollen erfasst, die während der MRT-Untersuchungen abzuarbeiten sind.

Generell ist die MRT aufgrund der hohen Kontraste von Weichteilen besonders für den Nachweis tumoröser, entzündlicher und traumatischer Erkrankungen geeignet.

5.1.8 Kontrastmittel

Wie bei der klassischen Röntgendiagnostik werden bei der MRT Kontrastmittel zur Verstärkung von Kontrasten verwendet. Die Kontrastmittel verbessern den T1-Kontrast. Als Mittel der Wahl hat sich eine Verbindung des Gadoliniums mit dem bioverträglichen Gadopentat-Dimeglumin (Gd-DTPA) bewährt. Obwohl das Gadolinium giftig ist, geht von der Gd-DTPA-Verbindung keinerlei gesundheitliche Gefahr aus. Das Gadolinium besitzt ein starkes magnetisches Moment. Da es sich vor allem in zer- bzw. gestörtem Gewebe wie z.B. Tumoren ansammelt, wird deren Kontrast durch das Gd-DTPA erheb-

lich verstärkt. Von dem Kontrastmittel werden intravenös ca. 2 Milliliter pro 10 kg Körpergewicht verabreicht. In der Praxis werden meist "Leeraufnahmen" ohne Kontrastmittel (Nativaufnahmen) und anschließend dieselben Aufnahmen mit Kontrastmittel erzeugt.

5.2 Untersuchungsdurchführung

5.2.1 Patientenvorbereitung

Um eine optimale Darstellung des Kolons zu erreichen, muss wie bei der Koloskopie der Darm mindestens einen Tag vor der MR-Kolographie mit Laxantien, z.B. Bisacodyl (Prepacol), gereinigt werden. Am Tag der Untersuchung sollte der Patient keinerlei feste, aber viel flüssige Nahrung zu sich nehmen. Zudem wird kurz vor der MR-Untersuchung zur Unterdrückung von peristaltischen Darmbewegungen bzw. zur Relaxation und der damit verbundenen Entfaltung des Kolons ein Spasmolytikum (20 bis 40 mg Butylscopolamin, z.B. Buscopan) gegeben. Anschließend werden zwei bis drei Liter reines warmes Leitungswasser mit einem Druck von maximal 100 cm Wassersäule über einen rektal eingeführten Schlauch verabreicht. Schon während der Füllungsphase wird das Kolon mit einer schnellen 2D-Sequenz dargestellt. So können der Füllungsvorgang kontrolliert und frühzeitig höhergradige Stenosierungen festgestellt werden.

5.2.2 Akquisition des MR-Datensatzes

Ist das Kolon des Patienten ganz entfaltet und das zuvor eingeführte Leitungswasser vollständig verteilt, kann die eigentliche Untersuchung beginnen: in einem Zeitraum von 30 sec werden in der Endinspiration 60 aufeinander folgende 2-Millimeter-Schichten aufgenommen. Je kürzer der Zeitraum der Aufnahme ist, desto weniger Bewegungsartefakte gibt es. Außerdem erfolgen FIESTA- und T1-gewichtete Sequenzen in koronarer und transversaler Orientierung; wie erwähnt, werden die T1-gewichteten Sequenzen nach Gabe des intravenös applizierten gadoliniumhaltigen Kontrastmittels wiederholt.

Für die MR-Kolonographie müssen leistungsstarke MR-Geräte eingesetzt werden. Es kommt darauf an, einen dreidimensionalen Datensatz in einer einzigen Atemphase zu erhalten. Dazu werden die Anregungspulse in sehr schneller Reihenfolge geschaltet, damit die Wasserstoffkerne im angeregten Dauerzustand bleiben und nicht mehr dazu kommen, die einmal aufgenommen Anregungsenergie wieder abzugeben. Lediglich Wasserstoffkerne in Umgebung gadoliniumhaltiger Kontrastmittel können ihre Energie noch rechtzeitig vor dem nächsten Anregungspuls als Signal abgeben. Dieser Umstand

wird insbesondere in der kontrastverstärkten MR-Angiographie genutzt (LEUNG et al 1996, 569 ff.).

5.2.3 Betrachtung der MR-Daten

Mit entsprechender Hard- und Software kann aus dem gewonnenen Volumendatensatz das Darmlumen dreidimensional rekonstruiert und ein virtueller Flug durch das Kolon simuliert werden. Der Untersucher kann sich dabei durch das gesamte Lumen „durchklicken“, hinter Haustren sehen und Polypen umfahren. Außerdem kann er das Darmlumen von oral nach rektal betrachten, was mit der Koloskopie nur schwer durchführbar ist. Zur besseren Orientierung wird der Kolonrahmen zugleich in einer koronaren multiplanaren 2D-Rekonstruktion oder einer Volumen-Rendering-Rekonstruktion dargestellt, wobei der Darm von außen betrachtet werden kann. So weiß der Untersucher beim virtuellen Flug zu jeder Zeit, an welcher Stelle des Darmes er sich befindet. Stuhlreste und Lufttaschen können die MR-Kolographie erschweren und intraluminalen Raumforderungen vortäuschen. Sie können aber durch Umlagerungen des Patienten von der Bauchlage in die Rückenlage von echten Raumforderungen differenziert werden.

6 Methodik und Material

6.1 Methodik

Im März 2004 beurteilten Radiologen und Medizinstudenten klinischer Semester der Charité retrospektiv die Qualität archivierter Bilddaten von 40 früheren Patienten der Charité. In die Bewertung wurden 128 Aufnahmen einbezogen. Sie wurden

den Bewertern (drei Radiologen, vier Medizinstudenten) in einer nach dem Zufall generierten Folge auf einem Bildschirm im Dicom-Format präsentiert und von ihnen nach einem vorgegebenen Bewertungsschlüssel (Tab. 2) bewertet. Für die Bewertung wurde pro Bild ein Zeitfenster von 20 Sekunden gewährt. Insgesamt nahm das Verfahren zwei Monate in Anspruch.

Maßgeblich für die Benotung der einzelnen Bilder nach dem Beurteilungsschlüssel war der subjektive Gesamteindruck des jeweiligen Bewerbers von der Qualität des Bildes (z.B. Kontraste, Konturen, Schärfe). Die Bewerter wurden angehalten, sich besonders auf die Darstellung des Darms zu konzentrieren. Maßstäbe für die Qualität und eine

Tab. 2: Beurteilungsschlüssel

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

Gewichtung der verschiedenen Kriterien waren nicht vorgegeben. Auf diese Weise wurden die 128 Aufnahmen jeweils siebenmal bewertet. Alle 896 Bewertungen wurden tabellarisch zusammengefasst und statistisch aufbereitet (Mann-Whitney-U-Test). Anschließend wurden sie in Form von Boxplots graphisch dargestellt (Abb. 9 bis 15). Boxplots werden verwendet, um Häufigkeitsverteilungen zu veranschaulichen. Sie bieten ein gutes Bild der Spannweiten, der Lage der „zentralen“ 50% und der Mediane der gewonnenen Daten und lassen im Vergleich die Symmetrieeigenschaften der dargestellten Verteilungen erkennen. Zur Vereinfachung wurden in den Boxplots bei der Darstellung der Spannweiten Ausreißer und Extremausreißer nicht berücksichtigt; sie sind aber in der deskriptiven Statistik der einzelnen Boxplots (teilweise) belassen worden.

Zur Überprüfung der Erkenntnisse wurden in einer separaten Untersuchungsreihe 118 verschiedene Aufnahmen eines Kolonmodells (Abb. 7 und 8) durch vier Radiologen der Charité beurteilt. Im Unterschied zur Bewertung der in-vivo-Aufnahmen erfolgte die Bewertung nach definierten Kriterien. Es wurden Bildrauschen, Polypendarstellung, Polypengrößendarstellung, Suszeptibilitätsartefakte und schließlich der Gesamteindruck einzeln bewertet. Außerdem mussten auch die Lokalisationen der Polypen in einem Kreisschema angegeben werden. Die Ergebnisse sind ebenfalls in Form von Boxplots graphisch dargestellt (Abb. 16 bis 30).

6.2 Patienten

Bei dem für die Beurteilung verwendeten Bildmaterial handelt es sich um klinisch indizierte und archivierte Aufnahmen (MR-Kolographien) aus dem Zeitraum von November 2002 bis Februar 2004.

Die Aufnahmen wurden mit einem Ganzkörper-Magnet-Resonanz-Tomographen mit einer Feldstärke von 3 Tesla (Signa 3 T, General Electric Medical Systems, Wisconsin, USA) oder durch einen MRT mit der Feldstärke von 1,5 Tesla (1,5 Tesla MRT, Genesis Signa, General Electric Medical Systems, Wisconsin, USA) erzeugt.

Die Untersuchungsparameter lauteten wie folgt:

- 1,5 Tesla: TE: 84 - 108 ms, TR: 3500 - 4575 ms, Schichtdicke: 5 mm, gap: 2,0 mm, FOV: 240 mm, Matrix: 512 x 388.
- 3,0 Tesla: TE: 91 – 105 ms, TR: 3500 – 4000 ms, Schichtdicke: 5 mm, gap: 2,0 mm, FOV: 240 mm, Matrix: 512 x 388.

Die kernspintomographischen Untersuchungen des Abdomens erfolgten mit der Torso-Spule des jeweiligen MRT (4-Kanal-Torso-Spule).

Optimal werden von den Patienten in einem Standardverfahren folgende Sequenzen bzw. ein Teil dieser Sequenzen aufgenommen:

- FIESTA coronar und transversal
- T2 SSFSE coronar und transversal
- T1 fs coronar und transversal
- T1 fs KM coronar und transversal

Derartig vollständige Aufnahmenserien lagen von den Patienten nicht vor. Die klinischen Fragestellungen, die seinerzeit durch die MRT-Untersuchungen beantwortet werden sollten, waren Diagnostik und Lokalisation bzw. Ausdehnung tumoröser und entzündlicher Darmerkrankungen. Die Art und Weise der Messungen waren durch diese Indikationsstellung gegeben und dadurch beschränkt. Die Sequenzen T1 fs KM coronar und/oder transversal waren deshalb nicht in dem für diese Untersuchung erforderlichen Mindestmaß vertreten, so dass sie bei der Untersuchung nicht berücksichtigt werden konnten. Auch die übrigen Sequenzen sind nicht von allen Patienten aufgenommen worden. Um dies auszugleichen, sind von einigen Patienten mehrere weiter auseinander liegende Aufnahmen ein und derselben Sequenz berücksichtigt worden. Dass diese Aufnahmen in ihrer Qualität wahrscheinlich weitgehend identisch sind, ist nicht als Mangel für die Untersuchung angesehen worden.

Infolgedessen stammen die 128 Aufnahmen von 40 Patienten. Davon waren 21 Patienten (52,5%) weiblich (Altersdurchschnitt: 53 Jahre; Altersamplitude von 23 bis 81 Jahren) und 19 (47,5%) männlich (Altersdurchschnitt: 50 Jahre; Altersamplitude von 35 bis 76 Jahren).

6.3 Modell

Das Modell besteht aus einem flexiblen Abwasserrohr aus PVC (Hersteller: Ostendorf, HTU DN 40, DIN EN 1451 B) mit einer Länge von 33 cm (11,5 cm mit spiraliger Oberflächenkerbung und 21,5 cm mit glatter Oberfläche) und einem Durchmesser von 5,5 cm (Abb. 6 und 7). Es soll einen Darmteil vorstellen (Darmphantom).

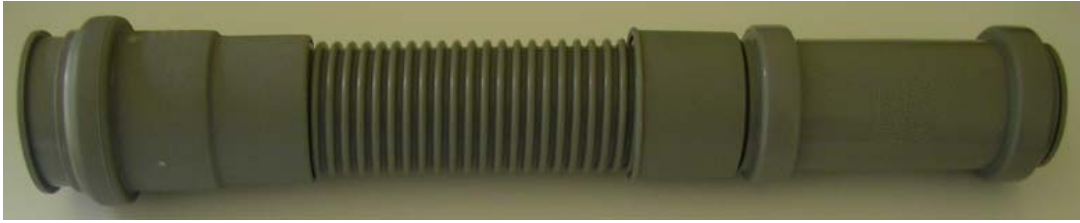


Abb. 6: Außenansicht des Modells (verkleinert)

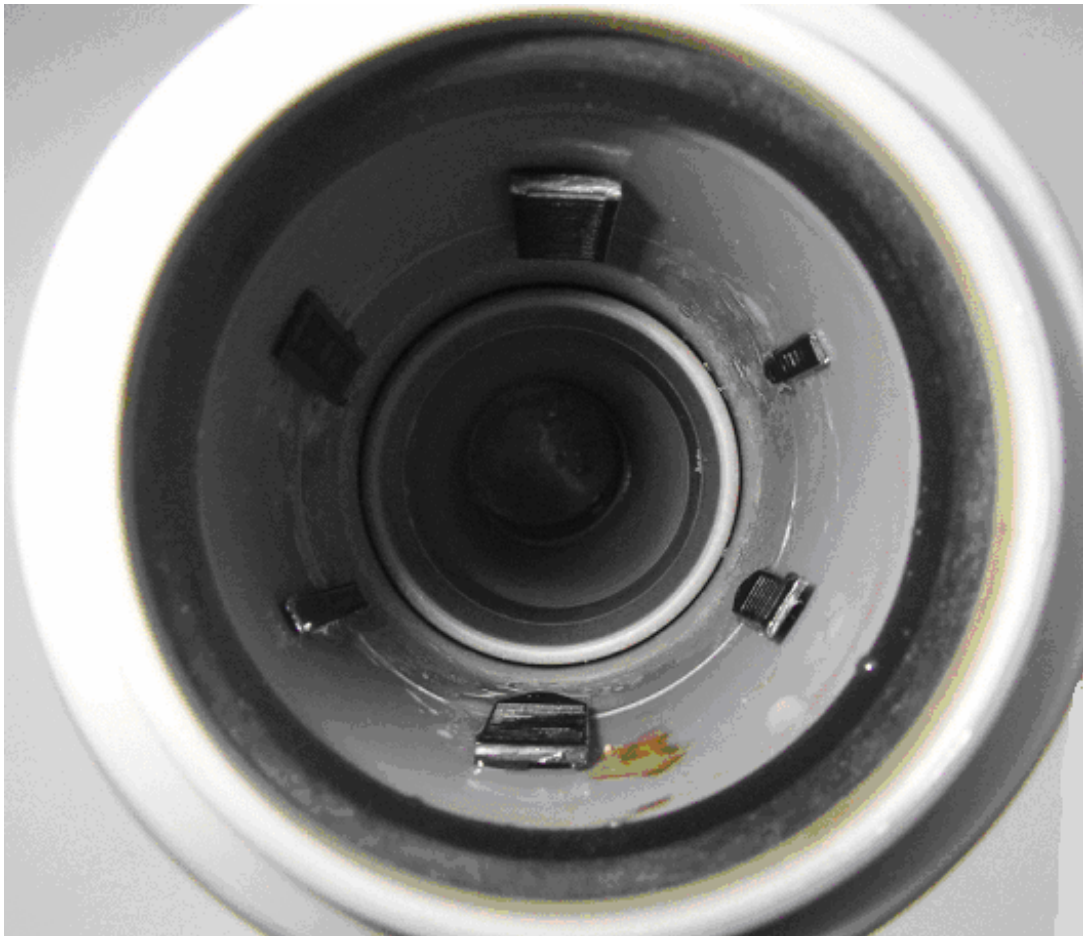


Abb. 7: Innenansicht des Modells (vergrößert)

In das Rohr wurden sechs zirkulär angeordnete Polypimitationen (ebenfalls aus PVC) unterschiedlicher Größe in einem Abstand von 60° in die Zirkumferenz des Rohrteils mit glatter Oberfläche geklebt (Abb. 8 und Tab. 3).

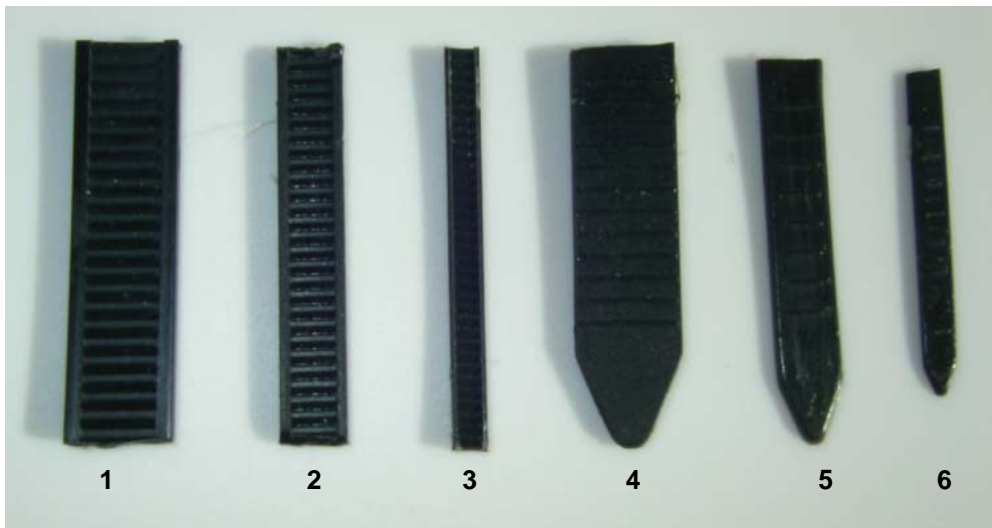


Abb. 8: Polypimitationen (vergrößert)

Tab. 3: Polypimitationsgrößen

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

7 Auswertung

7.1 Ergebnisse der in-vivo-MR-Kolonographien

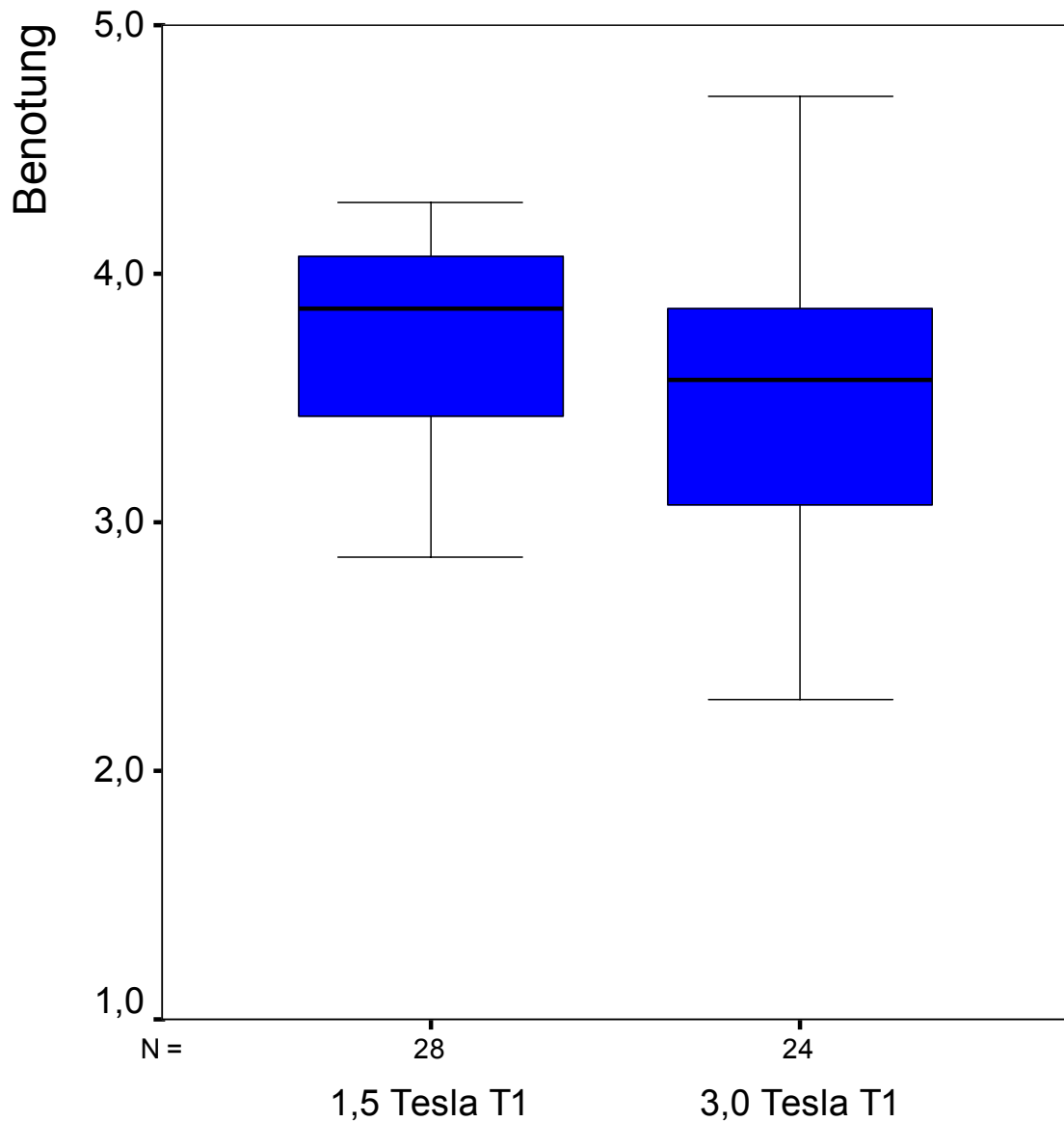


Abb. 9: T1-Sequenzen

25. Perzentile	3,4286	25. Perzentile	3,0357
50. Perzentile	3,8571	50. Perzentile	3,5714
75. Perzentile	4,1071	75. Perzentile	3,8571

Die T1-Sequenzen zeigen hinsichtlich der Feldstärken 1,5 und 3,0 Tesla keine signifikanten Unterschiede ($p = 0,096 > \alpha = 5\%$).

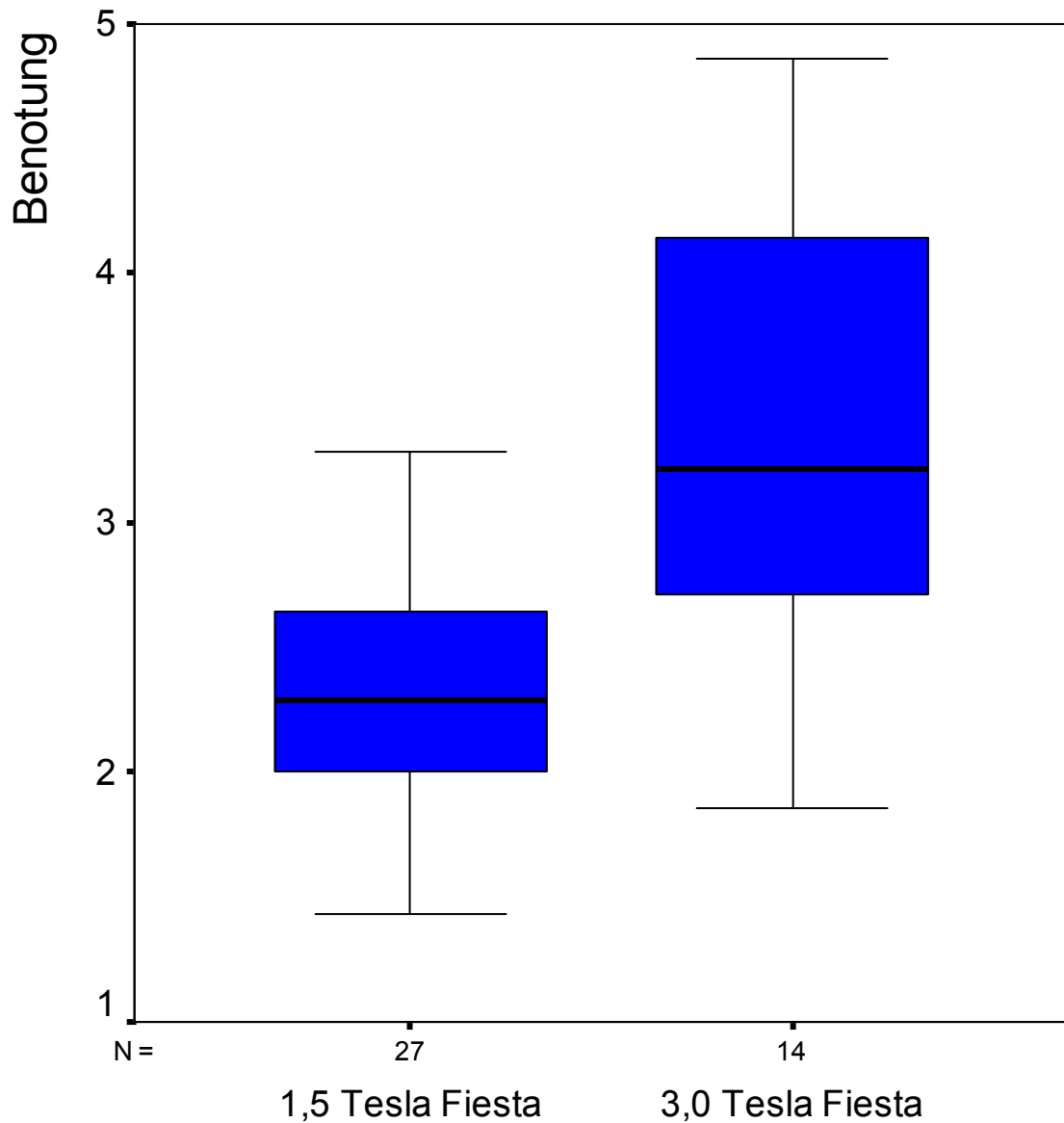


Abb. 10: Fiesta-Sequenzen

25. Perzentile	2,0000	25. Perzentile	2,7143
50. Perzentile	2,2857	50. Perzentile	3,2143
75. Perzentile	2,7143	75. Perzentile	4,1786

Die Fiesta-Sequenzen zeigen hinsichtlich der Feldstärken 1,5 und 3,0 Tesla signifikante Unterschiede; die 3,0-Tesla-Sequenzen sind deutlich schlechter ($p = 0,001 < \alpha = 5\%$).

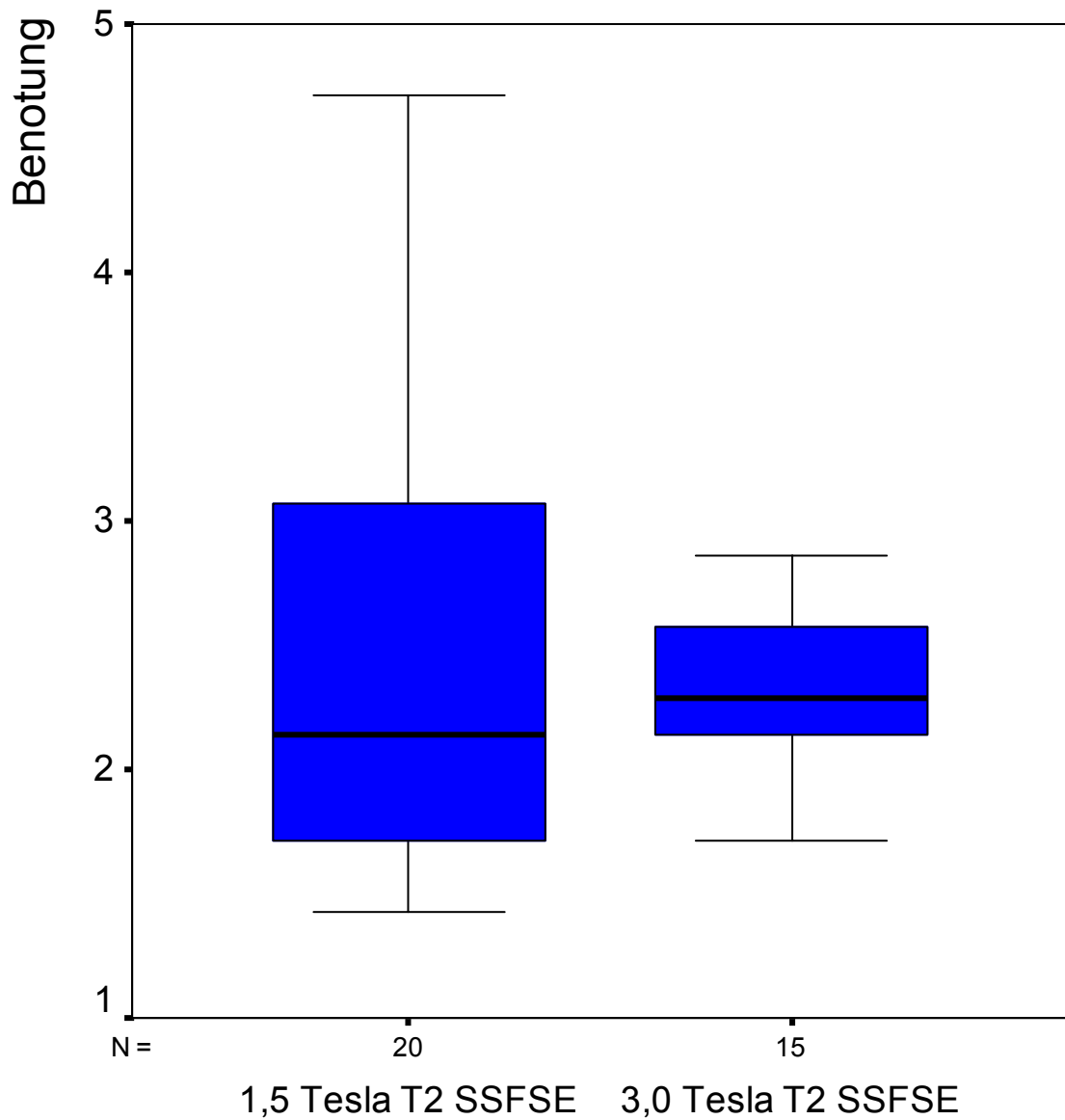


Abb. 11: T2 SSFSE-Sequenzen

25. Perzentile	1,7143	25. Perzentile	2,1429
50. Perzentile	2,1429	50. Perzentile	2,2857
75. Perzentile	3,1786	75. Perzentile	2,5714

Die T2 SSFSE-Sequenzen zeigen hinsichtlich der Feldstärken 1,5 und 3,0 Tesla keine signifikanten Unterschiede ($p = 0,254 > \alpha = 5\%$).

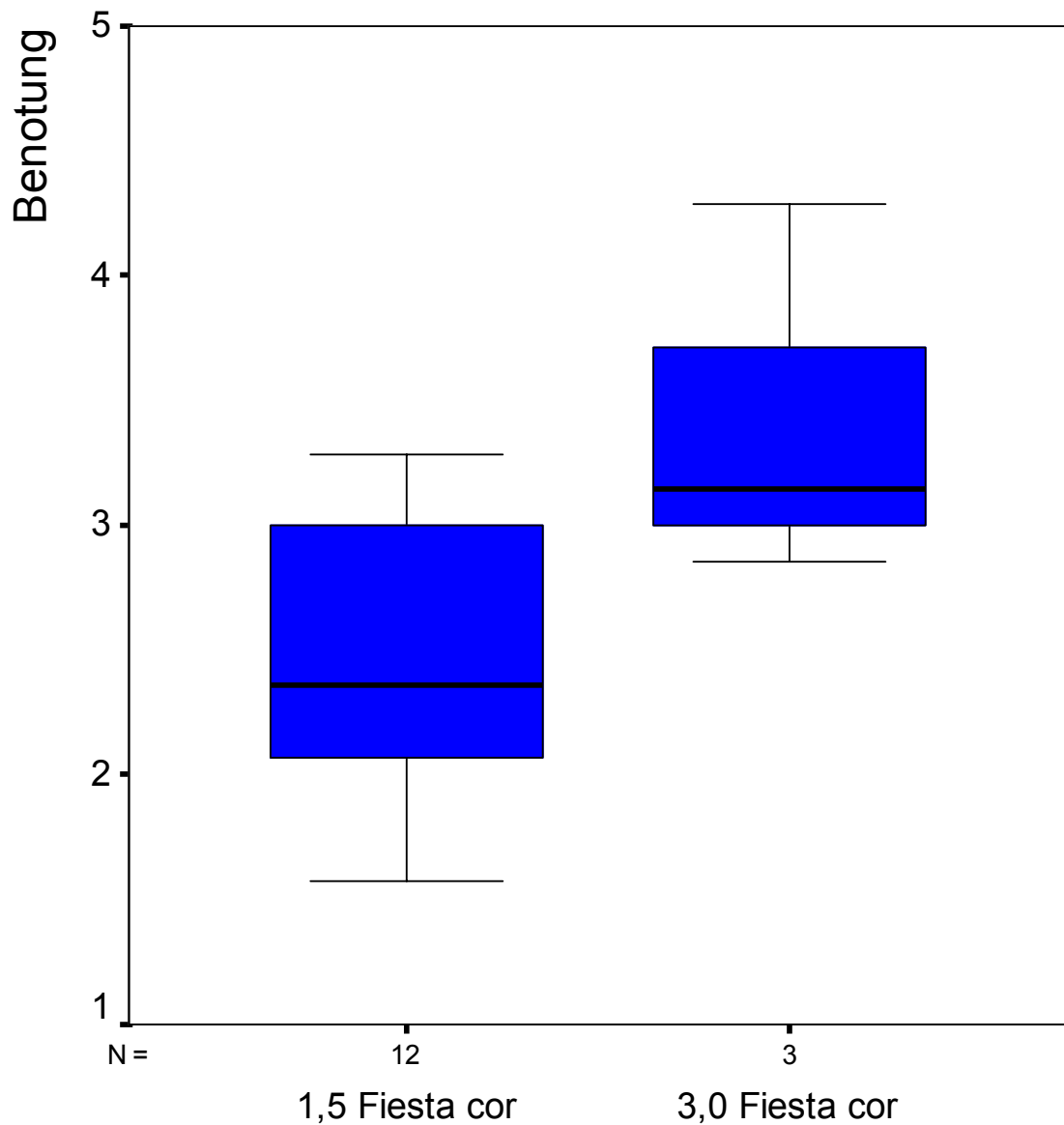


Abb. 12: Fiesta-coronar-Sequenzen

25. Perzentile	2,0357	25. Perzentile	2,8571
50. Perzentile	2,3571	50. Perzentile	3,1429
75. Perzentile	3,0000	75. Perzentile	4,2857

Die Fiesta-coronar-Sequenzen zeigen hinsichtlich der Feldstärken 1,5 und 3,0 Tesla keine signifikanten Unterschiede ($p = 0,136 > \alpha = 5\%$).

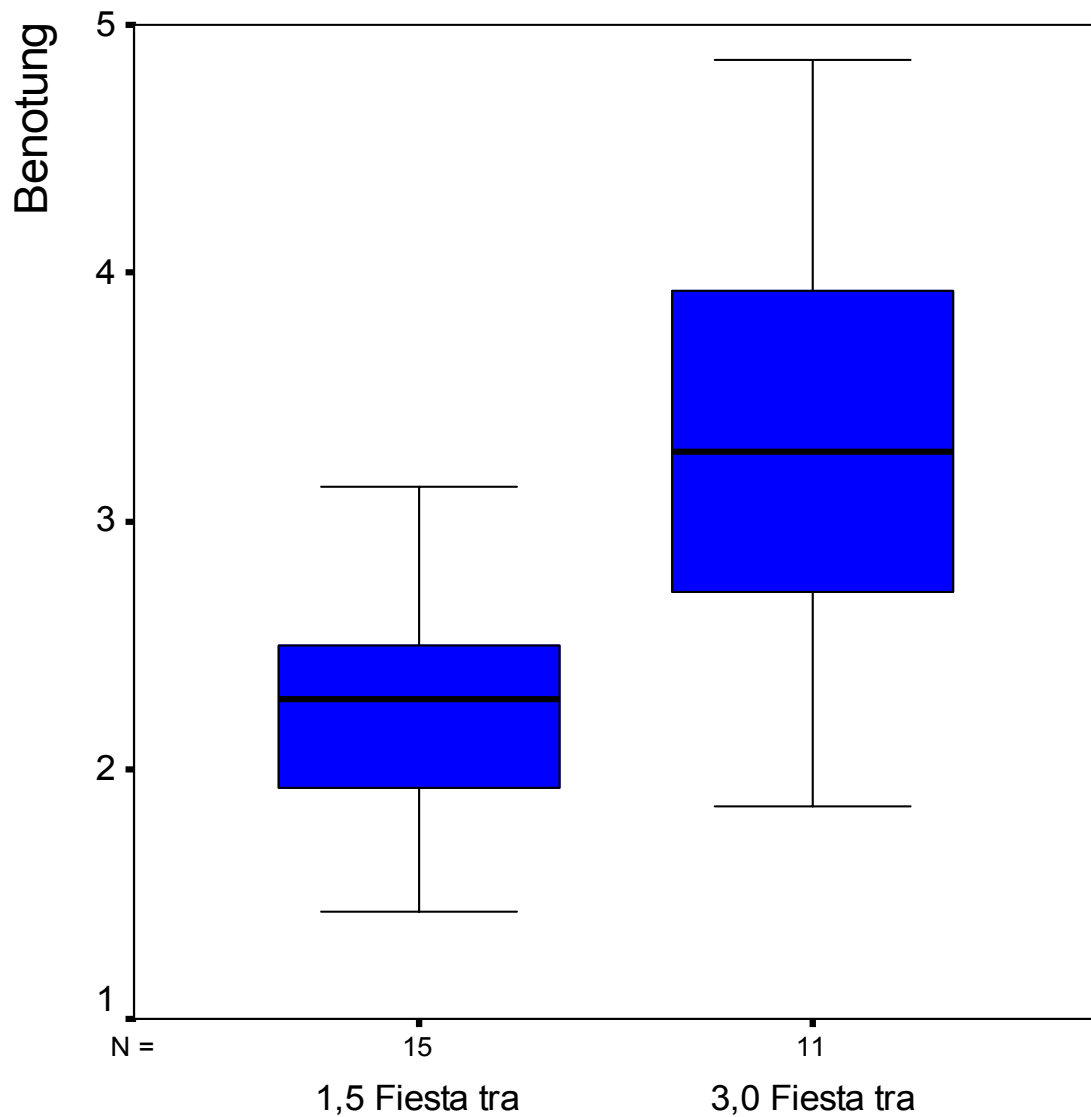


Abb. 13: Fiesta-transversal-Sequenzen

25. Perzentile	1,8571	25. Perzentile	2,7143
50. Perzentile	2,2857	50. Perzentile	3,2857
75. Perzentile	2,5714	75. Perzentile	4,1429

Die Fiesta-transversal-Sequenzen zeigen hinsichtlich der Feldstärken 1,5 und 3,0 Tesla signifikante Unterschiede; die 3,0-Tesla-Sequenzen sind deutlich schlechter ($p = 0,001 < \alpha = 5\%$).

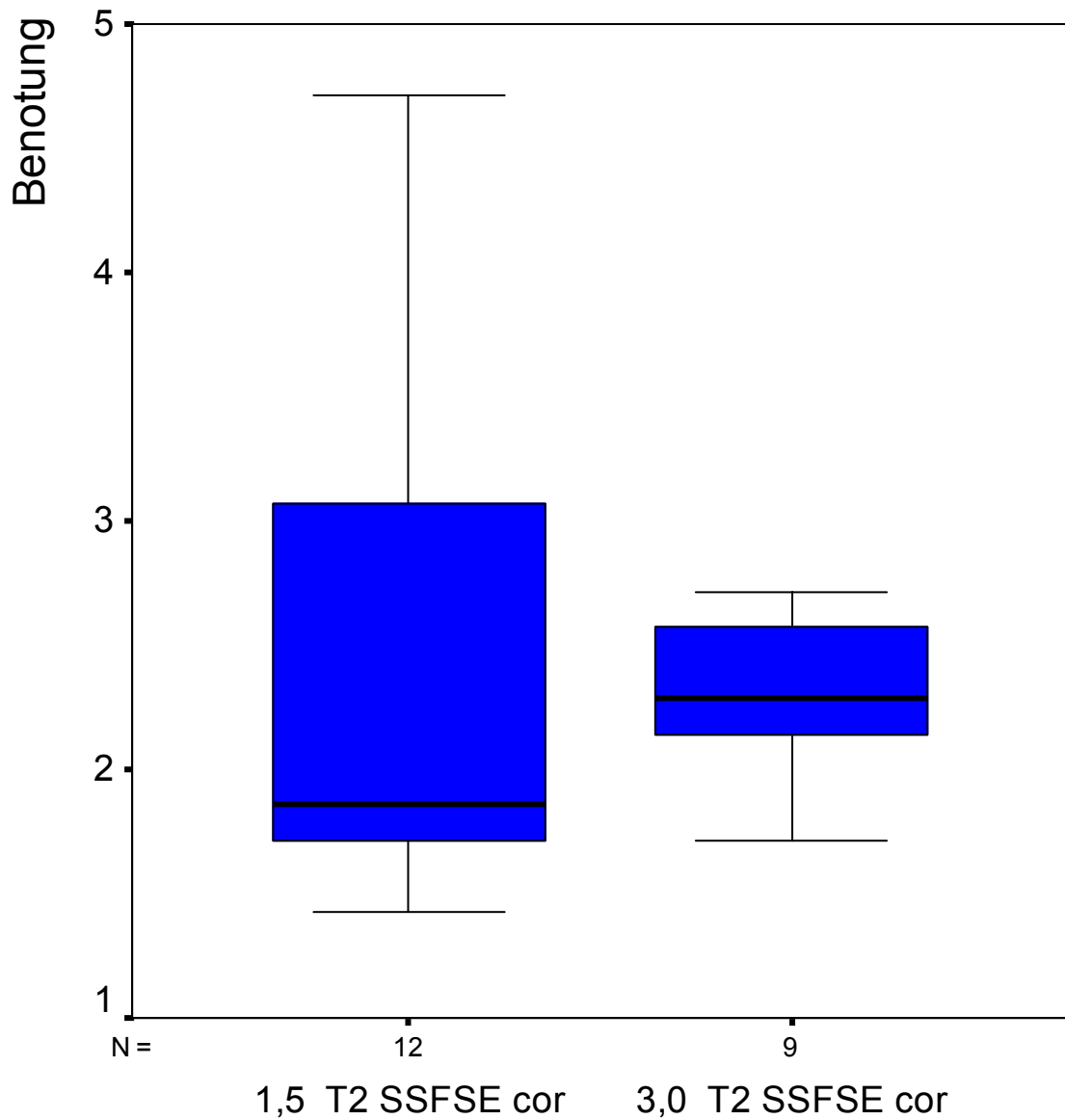


Abb. 14: T2 SSFSE-coronar-Sequenzen

25. Perzentile	1,7143	25. Perzentile	2,0000
50. Perzentile	1,8571	50. Perzentile	2,2857
75. Perzentile	3,1786	75. Perzentile	2,5714

Die T2 SSFSE-coronar-Sequenzen zeigen hinsichtlich der Feldstärken 1,5 und 3,0 Tesla keine signifikanten Unterschiede ($p = 0,449 > \alpha = 5\%$).

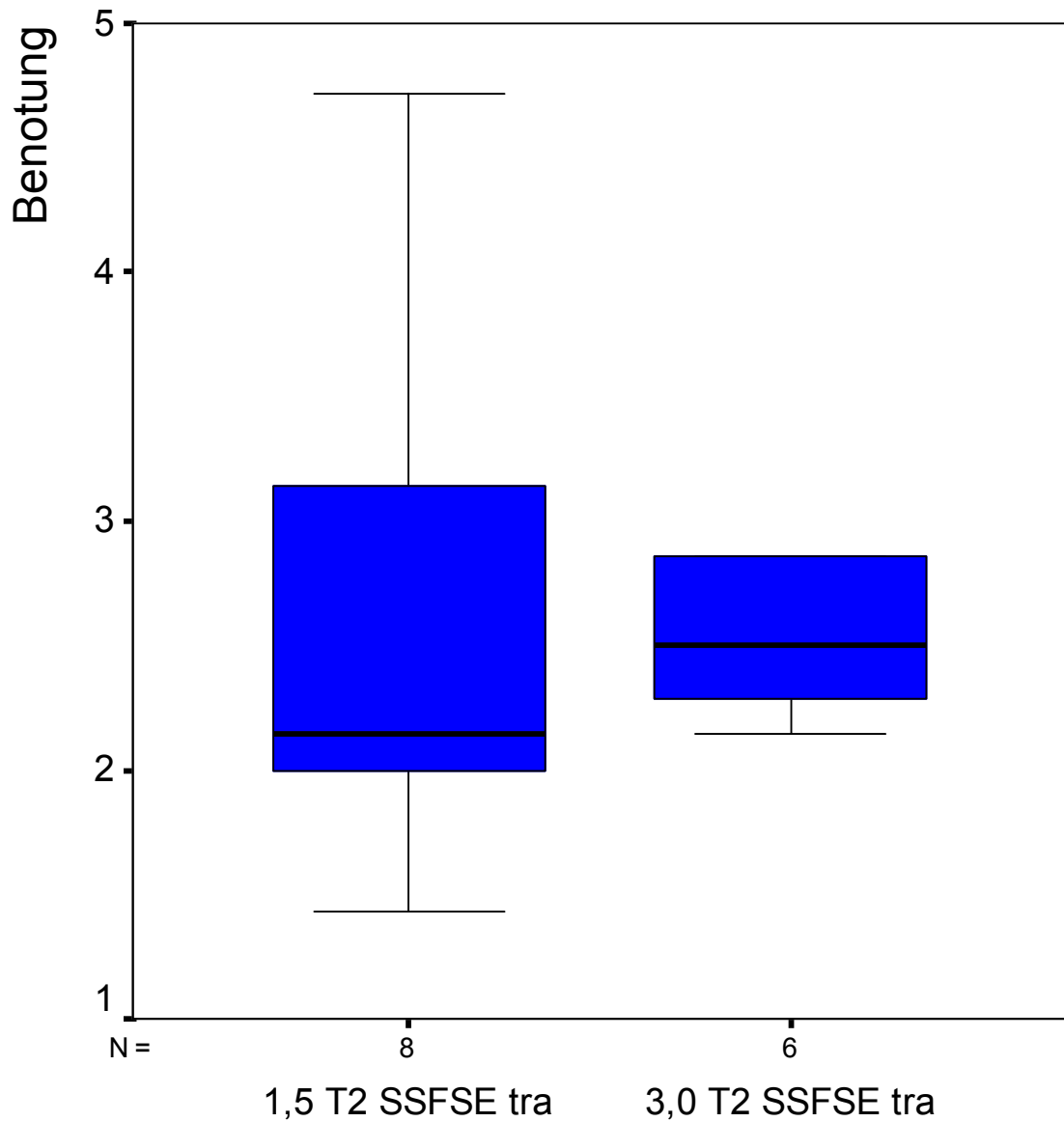


Abb. 15: T2 SSFSE-transversal-Sequenzen

25. Perzentile	1,9286	25. Perzentile	2,2500
50. Perzentile	2,1429	50. Perzentile	2,5000
75. Perzentile	3,5000	75. Perzentile	3,0714

Die Fiesta-Sequenzen zeigen hinsichtlich der Feldstärken 1,5 und 3,0 Tesla keine signifikanten Unterschiede ($p = 0,345 > \alpha = 5\%$).

Bei Betrachtung der Boxplots (Abb. 9 bis 15) zeigt sich deutlich, dass die Aufnahmen mit einer Feldstärke von 1,5 Tesla die insgesamt besseren Bewertungen erhalten haben.

Eine Ausnahme bildet die T1-Sequenz; sie ist jedoch vergleichsweise wesentlich schlechter bewertet worden und bleibt deshalb im weiteren Verlauf der Untersuchung unberücksichtigt. Das Ziel der Untersuchung wird dadurch nicht gefährdet, da die Aufnahmen beider Geräte gleichermaßen schlecht sind.

Die Fiesta- und T2 SSFSE-Sequenzen sind nach den Darstellungsebenen (coronar und transversal) dargestellt worden (Abb. 12 bis 15). Es zeigt sich dabei, dass die T2 SSFSE-Sequenzen sowohl in coronarer als auch in transversaler Darstellung eine bessere Bildqualität als die Fiesta-Sequenzen aufweisen.

Betrachtet man die Unterschiede bei der Darstellung coronarer und transversaler Schnittebenen, wurden bei beiden Geräten die coronaren Darstellungen als besser empfunden als die transversalen; das gilt nicht für die bei einer Feldstärke von 1,5 Tesla aufgenommenen Fiesta-Sequenzen.

7.2 Ergebnisse der MR-Aufnahmen des Darmphantoms

7.2.1 Ergebnisse des Modells nach definierten Kriterien

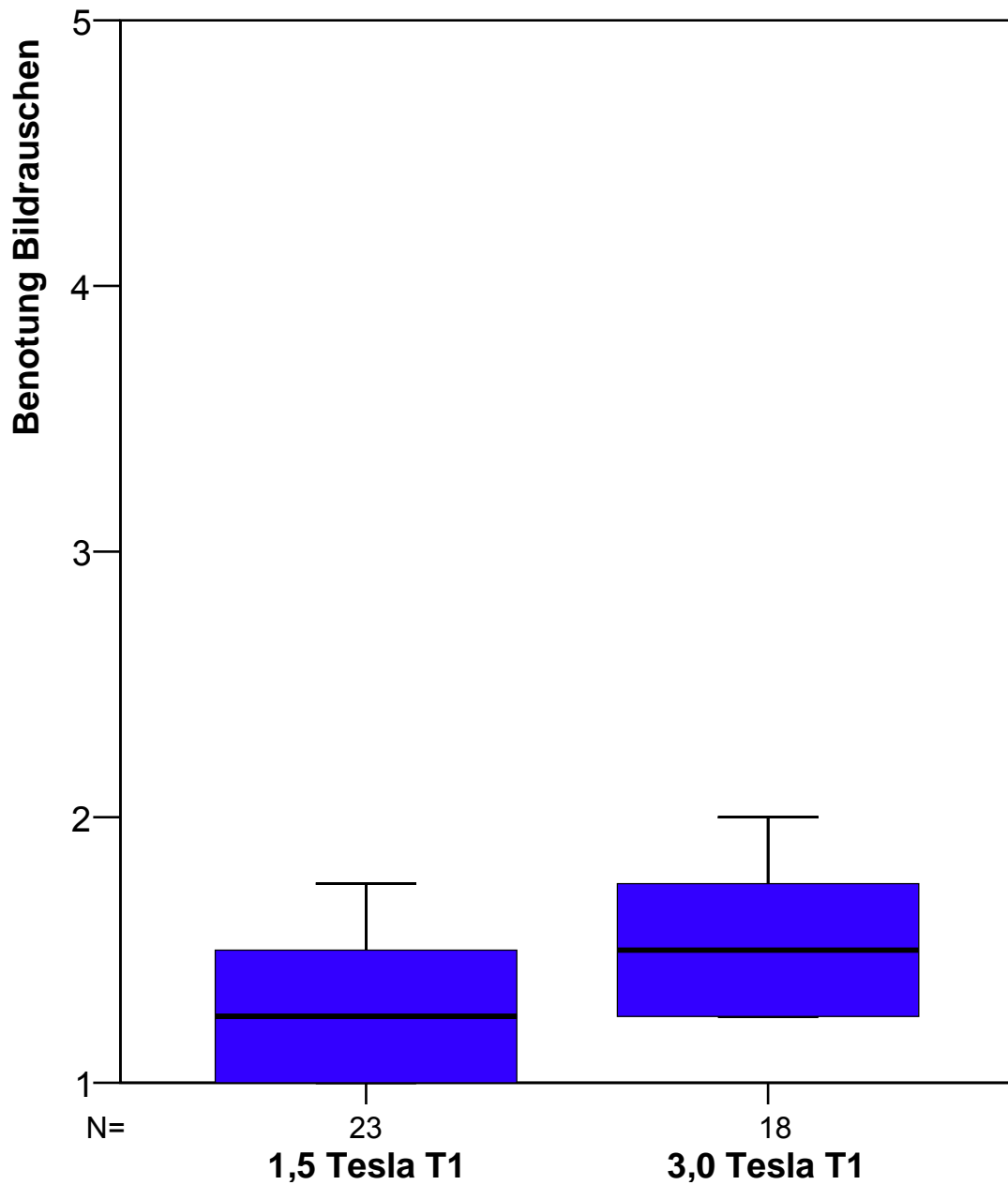


Abb. 16: T1-Sequenzen Bildrauschen

25. Perzentile	1,0000	25. Perzentile	1,2500
50. Perzentile	1,2500	50. Perzentile	1,5000
75. Perzentile	1,5000	75. Perzentile	1,7500

Die T1-Sequenzen zeigen hinsichtlich der Feldstärken 1,5 und 3,0 Tesla keine signifikanten Unterschiede ($p = 0,065 > \alpha = 5\%$).

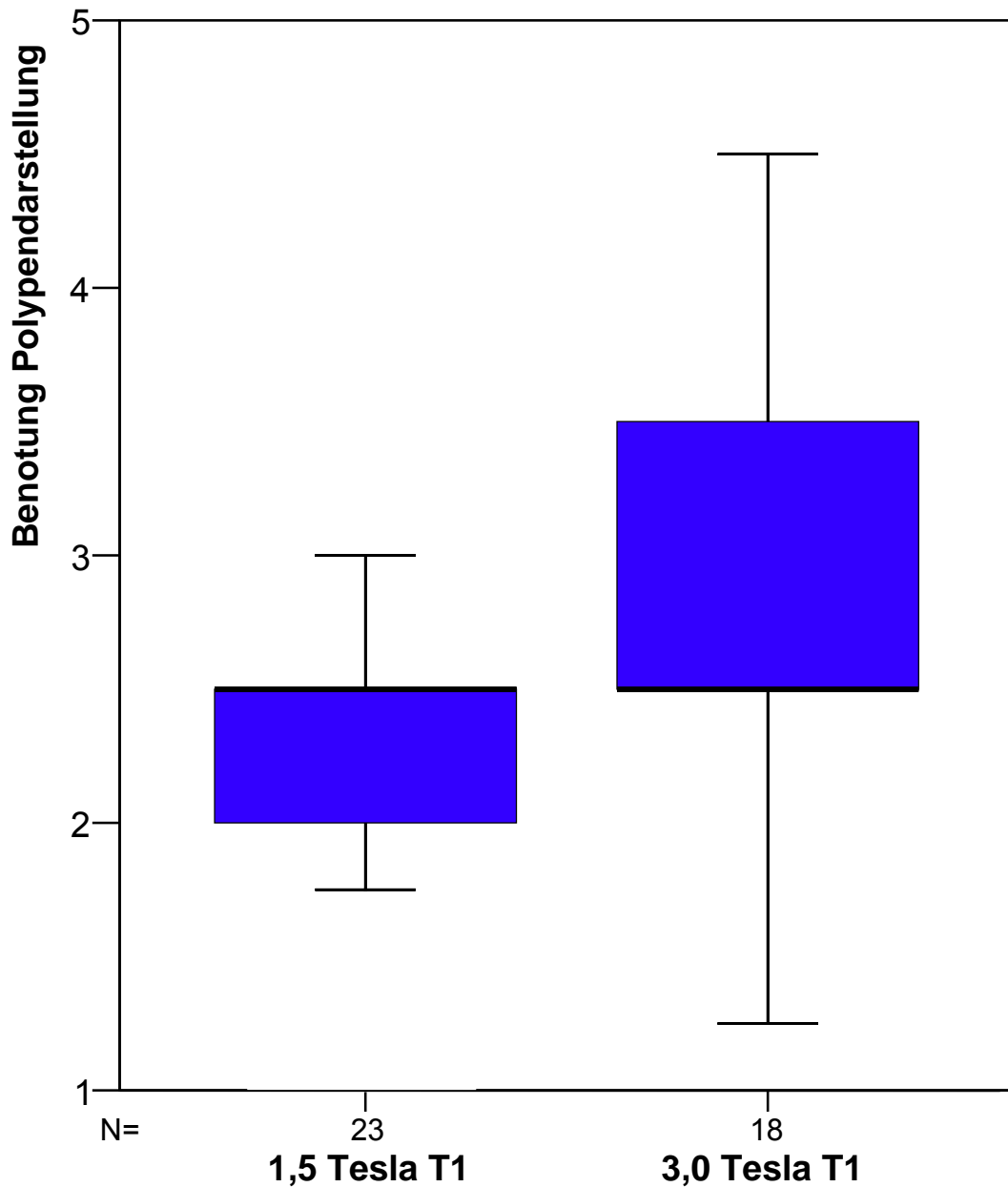


Abb. 17: T1-Sequenzen Polypendarstellung

25. Perzentile	2,0000	25. Perzentile	2,3750
50. Perzentile	2,5000	50. Perzentile	2,5000
75. Perzentile	2,5000	75. Perzentile	3,5625

Die T1-Sequenzen zeigen hinsichtlich der Feldstärken 1,5 und 3,0 Tesla keine signifikanten Unterschiede ($p = 0,131 > \alpha = 5\%$).

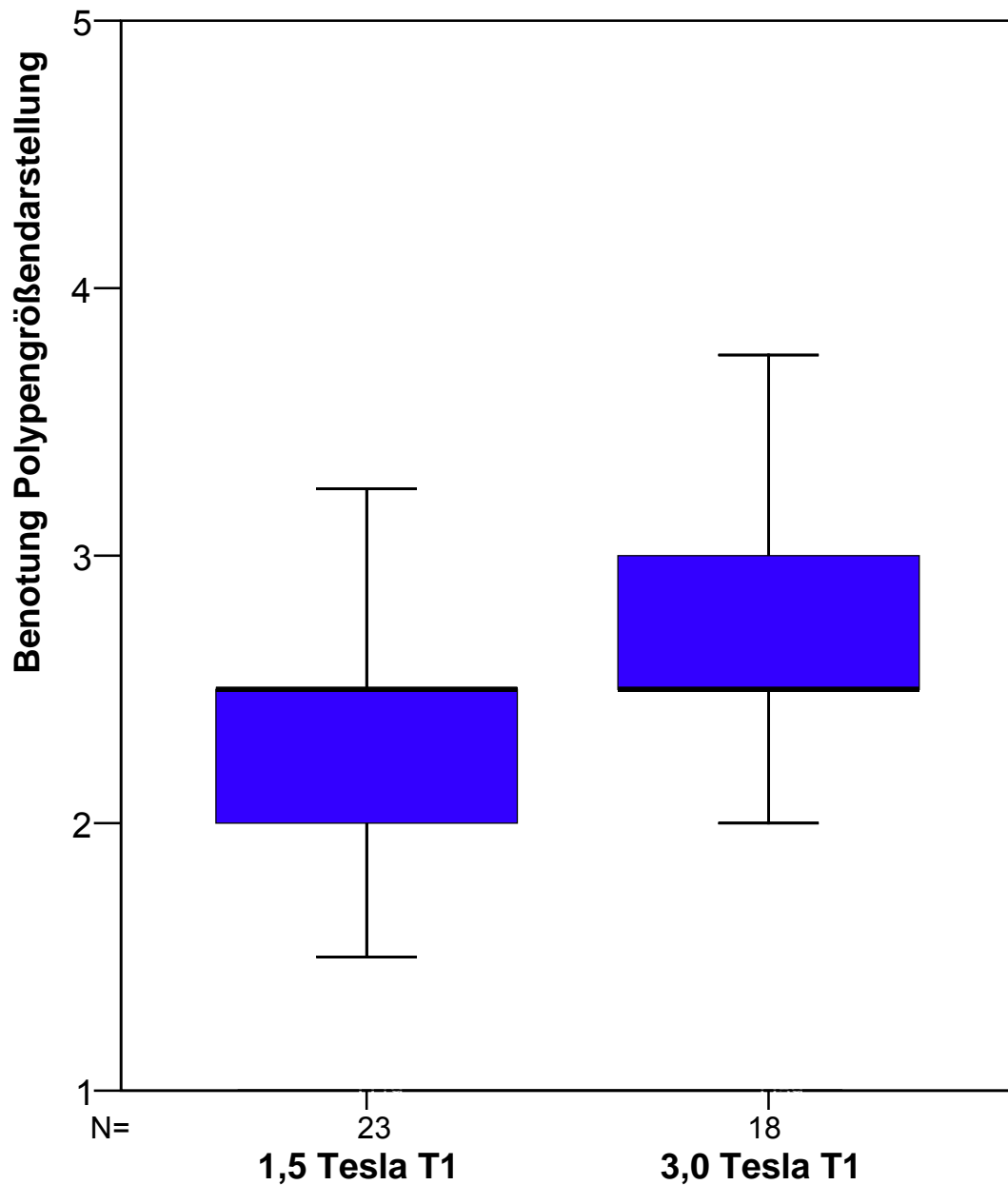


Abb. 18: T1-Sequenzen Polypengrößendarstellung

25. Perzentile	2,0000	25. Perzentile	2,3750
50. Perzentile	2,5000	50. Perzentile	2,5000
75. Perzentile	2,5000	75. Perzentile	3,1875

Die T1-Sequenzen zeigen hinsichtlich der Feldstärken 1,5 und 3,0 Tesla keine signifikanten Unterschiede ($p = 0,129 > \alpha = 5\%$).

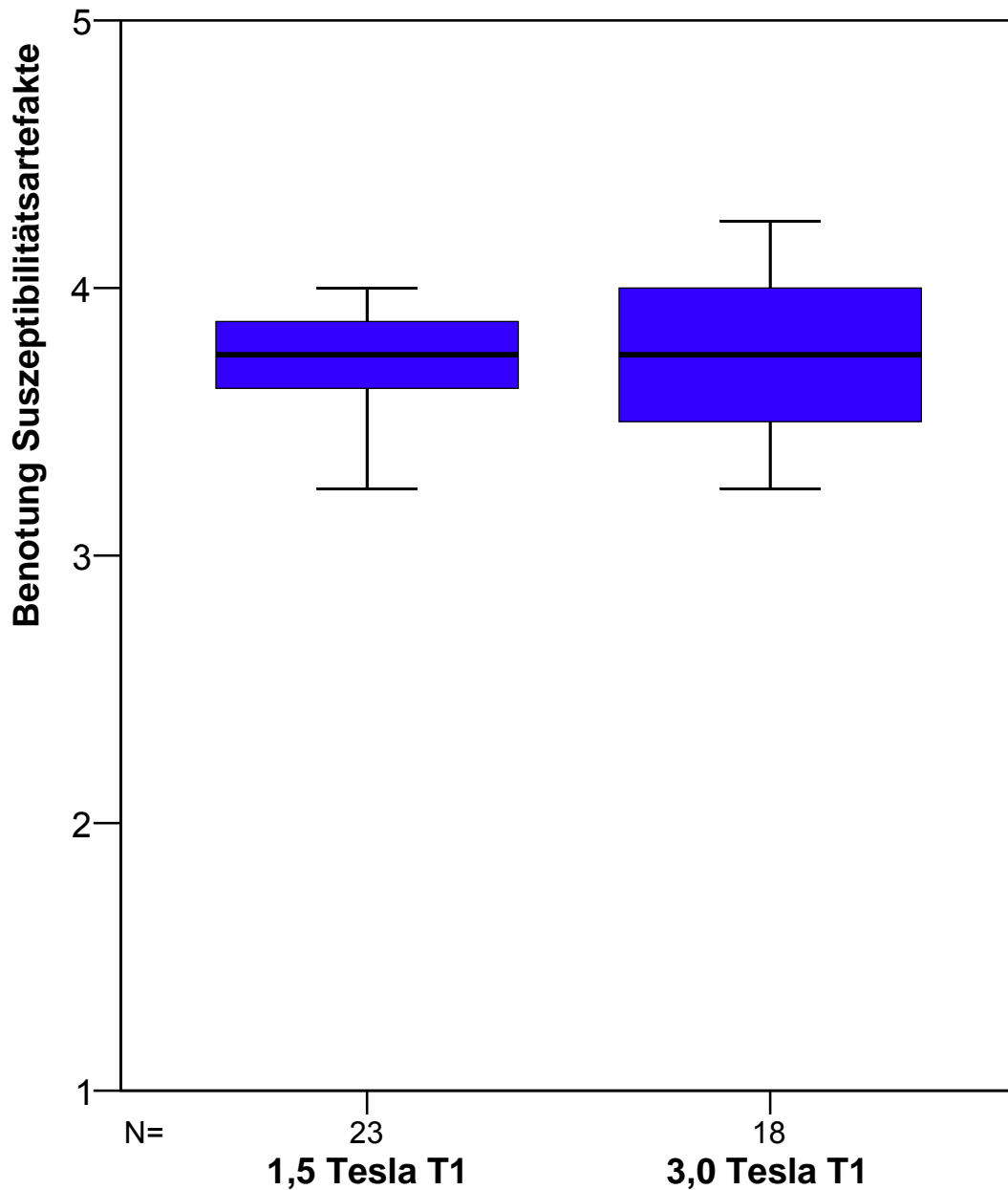


Abb. 19: T1-Sequenzen Suszeptibilitätsartefakte

25. Perzentile	3,5000	25. Perzentile	3,4375
50. Perzentile	3,7500	50. Perzentile	3,7500
75. Perzentile	4,0000	75. Perzentile	4,0625

Die T1-Sequenzen zeigen hinsichtlich der Feldstärken 1,5 und 3,0 Tesla keine signifikanten Unterschiede ($p = 0,891 > \alpha = 5\%$).

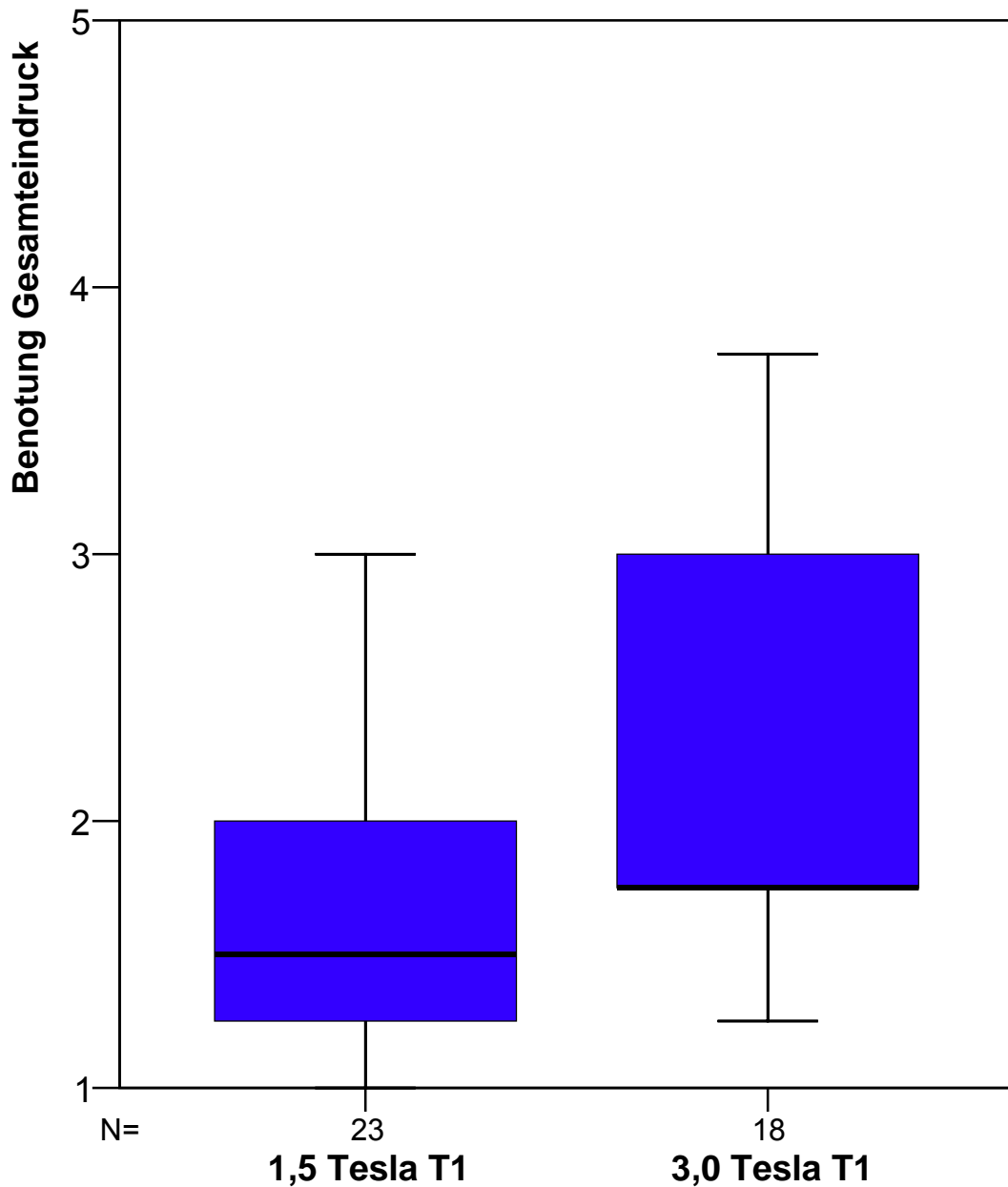


Abb. 20: T1-Sequenzen Gesamteindruck

25. Perzentile	1,2500	25. Perzentile	1,6875
50. Perzentile	1,5000	50. Perzentile	1,7500
75. Perzentile	2,0000	75. Perzentile	3,0625

Die T1-Sequenzen zeigen hinsichtlich der Feldstärken 1,5 und 3,0 Tesla signifikante Unterschiede; die 3,0-Tesla-Sequenzen sind deutlich schlechter ($p = 0,038 < \alpha = 5\%$).

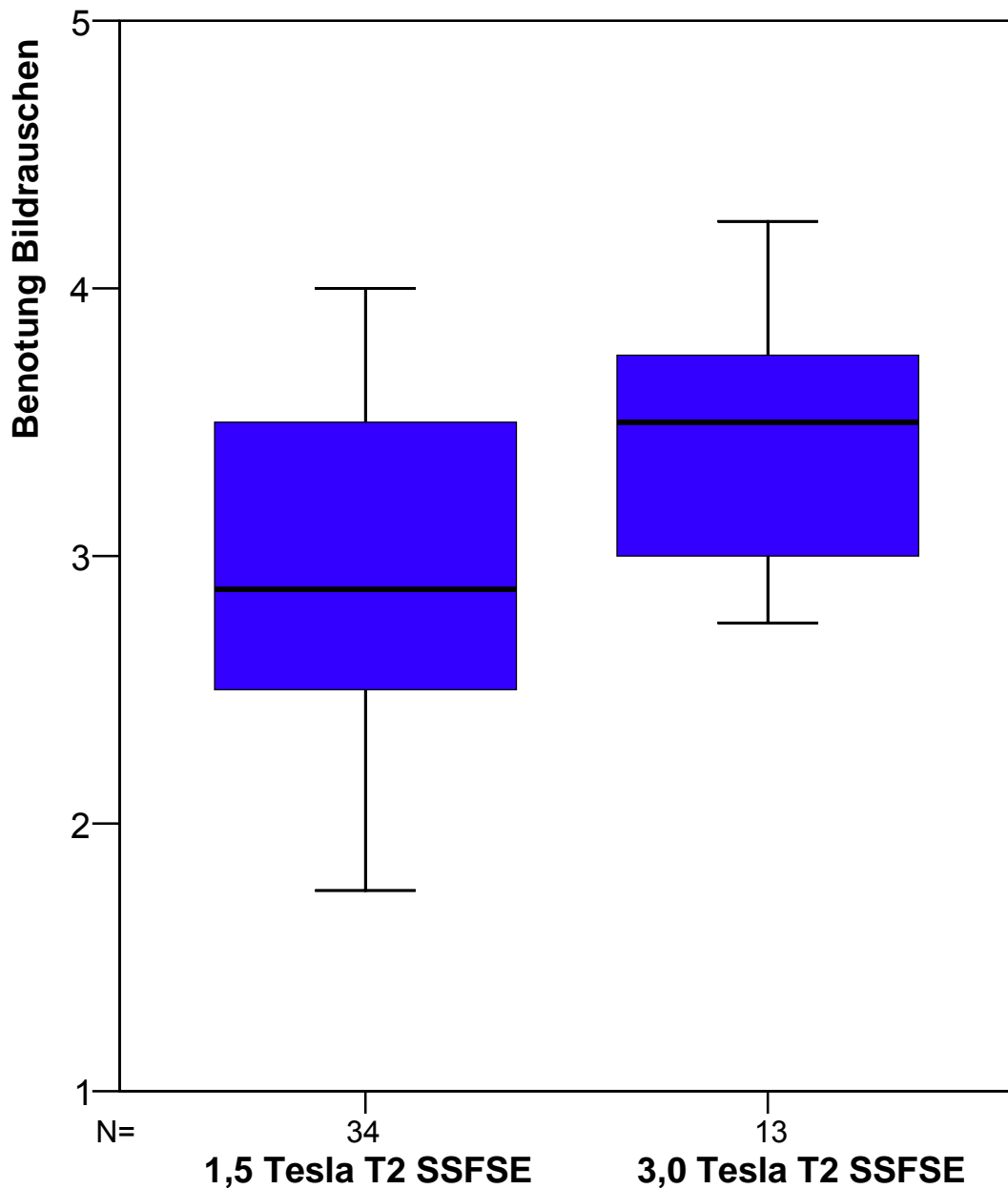


Abb. 21: T2 SSFSE-Sequenzen Bildrauschen

25. Perzentile	2,5000	25. Perzentile	3,0000
50. Perzentile	2,8750	50. Perzentile	3,5000
75. Perzentile	3,5000	75. Perzentile	3,8750

Die T2 SSFSE-Sequenzen zeigen hinsichtlich der Feldstärken 1,5 und 3,0 Tesla signifikante Unterschiede; die 3,0-Tesla-Sequenzen sind deutlich schlechter ($p = 0,022 < \alpha = 5\%$).

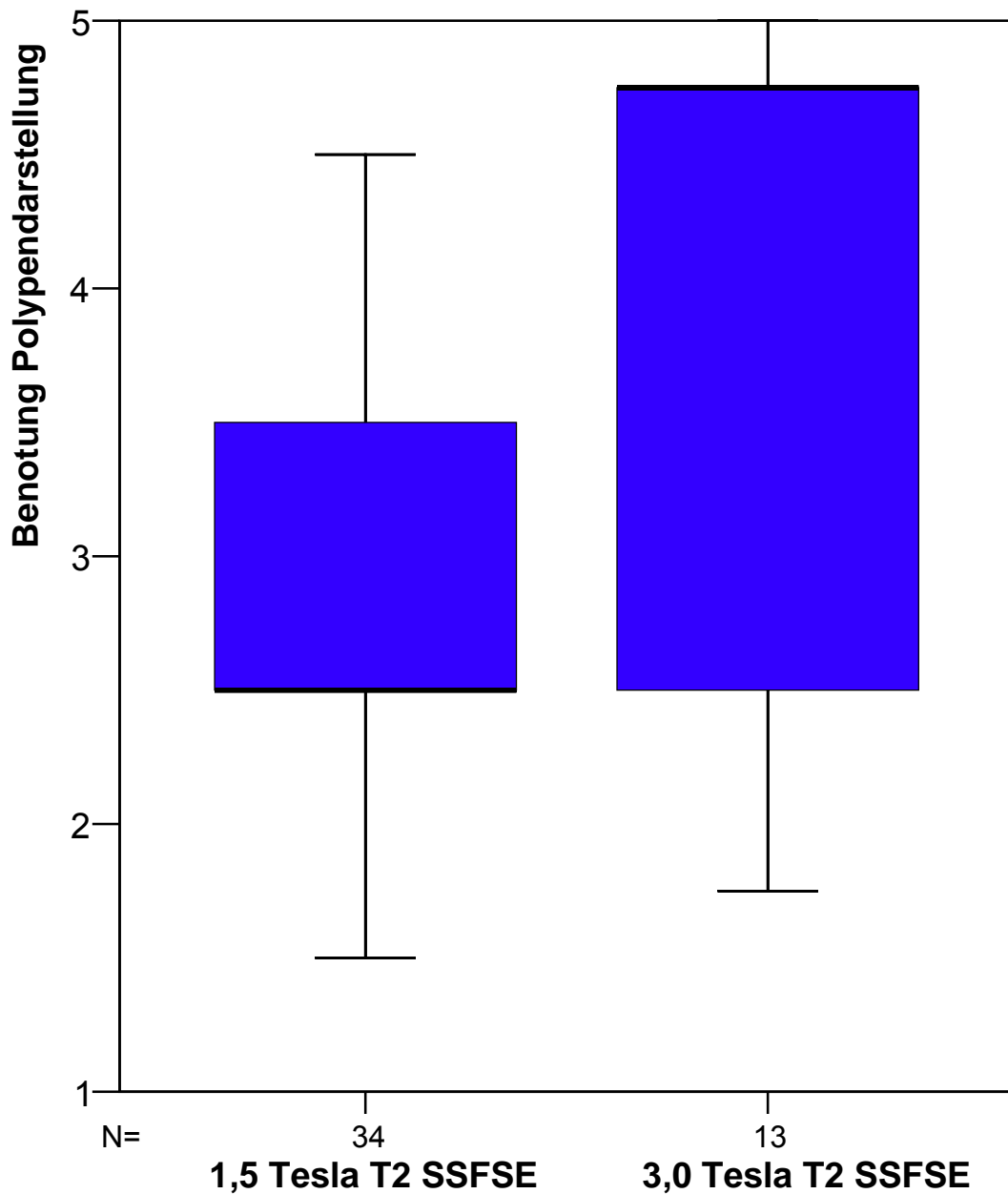


Abb. 22: T2 SSFSE-Sequenzen Polypendarstellung

25. Perzentile	2,5000	25. Perzentile	2,5000
50. Perzentile	2,5000	50. Perzentile	4,7500
75. Perzentile	3,5625	75. Perzentile	4,7500

Die T2 SSFSE-Sequenzen zeigen hinsichtlich der Feldstärken 1,5 und 3,0 Tesla signifikante Unterschiede; die 3,0-Tesla-Sequenzen sind deutlich schlechter ($p = 0,011 < \alpha = 5\%$).

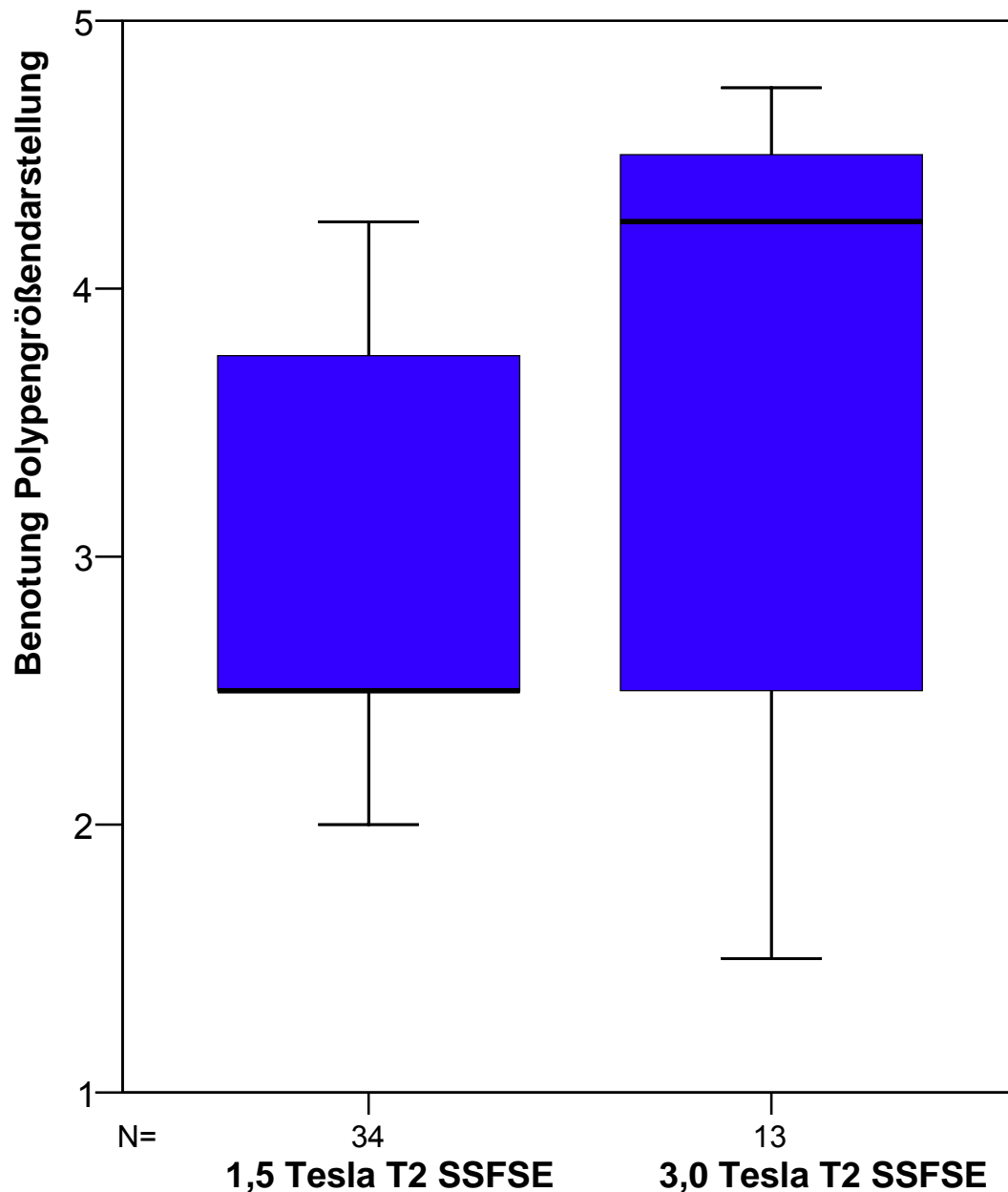


Abb. 23: T2 SSFSE-Sequenzen Polypengrößendarstellung

25. Perzentile	2,5000	25. Perzentile	2,3750
50. Perzentile	2,5000	50. Perzentile	4,2500
75. Perzentile	3,7500	75. Perzentile	4,5000

Die T2 SSFSE-Sequenzen zeigen hinsichtlich der Feldstärken 1,5 und 3,0 Tesla signifikante Unterschiede; die 3,0-Tesla-Sequenzen sind deutlich schlechter ($p = 0,025 < \alpha = 5\%$).

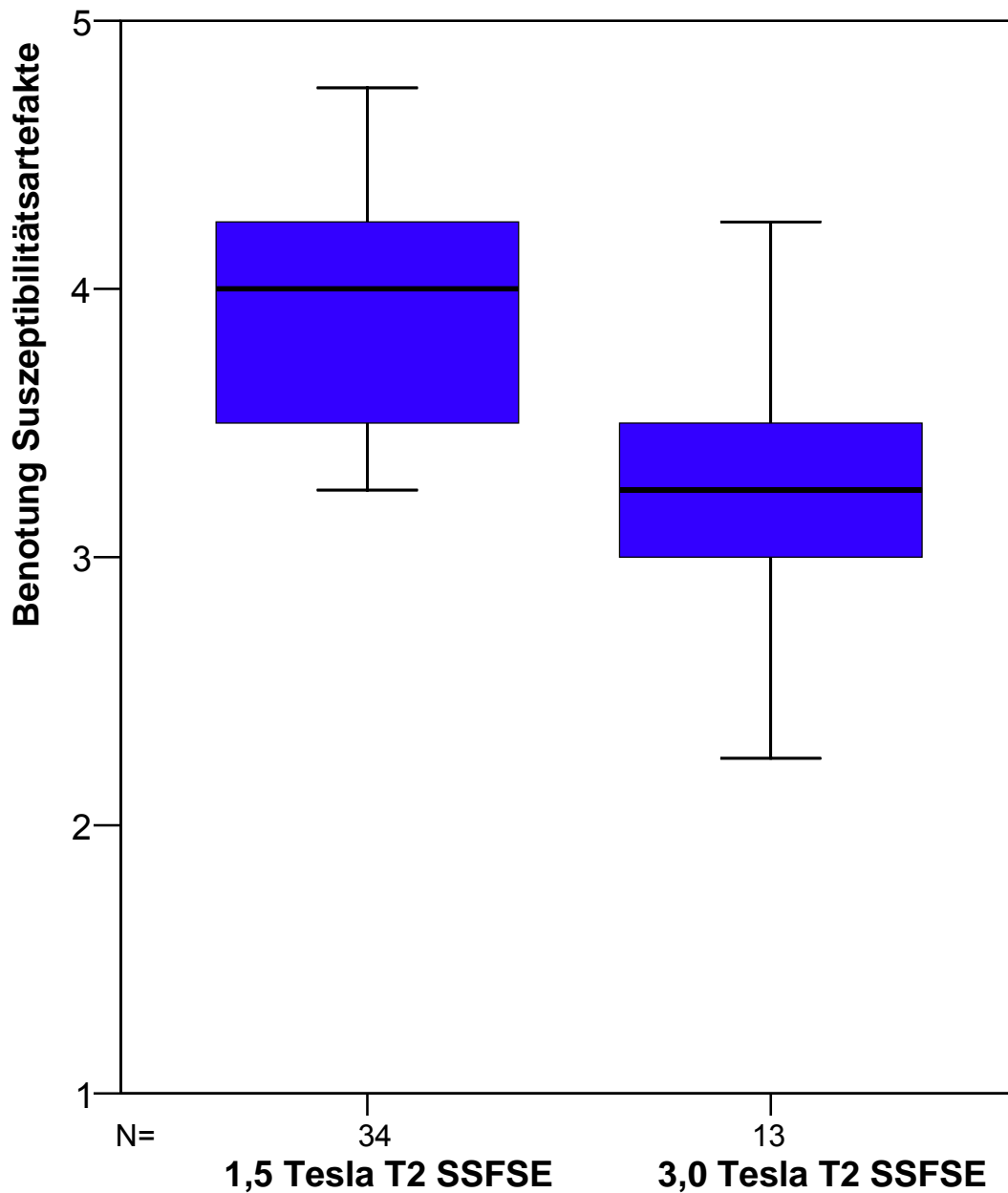


Abb. 24: T2 SSFSE-Sequenzen Suszeptibilitätsartefakte

25. Perzentile	3,5000	25. Perzentile	2,8750
50. Perzentile	4,0000	50. Perzentile	3,2500
75. Perzentile	4,2500	75. Perzentile	3,5000

Die T2 SSFSE-Sequenzen zeigen hinsichtlich der Feldstärken 1,5 und 3,0 Tesla signifikante Unterschiede; die 1,5-Tesla-Sequenzen sind deutlich schlechter ($p = 0,0 < \alpha = 5\%$).

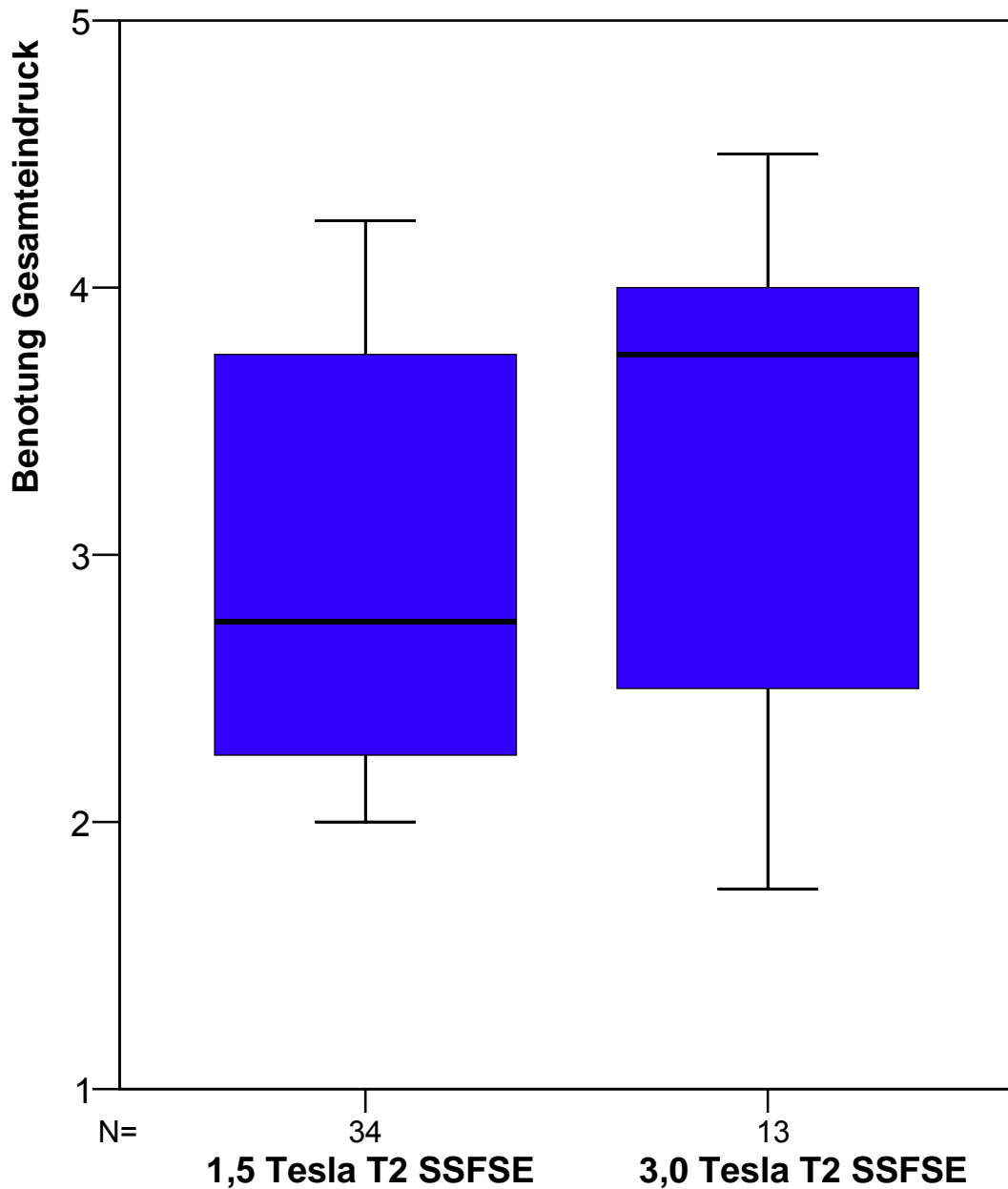


Abb. 25: T2 SSFSE-Sequenzen Gesamteindruck

25. Perzentile	2,1875	25. Perzentile	2,3750
50. Perzentile	2,7500	50. Perzentile	3,7500
75. Perzentile	3,7500	75. Perzentile	4,1250

Die T2 SSFSE-Sequenzen zeigen hinsichtlich der Feldstärken 1,5 und 3,0 Tesla keine signifikanten Unterschiede ($p = 0,151 > \alpha = 5\%$).

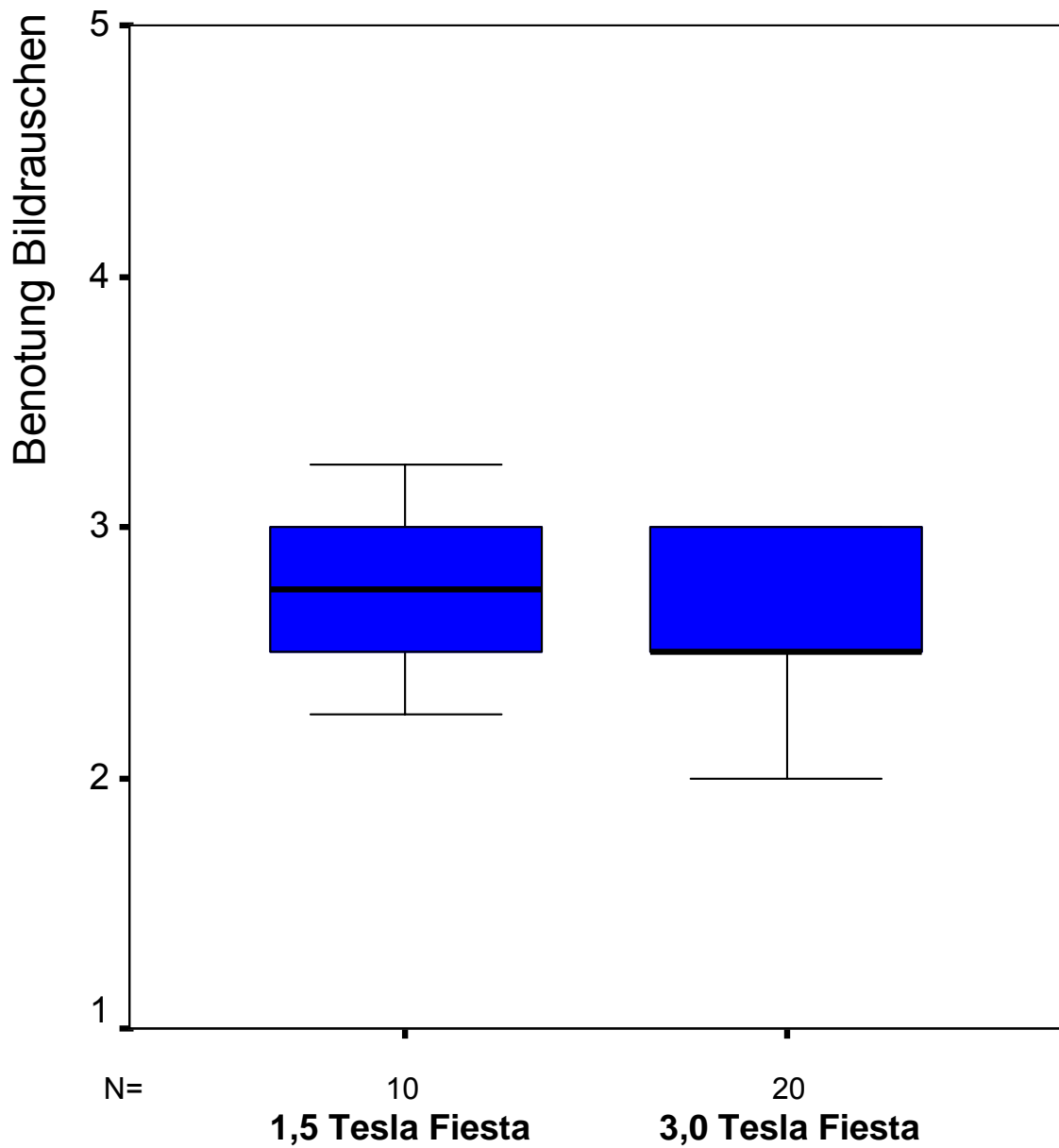


Abb. 26: Fiesta-Sequenzen Bildrauschen

25. Perzentile	2,5000	25. Perzentile	2,5000
50. Perzentile	2,7500	50. Perzentile	2,5000
75. Perzentile	3,0000	75. Perzentile	3,0000

Die Fiesta-Sequenzen zeigen hinsichtlich der Feldstärken 1,5 und 3,0 Tesla keine signifikanten Unterschiede ($p = 0,439 > \alpha = 5\%$).

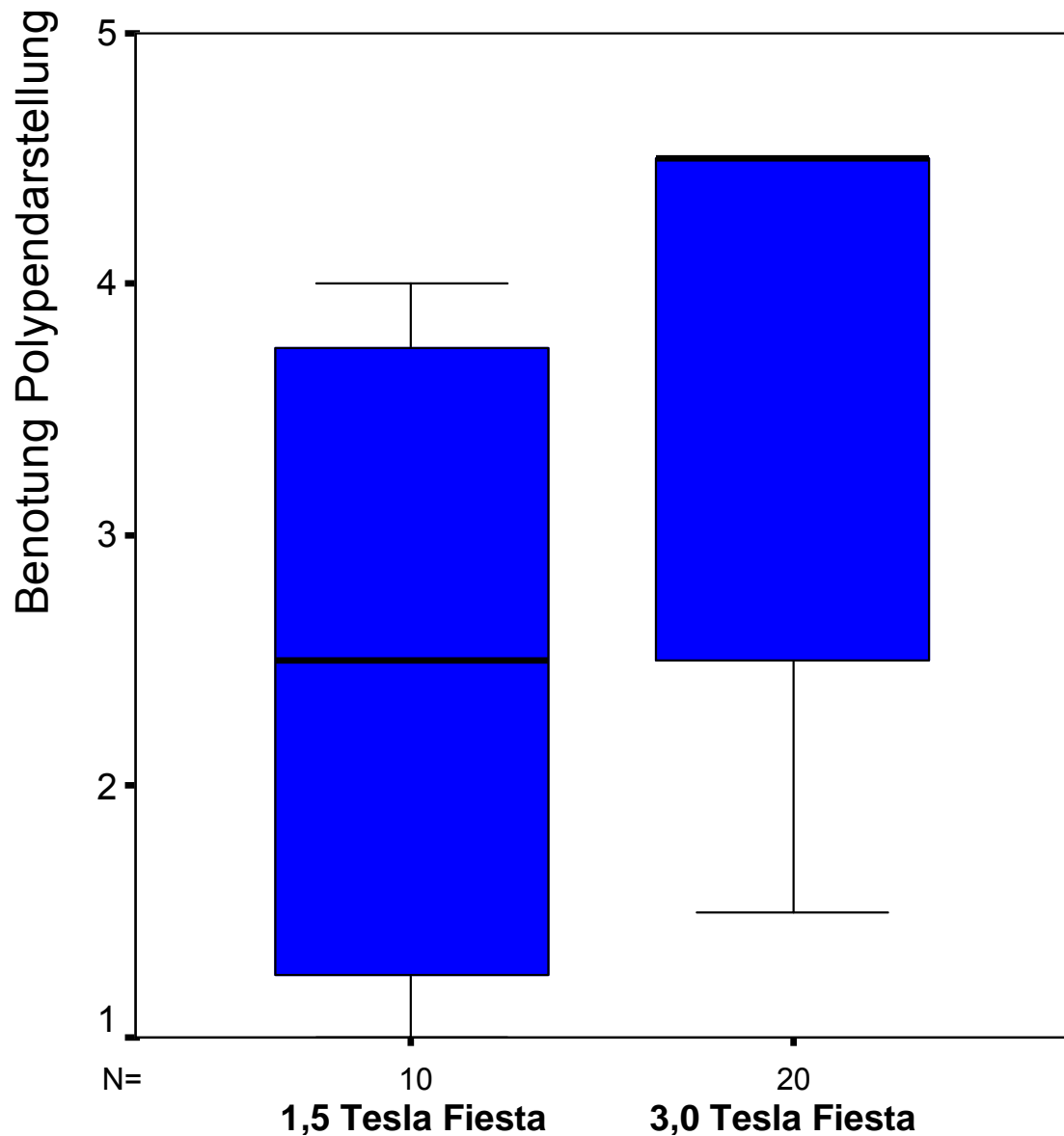


Abb. 27: Fiesta-Sequenzen Polypendarstellung

25. Perzentile	1,2500	25. Perzentile	2,5000
50. Perzentile	2,5000	50. Perzentile	4,5000
75. Perzentile	3,7500	75. Perzentile	4,5000

Die Fiesta-Sequenzen zeigen hinsichtlich der Feldstärken 1,5 und 3,0 Tesla signifikante Unterschiede; die 3,0-Tesla-Sequenzen sind deutlich schlechter ($p = 0,005 < \alpha = 5\%$).

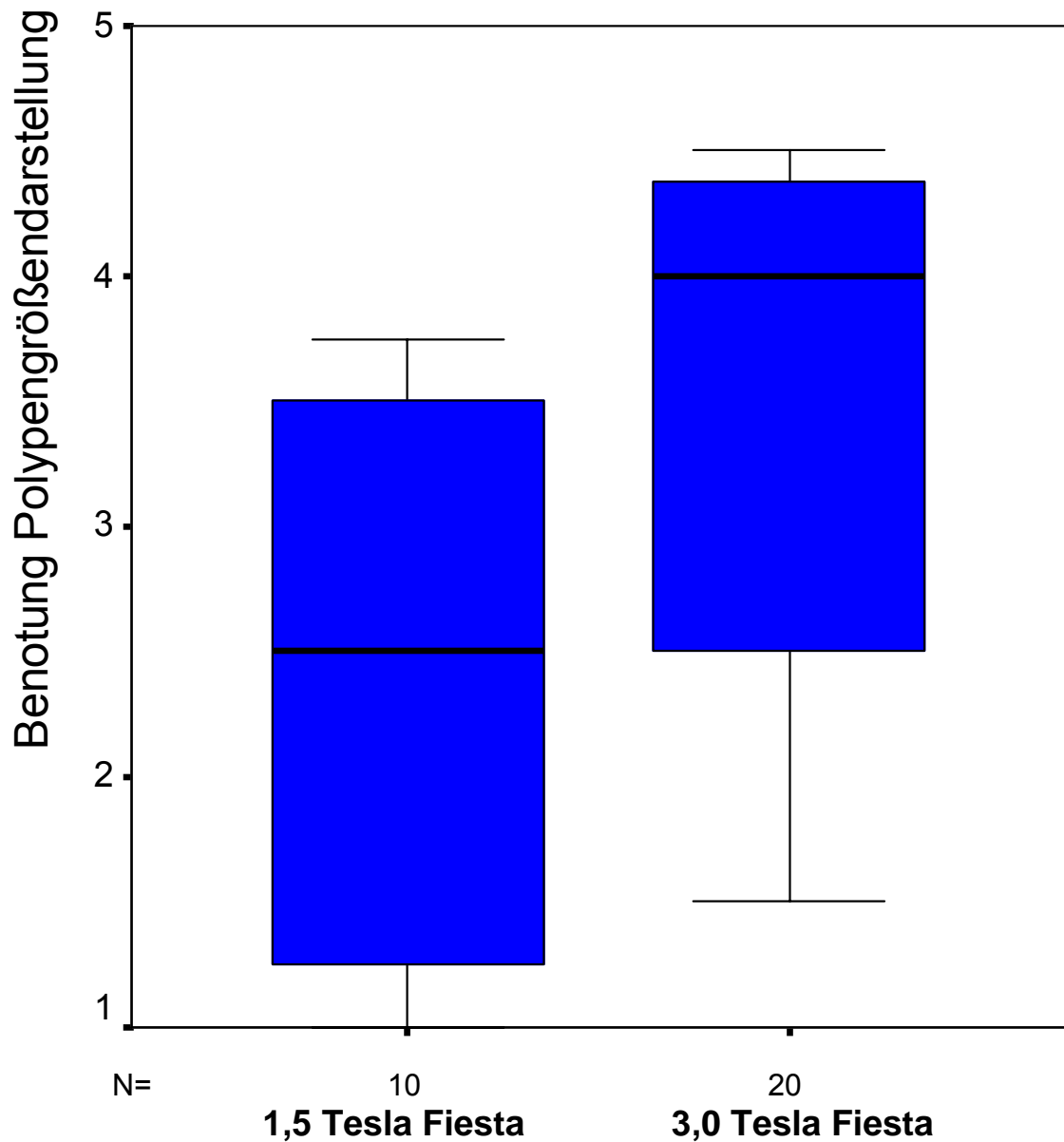


Abb. 28: Fiesta-Sequenzen Polypengrößendarstellung

25. Perzentile	1,2500	25. Perzentile	2,5000
50. Perzentile	2,5000	50. Perzentile	4,0000
75. Perzentile	3,5000	75. Perzentile	4,4375

Die Fiesta-Sequenzen zeigen hinsichtlich der Feldstärken 1,5 und 3,0 Tesla signifikante Unterschiede; die 3,0-Tesla-Sequenzen sind deutlich schlechter ($p = 0,009 < \alpha = 5\%$).

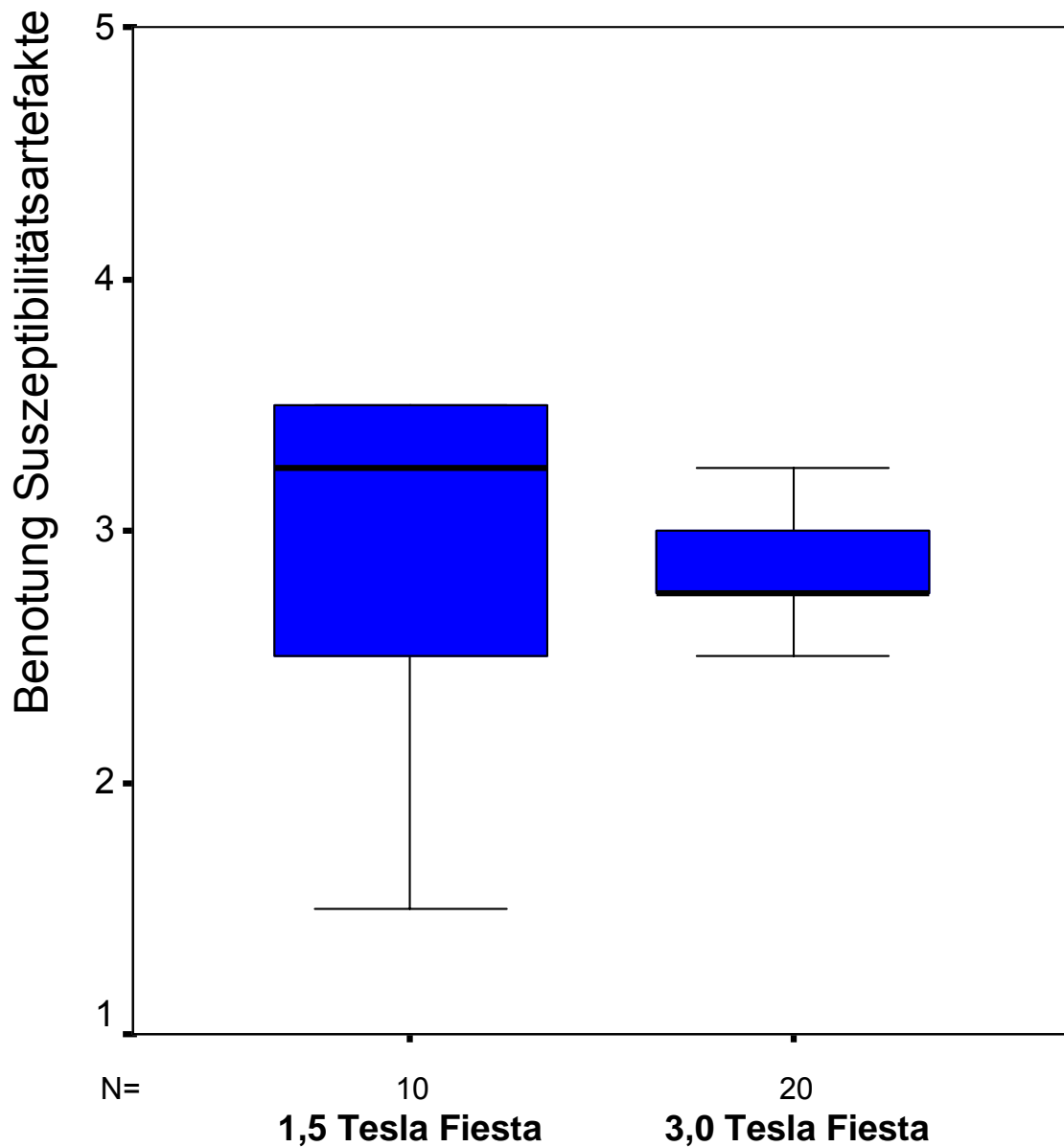


Abb. 29: Fiesta-Sequenzen Suszeptibilitätsartefakte

25. Perzentile	2,2500	25. Perzentile	2,7500
50. Perzentile	3,2500	50. Perzentile	2,7500
75. Perzentile	3,5000	75. Perzentile	3,0000

Die Fiesta-Sequenzen zeigen hinsichtlich der Feldstärken 1,5 und 3,0 Tesla keine signifikanten Unterschiede ($p = 0,094 > \alpha = 5\%$).

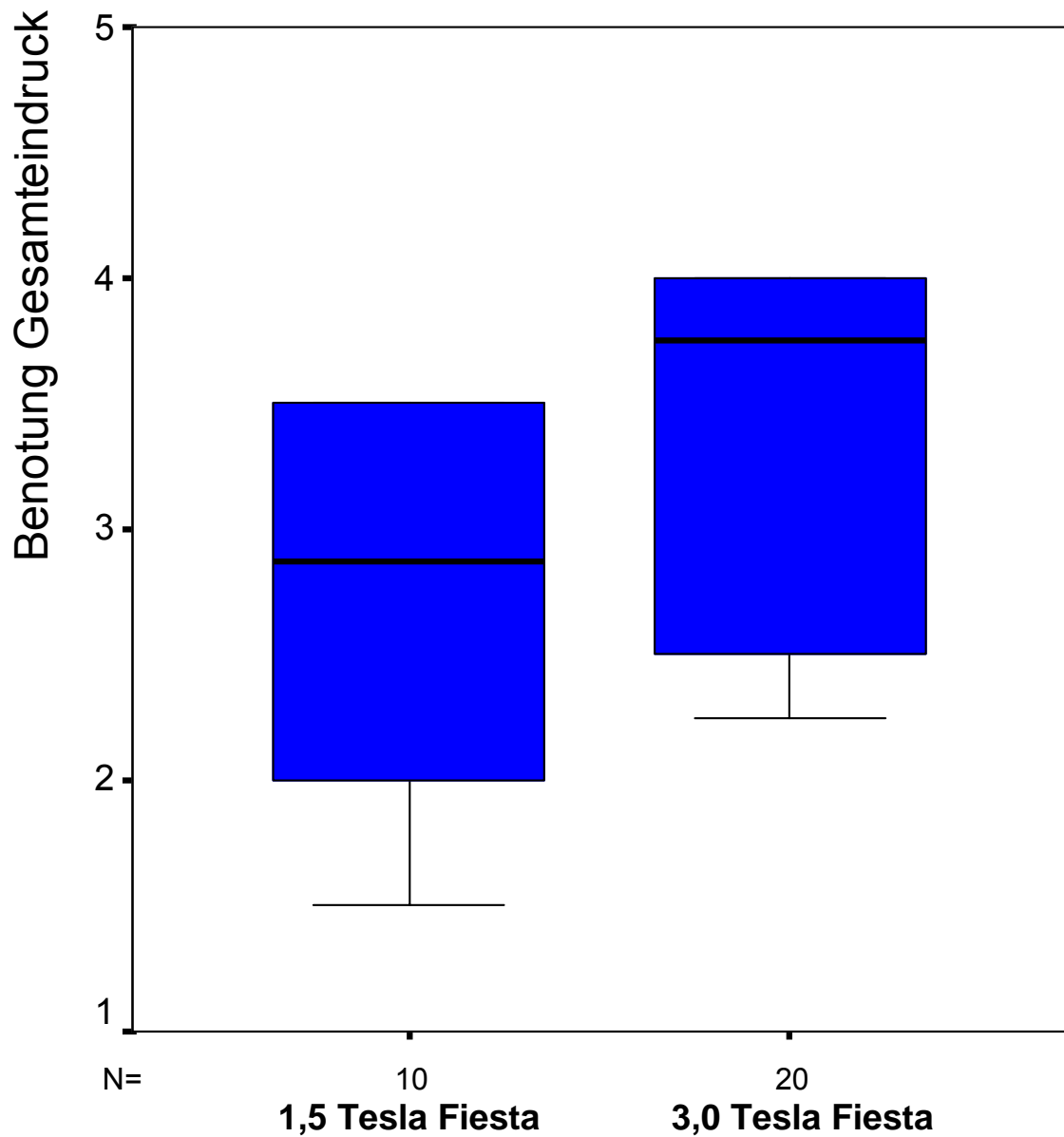


Abb. 30: Fiesta-Sequenzen Gesamteindruck

25. Perzentile	1,8750	25. Perzentile	2,5000
50. Perzentile	2,8750	50. Perzentile	3,7500
75. Perzentile	3,5000	75. Perzentile	4,0000

Die Fiesta-Sequenzen zeigen hinsichtlich der Feldstärken 1,5 und 3,0 Tesla keine signifikanten Unterschiede ($p = 0,015 > \alpha = 5\%$).

Bei Betrachtung der Boxplots der Modelluntersuchungen (Abb. 16 bis 30) zeigt sich fast bei allen Sequenzen, dass die Aufnahmen, die bei einer Feldstärke von 1,5 Tesla gemacht wurden, bessere Bewertungen erhielten als die, die bei einer Feldstärke von 3,0 Tesla aufgenommen wurden. Als Ausnahmen weisen bei einer Feldstärke von 3,0 Tesla die Sequenzen weniger (T2 SSFSE-Sequenz, Fiesta-Sequenz) bzw. gleich viele (T1-Sequenz) Suszeptibilitätsartefakte als bei einer Feldstärke von 1,5 Tesla auf. Eine weitere Ausnahme zeigt sich in der Fiesta-Sequenz bezüglich des Bildrauschens. Im Gegensatz zu den anderen Sequenzen wurde hier bei einer Feldstärke von 3,0 Tesla das Bildrauschen von den Bewertern als geringer empfunden.

Vergleicht man die Gesamteindrücke, so wurden die Aufnahmen der T1-Sequenz an beiden Geräten am besten bewertet.

7.2.2 Ergebnisse der Modell-Polypenlokalisationen

Ein Wert von 1 bedeutet, dass der Gutachter die Polypimitation gesehen und an richtiger Stelle in die Zirkumferenz des Modells gesetzt hat. -1 dagegen bedeutet, dass der Gutachter die Imitation nicht gesehen oder fälschlicherweise etwas anderes (z.B. ein Artefakt) für eine Polypimitation gehalten hat. Die Sequenzen, die nahe 1 liegen, sind also eher zur Polypenlokalisation geeignet als Sequenzen, deren Bewertungen zu -1 tendieren.

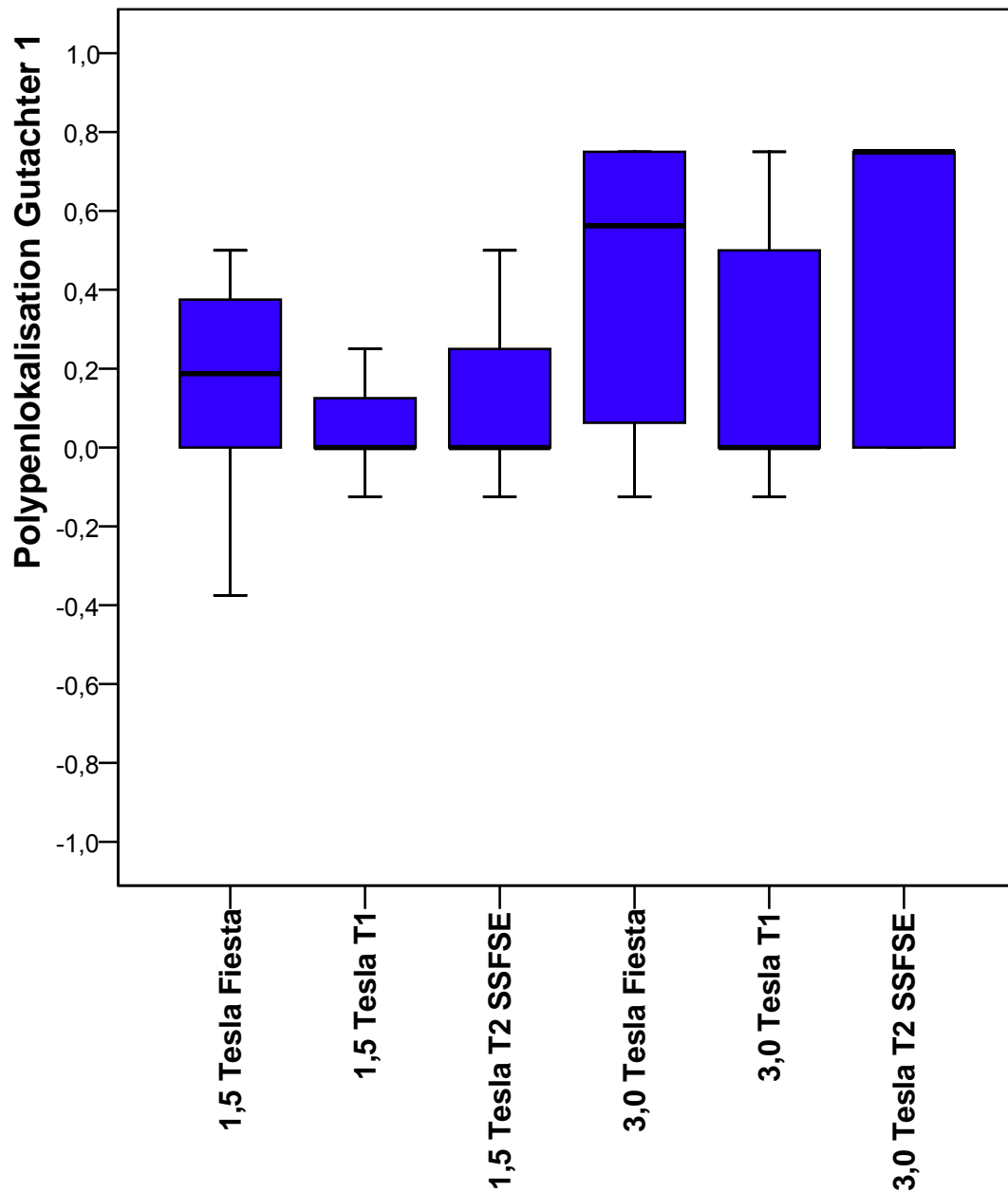


Abb. 31: Polypenlokalisierung Gutachter 1

Gutachter 1 hat bei der Fiesta-Sequenz und der T2 SSFSE-Sequenz bei einer Feldstärke von 3,0 Tesla die Polypenlokalisierungen am genauesten angegeben; die beste Bewertung erhielt die T2 SSFSE-Sequenz.

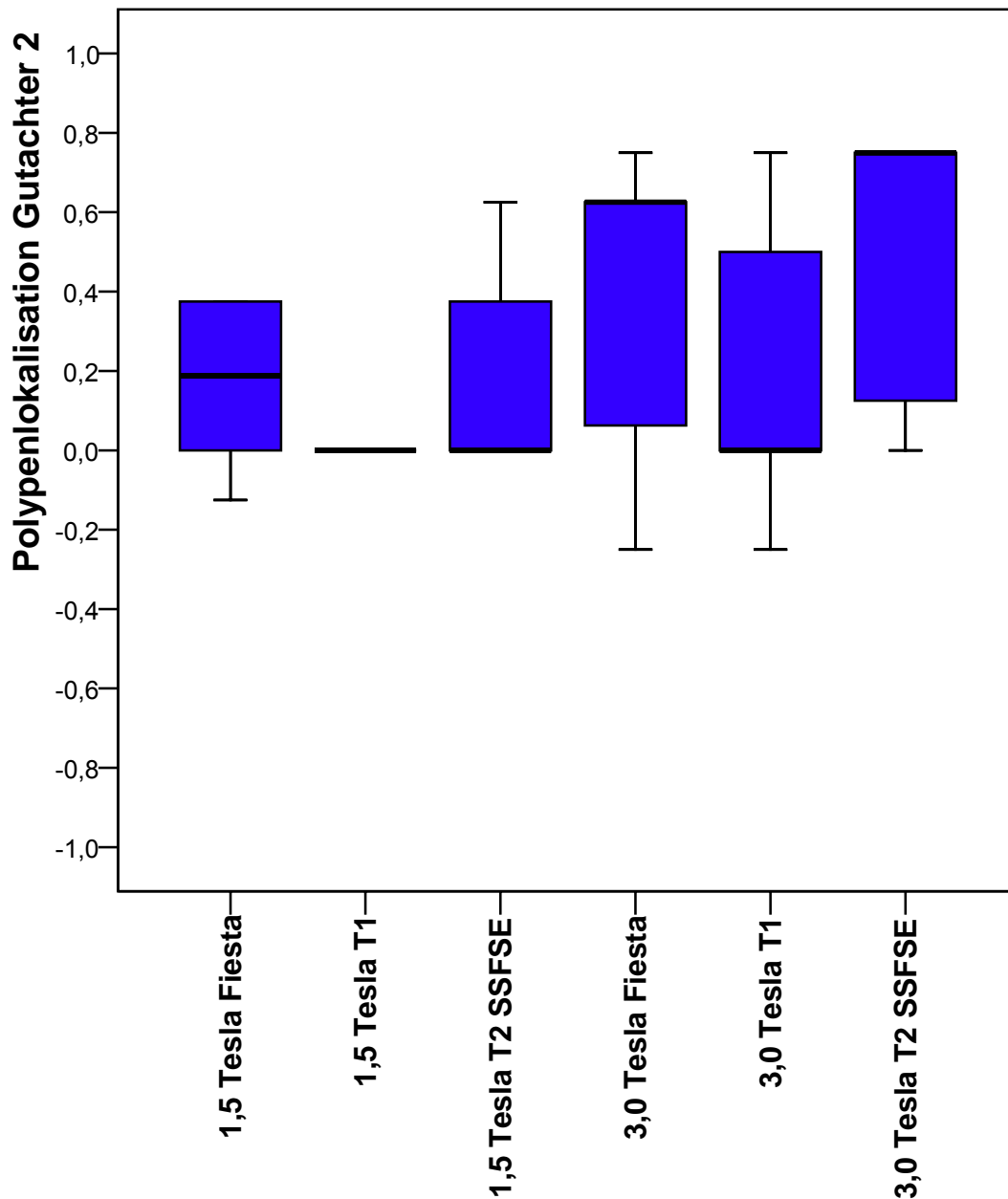


Abb. 32: Polypenlokalisierung Gutachter 2

Gutachter 2 hat bei der Fiesta-Sequenz und der T2 SSFSE-Sequenz bei einer Feldstärke von 3,0 Tesla die Polypenlokalisierungen am genauesten angegeben; die beste Bewertung erhielt die T2 SSFSE-Sequenz.

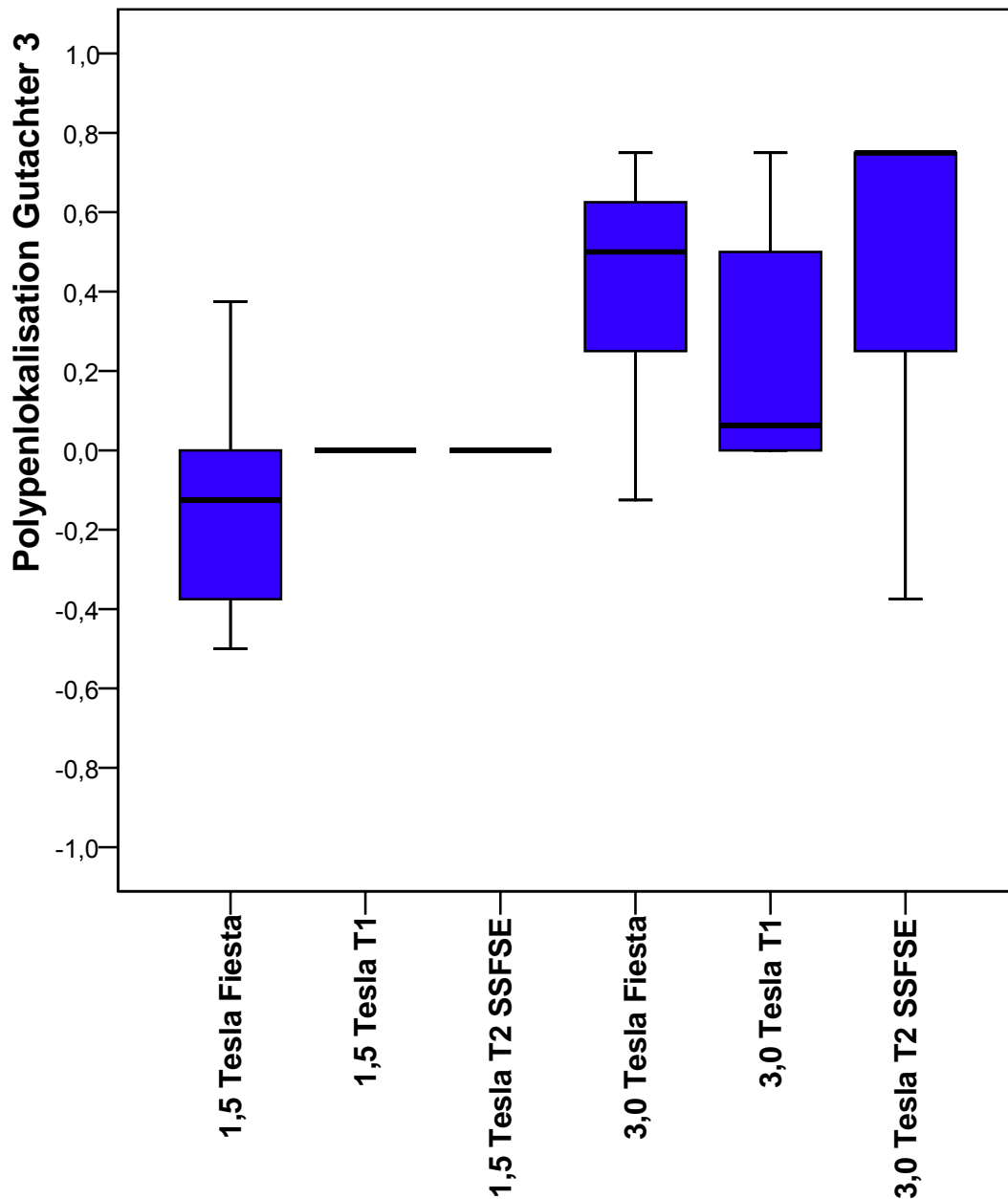


Abb. 33: Polypenlokalisierung Gutachter 3

Gutachter 3 hat bei der Fiesta-Sequenz und der T2 SSFSE-Sequenz bei einer Feldstärke von 3,0 Tesla die Polypenlokalisierungen am genauesten angegeben; die beste Bewertung erhielt die T2 SSFSE-Sequenz.

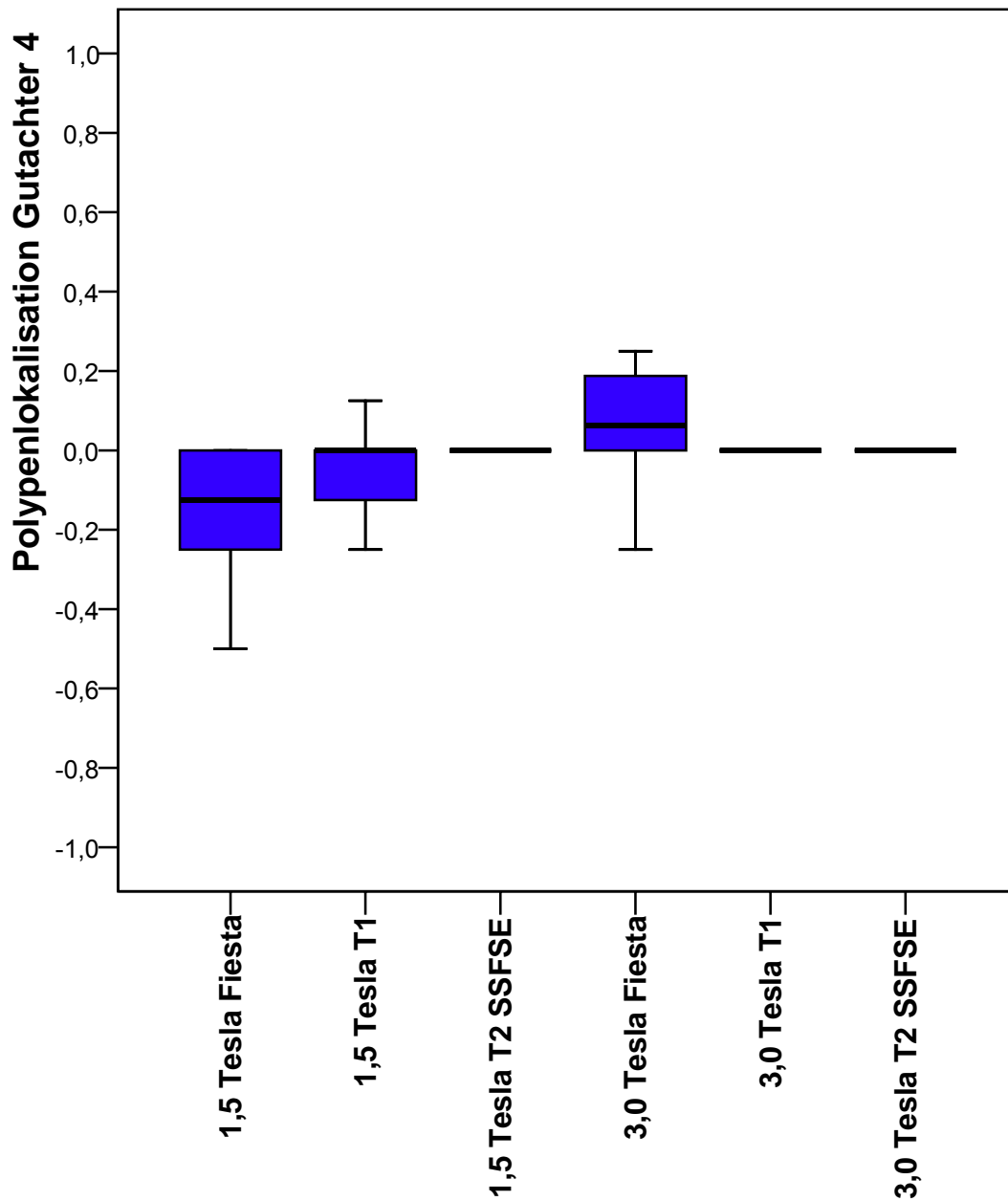


Abb. 34: Polypenlokalisierung Gutachter 4

Gutachter 4 hat bei der Fiesta-Sequenz bei einer Feldstärke von 3,0 Tesla die Polypenlokalisierungen am genauesten angegeben.

Die Darstellungen der Ergebnisse der Polypenlokalisationen (Abb. 31 bis 34) zeigen, dass die Gutachter mit Ausnahme von Gutachter 4 die Polypen in dem Kolonmodell sowohl bei der Fiesta-Sequenz als auch bei der T2 SSFSE-Sequenz jeweils bei einer Feldstärke von 3,0 Tesla am genauesten lokalisiert haben. Die besten Bewertungen erhielt die T2 SSFSE-Sequenz mit einer Feldstärke von 3,0 Tesla.

8 Diskussion

Die Abbildungsqualität der in-vivo-MR-Kolonographien, die bei einer Feldstärke von 3,0 Tesla aufgenommen worden sind, ist bei den Fiesta-Sequenzen deutlich, bei den T2 SSFSE-Sequenzen geringfügig schlechter als bei den Aufnahmen der Feldstärke 1,5 Tesla. Entsprechend zeigt sich dies auch bei der Auswertung der MR-Aufnahmen des Darmphantoms. Wie bei den in-vivo-MR-Kolonographien ist die Qualität der Abbildungen des Modells bei einer Feldstärke von 1,5 Tesla durchgängig besser als bei einer Feldstärke von 3,0 Tesla. Ausgenommen davon sind das Auftreten von Suszeptibilitätsartefakten und die Intensität des Bildrauschens in der Fiesta-Sequenz.

Die Auswertung der Angaben zur Lokalisation der Polypimitationen in einem Kreischema dagegen zeigt, dass die Mehrheit der Gutachter die Polypimitationen bei den Aufnahmen der Fiesta-Sequenz und insbesondere der T2 SSFSE-Sequenz bei der Feldstärke von 3,0 Tesla am genauesten erkannten und zuordneten. Diese Untersuchungssequenzen wurden durch keine der bei einer Feldstärke von 1,5 Tesla aufgenommenen Sequenzen an Präzision der Lokalisationsangabe übertroffen. Obgleich die Abbildungsqualität der Untersuchungen mit einer Feldstärke von 1,5 Tesla insgesamt besser als jene mit einer Feldstärke von 3,0 Tesla bewertet worden ist, scheint bei der Identifikation und Lokalisationsbestimmung von Polypen im Modell die Anwendung der höheren Feldstärken zumindest bei diesen Sequenzen von Vorteil zu sein. Danach wäre bei Untersuchungen mit einer Feldstärke von 3,0 Tesla eine höhere Sensitivität und Spezifität für die Detektion von kolorektalen Raumforderungen als bei Untersuchungen mit einer Feldstärke von 1,5 Tesla zu erwarten.

Auch der Vergleich der Ergebnisse der jeweiligen T1-Sequenzen der in-vivo-Kolonographien und der Aufnahmen des Darmphantoms ergibt ein widersprüchliches Bild. Die in-vivo-Kolonographien erhielten die schlechtesten, die MR-Aufnahmen des

Modells die besten Bewertungen (Gesamteindruck). Das gilt sowohl für die Aufnahmen mit der Feldstärke 1,5 Tesla als auch für jene mit der Feldstärke 3,0 Tesla.

In der Kernspintomographie führt der Einsatz höherer Magnetfeldstärken auf Grund der physikalischen Gegebenheiten zu einem erhöhten Signal/Rausch-Verhältnis. Das ist für die MR-Kolonographie prinzipiell von Vorteil. Jedoch wird dieser positive Effekt zum Teil durch die bei höheren Feldstärken ebenfalls vermehrt auftretenden Suszeptibilitätsartefakte aufgehoben. Dass die Abbildungsqualität der T2 SSFSE-Sequenzen bei in-vivo-MR-Kolonographien bei einer Feldstärke von 3,0 Tesla trotzdem nur geringfügig schlechter als bei den Aufnahmen der Feldstärke 1,5 Tesla bewertet worden ist, scheint in der geringeren Anfälligkeit dieser Sequenz für Suszeptibilitätsartefakte begründet zu sein. Gradienten-Echo-Sequenzen (T1-Sequenzen) und Fiesta-Sequenzen sind dagegen dafür deutlich anfälliger, was bei höheren Feldstärken eine geringere Aufnahmequalität zur Folge hat.

Allerdings lässt sich diese Erfahrung durch die Untersuchungen am Darmphantom nicht belegen. Zwar sind bei Aufnahmen der T2 SSFSE-Sequenz mit einer Feldstärke von 3,0 Tesla weniger Suszeptibilitätsartefakte festgestellt worden als bei einer Feldstärke von 1,5 Tesla, jedoch sind auch auf den Aufnahmen der anderen Sequenzen bei dieser Feldstärke ebenfalls weniger bzw. gleich viele Suszeptibilitätsartefakte wie bei 1,5 Tesla erkennbar.

Ursächlich dafür und auch für die beschriebenen anderen Abweichungen ist vermutlich die sehr unterschiedliche Materie der untersuchten Objekte (menschliches Gewebe und PVC). Zudem ist zu berücksichtigen, dass bei den Aufnahmen des Modells anders als bei den in-vivo-Aufnahmen keine Kontrastmittel eingesetzt worden sind. Insofern kann ein Phantom der bei der Untersuchung verwendeten Art nur bedingt für einen Abgleich mit in-vivo-Aufnahmen herangezogen werden. Soweit die Ursachen für die Abweichungen in der Qualität der Aufnahmen in dem Fehlen von Gewebsflüssigkeit bzw. des Kontrastmittels vermutet werden können, können sie unberücksichtigt gelassen werden. Das gilt sowohl für die beobachtete Verstärkung von Suszeptibilitätsartefakten und des Bildrauschens in der Fiesta-Sequenz der Darmphantomaufnahmen, den Vergleich der Ergebnisse der T1-Sequenzen der in-vivo- und der Darmphantomaufnahmen als auch

für den Vergleich der Darmphantomaufnahmen untereinander im Hinblick auf die Erscheinung von Suszeptibilitätsartefakten.

Unabhängig von der Entstehung von Suszeptibilitätsartefakten verlieren die Aufnahmen aufgrund des dielektrischen Effektes, bedingt durch die mit zunehmender Magnetfeldstärke abnehmende Wellenlänge in Wasser (bei 1,5 Tesla etwa 52 cm, bei 3,0 Tesla etwa 26 cm), an Qualität: Die kleinere Wellenlänge bei 3,0 Tesla bedingt eine stärkere Wechselwirkung mit der zu untersuchenden Person, vor allem mit dem als endoluminalem „Kontrastmittel“ dienenden Wasser, welches ein Dielektrikum darstellt.

Die Abbildungsqualität kann auch von der Art der verwendeten Empfängerspule abhängig sein. In den Untersuchungsreihen wurde sowohl bei der in-vivo-MR-Kolonographie als auch bei der Messung des Darmphantoms eine Vier-Kanal-Torso-Spule verwendet. Am Rande dieser Spule, also antennenah, ist eine bessere Bildqualität als im Zentrum, also antennenfern, zu erwarten.

Bisherige Veröffentlichungen über Bildqualitätsveränderungen infolge verschiedener Feldstärken bei kernspintomographischen Untersuchungen zeigen unterschiedliche Ergebnisse. MR-Untersuchungen der ableitenden Gallenwege (MRCP) bei 1,0 und 1,5 Tesla von YASUI et al. ergaben, dass das Signal-Rausch-Verhältnis bei HASTE-Sequenzen linear mit der Magnetfeldstärke ansteigt, aber auch mit einem Qualitätsverlust durch das verstärkte Auftreten von Suszeptibilitätsartefakten einhergeht. Bei RARE-Sequenzen hingegen wurden keine signifikanten Unterschiede zwischen den Magnetfeldstärken festgestellt. Im Ergebnis wurde durch höhere Magnetfeldstärken keine Verbesserung der Strukturdarstellung erzielt.

Andere in der Vergangenheit durchgeführte Studien ergaben dagegen, dass bei Untersuchungen mit höheren Magnetfeldstärken wie z.B. 3,0 Tesla durchaus eine bessere Bildqualität zu erreichen ist als mit niedrigeren. So wurden bei MR-Aufnahmen mit verschiedenen hohen Magnetfeldstärken von Hirnnerven, Gefäßen, Extremitäten und Kreuzbändern festgestellt, dass die höheren Magnetfeldstärken eine bessere Bildauflösung ermöglichen (RÖTTGEN et al. 2005, 530-535). Darüber hinaus wurde beschrieben, dass sich mit sehr hohen Magnetfeldstärken wie 8,0 Tesla bei zerebralen Untersuchungen

eine noch bessere Darstellung der leptomeningealen und kortikalen Gefäße erreichen lässt (BURGESS et al. 1999, 850-856).

Diese Ergebnisse stimmen mit der theoretisch begründeten Vermutung überein, dass die Bildqualität bei einer Feldstärke von 3,0 Tesla besser als die bei 1,5 Tesla sein müsste. In der Realität der MR-Kolonographie sind die Ergebnisse jedoch aufgrund der verschiedenen oben genannten Störfaktoren bei Magnetfeldstärken von 3,0 Tesla schlechter als bei 1,5 Tesla.

9 Zusammenfassung

In dieser Studie wurde die Bildqualität von Aufnahmen des Darmes mit MR-Geräten verschieden hoher Magnetfeldstärken (1,5 Tesla und 3,0 Tesla) und mit unterschiedlichen Sequenzen (Fiesta-Sequenz, T1-Sequenz, T2 SSFSE-Sequenz) untersucht. Dazu wurden die Ergebnisse einer retrospektiven Bewertung von 128 MR-Kolonographie-Aufnahmen von 40 Patienten und die Bewertung von 118 MR-Aufnahmen eines Kolonmodells herangezogen.

Sowohl bei den in-vivo-MR-Kolonographien als auch beim Darmphantom weisen die bei einer Feldstärke von 1,5 Tesla aufgenommenen Bilder eine bessere Qualität als bei einer Feldstärke von 3,0 Tesla auf. Als Ausnahme davon traten bei den MR-Aufnahmen des Darmphantoms bei 3,0 Tesla im Vergleich zu 1,5 Tesla weniger bzw. gleich viele Suszeptibilitätsartefakte auf. Bei den Aufnahmen der Patienten wurde die T2 SSFSE-Sequenz als beste bewertet; im Gegensatz dazu wurde bei den MR-Aufnahmen des Darmphantoms mit der T1-Sequenz (Gesamteindruck) die bessere Bildqualität festgestellt. Bei der Positionsanalyse von Polypen des Kolonmodells in einem Kreisschema erlaubte jedoch die T2 SSFSE-Sequenz bei einer Feldstärke von 3,0 Tesla die genauesten Feststellungen. Die bei der höheren Feldstärke festgestellte kontrastreichere Darstellung der Polypimitate ist vermutlich dem stärkeren Auftreten von Suszeptibilitätsartefakten geschuldet, die zwar zu einem schlechteren subjektiven Bildeindruck führen, aber andererseits als „positiven Effekt“ eine Kontrastzunahme bei Grenzflächen zur Folge haben.

10 Schlussfolgerung

Derzeit bietet die Verwendung höherer Magnetfeldstärken von 3,0 Tesla bei der MR-Kolonographie keine signifikante Verbesserung der Bildqualität im Vergleich zu 1,5 Tesla.

Vorteile erbrachte die höhere Feldstärke trotz eines in der Regel schlechteren subjektiven Qualitätseindrucks bei der Positionsanalyse von Polypoiden. Demnach wäre auch bei in-vivo-Untersuchungen mit einer Feldstärke von 3,0 Tesla eine höhere Sensitivität und Spezifität für die Detektion von kolorektalen Raumforderungen als bei Untersuchungen mit einer Feldstärke von 1,5 Tesla zu erwarten.

In künftigen Studien sollte die Bildqualität von MR-Kolonographien unter veränderten apparativen Bedingungen, z.B. unter Einsatz einer 12-Kanal-Torso-Spule anstelle der hier verwendeten 4-Kanal-Torso-Spule, untersucht werden. Sollten Qualitätsverbesserungen erreichbar sein, könnte die MR-Kolonographie eine standardisierte Screeningmethode hoher Sensitivität werden.

11 Literaturverzeichnis

- AHLQUIST, D. A. (1993): Accuracy of fecal occult blood screening for colorectal neoplasia: a prospektive study using Hemoccult and HemoQuant tests, 1262 ff. zit. in: SCHOENFELDER, D. & DEBATIN, J. F. (2000): Die virtuelle Realität der MR-Kolonographie. In: Der Radiologe 3-2000, 283. Heidelberg.
- ARNOTT, S. J. & STENNING, S. P. (1996): Randomised trial of surgery followed by radiotherapy for mobile cancer of the rectum, 1610 ff. zit. in: BALZER, J. O. et al. (2003): Wertigkeit der CT und MRT bei der Rezidivdiagnostik des kolorektalen Karzinoms. In: Der Radiologe 2-2003, 123. Heidelberg.
- BOND, J. H. (1999): Screening guidelines for colorctal cancer. Am J Med 106: 7S-10S.
- BURGESS, R. E., YU, Y., CHRISTOFORIDIS, G. A. et al. (1999) : Human leptomenigeal and cortical vascular anatomy of the cerebral cortex at 8 Tesla. J Comput Assist Tomogr 1999; 23: 850-856.
- FENLON, H. M. et al. (1999): A comparison of virtual and conventional colonoscopy for the detection of colorectal polyps, 1496 ff. zit. in: SCHOENFELDER, D. & DEBATIN, J. F. (2000): Die virtuelle Realität der MR-Kolonographie. In: Der Radiologe 3-2000, 284. Heidelberg.
- HERMANEK, P. et al. (1998): Lokalrezidive nach Rektumkarzinom – Entstehung, Diagnose, Prognose, 289 ff. zit. in: BALZER, J. O. et al. (2003): Wertigkeit der CT und MRT bei der Rezidivdiagnostik des kolorektalen Karzinoms. In: Der Radiologe 2-2003, 123. Heidelberg.
- JATZKO, G. et al. (o.J.): Kolorektales Karzinom. In: Austrian Society of Surgical Oncology.
- JEHLE, E. C. et al. (2003): Kolonkarzinom, Rektumkarzinom, Analkarzinom. In: Therapieempfehlungen des Interdisziplinären Tumorzentrums Tübingen, 13,14. 2. überarbeitete Auflage. Tübingen.
- JONAS, S. et al. (2003): Früherkennung von Dickdarmkrebs. In: Institut für Technikfolgen-Abschätzungen der Österreichischen Akademie der Wissenschaften, 13,15. Wien.

- KUTTER, D. (1984): Prinzip und Fehlerquellen des chemischen Nachweises von occultem Blut in den Fäzes. In: Frühmorgen, P. (Hrsg.): Prävention und Früherkennung des kolorektalen Karzinoms, 49 ff.
- LAW, R. L. & LONGSTAFF, A. J. et al. (1999): A retrospective 5-Year Study of the Barium Enema Examination Performed by Radiographers. Clin Radiol 54: 80 ff..
- LEUNG, D. A. et al. (1996): Breath-hold, contrast enhanced, three-dimensional MR angiography, 569 ff. zit. in: SCHOENFELDER, D. & DEBATIN, J. F. (2000): Die virtuelle Realität der MR-Kolonographie. In: Der Radiologe 3-2000, 284. Heidelberg.
- LIEBERMAN, D. A. (1994): Colon cancer screening: beyond efficacy, 803 ff. zit. in: SCHOENFELDER, D. & DEBATIN, J. F. (2000): Die virtuelle Realität der MR-Kolonographie. In: Der Radiologe 3-2000, 283. Heidelberg.
- MEDICINE WORLDWIDE (o.J. a): Darmkrebs, Rektumkarzinom, Kolonkarzinom.
- MEDICINE WORLDWIDE (o.J. b): Grundlagen der Magnetresonanztomographie, Physikalische Grundlagen.
- NIH - NATIONAL INSTITUTES OF HEALTH CONSENSUS CONFERENCE (1990): Adjuvant therapy for patients with colon and rectal cancer. JAMA 264 1444.
- RANSOHOFF, D.F. & SANDLER, R.S. (2002): Screening for colorectal cancer. N Engl J Med 346: 40–44, zit. in: Seufferlein, T. & Adler, G. (2002): Früherkennung kolorektaler Karzinome. In: Der Onkologe, 2002-8, 1080-1088. Ulm.
- RÖTTGEN, R. et al. (2003): CT-Kolonographie mit dem 16-Zeilen-Detektor zur Diagnostik kolorektaler Neoplasien und entzündlicher Kolonerkrankungen. In: Fortschr Röntgenstr 2003, 175: 1384-1391. Stuttgart.
- RÖTTGEN, R. (2004) - Facharzt für Diagnostische Radiologie und Nuklearmedizin: Gespräch am 01.10.04. Berlin.
- RÖTTGEN, R. et al. (2005): Auswirkungen der Feldstärke bei der standardisierten Kernspintomographie des Gehirns am Beispiel der Darstellung von Hirnnerven und Gefäßen in den basalen Zisternen: Vergleich zwischen 1,5 und 3,0 Tesla. In: Fortschr Röntgenstr 2005, 177: 530-535. Stuttgart.
- RUBIN, G. D. et al. (1996): Perspective Volume Rendering of CT and MR Images: Application for Endoscopic Imaging, 321 ff. zit. in: SCHOENFELDER, D. & DEBATIN, J. F. (2000): Die virtuelle Realität der MR-Kolonographie. In: Der Radiologe 3-2000, 284. Heidelberg.

- SCHOENFELDER, D. & DEBATIN, J. F. (2000): Die virtuelle Realität der MR-Kolonographie. In: Der Radiologe 3-2000, 284. Heidelberg.
- SELBY, J. V. & FRIEDMAN, G. D. et al. (1992): A case control study of screening sigmoidoscopy and mortality from colorectal cancer. N Engl J Med 326: 653 ff.
- THOENIE, R. F. & PETRAS, A. (1982): Double-contrast barium-enema examination and endoscopy in the detection of polypoid lesions in the cecum and ascending colon, 257 ff. zit. in: SCHOENFELDER, D. & DEBATIN, J. F. (2000): Die virtuelle Realität der MR-Kolonographie. In: Der Radiologe 3-2000, 283. Heidelberg.
- VOGELSTEIN, B. et al. (1988): Genetic alterations during colorectal tumor development, 525 ff. zit. in: SCHOENFELDER, D. & DEBATIN, J. F. (2000): Die virtuelle Realität der MR-Kolonographie. In: Der Radiologe 3-2000, 283. Heidelberg.
- VOß, A. (2004): Stellenwert der virtuellen Koloskopie für die präoperative Diagnostik des kolorektalen Karzinoms (Dissertation), 13-14. Berlin.
- WINAWER, S. J. et al. (1993): Prevention of colorectal cancer by colonoscopic polypectomy. The National Polyp Study Workgroup, 1977 ff. zit. in: SCHOENFELDER, D. & DEBATIN, J. F. (2000): Die virtuelle Realität der MR-Kolonographie. In: Der Radiologe 3-2000, 283. Heidelberg.
- YASUI M, ITO K, KOIKE S et al. (2002): MR-cholangiopancreatography: comparison of images obtained with 1,0 and 1,5 Tesla units. Radiat Med 2002; 20: 77-82.

12 Danksagung

Ich danke Herrn Priv.-Doz. Dr. med. Ralf-Jürgen Schröder dafür, dass er sich meiner Dissertation angenommen hat, Herrn Dr. med. Rainer Röttgen für die Überlassung der Aufnahmen, die Gegenstand meiner Arbeit sind, und für die vielen wertvollen Anregungen und Hinweise und das Interesse, das er meiner Arbeit jederzeit entgegengebracht hat, sowie Herrn Torsten Freund für die Einführung in die Feinheiten der Statistik.

13 Lebenslauf

Aufgrund des Datenschutzes entfällt der Lebenslauf in der elektronischen Fassung.

14 Erklärung an Eides statt

Ich, Paul Bogen, erkläre, dass ich die vorgelegte Dissertationsschrift mit dem Thema: „MR-Kolographie; Sequenz-Evaluation bei 1,5 und 3,0 Tesla“ selbst ohne unzulässige Hilfe Dritter verfasst, dabei keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt und auch in Teilen keine Kopien anderer Arbeiten übernommen habe.

Paul Bogen

Berlin, am