

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

DISSERTATION

MRT des Rektumkarzinoms: Wert der kontrastmittelgestützten
Bildgebung für das präoperative Staging unter Berücksichtigung
neuerer zeitsparender Bildaufnahmetechniken

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

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Elmar Engin Borsdorff

aus Berlin

Gutachter: 1. Priv.-Doz. Dipl.-Chem. Dr. H. Bruhn
2. Prof. Dr. med. J.-W. Oestmann
3. Prof. Dr. med. M. Laniado

Datum der Promotion: 03.09.2010

Meiner Mutter in Dankbarkeit gewidmet.

Verzeichnis der verwendeten Abkürzungen

2DFT	zweidimensionale Fourier-Transformation
3DFT	dreidimensionale Fourier-Transformation
AUC	Flächenwert (engl. area under the curve)
CRM	zirkumferentieller Resektionsrand (engl. circumferential resection margin)
CT	Computertomographie
ERUS	endorektaler Ultraschall
ETL	Echozuglänge (engl. echo train length)
FOV	Sichtfeld (engl. field of view)
FSE/TSE	schnelles Spinecho (engl. fast spinecho, entspricht turbo spinecho)
Gd-DTPA	Gadopentetat-Dimeglumin, Magnevist [®]
Gd-DOTA	Meglumin-Gadoterat, Dotarem [®]
Gd-HP-DO3A	Gadoteridol, ProHance [®]
GRAPPA	generalized auto-calibrating partially parallel acquisition (engl.)
GRE	Gradientenecho
MRT	Magnetresonanztomographie
NEX	Zahl der Anregungen (engl. number of excitations)
PET	Positronen-Emissions-Tomographie
PME	partielle mesorektale Exzision
RBW	Empfängerbandbreite (engl. receiver bandwidth)
RF	Radiofrequenz
ROC	receiver operating characteristics (engl.)
SD	Standardabweichung (engl. standard deviation)
SENSE	Sensitivitätskodierung (engl. sensitivity encoding)
SMASH	simultaneous acquisition of spatial harmonics (engl.)
SNR	Signal-Rausch-Verhältnis (engl. signal-to-noise ratio)
TE	Echozeit (engl. echo time)
TME	totale mesorektale Exzision
TR	Wiederholungszeit (engl. repetition time)
USPIO	ultra-small particles of iron oxide (engl.)
VIBE	volume interpolated breath-hold examination (engl.)

1. Einleitung.....	7
1.1 Anatomie des Rektums	7
1.2 Anatomie des mesorektalen Raumes.....	8
1.3 Das Rektumkarzinom	9
1.4 Der Einsatz bildgebender Verfahren zum lokalen Tumorstaging.....	15
1.5 Der Wert der Magnetresonanztomographie (MRT) für das lokale Staging des Rektumkarzinoms.....	17
1.6 Technische Aspekte der Becken-MRT	20
1.7 Der Einsatz von Kontrastmitteln bei der Diagnose des Rektumkarzinoms.....	27
2. Aufgabenstellung.....	31
2.1 Ist der Einsatz von Gd-haltigem Kontrastmittel bei der MR-Diagnostik des Rektumkarzinoms nützlich?.....	31
2.2 Ist der Einsatz der schnellen VIBE der fettunterdrückten T1-TSE bei der kontrastmittelgestützten Staging-Untersuchung des Rektumkarzinoms ebenbürtig?	32
3. Methodik.....	34
3.1 Patienten	34
3.2 Bildakquisition: Materialien, Medikation, Untersuchungsprotokoll	35
3.3 Bildauswertung: Apparaturen, Untersuchungsprotokoll.....	39
3.4 Statistische Auswertung	41
4. Ergebnisse.....	44
4.1 Allgemeine und anatomische Bewertungskriterien.....	44
4.2 Tumorausbreitung	57
4.3 Korrelation zwischen den Gesamtscores	86
5. Bildbeispiele	92
6. Diskussion	97
6.1 Allgemeine und anatomische Bewertungskriterien.....	97
6.2 Darstellung der Tumorausbreitung	98
6.3 Korrelationskoeffizienten	101
6.4 Beschränkungen der Studie	102
6.5 Abschließende Bewertung; Empfehlung für ein Untersuchungsprotokoll	104
6.6 Ausblick.....	105
7. Zusammenfassung	107

8. Literaturverzeichnis	110
9. Danksagung	117
10. Lebenslauf	118
11. Eidesstattliche Erklärung	119

1. Einleitung

1.1 Anatomie des Rektums

Das Rektum oder Mastdarm bezeichnet den letzten Abschnitt des Kolons und hat eine Länge von etwa 16 cm ab der Anokutanlinie (Strassburg et al. 2007). Es wird in einen proximalen Abschnitt (ca. 16-10 cm ab Anokutanlinie), einen Mittelteil (ca. 5-10 cm) und den distalen Abschnitt (ca. 0-5 cm) unterteilt (Strassburg et al. 2007; MERCURY Study Group 2007; Schiebler et al. 2002). Während der proximale Abschnitt noch retroperitoneal in der Bauchhöhle liegt, befinden sich der mediale und der distale Abschnitt bereits subperitoneal im Becken. Das Peritoneum bildet dabei zwischen Rektum und Harnblase beim Manne die Excavatio rectovesicalis bzw. zwischen Rektum und Uterus bei der Frau die Excavatio rectouterina (Douglas-Raum).

Der Wandaufbau der zwei oberen Teile des Rektums entspricht dem des restlichen Kolons: Die innerste Schicht bildet die Mukosa, welche sich unterteilt in ein einreihiges, in Krypten angeordnetes Zylinderepithel mit Becherzellen, die bindegewebige Lamina propria und die Muscularis mucosae. Es schließt sich die Submukosa an, die aus lockerem Bindegewebe besteht und Lymphgefäße sowie den nervalen Plexus submucosus (Meißner) enthält. Die nächste Schicht ist die Muscularis propria, die in eine innere Ring- und die äußere Längsmuskelschicht aus drei Tännien gegliedert ist, zwischen denen der Plexus myentericus (Auerbach) liegt. Es folgt bei den peritoneal gelegenen Anteilen die Serosa aus Mesothel, unter der die fettreiche Subserosa liegt. Die nicht peritoneal gelegenen Anteile des Rektums sind von der bindegewebigen Adventitia umgeben (Lüllmann-Rauch 2003).

Der distale Abschnitt des Rektums endet in den Analkanal (3-4 cm ab Anocutanlinie). In der Übergangszone zum Kontinenzorgan befinden sich makroskopisch sichtbare Sinus und Columnae anales, im klinischen Bereich auch Linea dentata genannt. Sie entstehen durch Aufwerfung der Schleimhaut durch Lymphgefäße, Muskelbündel und Blutgefäße. An der Linea dentata geht das Zylinderepithel in ein mehrschichtiges unverhorntes Plattenepithel über. Die Linea dentata ist außerdem als topographischer Orientierungspunkt von großer Bedeutung bei der Operation von tiefsitzenden Rektumkarzinomen. Die glatte Längsmuskulatur wird im Bereich des Analkanals zum Musculus sphincter ani internus verstärkt (Lüllmann-Rauch 2003; Schiebler et al. 2002). Auch bei der Gefäßversorgung und beim Lymphabfluß bestehen Unterschiede zwischen dem distalen Teil des Rektums und den darüber gelegenen Abschnitten: Das

proximale und mittlere Rektum werden von der Arteria rectalis superior bzw. medialis (aus der A. mesenterica inferior bzw. iliaca interna) versorgt. Der Rückfluß des Blutes erfolgt in die Vena portae hepatis aus der V. mesenterica superior. Die Lymphe wird in die retroaortalen und lateroaortalen Lymphknoten, wie auch zu den Nodi iliaci interni drainiert. Das distale Rektum und der Analkanal werden hingegen von der A. rectalis inferior (aus der A. pudenda interna) versorgt, während der Rückfluß über die V. iliaca interna in die Vena cava inferior erfolgt. Die Lymphe fließt vor allem in die Nodi inguinales superficiales ab (Schiebler et al. 2002; Fry et al. 1989).

Die nervale Versorgung des Rektums erfolgt einerseits über den Plexus hypogastricus inferior (Plexus pelvici/pelvinus), der sympathische Efferenzen aus dem Lumbal- und Sakralmark sowie parasymphatische aus S2-S4 aufnimmt. Die Versorgung der Willkürmuskulatur und der sensiblen Afferenzen andererseits erfolgt über den Nervus bzw. Plexus pudendus (S2-S4) (Trepel 2004).

1.2 Anatomie des mesorektalen Raumes

Der mittlere und der untere Abschnitt des Rektums liegen, wie erwähnt, subperitoneal im Becken. Die genaue Kenntnis der anatomischen Begrenzung der rektalen Adventitia, auch Mesorektum genannt, ist dabei von großer Bedeutung in der Tumorchirurgie. Die Bildgebung mittels MRT hat sich hierbei als geeignete Methode zur Darstellung der Anatomie in vivo erwiesen. Brown et al. (Brown G/Kirkham et al. 2004) konnten beim Vergleich von anatomischen Präparaten und Schnittbildaufnahmen in vivo folgende Strukturen voneinander abgrenzen:

- Die parietale Faszie, die die Muskeln der Beckenwand (M. piriformis, M. levator ani, M. coccygeus und M. obturator internus) bedeckt und die als präsakrale Faszie mit dem sakralen Periost fusioniert. Ventral ist die Faszie an der Rückseite des Corpus ossis pubis befestigt. Am Seitenrand des Beckens verdickt sie sich zur Obturatorfaszie des M. obturator internus.
- Der retrorektale Raum, der posterior von der parietalen Faszie, anterior von der mesorektalen Faszie und kaudal von der rektosakralen Faszie abgegrenzt wird.
- Die rektosakrale Faszie (Waldeyer-Faszie), die ein Fasziensband von variabler Dicke darstellt, das vom Os sacrum schräg nach kaudal zur mesorektalen Faszie auf Höhe von S4 verläuft.
- Die mesorektale Faszie, eine dünne Schicht, die das Mesorektum umschließt und von einem lockeren Bindegewebe umgeben ist. Ihr anteriorer Anteil, der die

Vorderfläche des Mesorektums bildet und nach kranial in das Peritoneum übergeht, wird auch Denonvilliersche Faszie genannt.

- Das Mesorektum, welches das Rektum umfaßt. Es besteht aus Fettgewebe, das Gefäße und lymphatisches Gewebe enthält.
- Der Plexus hypogastricus inferior, der auf der Beckenseitenwand liegt und von Bindegewebsschichten (den sog. lateralen Ligamenten) umgeben ist.

1.3 Das Rektumkarzinom

1.3.1 Epidemiologie und Pathogenese

Das kolorektale Karzinom ist in Deutschland die zweithäufigste Krebserkrankung und Krebstodesursache bei beiden Geschlechtern. Es erkrankten laut den letztverfügbaren Informationen im Jahr 2002 rund 35.600 Männer und 35.800 Frauen, wobei die Inzidenz 72,9 (m) bzw. 50,1 (f) und die Mortalität 29,0 (m) bzw. 18,3 (f) je 100.000 Einwohner betragen. Männer waren bei der Erstdiagnose im Durchschnitt 69, Frauen 75 Jahre alt (Gesundh.-Berichterstattung des Bundes 2002).

Die Zahlen von 2002 differenzieren nicht zwischen Rektumkarzinomen und Tumoren des restlichen Kolons, so daß für das Rektumkarzinom alleine auf Daten von 1995 zurückgegriffen werden muß: Das Rektumkarzinom war bei Männern die vierthäufigste, bei Frauen die fünfhäufigste Krebsneuerkrankung. Es finden sich für 1995 4.400 Männer und 4.689 Frauen, die an dieser Erkrankung verstarben, was einer Mortalität von 9,5 je 100.000 entspricht. Damit war das Rektumkarzinom bei Männern die sechsthäufigste und bei Frauen die siebthäufigste Krebstodesursache. Von 1980-1995 sank die Sterberate bei beiden Geschlechtern um rund ein Viertel (Gesundh.-Bericht für Deutschland 1998). Die Fünf-Jahres-Überlebensrate betrug für Tumoren im Stadium I (T1-2 N0) 93%, im Stadium II (T3-4 N0) zwischen 72 und 85%, im Stadium III (T1-4 N1-2) zwischen 44 und 83% und im Stadium IV (jedes T und N, M1) 8% (Vorbürger et al. 2008).

Die Pathogenese des Rektumkarzinoms gleicht der des Kolonkarzinoms: Aus einem Proliferationsdefekt des Zylinderepithels entwickelt sich ein Mikroadenom, daraus ein adenomatöser Polyp und schließlich ein Adenokarzinom (Klessen et al. 2007). Diese sog. Adenom-Karzinom-Sequenz ist bei der Entstehung von rund 80% aller kolorektalen Karzinome nachzuweisen. Auf molekulargenetischer Ebene werden Protoonkogene (APC, K-ras) gefunden, die durch Mutationen in aktiven Zustand versetzt werden und

das fortschreitende Wachstum des Zellklons mit fortschreitender neoplastischer Transformation begünstigen. Auf der anderen Seite können Tumor-Suppressor-Gene (p53, DCC) durch Mutation inaktiviert werden und dadurch die Zelle dysplastisch transformieren. Es scheint eine Assoziation zwischen Zellmutationen und dem westlichen Lebensstil zu bestehen, der durch eine hochkalorische Ernährung mit viel Fett, rotem Fleisch, wenig Obst, Gemüse und Ballaststoffen sowie Bewegungsarmut gekennzeichnet ist. Auch das Rauchen und exzessiver Alkoholkonsum tragen zu einem erhöhten Erkrankungsrisiko bei, ebenso chronisch-entzündliche Darmerkrankungen wie die Colitis ulcerosa. Zu einem geringen Prozentsatz kommt es zum Krebs durch vererbte Keimzellmutationen wie bei der familiären adenomatösen Polyposis (FAP) oder dem hereditären nonpolyposis colorectal cancer syndrome (HNPCC) (Fry et al. 1989; Bond 2000). Patienten mit diesen Mutationen erkranken obligat an kolorektalen Karzinomen.

1.3.2 Symptome und Diagnostik

Rektumkarzinome verursachen im Frühstadium meist keine Symptome. Durch okkulten Blutverlust kann es zu einer Eisenmangelanämie kommen, die sich dann durch Müdigkeit, Schwindel und Abgespanntheit bemerkbar macht. Auch Veränderungen der Darmperistaltik und die unspezifische B-Symptomatik (Gewichtsverlust, Fieber) werden oft beschrieben. Wächst der Tumor stenosierend, findet man häufig Obstipation im Wechsel mit (paradoxen) Diarrhöen (Fry et al. 1989; Bond 2000). Abdominelle Schmerzen und Koliken sind beim Rektumkarzinom eher seltener anzutreffen, hingegen kann es bei Tumorprogression zu sakralen Schmerzen wie auch zur Ischialgie kommen. Bei Metastasierung finden sich je nach Absiedelungsort unterschiedliche Symptome, so z.B. Aszites und Ikterus bei Lebermetastasen (Fry et al. 1989).

Die Diagnostik des Rektumkarzinoms erfolgt in erster Linie durch die Koloskopie, ggf. mit Biopsie (Fry et al. 1989; Bond 2000; Wald et al. 2006), die neben dem Test auf okkultes Blut im Stuhl auch als Screeningmethode angewendet wird. Ist eine Passage des Darms durch eine Stenose unmöglich, so können auch die CT- oder MR-Kolonographie zur Untersuchung des gesamten Dickdarms genutzt werden (Wald et al. 2006). Bildgebende Verfahren (ERUS, CT, MRT, PET; s.u.) werden zum unten beschriebenen Tumorstaging ebenfalls standardmäßig eingesetzt.

1.3.3 Staging des Rektumkarzinoms

Der Goldstandard zur Bestimmung des Tumorstadiums ist der histopathologische Befund. Die von Dukes um 1930 entwickelte Klassifikation (Stadium A: Tumor abgegrenzt von der Darmwand; B: Tumor durchbricht die Darmwand und infiltriert das perikolische Fettgewebe ohne Lymphknotenmetastasen; C: regionäre Lymphknotenmetastasen; D: Fernmetastasen) wird zwar gelegentlich noch verwendet, ist aber überholt und durch die TNM-Klassifikation der UICC abgelöst worden (Fry et al. 1989; Klessen et al. 2007; Wittekind 2005):

- TX: Primärtumor kann nicht beurteilt werden
- T0: kein Anhalt für Primärtumor
- Tis: Tumor überschreitet die Mucosa nicht
- T1: Tumor infiltriert Submucosa
- T2: Tumor infiltriert die Muscularis propria
- T3: Tumor infiltriert die Subserosa oder nichtperitonialisiertes perirektales Fettgewebe
- T4: Tumor infiltriert das Peritoneum viscerale oder benachbarte Organe
- NX: regionäre Lymphknoten können nicht beurteilt werden
- N0: keine befallenen Lymphknoten
- N1: bis zu drei befallene perirektale/kolische Lymphknoten
- N2: vier oder mehr befallene perirektale/kolische Lymphknoten
- MX: Fernmetastasen können nicht beurteilt werden
- M0: keine Fernmetastasen
- M1: Fernmetastasen

Es werden zusätzlich folgende Buchstaben für Zusatzinformationen verwendet:

- p: die Tumorformel wurde durch eine histopathologische Untersuchung ermittelt (z.B. pT1 pN0 pM0)
- u: die Tumorformel wurde durch eine bildgebende Untersuchung ermittelt (z.B. uT1 uN0 uM0)
- y: die Tumorformel wurde nach einer neoadjuvanten Therapie ermittelt (z.B. ypT1 ypN0 ypM0)

Entsprechend findet eine Stadieneinteilung nach UICC statt (Klessen et al. 2007):

- Stadium 0: Tis, N0, M0
- Stadium I: T1/2, N0, M0
- Stadium IIA: T3, N0, M0
- Stadium IIB: T4, N0, M0
- Stadium IIIA: T1/T2, N1, M0
- Stadium IIIB: T3/T4, N1, M0
- Stadium IIIC: jedes T, N2, M0
- Stadium IV: jedes T, jedes N, M1

Histologisch kann weiterhin der Differenzierungsgrad des Tumors angegeben werden:

- G1: gut differenziert
- G2: mäßig differenziert
- G3: schlecht differenziert
- G4: undifferenziert

G1- und G2-Tumoren gelten als niedrig-, G3- und G4-Tumoren als hochmaligne.

Insgesamt hat sich diese Klassifikation bewährt, ist allerdings ungenau bei T3-Tumoren, da bei diesen nicht differenziert wird zwischen den Tumoren, die gerade erst die Muscularis propria überschritten haben (sog. Minimal-T3- bzw. Borderline-T3a-Tumoren) und solchen, bei denen das Mesorektum bis zur mesorektalen Faszie infiltriert wird. Wie weiter unten ausgeführt, verändern sich dadurch das therapeutische Vorgehen und die Prognose.

Für Tumorpräparate nach neoadjuvanter Therapie wird der Regressionsgrad, z.B. nach Dworak, angegeben (Neid et al. 2008):

- 0: keine Regression
- 1: überwiegend Tumor mit deutlicher Fibrose und/oder Vaskulopathie
- 2: überwiegend Fibrose mit wenigen Tumorzellen (leicht histologisch zu erkennen)
- 3: sehr wenig (schwierig histologisch nachzuweisende) Tumorzellen innerhalb Fibrose mit oder ohne Schleimseen
- 4: keine vitalen Tumorzellen

1.3.4 Chirurgische Therapie

Die Therapie des Rektumkarzinoms richtet sich nach dem Tumorstadium. Hauptsäule ist die chirurgische Entfernung der Geschwulst. Kleine T1-Karzinome, die von Mucosa

oder Submucosa begrenzt sind (etwa 5% aller Fälle), können mittels transanaler Chirurgie oder endoskopischer Mikrochirurgie entfernt werden (Klessen et al. 2007; Goh et al. 2004). T1-Tumoren mit einem Durchmesser bis zu 3 cm, guter bis mäßiger Differenzierung und ohne Lymphgefäßinvasion können mittels lokaler Vollwandexzision behandelt werden (Schmiegel et al. 2004; Daniels et al. 2007).

Schlecht differenzierte T1-Tumoren sowie die Stadien T2-T4 des mittleren und unteren Rektumdrittels werden mittels anteriorer Rektumresektion mit totaler mesorektaler Exzision (TME) behandelt. Dabei sollte mindestens ein Abstand von 1 cm vom Tumor zur Linea dentata oder dem M. sphincter int. bestehen, um eine Kontinenzhaltung bei vollständiger Resektion zu gewährleisten (Schmiegel et al. 2004; Strassburg et al. 2007). Bei dem Verfahren werden die A. mesenterica inf. abgebunden und das sigmoidale Mesocolon mobilisiert (Schmiegel et al. 2004). Die posteriore mesorektale Faszie wird von der präsakralen getrennt, und die rektosakrale Faszie wird in Höhe S4 gespalten. Die Exzision wird lateral fortgesetzt, wo das Mesorektum unter Schonung des Plexus hypogastricus inf. und seiner Nerven von der Beckenwand separiert wird. Danach wird das anteriore Peritoneum in Höhe der Excavatio rectovesicalis (beim Mann) bzw. der Excavatio rectouterina (bei der Frau) getrennt. Es erfolgt die Dissektion des Mesorektums posterior der Prostata bzw. der Vagina unter Mitnahme der Denonvillierschen Faszie (Brown G/Kirkham et al. 2004; Heald et al. 2004). Sollten benachbarte Organe mitbefallen sein, so werden sie en bloc mit den restlichen Strukturen entfernt (Schmiegel et al. 2004; Beets-Tan et al. 2001).

Tumoren des oberen Rektumdrittels werden mittels partieller mesorektaler Exzision (PME) behandelt, wobei das Mesorektum 5 cm distal des Tumorrandes mit einem Schnitt transversal zur Darmachse abgesetzt wird (Schmiegel et al. 2004; Strassburg et al. 2007).

Tumoren, die weniger als 1 cm von der Linea dentata bzw. dem inneren Schließmuskel entfernt sind, werden mittels abdomino-perinealer Rektumexstirpation behandelt (Schmiegel et al. 2004; Strassburg et al. 2007). Es kann in bestimmten Fällen (gut bis mäßig differenzierte Tumoren, die nicht das Stadium T4 haben) von erfahrenen Operateuren auch die Behandlung mittels intersphinktärer Resektion unternommen werden, um die Kontinenz zu erhalten (Schmiegel et al. 2004; Urban et al. 2000).

Eine besondere Bedeutung für den Behandlungserfolg bei der TME hat der umgebende Resektionsrand (circumferential resection margin, CRM), d. h. der Abstand zwischen der äußersten Tumorausbreitung und dem Schnitttrand, der im Idealfall die mesorektale

Faszie darstellt. T3-Tumoren mit einem CRM < 2 mm haben eine Prognose ähnlich T4-Tumoren (Nagtegaal et al. 2002). Bereits ein CRM > 2 mm senkt die Rate an lokalen Rezidiven deutlich (Daniels et al. 2007; Slater et al. 2006), so daß diesbezüglich eine präoperative Voraussage der lokalen Tumorausbreitung mittels bildgebender Verfahren prognostisch von großer Bedeutung ist. Auch der Einsatz (neo)adjuvanter Verfahren wird teilweise von der präoperativen Bestimmung des CRM abhängig gemacht (Guillem et al. 2007; Daniels et al. 2007; Strassburg et al. 2007; Schmiegel et al. 2004, Videhult et al. 2007), da Borderline-T3-Tumoren, die nicht mehr als 2 mm extramurale Ausbreitung haben, sich prognostisch wie T2-Tumoren verhalten. T3-Tumoren mit einer extramuralen Ausbreitung von mehr als 5 mm haben dagegen eine schlechtere Prognose (MERCURY Study Group 2007).

1.3.5 (Neo)adjuvante Therapie

Rektumkarzinome sprechen gut auf Chemo- und Radiotherapie an. Für die Tumorstadien II und III ist der Nutzen einer präoperativen Radio- bzw. Radiochemotherapie belegt, da die lokale Rezidivrate deutlich gesenkt wird, und zwar stärker als bei einer postoperativen Therapie (13% gegenüber 22%) (Frykholm et al. 1993). Weiterhin konnten Guillem et al. in einer Studie mit 109 Patienten belegen, daß durch die neoadjuvante Therapie ein CRM von 2 mm oder mehr bei der großen Mehrzahl der behandelten Fälle hergestellt werden konnte (Guillem et al. 2007). Als Chemotherapeutikum wird seit langem 5-Fluorouracil (5-FU) erfolgreich verwendet (Fry et al. 1989; Schmiegel et al. 2004; Strassburg et al. 2007; Bond 2000; Guillem et al. 2007). Es kann eine Kurzzeitbehandlung von einer Woche Dauer (5x5 Gy) mit nachfolgender Operation eingesetzt werden oder eine Langzeittherapie mit konventioneller fraktionierter Bestrahlung (bis 50,4 Gy) und 5-FU-Gabe gemäß verschiedener Schemata. Die Operation erfolgt dann nach 4-6 Wochen (Schmiegel et al. 2004; Strassburg et al. 2007). Bei unvollständiger Tumorresektion oder Stadium IV folgt zusätzlich eine adjuvante Therapie nach (Schmiegel et al. 2004). Um die neoadjuvante Therapie nicht unnötig oft einzusetzen, ist ein sorgfältiges lokales Tumorstaging erforderlich. Besonders wichtig ist dies bei Patienten im Stadium II mit Borderline-T3-Tumoren (großer CRM), welche heute zunehmend mit chirurgischer Therapie alleine kurativ behandelt werden (Schmiegel et al. 2004; Daniels et al. 2007; Strassburg et al. 2007; Videhult et al. 2007; MERCURY Study Group 2006/2007). Die entsprechenden deutschen Leitlinien sehen dennoch die obligate neoadjuvante

Therapie von T3-Tumoren unabhängig von der Ausdehnung vor. T1- und T2-Tumoren mit fraglichem Lymphknotenbefall können entweder neoadjuvant oder adjuvant behandelt werden (Schmiegel et al. 2004).

1.4 Der Einsatz bildgebender Verfahren zum lokalen Tumorstaging

1.4.1 Endorektaler Ultraschall (ERUS)

ERUS wird meist mittels eines starren 7,5 oder 10 MHz-Schallkopfes durchgeführt, auf dem ein wassergefüllter Ballon plaziert wird. Dadurch ist ein Rundumblick von 360° gewährleistet (Wald et al. 2006; Garcia-Aguilar et al. 2002; Goh et al. 2004). Alternativ kann statt des Ballons dem Patienten ein Wassereinlauf verabreicht werden (Chun et al. 2006), und es sollte der Patient vor der Untersuchung abführen (Zammit et al. 2008). Die Genauigkeit, Spezifität und Sensitivität des ERUS variieren je nach Studie stark, wie einige Beispiele zeigen sollen: Chun et al. (Chun et al. 2006) konnten hohe Werte für ERUS und MRT mit phasengesteuerter Spule ermitteln (Genauigkeit für Muscularis-propria-Invasion mit ERUS 90,3% und mit MRT 91,7%; für Invasion des perirektalen Fettgewebes 93,1% mit ERUS und 91,7% mit MRT). Bipat et al. (Bipat et al. 2004) folgerten aus einer Metaanalyse, daß ERUS für das lokale Tumorstaging das genaueste Verfahren ist (Sensitivität für rektale Gewebsinvasion 90%, für Muscularis-propria-Invasion 94%). Hingegen kamen Garcia-Aguilar et al. (Garcia-Aguilar et al. 2002) zu dem Ergebnis, daß ERUS gut geeignet zur Unterscheidung von Adenomen und T1-Tumoren ist (87% aller Adenome wurden korrekt diagnostiziert), während bereits die Differenzierung zwischen T1- und T2-Tumoren schwierig war und auch bei weiter fortgeschrittenen Tumoren nicht besser wurde (47% Genauigkeit für T1, 68% für T2, 70% für T3, 50% für T4, insgesamt 69% Genauigkeit). In einer postoperativen Studie war ERUS der endorektalen MRT deutlich unterlegen (Pegios et al. 2002), und auch in einer weiteren präoperativen Studie konnten gerade einmal 45% der Tumoren korrekt als solche (ohne Staging) identifiziert werden; ein Ergebnis, daß sogar schlechter war als das der digitalen Rektaluntersuchung. Jedoch war hier die Differenzierung zwischen T1- und T2-Tumoren besser als mit der MRT (Brown G/Davies et al. 2004).

Insgesamt läßt sich festhalten, daß ERUS eine schnell durchzuführende, kostengünstige Untersuchung ist, die einen vergleichsweise geringen apparativen Aufwand hat (Brown G/Davies et al. 2004; Chun et al. 2006; Bipat et al. 2004).

Nachteile sind - wie oben gezeigt - die Variabilität der Ergebnisse, bedingt durch die starke Abhängigkeit des Verfahrens vom Können und der Bildbeurteilung durch den Untersucher. Zusätzlich kann die geringe Eindringtiefe des Schalls ein Problem darstellen, so daß selten eine korrekte Bestimmung der Tumorausbreitung in das Mesorektum und die Bestimmung des CRM möglich wird (Wald et al. 2006). Weiterhin können Darmstenosen ein selbst für Miniaturköpfe unüberwindliches Hindernis darstellen. Nicht zuletzt ist die Aussagekraft des ERUS beschränkt, weil Tumoren im oberen Rektum (ab etwa 13 cm ab ano) mit dem starren Schallkopf schwierig darstellbar sind (Brown G/Davies et al. 2004; Wald et al. 2006; Chun et al. 2006). Überdies wird das Einführen des Schallkopfes nicht von allen Patienten gut toleriert, teilweise muß die Untersuchung abgebrochen werden. Abschließend läßt sich feststellen, daß technische Schwierigkeiten (Artefakte durch Fäzes, Unbequemlichkeit für den Patienten, Stenosen usw.) ein ungenaues Untersuchungsergebnis verursachen können (Zammit et al. 2005).

1.4.2 Computertomographie (CT)

Der Nutzen der CT für die Detektion von Lungen- und besonders Lebermetastasen ist unumstritten (Wald et al. 2006). Dagegen ist ihre Aussagekraft beim lokalen Staging beschränkt, da die Auflösung zwischen den dargestellten Schichten von Rektum und Mesorektum nur einen geringen Kontrast aufweist (Goh et al. 2004; Karantanas et al. 2007). Je nach Studie reicht die Genauigkeit der Untersuchung von 33-82% (Karantanas et al. 2007); eine Metaanalyse kam auf 73% (Wald et al. 2006). Beispielhaft lagen in einer Studie von Beets-Tan et al. die Gesamtspezifität und -sensitivität der CT bei 85% bzw. 70%, und ein Befall der Beckenbodenmuskulatur konnte mit MRT deutlich besser nachgewiesen werden (Beets-Tan et al. 2000). Auch Blomqvist et al. fanden bei der Untersuchung von Patienten mit T4-Tumoren deutlich bessere Ergebnisse mit MRT als mit CT (Blomqvist et al. 2002). Durch die Verwendung von Mehrzeilen-Tomographen (Multi-Detektor-CT, MDCT) konnte zwar die Bildqualität gesteigert werden, reicht aber an die Ergebnisse der MRT nicht heran (Hohenberger et al. 2004). Ein genereller Nachteil der CT ist die Exposition mit Röntgenstrahlung. Oft müssen auch recht große Mengen jodhaltigen Kontrastmittels verabreicht werden, die Unverträglichkeiten verursachen können. Vorteile der CT sind die relativ kurze Untersuchungsdauer und die Anwendung bei Patienten, die nicht mit MRT wegen

Kontraindikationen wie Herzschrittmachern, Metallprothesen usw. untersucht werden können.

1.4.3 Positronenemissionstomographie (PET)

Der Glukoseverbrauch ist ein guter Parameter für die Gewebsaktivität des oxidativen Stoffwechsels. Da in Tumoren oft ein lebhafter Metabolismus herrscht, reichern sich Glukose und ihre Abbauprodukte dort stark an. Sichtbar gemacht werden kann dies durch Gabe von ¹⁸Fluor-Desoxiglukose (18-FDG), deren radioaktives 18-Fluorisotop ein Positronenstrahler ist. 18-FDG wird wie Glukose von den Tumorzellen vermehrt aufgenommen, so daß die vom PET detektierte Strahlung proportional zum gesteigerten Glukosestoffwechsel ist. Um die Zuordnung der Aktivitätsregionen anatomisch zu gewährleisten, wird die PET heute meist mit der CT als PET-CT kombiniert (Wald et al. 2006; Schmidt et al. 2004; Hohenberger et al. 2004). In einer Studie ließen sich mit einer Genauigkeit von 75% metastasierte von nichtmetastasierten Lymphknoten mit PET-CT unterscheiden (Wald et al. 2006). Denecke et al. fanden bei der Untersuchung von 23 Patienten, daß die 18-FDG-PET der MRT (T2-TSE, T1-SE vor und nach Kontrastmittelinjektion mit Schichtdicken von jeweils 5 mm) und der CT bei der Bestimmung des Tumorrückgangs durch neoadjuvante Therapie überlegen war (Sensitivität für PET 100%, für CT 54%, für MRT 71%; Spezifitäten 60%, 80%, 67%) (Denecke et al. 2005). Desweiteren konnten Selzner et al. zwischen Fibrosen und Lokalrezidiven mit einer Sensitivität von 93% unterscheiden (Wald et al. 2006). Dessen ungeachtet haben 18-FDG-PET und PET-CT auch Nachteile, die es zu berücksichtigen gilt: Kleine Tumoren (<5 mm) lassen sich nicht detektieren, muzinöse Adenokarzinome (rund 3% aller Rektumtumoren) nehmen 18-FDG nur gering auf (Schaefer et al. 2004; Wald et al. 2006; Schmidt et al. 2004; Thomas et al. 1995). Andere Organe dagegen reichern 18-FDG physiologischerweise stark an (z. B. Uterus, Samenblase, Niere, Dünndarmschlingen, Harnblase) (Schaefer et al. 2004; Wald et al. 2006). Überdies besteht auch hier eine Strahlenexposition für den Patienten.

1.5 Der Wert der Magnetresonanztomographie (MRT) für das lokale Staging des Rektumkarzinoms

Der Stellenwert der MRT hat seit ihrer Einführung in die klinische Medizin Anfang der 1980er Jahre auch für das Rektumkarzinom eine bedeutende Wandlung erfahren, die vor allem durch technische Weiterentwicklungen bedingt ist. Konnten Fry et al. 1989

noch keinen Vorteil der MRT gegenüber CT und Ultraschall feststellen, so wird die MRT heutzutage mit wenigen Ausnahmen (Chun et al. 2006; Bipat et al. 2004) als besonders effektiv zur Bestimmung der lokalen Tumorausbreitung angesehen. Diverse klinische Studien konnten die Überlegenheit der MRT im Vergleich zu CT und ERUS belegen, wie schon in den vorherigen Abschnitten erwähnt: Pegios et al. (Pegios et al. 2002) konnten ein korrektes Tumorstadium in 86,6% mit MRT gegenüber 63,3% mit Ultraschall bestimmen, Blomqvist et al. (Blomqvist et al. 2002) fanden die MRT der CT zur Feststellung von Harnblasen- und Uterusinvasion überlegen. Brown et al. konnten in zwei weiteren Studien die große Mehrzahl aller Tumoren korrekt bestimmen (Brown G et al. 2002/2003). Ebenso fanden Bianchi et al. (Bianchi et al. 2005) die MRT der CT und ERUS überlegen. Je nach Studie jedoch sind die frühen Tumorstadien (T1-3a) schwieriger zu differenzieren (Videhult et al. 2007; Beets-Tan et al. 2001). Da allerdings die Therapie in allen diesen Stadien gleich ist (TME ohne neoadjuvante Therapie), fällt hier ein Over- oder Understaging weniger ins Gewicht (MERCURY Study Group 2007). Von einigen Autoren wird dabei der besondere Nutzen der T2-gewichteten Aufnahmen im Gegensatz zu T1-gewichteten mit Kontrastmittel betont (Brown G et al. 2003; MERCURY Study Group 2007; Beets-Tan et al. 2001).

Wichtig ist - wie bereits ausgeführt - die präoperative Bestimmung des CRM. Zu diesem Zwecke ist die MRT ein gutes Verfahren: In einer Metaanalyse kamen Purkayastha et al. (Purkayastha et al. 2006) auf eine Sensitivität von 94% und eine Spezifität von 85% für die präoperative Bestimmung des CRM mit MRT. Videhult et al. (Videhult et al. 2007) kamen auf eine Genauigkeit von 86%. Nach Beets-Tan et al. (Beets-Tan et al. 2001) entsprechen tomographisch bestimmte CRM von 5 mm und ≥ 6 mm einem pathologisch gemessenen CRM von 1 mm bzw. ≥ 2 mm. In Ergebnissen der MERCURY-Studie (Magnetic Resonance Imaging and Rectal Cancer European Equivalence) aus dem Jahr 2006, an der elf europäische kolorektale Untersuchungszentren teilnahmen, stimmte ein vorhergesagter freier CRM zu 94% mit dem klinisch-pathologischen Goldstandard überein. Intraoperative Tumorperforationen ließen sich allerdings nicht vorhersagen (MERCURY Study Group 2006). Weiterhin ließ sich der CRM mit einer Genauigkeit von 0,5 mm im Vergleich zum OP-Präparat bestimmen (MERCURY Study Group 2007). Auch für die Prognose ist der CRM bedeutsam. Jüngste Untersuchungen (Wieder et al. 2007) belegen eine Korrelation zwischen dem CRM, der Rezidivrate und dem 5-Jahres-Langzeitüberleben: Je geringer der CRM, desto niedriger die Überlebensrate und desto höher die Rate an Rezidiven.

Weniger exakt ist die MRT dagegen bei der Beurteilung von Lymphknoten. Wie bei allen anderen morphologischen Bildgebungsverfahren können hierbei nur indirekte Parameter wie Größe, Form und Signalintensität genutzt werden (im Gegensatz zu funktionellen Verfahren wie PET). In ihrer Metaanalyse zeigten Bipat et al. (Bipat et al. 2004) niedrige Sensitivitäten und Spezifitäten für ERUS, CT und MRT gleichermaßen auf. Brown et al. (Brown G et al. 1999) waren nicht in der Lage, nur anhand der Größe sichtbarer Lymphknoten eine Aussage über ihren Tumorbefall zu treffen, da sich der Durchmesser benigner und maligner Lymphknoten wesentlich überschneidet. Hingegen ließ die Kombination der Merkmale Signalintensität bzw. Kontrastmittelanreicherung und Glätte der Grenzkonturen eine bessere Differenzierung zu: Waren die Knoten irregulär und schlecht begrenzt oder hatten sie eine gemischte Signalintensität in der T2-Wichtung, wurden sie als Metastasen diagnostiziert. Glatte und gut definierbare oder homogen signalintense Lymphknoten wurden als nicht befallen angesehen. Die Sensitivität für die Detektion von Metastasen lag bei Anwendung dieser Kriterien bei 85%, die Spezifität bei 98%. Ähnliche Ergebnisse erzielten bei einer vergleichbaren Untersuchung Kim et al. (Kim et al. 2004). Schwierig bis unmöglich erwies sich jedoch der Nachweis von Metastasen in Lymphknoten im Abstand von 1 mm zum CRM (MERCURY Study Group 2006) und solchen Lymphknoten, die Mikrometastasen enthalten. Hier könnte der Einsatz spezieller Eisenoxid-Kontrastmittel (sog. USPIO), die sich spezifisch in Lymphknoten anreichern, eine Verbesserung bewirken (Iafate et al. 2006).

Bei der Differenzierung lokaler Rezidive bzw. von Tumorresten und fibrotisch-ödematösem Gewebe nach Radio- oder chirurgischer Behandlung stößt die MRT derzeit an ihre Grenzen. Zwar gibt es Studien (Shoenut et al. 1993; Pegios et al. 2002), die über eine hohe Genauigkeit, Sensitivität und Spezifität für die Unterscheidung zwischen malignen und benignen Läsionen berichten, wobei als Hilfsgrößen Unterschiede im Kontrastverhalten in der T2-Wichtung und bei der Aufnahme von T1-verkürzendem gadoliniumhaltigen Kontrastmittel sowie in dem Erscheinungsbild der Läsionsränder verwendet wurden. Die Kontrastveränderung in der T2-Wichtung ist offenbar von diesen Parametern der geeignetste (Stollfuss et al. 2006).

Bedauerlicherweise zeigen andere Untersuchungen des Kontrastverhaltens von Fibrosen und Tumorrezidiven, daß die Kontrastunterschiede oft überlappen und auch die Unterschiede in der Kontrastmittelaufnahme sich nicht immer reproduzieren ließen (Robinson et al. 2002; Allen et al. 2007; Iafate et al. 2006; Wald et al. 2006; Martin et

al. 2005; Vliegen et al. 2008). Als weiteres Beispiel sei die Studie von Chen et al. (Chen et al. 2005) genannt, die auf eine Genauigkeit von nur 52% für das T-Staging und 68% für das N-Staging bei Patienten nach präoperativer kombinierter Radiochemotherapie kamen.

1.6 Technische Aspekte der Becken-MRT

1.6.1 Allgemeine Prinzipien der MRT

Die oben beschriebenen Möglichkeiten der MRT basieren auf der Modulation von Kontrastverhalten und räumlicher Auflösung durch MR-Pulssequenzen und Kontrastmitteleinsatz. Diese Zusammenhänge sollen im folgenden erläutert werden. Da Wasserstoff (^1H) in fast allen Körpergeweben in großen Mengen im Wasser und den Lipiden vorkommt, und seine Kerne, die nur aus einem Proton bestehen, ein hohes magnetisches Moment (Spin) aufweisen, wird er in der klinischen MRT zur Bildgebung angewandt.

Jedes Elementarteilchen rotiert und schwingt beständig um sich selbst. Diese Eigenbewegung kann nicht abgebremst oder beschleunigt werden, sondern ist eine dem Teilchen innewohnende Eigenschaft. Das Proton z.B. besitzt einen Drehimpuls M , da es (wie alle anderen Elementarteilchen auch) eine Masse m hat. Zugleich ist es positiv elektrisch geladen, so daß es ein magnetisches Moment B hat. Damit verhält es sich wie ein magnetischer Dipol und kann von Magnetfeldern und elektromagnetischen Feldern beeinflusst werden. Umgekehrt wird eine Induktionsspannung erzeugt, wenn ein Protonenensemble seine Rotationsachse verändert, deren Lage sich anhand ihres Magnetvektors feststellen läßt. Werden Protonen nun durch ein Magnetfeld beeinflusst, richten sie sich daran aus und können entsprechend der Spinquantelung zwei unterschiedlich hohe Energiezustände einnehmen: Ein großer Teil parallel und ein kleiner Teil antiparallel (1 von 10^4 bei 1 T Feldstärke). Durch einen Radiofrequenz-Impuls (RF-Puls) kann ein Übergang in den energetisch höheren Zustand erfolgen. Dabei vollzieht das Proton eine ausweichende Kreisbewegung, die sog. Präzessionsbewegung, die eine charakteristische Frequenz hat. Diese ist proportional zur Stärke des Magnetfeldes gemäß der Larmor-Gleichung (1) und wird entsprechend Larmorfrequenz genannt:

$$\omega = \gamma B \quad (1)$$

Dabei sind

- ω Larmorfrequenz [MHz],
- γ gyromagnetisches Verhältnis [MHz/T] (für jedes Element konstant, für Protonen 42,58 MHz/T),
- B Stärke des Magnetfeldes in Tesla [T] (Brown MA 2003, Kap. 1).

Wenn bei der MRT ein Radiofrequenzimpuls (RF), der bei der Larmorfrequenz liegt, auf das Gewebe abgestrahlt wird, so werden dessen Protonen entsprechend ausgelenkt, z.B. bei einem 90°-Impuls definitionsgemäß um 90° von der Magnetlängsachse z in die x-y-Querebene. Dabei nehmen die Protonen Energie auf. Da die Protonen jedoch den energieärmsten Zustand bevorzugen, wird die aufgenommene Energie wieder durch Dipol-Dipol-Wechselwirkung an die Umgebung abgegeben (Spin-Gitter-Relaxationszeit) und mit der Larmorfrequenz abgestrahlt. Die Längsmagnetisierung der Protonen richtet sich entsprechend wieder an der Achse des Magnetfeldes aus. Dies wird als longitudinale Relaxation, und die Zeit, bis zu der die Signalamplitude halbiert ist, als longitudinale bzw. Spin-Gitter-Relaxationszeit T1 bezeichnet.

Ein weiterer Effekt des RF-Impulses ist die Phasenkohärenz der Spins, d. h. alle Spins präzessieren nach dem Anregepuls zunächst mit gleicher Geschwindigkeit. Die Phasenkohärenz geht jedoch rasch verloren (sog. transversale Relaxation): Einerseits tauschen die Spins untereinander Energie aus (Spin-Spin-Wechselwirkung), wodurch das Magnetfeld verändert wird. Die Dauer dieses Vorganges wird durch die transversale oder Spin-Spin-Relaxationszeit T2 charakterisiert. Andererseits erfolgt die Dephasierung durch Inhomogenitäten des Magnetfeldes B_0 . Diese können intrinsischer Natur sein, also statisch durch den Tomographen hervorgerufen werden, oder sie entstehen durch Magnetfeldschwankungen im Körper der untersuchten Person (sog. Suszeptibilitätsgradient). Eine dritte Möglichkeit der Dephasierung ist die beabsichtigte Einschaltung der Gradientenspulen. Die Dephasierung durch die Magnetfeldinhomogenität erfolgt viel rascher als durch die Spin-Spin-Interaktion alleine und wird durch die T2*-Relaxationszeit charakterisiert. Die Messung der Signalveränderung während T2 wird dadurch sehr erschwert, weil das Signal zu schnell zerfällt (FID: freier Induktionszerfall, engl. free induction decay). Jedoch können die Effekte von T2* größtenteils ausgeschaltet werden, wie es z. B. bei Spinecho-Sequenzen geschieht (s.u.) (Brown MA et al. 2003, Kap. 3).

1.6.2 Bildkontrast, Ortskodierung und k-Raum

Je nachdem, wie eine MR-Aufnahme kontrastiert werden soll, können sog. T1- oder T2-Wichtungen gewählt werden: Je kürzer die Repetitionszeit (TR) zwischen der ersten und der folgenden Anregung der Aufnahmeschicht, desto stärker ist der T1-Kontrast, da Gewebe mit kurzer T1-Zeit bereits wieder anregbar sind und viel Signal geben, während solche mit langer T1-Zeit noch nicht vollständig relaxiert sind und wenig Signal geben. T1-gewichtete Spinecho-Bilder haben i.a. ein TR/TE von 500/5-20 ms. Eine T2-Wichtung wird erzeugt, indem die Zeit zwischen der Anregung und der Messung, die Echozeit (TE), möglichst lang gehalten wird. Auf diese Weise werden deutliche Kontrastunterschiede zwischen den Geweben mit kurzer T2-Zeit (signalärmer) und solchen mit langer T2-Zeit (signalreicher) verursacht. (Brown MA et al. 2003, Kap. 7)

Um ein Bild zu gewinnen, ist eine Ortskodierung der Signale nötig. Das Magnetfeld des Tomographen liegt per Definition auf der z-Achse eines Koordinatensystems. Von der z-Achse gehen orthogonal in die anderen Raumebenen die x- und y-Achse ab. Wird ein RF-Impuls abgegeben, dann werden unmittelbar danach die Gradientenspulen ein- und wieder ausgeschaltet, die eine Inhomogenität des Magnetfeldes, den sog. Dephasierungsgradienten, erzeugen. Der x-Gradient bewirkt dabei die Frequenzkodierung: Das Magnetfeld nimmt in einer Richtung zu und entsprechend präzedieren die Spins in diese Richtung schneller. Der y-Gradient bewirkt die Phasenkodierung, wobei die Spins eine Phasenverschiebung erfahren. Die schneller präzedierenden Spins befinden sich am stärkeren Ende des Magnetfeldes, und dementsprechend die langsameren am schwächeren Ende. Durch das Wiederholen der Phasenkodierung mit verschiedenen Stärken und der Aufnahme jeder einzelnen Schicht mit Wartezeiten dazwischen wird eine zweidimensionale Ortskodierung erzeugt. Diese lässt sich mit einer zweidimensionalen Fourier-Transformation (2DFT) in ein Bild umrechnen. Für dreidimensionale Rekonstruktionen, z.B. auch MR-Angiographie oder die VIBE, wird noch eine zusätzliche Phasenkodierung mittels eines z-Gradienten angewendet. Zur Rekonstruktion der Daten wird eine dreidimensionale Fourier-Transformation (3DFT) durchgeführt.

Die Rohdaten werden nach ihrer Akquirierung im k-Raum, einem mathematischen Datenraum, angeordnet. Der k-Raum wird normalerweise Phasenzeile für Phasenzeile von links nach rechts gefüllt (sog. kartesische Füllung), wobei seine einzelnen Zellen nicht mit den Pixeln der fertigen Aufnahme korrespondieren, sondern Sinus- und

Cosinuswellen entsprechen (Brown MA et al. 2003, Kap. 4/5). Erst durch die Fourier-Transformation wird das Bild errechnet. In bestimmten Fällen entstehen große Datenmengen, so daß andere Verfahren zur Füllung des k-Raumes benutzt werden; genaueres wird im nächsten Abschnitt besprochen.

1.6.3 Sequenzen für die Beckendarstellung

Zur Abbildung des Beckens werden am häufigsten Spinecho-Sequenzen verwendet. Diese beruhen auf der Detektion eines Spin- oder Hahn-Echos. Nach dem Anregungsimpuls wird ein 180°-Refokussierungsimpuls eingestrahlt. Dieser verursacht ein Echo des Signals, Spin- oder Hahn-Echo genannt, welches ausgelesen und digitalisiert wird (Brown MA et al. 1999). Es gibt zunächst klassische Einzel-Spinecho-Sequenzen, bei denen nur ein einziger Refokussierungsimpuls abgegeben wird, auf den das Auslesen eines oder mehrerer Echos erfolgt (Brown MA et al. 1999). Sie werden nur noch selten für die Becken-MRT verwendet (so beispielsweise von Wallengren et al. (Wallengren et al. 2000)), da sie relativ langsam in der Datenakquirierung und gegen Bewegungsartefakte recht empfindlich sind. Hingegen wird heute als Standard für das klinische Staging die Echozug-Spinecho-Sequenz eingesetzt, die je nach Anbieter als Fast- oder Turbo-Spinecho (FSE/TSE) bezeichnet wird. FSE/TSE wurden beispielsweise in der MERCURY-Studie (MERCURY Study Group 2006), von Strassburg et al. (Strassburg et al. 2007), von der Arbeitsgruppe um Bruhn (Winter et al. 2007) und der um Brown angewandt (Brown G et al. 1999/2005). Bei FSE/TSE erfolgt die Signalrefokussierung durch die Abgabe mehrerer 180°-Pulse (sog. Echozüge; z.T. zur Energieeinsparung auch nur Pulse mit 120°, z.B. bei 3T-Geräten), zwischen denen die Phasengradienten geschaltet und unterschiedlich ausgerichtet werden. Mit dieser Methode lassen sich mehrere Zeilen des k-Raumes gleichzeitig füllen, so daß die Meßzeit der Bilddaten verkürzt werden kann und Suszeptibilitätsartefakte durch Verringerung der Effekte von T2* reduziert werden (Nitz 1999/2003).

Auch einige Gradientenecho-Sequenzen (GRE) werden in der Beckenbildgebung in 2D-Form (z.B. FLASH, fast low angle shot) oder in 3D-Form (z.B. VIBE, volume interpolated breath-hold examination) eingesetzt. GRE nutzen keinen 180°-Impuls zur Refokussierung, sondern bipolare Gradientenschaltungen, wobei die Gradientenspulen erst in und dann entgegen der Dephasierungsrichtung geschaltet werden. Dadurch entstehen mehrere Echos. Um Bilder mit einer T1-Wichtung zu erzeugen, wird zudem

das Spoiling eingesetzt, welches die restliche Magnetisierung nach jedem Anregungs- und Auslesezyklus zerstört. Dabei wird mittels eines erneuten Gradienten oder eines RF-Impulses, der die Phase zufällig variiert, der Effekt der transversalen Magnetisierung minimiert (Nitz 1999). Der Vorteil der GRE ist eine sehr schnelle Meßzeit, was sie gegen Bewegungsartefakte weniger anfällig macht. Auch die Messung während einer Atemanhaltephase, wie bei der VIBE, wird durch die schnelle Messung möglich. Suszeptibilitätsunterschiede wirken sich jedoch stärker auf die Aufnahmequalität aus (Brown MA et al. 1999). Bei der VIBE werden darüber hinaus die Zeilen des k-Raumes und das RF-Echo nur teilweise ausgelesen (fraktionierte Echoauslese und fraktionierte Zeilenauslese (je 0,5 NEX)). Aufgrund der strengen hermetischen Symmetrie des k-Raumes ist es möglich, daß nur ein Viertel der Daten gemessen werden muß. Der Rest kann mathematisch daraus errechnet werden, allerdings mit einem SNR-Verlust von einem Faktor 2. Eine weitere Beschleunigung der Meßzeit wird mit der Kombination der parallelen Bildgebungstechnik erreicht. Schließlich ist in der VIBE noch eine multisegmentale Fettunterdrückung integriert (s.u.). Die Sequenz ist gut geeignet zur Darstellung der Kontrastmittelanreicherung und entsprechend der Blutgefäße (Angiographie) sowie der Perfusion abdomineller Organe (Rofsky et al. 1999; Nitz 2003).

Bei den Aufnahmen mit Gabe von Gadolinium-Kontrastmittel kann eine Kontrastverstärkung generell durch die Unterdrückung des Körperfettsignals erreicht werden. Das dazugehörige Verfahren wird Chemical-Shift-Fettsättigung genannt und beruht auf den geringfügig frequenzverschiedenen Resonanzen der Protonen des Wassers (zwei an ein Sauerstoffatom gebunden) und des Fettes (12-18 an eine Kohlenstoffkette gebunden); ein Phänomen, welches als chemische Verschiebung bezeichnet wird. Die zur Anregung spezifische Frequenz ist dabei für Fett bei 1,5 T um 224 Hz (3 T um 448 Hz) höher als für Wasser. Zur Fettunterdrückung wird vor Beginn des eigentlichen Anregungsimpulses ein schmalbandiger RF-Impuls im Bereich der Fettresonanz-Frequenz abgegeben. Das Fett ist nun gesättigt und wird durch den 90° Puls nicht mehr angeregt. Somit erscheint in den Aufnahmen nur noch ein geringes Signal im Fettgewebe.

1.6.4 Möglichkeiten der Bildaufnahmebeschleunigung (parallele Bildgebung)

Während bei den Spinecho-Sequenzen der k-Raum klassisch zeilenweise gefüllt wird (sog. kartesische Datenaufnahme), ist die Bildakquirierung auf diesem Wege bei einem Teil der Gradientenecho-Sequenzen erschwert oder unmöglich: Aufgrund der nichtunterdrückten T2*-Relaxation kommt es zu einem schnellen Signalabfall, wodurch die Daten im k-Raum unterschiedliche Signalintensitäten haben. Ab einem gewissen Zeitpunkt nach der Anregung hätten die aufgenommenen Daten nicht mehr genügend Signal, um eine verwendbare Bildinformation zu liefern (Heidemann et al. 2004). Eine Lösung dieses Problems könnte durch stärkere Gradienten und somit ein stärkeres Ortskodierungssignal erreicht werden. Durch die menschliche Physiologie sind dem Grenzen gesetzt, da es bei hohen Gradienten zur Stimulierung peripherer Nerven kommt. Überdies wird die spezifische Absorptionsrate überschritten, was eine Erwärmung der Gewebe verursacht. Eine andere Möglichkeit ist die Reduktion der aufzunehmenden Bilddaten auf Kosten des Signal-Rausch-Verhältnisses (SNR) (Larkman et al. 2007; Heidemann et al. 2004; Rofsky et al. 1999). Zur weiteren Beschleunigung kann die parallele Bildgebung genutzt werden. Zu diesem Zweck wird der Abstand der benachbarten Zeilen des k-Raumes vergrößert, wodurch der k-Raum selbst reduziert wird. In der Folge kommt es zur Bildeinfaltung, die mittels verschiedener Algorithmen (SENSE, SMASH) wieder rückgängig gemacht werden kann. Eine Grundvoraussetzung dafür sind allerdings phasengesteuerte (Phased-Array-) Spulen, die aus mehreren separaten Empfangsspulen bestehen. Mit einer phasengesteuerten Spule werden separate Abschnitte des Gesamtbildes aufgenommen und überlagernde Bereiche nach der Fourier-Transformation mit einem der erhältlichen Verfahren, wie SENSE (sensitivity encoding) oder mSENSE, extrahiert, sowie fehlende Daten rekonstruiert. Dies geht, wie bei der Half-Fourier-Transformation, zu Lasten des SNR. Das von Siemens angebotene Verfahren generalized auto calibrating partially parallel acquisition (GRAPPA) unterscheidet sich vom SENSE-Verfahren dadurch, da es nicht im Bildraum, sondern direkt im k-Raum arbeitet (Larkman et al. 2007; Heidemann et al. 2004): Es ist eine Variation des SMASH-Verfahrens. Ähnlich wie bei diesem werden die fehlenden Zeilen des k-Raumes vor der Fourier-Transformation eingefügt. Weiterhin werden schon während der Datenakquisition einige Zeilen des k-Raumes gefüllt, um eine separate Spulenkalisierung zu umgehen (Glockner et al. 2005).

Auch bei VIBE führt die parallele Bildgebung zur Verbesserung der Bildqualität (McKenzie et al. 2004). Überdies ist ihr Einsatz genauso bei den Spinechosequenzen nutzbringend, da sie eine deutliche Verkürzung der Aufnahmezeiten mit all ihren Vorteilen (schnelleres Vorliegen der Ergebnisse, höhere Bequemlichkeit für den Patienten, bessere Auslastung des Gerätes) mit sich bringt.

1.6.5 Spulen für die MRT des Beckens

Zu Beginn der MR-Untersuchungen des Beckens waren keine speziellen Spulen verfügbar, sondern es wurde für Senden und Empfang die Körperspule des Tomographen benutzt. Mit der Körperspule kann nur eine recht geringe räumliche Auflösung und ein niedriges SNR erzeugt werden (Larkman et al. 2007; Huch Böni et al. 1996), so daß die Entwicklung von Endorektalspulen zum Signalempfang einen großen Gewinn darstellte. Nicht nur Rektumkarzinome, sondern auch Prostata- und gynäkologische Neoplasien lassen sich mit ihnen gut darstellen (Huch Böni et al. 1996). Besonders oberflächliche Rektumkarzinome (Stadium T1 und T2) können gut diagnostiziert werden, weil sich die einzelnen Schichten der Darmwand hervorragend abgrenzen lassen (Matsuoka et al. 2003; Brown G et al. 2005; Hohenberger et al. 2004). Allerdings haben Endorektalspulen bedeutende Nachteile, die denen von ERUS gleichen: Hochsitzende Tumoren sind mit der Spule nicht erreichbar, die Untersuchung kann teilweise wegen unerträglicher Schmerzen des Patienten nicht durchgeführt werden, die Spule kann während der Untersuchung verrutschen, und durch stenosierendes Wachstum läßt sich die Spule erst gar nicht korrekt plazieren (Brown G et al. 2005; Drew et al. 1999). Bei einer Längenausdehnung des Tumors über 5 cm kann die Spule nicht den ganzen Tumor abdecken (Matsuoka et al. 2003). Das kleine FOV ist ebenfalls nachteilig für die Beurteilung der Umgebung, wie des Mesorektums und der mesorektalen Faszie, auf Tumorinfiltration (Beets-Tan et al. 2004; Brown G et al. 2005). Somit war die Konstruktion von phasengesteuerten Spulen als Empfänger ein weiterer bedeutender Fortschritt für das Tumorstaging. Diese Spulen bestehen aus mehreren separaten Empfangsspulen (Oberflächenspulen), im allgemeinen zwischen 4 und 32, je nach Anwendungsbereich (Glockner et al. 2005). Brown et al. (Brown G et al. 1999) war es als ersten möglich, mittels phasengesteuerter Beckenspule aufgenommener Dünnschichtaufnahmen eine hohe Auflösung der Darmwandschichten zu erzeugen. Dabei war die Bildqualität dieselbe wie bei einer Endorektalspule. Zum selben Ergebnis kamen auch Matsuoka et al. (Matsuoka et al. 2003). Auch die parallele

Bildgebung, und damit VIBE, ist, wie bereits ausgeführt, nur durch den Einsatz der phasengesteuerten Spulen durchführbar.

1.7 Der Einsatz von Kontrastmitteln bei der Diagnose des Rektumkarzinoms

1.7.1 Grundlagen

Im Gegensatz zu Röntgenkontrastmitteln, die in der Aufnahme aufgrund ihrer hohen Dichte selber sichtbar werden, wirken MR-Kontrastmittel indirekt, indem sie die Gewebsrelaxation beeinflussen. Eisenoxidhaltige Formulierungen werden als negative Kontrastmittel bezeichnet, weil sie durch ihre superparamagnetische Suszeptibilität die Dephasierung der Protonen beschleunigen, d. h. T₂*-Effekte verstärken. Diese Verkürzung von T₂ entspricht den Wirkungen von Magnetfeldinhomogenitäten, die normalerweise unerwünscht sind (Nelson et al. 1995). Sie kann beispielsweise bei der sog. Dark-Lumen-Kolonographie verwendet werden. Hierbei wird z. B. das Kontrastmittel Ferristen[®] als Klyisma gegeben, so daß das Lumen des Darmes dunkel erscheint, während die Wand sich deutlich abhebt (Wallengren et al. 2000; Ajaj et al. 2006).

Gadoliniumhaltige Kontrastmittel werden positive Kontrastmittel genannt, da sie im allgemeinen eine verstärkte hyperintense Kontrastierung (positive Signalverstärkung) verursachen. Gadolinium (Gd, Ordnungszahl 57) ist ein Metall aus der Reihe der Lanthanoide bzw. Seltenen Erden. Es zeichnet sich durch eine hohe Zahl ungepaarter Elektronen in seinen f-Orbitalen aus, so daß es Paramagnetismus mit einer hohen Suszeptibilität aufweist (Kirsch 1991; Nelson et al. 1995). Weil Gadoliniumionen etwa gleichgroß wie Calciumionen sind, können sie die Zellatmung und die Blutgerinnung beeinträchtigen, so daß Gadolinium nur in Form stabiler Chelate gegeben werden kann, die nicht in die Zellen permeieren, aber in den Extrazellulärraum diffundieren können (Tweedle 1997). Gadolinium verkürzt über verschiedene Mechanismen die T₁-Zeit, so daß der Kontrast verstärkt wird. Dabei spielt der Begriff der Relaxivität (R) für die Wirkung des Kontrastmittels eine große Rolle: Löst man ein Kontrastmittel in 1L Wasser bei 20°C auf und bestimmt dann die T₁- oder T₂-Relaxationszeit, so läßt sich die Relaxivität aus deren Kehrwert ermitteln (2) (Kirsch 1991):

$$R1 = 1 / T1 \text{ bzw. } R2 = 1 / T2 \quad (2)$$

Je höher die Relaxivität, desto besser interagiert das Kontrastmittel mit den umliegenden Protonen des Wassers. Dies geschieht auf zwei Weisen: Erstens durch chemische Interaktionen der freien Elektronen des Gd-Ions mit den Protonen der umgebenden Wassermoleküle. Dabei ist die Relaxivität umso höher, je mehr Protonen interagieren können, was sowohl von der Chelatkonfiguration des Kontrastmittels als auch von den Eigenschaften des jeweiligen Gewebes abhängt. Dementsprechend gilt: Je mehr freie Elektronen und je größer der ständige Austausch von Wassermolekülen, desto größer die Relaxivität. Dieser Mechanismus wird als innersphärische oder skalare Relaxation bezeichnet. Zweitens gibt es die außersphärische oder Dipol-Dipol-Relaxation, bei der nicht die chemische Bindung eine Rolle spielt, sondern die Interaktion zwischen den Wasserdipolen und dem Dipol des Gd-Ions. Auch hier gilt: Je mehr Wassermoleküle mit dem Gd-Ion interagieren können, desto größer ist die Relaxivität (Nelson et al. 1995). Gadoliniumhaltige Kontrastmittel erhöhen den R-Wert um etwa das gleiche Maß, d. h. die Relaxivitäten sind vergleichbar. In üblicher Dosierung wird sich allerdings nur R1 auf die Bildgebung auswirken, weil T1 deutlich länger als T2 ist und dementsprechend T1 viel stärker als T2 verkürzt wird (Nelson et al. 1995). Der T2-Effekt kann jedoch in der Praxis durchaus in den T1-gewichteten Bildern des Beckens in der Harnblase nach Kontrastmittelgabe beobachtet werden.

1.7.2 Kontrastmittel in der Beckendarstellung

Zur Beckendarstellung mit SE- oder FSE-/ TSE-Sequenzen kann intravenös ein Gd-Kontrastmittel gegeben werden. Häufig verwendet werden Gadopentetat-Dimeglumin (Gd-DTPA, Magnevist[®]), wobei Gd³⁺ von einem linearen ionischen Liganden komplexiert wird und ein Kontrastmittel mit hoher Osmolalität ergibt, Meglumin-Gadoterat (Gd-DOTA, Dotarem[®]), ein ionischer makrozyklischer Ligand mit hoher Osmolalität, oder Gadoteridol (Gd-HP-DO3A, ProHance[®]), ein nichtionischer makrozyklischer Ligand mit niedriger Osmolalität (Laurent et al. 2006). Bezüglich ihrer Verträglichkeit bestehen kaum Unterschiede; sie sind bei korrekter Gabe als sicher anzusehen. Gadoteridol, das in der vorliegenden Untersuchung verwendet wurde, verursacht selten ein Hitzegefühl oder Schmerzen an der Injektionsstelle, Blutdruckabfall, Übelkeit und Erbrechen. Sehr selten kann es zu Kopfschmerzen, Krampfanfällen, Angioödemem oder einem anaphylaktischen Schock kommen. Bei schwerer Niereninsuffizienz ist Vorsicht angebracht, weil Gadoteridol zum größten Teil renal unverstoffwechselt ausgeschieden wird (Gebrauchsinformation ProHance 2007).

Obwohl in der klinischen Praxis die Kontrastmittelgabe bei der Becken-MRT oftmals routinemäßig durchgeführt wird, ist dieses Vorgehen umstritten. Es existieren recht wenige Studien, die nur bedingt vergleichbar sind: Wallengren et al. konnten einen Vorteil für die Ferristen-Gadolinium-Doppelkontrastdarstellung mittels einer (heutzutage kaum mehr genutzten) Körperspule und 0,3-T-Einheit feststellen (Wallengren et al. 1996/2000). Auf dieser Studie aufbauend, publizierten Maier et al. vergleichbare Ergebnisse für 1-T- bzw. 1,5-T-Einheiten, wobei der Schwerpunkt der Untersuchung jedoch auf dem Ferristen-Einlauf lag (Maier et al. 2000). Torricelli et al. (Torricelli et al. 2003) untersuchten ein Patientenkollektiv mit Gd-DTPA oder Gd-DOTA und einer Rektalspule, wobei sie einen signifikanten Unterschied in der Kontrastierung von Tumorrezidiven und Fibrosen ausmachen konnten. Jedoch ließen sich diese Ergebnisse in späteren Studien nicht reproduzieren (Chen et al. 2005, Vliegen et al. 2008). Drew et al. (Drew et al. 1999) untersuchten mit der Endorektalspule und Gd-DTPA 29 Patienten, wobei sie keinen Nutzen des Kontrastmittels gegenüber den T2-gewichteten Aufnahmen nachweisen konnten. In einer zuvor durchgeführten Studie war hingegen unter Benutzung der Endorektalspule ein Nutzen des Kontrastmittels festgestellt worden (Vogl et al. 1997). Okizuka et al. (Okizuka et al. 1996) untersuchten 17 Patienten mit der Körper- und 15 mit einer phasengesteuerten Spule im 1,5-T-Tomographen. Sie konnten nach der Verabreichung von Gd-DTPA zwar Tumoren identifizieren, die in der T2-Wichtung nicht erkennbar waren, stuften allerdings mehr Tumoren zu hoch ein. Sie empfahlen daher die Kontrastmittelgabe nur bei unklaren T2-gewichteten Aufnahmen. Verschiedene Studien beschäftigten sich mit dem Nutzen GRE-Sequenzen ohne Fettsättigung zur Bestimmung der Tumorperfusion (Rudisch et al. 2005, Zhang/Yu et al. 2008, Nasu et al. 2004, Hein et al. 2002), wobei Vorteile für das Tumorstaging bzw. Restaging vermerkt wurden. Durchgesetzt haben sich die angewandten Techniken in der Klinik aber noch nicht, was u.a. an der aufwendigen Untersuchungstechnik und Auswertung liegen dürfte. Die Dünnschichtstudie von Brown et al., die bis heute Maßstäbe gesetzt hat, wurde ohne Gabe von Gd-Kontrastmittel durchgeführt, wobei sich die Arbeitsgruppe auf Okizukas Ergebnisse berief (Brown G et al. 1999/2005). Ebenso wurden in der MERCURY-Studie die Patienten mit T2-gewichteten Dünnschichtaufnahmen ohne weitere Kontrastmittelgabe untersucht (MERCURYStudy Group 2006/2007; Strassburg et al. 2007). Die derzeit einzige Studie, die sich mit dem Nutzen von Gd-Kontrastmittel beim Rektumkarzinom unter Erstellung von Dünnschichtaufnahmen im 1,5-T-Tomographen mittels einer TSE-Sequenz und

phasengesteuerter Spule befaßte, wurde 2005 von Vliegen et al. veröffentlicht. Die diagnostische Genauigkeit für die Vorhersage der Tumorpenetration durch die Darmwand ließ sich nicht erhöhen. Ebenso war es nicht möglich, die Genauigkeit der Bestimmung der Tumorausbreitung im Mesorektum zu steigern. Auch die Unterscheidung zwischen Tumorgewebe und desmoplastischer Entzündungsreaktion im Mesorektum ließ sich nicht verbessern. Daher empfahlen die Autoren, aufgrund der Kosten und der geringen, aber vorhandenen Möglichkeit von Nebenwirkungen von der Gabe Gd-haltiger Kontrastmittel abzusehen (Vliegen et al. 2005). Eine weitere Studie von Winter et al. kam 2007 ebenfalls zu dem Ergebnis, daß die Kontrastmittelgabe keinen Zusatznutzen bringt. Untersucht wurden die Patienten hier allerdings mit einem 3-T-System (Winter et al. 2007).

Wird die VIBE zur Untersuchung abdomineller Gefäße und Organe eingesetzt, ist die Gabe eines Kontrastmittels obligat, da sich nur auf diesem Wege der intrinsische Signalverlust der Aufnahmen kompensieren läßt. Die VIBE ist etabliert für schnelle Aufnahmen in Atemanhalte-technik in der Milz- und Pankreasdiagnostik, Untersuchungen der Aorta und des portalvenösen Systems (Rofsky et al. 1999) sowie bei der Leberdarstellung (Rofsky et al. 1999; McKenzie et al. 2004). Bei der Untersuchung von Kolon und Rektum wird die VIBE erfolgreich als Sequenz für MR-Kolonographien eingesetzt und erlaubt eine klare Abgrenzung von Läsionen (Ajaj et al. 2006/2007). Eine Studie über den Nutzen einer fettgesättigten Gd-verstärkten 3D-GRE-Sequenz zur Bestimmung der Ausbreitung von Rektumkarzinomen ins Mesorektum liegt bislang nur für am 3-T-Gerät generierte Aufnahmen vor (Zhang/Zhang et al. 2008). Hierbei zeigte sich die Sequenz der T2-TSE unterlegen. Sie hatte jedoch von allen (jedoch nur nativ geprüften) T1-gewichteten Sequenzen die besten Ergebnisse bei der Bildqualität (es wurden noch FSE-Sequenzen ohne Kontrastmittelgabe und Fettunterdrückung sowie eine schnelle 2D-Gradientenechosequenz ohne Kontrastmittelgabe, aber mit Fettunterdrückung untersucht). Leider wurden die 3D-GRE-Aufnahmen nicht mit analog kontrastmittelverstärkten TSE-Aufnahmen verglichen.

2. Aufgabenstellung

In der vorliegenden Arbeit sollen zwei Fragestellungen beantwortet werden:

2.1 Ist der Einsatz von Gd-haltigem Kontrastmittel bei der MR-Diagnostik des Rektumkarzinoms nützlich?

Wie bereits erwähnt, ist die Studie von Vliegen et al. die bislang einzige, die sich mit der Gabe eines Gd-basierten Kontrastmittels unter den heute üblichen technischen Voraussetzungen am 1,5-T-System beschäftigt. Es wurde kein Nutzen der Kontrastmittelgabe festgestellt. Es wird in ihrer Arbeit festgehalten, daß nach der Gabe von Gd-DTPA die T1-gewichtete TSE-Sequenz mit einer Dauer von 9,0 Minuten gestartet wurde. Die Gesamtdauer der Untersuchung betrug durchschnittlich 45 Minuten (Vliegen et al. 2005). In der Studie von Winter et al. am 3-T-System wird eine Untersuchungsdauer von etwa 5-6 Minuten jeweils für die sagittalen und die axialen fettunterdrückten kontrastmittelverstärkten Aufnahmen angegeben (Winter et al. 2007). Zhang et al. geben für ihr Protokoll ohne T1-gewichtete kontrastmittelverstärkte TSE-Aufnahmen eine durchschnittliche Untersuchungsdauer von 35 Minuten am 3-T-System an (Zhang/Zhang et al. 2008). Untersuchungen zur Verteilung des Kontrastmittelbolus bei Leberaufnahmen belegen, daß in der arteriell-dominanten Phase des Kontrastmittels nach etwa 30 bis 45 Sekunden post injectionem eine maximale Kontrastierung erreicht wurde. Die folgende portalvenöse und frühe venöse Phase liegt im Zeitraum von 45 bis 60 Sekunden nach der Injektion. 90 Sekunden bis 5 Minuten nach der Injektion läßt sich die Kontrastmitteldynamik der venösen Phase und folgende Diffusion in das Interstitium darstellen (Semelka et al. 2001). Die klinische Erfahrung zeigt, daß ähnliche Zeiträume bei der Darmdarstellung zu berücksichtigen sind. Somit werden die T1-gewichtete TSE-Aufnahmen am gleichmäßigsten in der venösen Phase, weil die arterielle Phase zu schnell vorübergeht und die spätere Diffusion ins Interstitium zu einer nachteiligen Abschwächung des unterschiedlichen Kontrastmittelverhaltens der Gewebe führt.

Bezogen auf die Studie von Vliegen et al. bedeutet dies, daß ein Teil ihrer Aufnahmen nicht mehr in der venösen Phase, sondern danach generiert wurde. Dadurch war das Kontrastmittel bereits erheblich in das Interstitium diffundiert. Es kann gefolgert werden, daß die Gewebe sich in ihrer Kontrastmitteldynamik weniger voneinander unterscheiden als in der frühen venösen Phase. Dies wirkte sich mit Sicherheit auf die Bildqualität aus. Winter et al. starteten die T1-gewichteten Aufnahmen unmittelbar nach der

Kontrastmittelgabe (mündliche Mitteilung Bruhn). Zhang et al. starteten ihre 3D-GRE unmittelbar nach der Kontrastmittelapplikation und wiederholten die Sequenz mehrfach über mehrere Minuten, so daß von einer Berücksichtigung der Kontrastmitteldynamik auszugehen ist.

Ein wichtiger Unterschied zu den Studien von Vliegen et al., Zhang et al. und der vorliegenden Untersuchung besteht daher in dem Versuch, die Gesamtzeit für die axiale und sagittale Bildakquisition (T1-TSE und VIBE zusammen) nach Kontrastmittelapplikation auf 10 bis 12 Minuten zu beschränken. Es kann davon ausgegangen werden, daß die Diffusion von Kontrastmittel während dieser verkürzten Zeitspanne ins Gewebe nur recht begrenzt stattfindet. Unter Beibehaltung einer hohen räumlichen Auflösung (320 x 256) soll auch die Gesamtzeit der Untersuchung deutlich reduziert werden, wozu die durchgehende Anwendung der parallelen Bildgebung (GRAPPA-Verfahren, Faktor 2) dient.

Desweiteren ist es heutzutage möglich, die Fettsättigung auch bei T1-TSE-Sequenzen anzuwenden. Dieses Verfahren wurde von Vliegen et al. in ihrer Studie nicht angewendet. Die Fettsättigung ermöglicht bei Gd-kontrastierten Aufnahmen eine deutlich bessere Abgrenzung der Gewebe, so daß Zeitcharakteristik, Kontrastierung und räumliche Auflösung zusammen ein optimales Ergebnis bezüglich der Kontrastmittelwirkung ergeben sollten.

Unter Berücksichtigung dieser Gesichtspunkte erscheint eine neuerliche Untersuchung des Kontrastmittelnutzens gegenüber den T2-Wichtungen in vergleichbaren 3-mm-Dünnschichtaufnahmen sinnvoll.

2.2 Ist der Einsatz der schnellen VIBE der fettunterdrückten T1-TSE bei der kontrastmittelgestützten Staging-Untersuchung des Rektumkarzinoms ebenbürtig?

Der Nutzen der VIBE (und vergleichbarer 3D-GRE-Sequenzen wie LAVA (liver accelerated volume acquisition)) ist hinreichend für die Untersuchung der abdominalen Organe und Blutgefäße, auch bezüglich Fernmetastasen, belegt (Rofsky et al. 1999; Semelka et al. 2001; McKenzie et al. 2004). Auch bei der Kolonographie ist sie ein anerkanntes Verfahren zur Darstellung von Tumoren (Ajaj et al. 2006/2007). Die naheliegende Untersuchung ihres Nutzens bei der Bestimmung des Tumorstadiums und der lokalen Ausdehnung von Rektumkarzinomen ist bisher nur am 3-T-System erfolgt (Zhang/Zhang et al. 2008). Hierbei waren die 3D-GRE-Aufnahmen den T2-TSE-

Aufnahmen unterlegen. Die vorliegende Untersuchung hat zwei Ziele: Erstens soll mittels der sagittalen VIBE untersucht werden, ob die arterielle Phase des Kontrastmittels und somit eine dynamische Untersuchung einen diagnostischen Nutzen bei der Bestimmung des Tumorstadiums von Rektumkarzinomen haben kann. Weiter soll mittels der axialen VIBE untersucht werden, ob eine schnelle kontrastmittelgestützte fettunterdrückte 3D-GRE-Sequenz (max. 30 s Meßzeit) in der frühen venösen Phase am 1,5-T-System der hier optimierten kontrastmittelverstärkten T1-TSE (Meßdauer bis zu 5 Min.) ebenbürtig ist bzw. einen Zusatznutzen hat, und ob diese im klinischen Routinebildgebungsprotokoll mit der VIBE ersetzt werden kann.

3. Methodik

3.1 Patienten

Für die vorliegende Studie wurden retrospektiv MR-Aufnahmen von 72 Patienten untersucht, die an unterschiedlich weit fortgeschrittenen Tumoren des Rektums litten. Die Aufnahmen wurden im Rahmen des klinischen Routinestagings am Institut für Röntgendiagnostik des Helios-Klinikums in Berlin-Buch erstellt. Von den Patienten wurden 37 (29 m; 8 w) im Alter zwischen 41 und 82 Jahren (Durchschnittsalter 61,7 Jahre) (33 Adenokarzinome, 2 Analkarzinome, 2 Adenome mit Verdacht auf Entartung und Infiltration; alle durch histopathologische Probeentnahme vor Behandlung gesichert) mit Zustand vor neoadjuvanter Therapie in die Studie eingeschlossen. Bei allen diesen Patienten war die T2-TSE und die T1-TSE mit Fettsättigung und Kontrastmittelgabe durchgeführt worden, bei 34 von ihnen auch die VIBE.

Ausgeschlossen wurden Patienten mit Tumorrezidiven, Kontrolluntersuchungen nach operativer Therapie und solche, bei denen die TSE-Bildgebungssequenzen nicht dem Untersuchungsprotokoll gemäß durchgeführt wurden.

Von den 37 Patienten wurden 33 (10 ohne und 23 mit neoadjuvanter Therapie) einer operativen Behandlung zugeführt. Die Operation der 10 Patienten, die ohne zusätzliche Therapie operiert wurden, erfolgte eine halbe bis 8,4 Wochen nach der MRT-Untersuchung.

27 der eingeschlossenen Patienten erhielten eine neoadjuvante Therapie (12 eine fraktionierte Langzeittherapie mit 50,4 Gy Gesamtdosis und begleitender 5-FU-Infusion von 200-250 mg/m² Körperoberfläche/d über 39-45 Tage; 9 eine Radiokurzzeittherapie von 5x5 bzw. 5x6 Gy über fünf Tage; 2 eine Langzeittherapie mit 59,5 Gy Gesamtdosis und der Gabe von 200-250 mg/m²/d 5-FU sowie 1-2 Gaben Mitomycin 10mg/m² bei Analkarzinom; 2 eine nicht weiter angegebene Langzeittherapie, bei einem Patienten eine palliative Chemoimmuntherapie mit Bevacizumab und Capecitabin).

17 von ihnen (6 mit Kurzzeit- und 11 mit Langzeitregime) bekamen eine weitere MRT-Untersuchung nach neoadjuvanter Therapie. Die Zweituntersuchungen wurden befundet, aber in der vorliegenden Arbeit nicht statistisch ausgewertet. Bei den 6 Patienten mit Kurzzeitregime fand die Untersuchung innerhalb einer Woche nach Therapieende statt, und die Operation erfolgte innerhalb von 1-5 Tagen nach der Untersuchung. Bei den 11 Patienten mit Langzeitregime erfolgte die Zweituntersuchung nach 3-13 Wochen und die Operation wurde 1-24 Tage nach der Untersuchung

vorgenommen. Die 6 Patienten (3 mit Kurzzeit-, 3 mit Langzeittherapie) ohne Zweituntersuchung wurden 3-15,5 Wochen nach Ende der neoadjuvanten Therapie operiert.

Das Körpergewicht der Patienten zum Zeitpunkt der Untersuchung betrug durchschnittlich 80,2 (47-110) kg.

3.2 Bildakquisition: Materialien, Medikation, Untersuchungsprotokoll

Die Patienten wurden mit einem Magnetresonanztomographen Magnetom Avanto Total Imaging Matrix (Tim) [76 x 18] (Siemens Medical Solutions, Erlangen), bei einer Feldstärke von 1,5 T (maximale Gradientenfeldstärke 45 mT/m), untersucht. Als Sendespule wurde die Körperspule des Tomographen verwendet. Zum Empfang wurde die phasengesteuerte Spule »Body matrix coil Siemens Tim« (Siemens Medical Solutions, Erlangen) mit 16 Kanälen eingesetzt. Als Scannersoftware bzw. Betriebsprogramm wurde die Version »syngo MR B13 4VB13a« verwendet. Es erfolgte die Akquisition der TSE-Aufnahmen in jeweils einer axialen und sagittalen Schichtung (T2-TSE-Refokussierungswinkel 150°, Refokussierungswinkel für T1-TSE 139°, T1-gewichtete 3D-VIBE). Die Bildmatrix wurde bei allen Aufnahmen interpoliert. Zur Unterdrückung des Körperfettes bei der VIBE und der T1-TSE wurde Chemical-Shift-Fettsättigung eingesetzt. Die Untersuchungen erfolgten durch Herrn PD Dr. H. Bruhn, Oberarzt am Institut für Röntgendiagnostik des Helios-Klinikums Berlin-Buch und der Klinik für Strahlenheilkunde der Charité CCB/CVK. Zur Verabreichung der Medikation wurde ein peripher-venöser Verweilzugang Vasodrop (Fresenius Kabi Deutschland GmbH, Bad Homburg) gelegt.

Nach der Lokalisation des Untersuchungsgebietes wurde zur Hemmung der Darmmotilität meist 1 ml Buscopan® (Boehringer Ingelheim), entspr. 20 mg Butylscopolaminiumbromid, i.v. injiziert. In Einzelfällen wurde bei Kontraindikationen gegen Buscopan, z.B. erhöhtem Augeninnendruck, auf Glucagon ausgewichen. Es erfolgte keine Darmreinigung, die Patienten wurden aber gebeten, am Vortag nur flüssige Kost zu sich zu nehmen.

Es wurden, dem MERCURY-Protokoll folgend (MERCURY Study Group 2006), axiale und sagittale Dünnschicht-MRT mit einer Schichtdicke von 3 mm erstellt. Selten wurde auf eine höhere Schichtdicke abgewichen, um die Darstellung des Rektums zu optimieren. Auf eine streng rechtwinklige Ausrichtung der Schnittebenen zum Tumor wurde verzichtet, um das Rektum in einem einzigen Untersuchungsschritt zügig

darstellen zu können. Der abgebildete Bereich umfaßte das gesamte kleine Becken in der Longitudinalachse vom Anus bis zum Promontorium sowohl für die sagittalen als auch für die axialen Aufnahmen.

Die sagittalen TSE-Aufnahmen deckten das kleine Becken in der Transversalachse bis ungefähr zum M. obturator internus ab (Aufnahmebereich ca. 71 mm), während bei der sagittalen VIBE der Aufnahmebereich in der Transversalachse mit 180 mm deutlich größer war.

Die axialen Aufnahmen beinhalteten als Landmarken ventral das Os pubis, dorsal das Os sacrum und lateral die Hüftgelenke. In der Longitudinalachse betrug der Aufnahmebereich 144 mm für die T2-TSE, rund 125 mm für die T1-TSE und 192 mm für die VIBE (Angaben zu Schichtdicke, -zwischenraum und -anzahl s.u.).

Folgendes Protokoll wurde angewendet (sofern die Werte bei den Untersuchungen schwankten, wurde der Median angegeben und dahinter in Klammern die Spannweite):

Sagittale T2-gewichtete TSE (37 Untersuchungen):

Kippwinkel: $\alpha = 90^\circ$. TR [ms]: 4000 (1530-6190). TE [ms]: 95 (77- 95). Echozuglänge (ETL): 13. NEX: 4 (1-4). RBW: 33,3 (16,6-49,9) kHz; 130 bzw. 260 Hz/Pixel. Bildmatrix: 256 x 230 (256-384 x 209-256). FOV [mm]: 200 x 200 (175-280 x 200-280). Pixelgröße: 0,8 x 0,9 mm² (Median). Schichtdicke [mm]: 3 (35 Untersuchungen); 4 (2 Untersuchungen). Schichtzwischenraum [mm]: 0,6 (35 Untersuchungen); 0,8 (1 Untersuchung); 1 (1 Untersuchung). Schichtzahl: 20 (20-35). Dauer im Mittel: 4,8 (2,3-6) Minuten.

Axiale T2-gewichtete TSE (37 Untersuchungen):

Kippwinkel: $\alpha = 90^\circ$. TR [ms]: 3940 (1790-4920). TE [ms]: 95 (77- 95). ETL: 13. NEX: 4 (3-4). RBW: 33,3 (19,8-39,8) kHz; 130 bzw. 260 Hz/Pixel. Bildmatrix: 256 x 230 (156-384 x 137-230). FOV [mm]: 200 x 200 (175-260 x 200-400). Pixelgröße: 0,8 x 0,9 mm² (Median). Schichtdicke [mm]: 3 (36 Untersuchungen); 5,5 (1 Untersuchung). Schichtzwischenraum [mm]: 0,6 (35 Untersuchungen); 0,3 (1 Untersuchung); 1,1 (1 Untersuchung). Schichtzahl: 40 (28-50). Dauer im Mittel: 4,9 (3-6,4) Minuten.

Bei einer Untersuchung wurde die Sequenz zweimal durchgeführt, um Ansichten des unteren und oberen Beckens zu erhalten und so den Sitz des Tumors und metastasenverdächtiger Lymphknoten komplett darstellen zu können.

Nach den T2-gewichteten Aufnahmen wurden mittels einer Injektionspumpe »medrad spectris solaris EP MR injection system« (MEDRAD Medizinische Systeme GmbH, Volkach) 0,2 ml/kg Körpergewicht ProHance (ALTANA Pharma Deutschland, Konstanz), entspr. 1 mmol/kg Körpergewicht Gadoteridol, i.v. (≤ 2 ml/s) verabreicht. Es wurden 25 ml isotonische Kochsalzlösung 0,9% (Fresenius Kabi Deutschland GmbH, Bad Homburg) zur besseren Verteilung nachinjiziert. Es schlossen sich die kontrastmittelabhängigen Sequenzen in nachstehender Reihenfolge an:

Sagittale VIBE (34 Untersuchungen):

Kippwinkel: $\alpha = 10^\circ$. TR [ms]: 4,25 (4,25-6,24). TE [ms]: 1,65 (1,5-3,08). NEX: 1. RBW: 48 (32 bzw. 48) kHz; 250 bzw. 375 Hz/Pixel. Bildmatrix: 256 x 200 (256 x 179-243). FOV [mm]: 200 x 200 (175-270 x 200-270). Pixelgröße: 0,8 x 1,0 mm² (Median). Schichtdicke [mm]: 3. Schichtzwischenraum [mm]: 0. Schichtzahl: 60 (60-64). Dauer im Mittel: 19 (12,6-26,1) Sekunden.

Diese Aufnahmen wurden unmittelbar nach der Kontrastmittelgabe in der arteriellen Phase durchgeführt.

Axiale VIBE (32 Untersuchungen):

Kippwinkel: $\alpha = 10^\circ$. TR [ms]: 6,24 (5,77-6,24). TE [ms]: 3,08 (2,8-3,08). NEX: 1. RBW: 32 (24-32) kHz; 250 Hz/Pixel. Bildmatrix: 256 x 179 (256 x 134-230). FOV [mm]: 200 x 200 (175-277 x 200-370). Pixelgröße: 0,8 x 1,1 mm² (Median). Schichtdicke [mm]: 3 (31 Untersuchungen); 2,5 (1 Untersuchung). Schichtzwischenraum [mm]: 0. Schichtzahl: 64 (64-80). Dauer im Mittel: 30,8 (18,6-35) Sekunden.

Diese Sequenz wurde unmittelbar nach der sagittalen VIBE durchgeführt; es wurden also maximal eine halbe Minute nach Ende der Kontrastmittelinjektion Bilder in der (früh-) venösen Phase aufgenommen.

Sagittale T1-gewichtete TSE mit Fettsättigung (37 Untersuchungen):

Kippwinkel: $\alpha = 90^\circ$. TR [ms]: 1051 (412-1940). TE [ms]: 9,9 (9,6-11). ETL: 3. NEX: 3 (2-4). RBW: 24 (19,2-35,5) kHz; 150 bzw. 185 Hz/Pixel. Bildmatrix: 320 x 288 (256-384 x 216-288). FOV [mm]: 200 x 200 (184-280 x 200-280). Pixelgröße: 0,6 x 0,7 mm² (Median). Schichtdicke [mm]: 3. Schichtzwischenraum [mm]: 0,6 (34 Untersuchungen); 0,3 (2 Untersuchungen); 0,75 (1 Untersuchung). Schichtzahl: 20 (19-30). Dauer im Mittel: 3,1 (1,9-5,2) Minuten.

Die Akquisition dieser Aufnahmen erfolgte in der venösen Phase des Kontrastmittels im Durchschnitt beginnend 105 Sekunden nach Beendigung der Kontrastmittelgabe.

Axiale T1-gewichtete TSE mit Fettsättigung (37 Untersuchungen):

Kippwinkel: $\alpha = 90^\circ$. TR [ms]: 914 (671-1260). TE [ms]: 13 (11-13). ETL: 3 (1-3). NEX: 3 (1-3). RBW: 20,3 (14,4-38,4) kHz; 150-185 Hz/Pixel. Bildmatrix: 256 x 270 (230-320 x 141-288). FOV [mm]: 210 x 250 (176-261 x 200-400). Pixelgröße: 0,7 x 1 mm² (Median). Schichtdicke [mm]: 3 (32 Untersuchungen); 4 (3 Untersuchungen); 5,5 und 6 (insgesamt 2 Untersuchungen). Schichtzwischenraum [mm]: 0,6 (34 Untersuchungen); 0,3 (1 Untersuchung); 1,1 (1 Untersuchung); 1,2 (1 Untersuchung). Schichtzahl: 35 (20-50). Dauer im Mittel: 5,2 (2,1-7,8) Minuten.

Diese Bilder wurden im Durchschnitt beginnend 5,6 Minuten nach Ende der Kontrastmittelapplikation und somit in der spätvenösen Phase und Diffusion in das Interstitium generiert.

Bei 6 Untersuchungen wurde die Sequenz zweimal durchgeführt, um Ansichten des unteren und oberen Beckens zu erhalten und so den Sitz des Tumors und metastasenverdächtiger Lymphknoten komplett darstellen zu können. Die Dauer beider Sequenzen zusammen betrug im Mittel 7,2 (4,35-9,5) Minuten.

Die Gesamtdauer aller Sequenzen betrug im Mittel 20 (12,9-27,3) Minuten.

Neben den o.g. Aufnahmen wurden bei 36 der Untersuchungen weitere schnelle axiale T1-Wichtungen mittels FLASH-2D (fast low angle shot) angefertigt, um eine weitere T1-Wichtung zu haben. Es gab einige Abweichungen vom Untersuchungsprotokoll: In einem Fall wurde die axiale T2-TSE vor der sagittalen aufgenommen, in drei Fällen die axiale VIBE und in zwei Fällen die axiale T1-TSE vor den sagittalen Bildern. Weitere Abweichungen entstanden in zwei Fällen durch eine zusätzliche Leberbildgebung (VIBE) mit Kontrastmittelgabe vor oder zwischen den Beckendarstellungen. Diese als weiteres Staging durchgeführte Zusatzuntersuchung ließ sich mit Hilfe der Matrixspulen problemlos mit einem zusätzlichen Zeitaufwand von etwa 90 s bewältigen. In vier Fällen wurden Sequenzen nach Kontrastmittelgabe wiederholt, um eine optimale Bildqualität bei Bewegungsartefakten zu erreichen (darunter eine sagittale und eine axiale VIBE sowie eine axiale T1-TSE). Die Dauer vom Ende der VIBE bis zum Abschluß der T1-TSE (alle Sequenzen addiert) bzw. die direkte Kontrastmittelgabe zur T1-TSE bei

Untersuchungen ohne VIBE betrug im Mittel 7,5 Minuten (Median 7,3 Minuten), mit einer Spanne von 4,2 bis zu (in einem einzelnen Fall) 14,9 Minuten. Die Gesamtzeit von der Kontrastmittelgabe bis zum Abschluß der Messungen lag im Mittel bei 9,5 Minuten (Median 8,7 Minuten). Die Spannweite betrug 5,5-19,1 Minuten, wobei der letztgenannte Wert eine Ausnahme darstellte. Da die Untersuchungen die klinische Situation widerspiegeln sollen, wurden Fälle, in denen Sequenzen wiederholt werden mussten, oder in denen auch die Leber untersucht wurde, nicht aus der Studie ausgeschlossen.

3.3 Bildauswertung: Apparaturen, Untersuchungsprotokoll

Die Auswertung der Bilddatensätze erfolgte durch Herrn PD Dr. H. Bruhn (Untersucher 2, Facharzt für Radiologie mit über 20 Jahren praktischer Erfahrung) und Herrn Dr. J. Pinkernelle (Untersucher 3, Facharzt für Radiologie mit mehreren Jahren Erfahrung) aus der Klinik für Strahlenheilkunde der Charité CVK und dem Verfasser (Untersucher 1, cand. med. im Praktischen Jahr) an einer Workstation GE Centricity 2002 (GE Healthcare, München). In einem ersten Durchgang wurden die Aufnahmen von jedem der Untersucher unabhängig voneinander befundet. Zu diesem Zwecke wurde ein Auswertungsbogen erstellt (s. Abb. 1 und 2).

Patient	Aufnahmedatum
Bemerkungen	<input type="checkbox"/> prä-OP <input type="checkbox"/> post-OP <input type="checkbox"/> neoadjuvante Therapie <input type="checkbox"/> adjuvante Therapie

1. - 3. allgemeine und anatomische Bewertungskriterien	T2-tse		VIBE a_Gd		T1-tse fs_Gd	
	sag	tra	sag	tra	sag	tra
Kontrastmitteldynamik: Beginn der Sequenz [Uhrzeit]						
Sequenzdauer in Minuten [min]						
1. Gesamteindruck des Bildes						
2. Artefakte						
3.1 Abgrenzung der Blasenwand						
3.2 Abgrenzung der Prostata/Samenbläschen oder der posterioren Vaginalwand/Cervix uteri						
3.3 Denonvilliersche und mesorektale Faszie						
3.4 rektosakrale (Waldeyersche) Faszie						
3.5 präsakrale Faszie						
3.6 Os sacrum						
3.7 Musculus obturator internus						
3.8 Musculus levator ani und coccygeus						
3.9 Musculus piriformis						
3.10 Linea dentata						
3.11 Unterscheidung der rektalen Mucosa, Submucosa und Muscularis propria						

Abbildung 1. Auswertungsbogen, Vorderseite

4. Tumorausbreitung	T2-tse		VIBE a_Gd		T1-tse fs_Gd		Histologie
	sag	tra	sag	tra	sag	tra	
4.1 Tumorpenetration durch die Darmwand und Infiltration des Mesorektums							
4.2 Tumorinfiltration der mesorektalen Faszie							
4.3 Infiltration der Blasenwand							
4.4 Infiltration der Prostata/Samenbläschen oder posteriore Vaginalwand/Cervix uteri							
4.5 Infiltration des Os sacrum							
4.6 Infiltration der Beckenmuskulatur							
4.7 Lokoregionäre Lymphknotenmetastasen							
4.8 Präsakrale Lymphknotenmetastasen							

5. Größe und Lokalisation der Läsionen (bei T3-Tumoren auch Angabe der maximalen Ausbreitung über die Darmwand und des minimalen Abstands von Tumor / LK-Metastasen zur mesorektalen Faszie):

Zu 1. Gesamteindruck des Bildes: 1: ungenügend; 2: schlecht; 3: hinreichend; 4: gut; 5: sehr gut.

Zu 2. Artefakte: 1: massiv; 2: viele; 3: mittelmäßig, Bild noch beurteilbar; 4: gering; 5: keine

Zu 3.1 - 3.11: 1: nicht erkennbar; 2: schlecht; 3: hinreichend; 4: gut; 5: sehr gut

Zu 4. Tumorausbreitung: -1 kein Tumor; 0: unklar; 1: Tumor

Kriterien für Tumorinfiltration: Direkter Kontakt zwischen Lymphknoten/Tumor und Faszie/Mesorektum ODER Distanz zum CRM <1 mm ODER Tumorspiculae, die das Gewebe erreichen → Infiltration).

Kriterien für LK-Metastasen: Gemischte Intensität und irreguläre Grenzen → LK metastasenverdächtig.

6. Distanz zwischen Tumor und Linea dentata: mm

7. Tumorstadium nach UICC:

Abbildung 2. Auswertungsbogen, Rückseite

In Anlehnung an Vorarbeiten zur Thematik (Winter et al. 2007; Vliegen et al. 2005; Robinson et al. 2002) enthält der Bogen als übergeordnete Bewertungskriterien den Gesamteindruck des Bildes und die Beurteilung des Artefaktvorkommens. Diese Kriterien werden mittels einer Ordinalskala von 1 (schlechtester Wert) bis 5 (bester Wert) bewertet. Weiterhin wurden wichtige anatomische Strukturen des Beckens, die Ziel einer Tumorinfiltration sein können, bezüglich ihrer Darstellung und Abgrenzbarkeit bewertet. Es handelte sich um die Harnblase, Prostata und Samenbläschen beim Mann, Vagina und Zervix uteri bei der Frau, Denonvilliersche und mesorektale Faszie, Waldeyersche Faszie, präsakrale Faszie, Os sacrum und die wichtigsten regionalen Beckenmuskeln (M. obturator internus, M. levator ani und coccygeus, M. piriformis). Zusätzlich wurden die Abgrenzbarkeit der Linea dentata und der Darmwandschichten beurteilt. Die Erkennbarkeit wurde mittels einer Ordinalskala von 1 (nicht erkennbar) bis 5 (sehr gut erkennbar) bewertet. Als nächstes wurde die Tumorausbreitung (-1: kein Tumor; 0: unklar, möglicher Tumorbefall; +1: Tumor vorhanden) bestimmt. Es wurden die verschiedenen Strukturen (Mesorektum, mesorektale/Denonvilliersche Faszie, Blasenwand, Prostata/Samenbläschen bzw. Vagina/Zervix, Os sacrum, Beckenmuskeln) beurteilt. Infiltrationskriterien waren der direkte Kontakt zwischen Lymphknoten/Tumor und Faszie/Mesorektum/Organ oder eine Distanz zum CRM (Denonvilliersche und mesorektale Faszie) <1 mm oder Tumorspiculae, die das Gewebe erreichten (Winter et al. 2007). Auch eventuelle Lymphknotenmetastasen

(lokoregionär oder präsakral) wurden erfaßt (-1: keine Metastasierung, 0: unklar, +1: Metastasierung), wobei eine gemischte Kontrastierung oder irreguläre (nicht glatte) Knotenbegrenzung als Zeichen von Malignität gewertet wurden (vergl. Brown G et al. 2003). Schließlich beinhaltet der Auswertungsbogen noch Felder für eine kurze Beschreibung der Größe und Lokalisation der Läsionen (mit Angabe des CRM bei T3-Tumoren), der Distanz zwischen Tumor und der Linea dentata sowie des Tumorstadiums, welche aus der Zusammenschau der Bilder aller Sequenzen gebildet wurden.

Im Abstand von mindestens einer Woche erfolgte in Kenntnis des pathologischen Befundes eine Zweitbefundung der Aufnahmen unter dem Aspekt der Tumorausbreitung (Ziffern 4.-7. des Auswertungsbogens) ohne eine erneute Bewertung der allgemeinen und anatomischen Kriterien (Ziffern 1.-3.). Zweck der Zweitbefundung war es, eine Lernkurve zu erstellen. So sollte die Frage geklärt werden, inwieweit die Befundung der Aufnahmen sich durch die Kenntnis des pathologischen Befundes veränderte.

3.4 Statistische Auswertung

Zur Datenverwaltung und statistischen Auswertung wurden Microsoft Office Excel 2003 und SPSS 15.0.0 für Windows (Chicago, Ill., USA 2006) eingesetzt. Die Punktwerte der einzelnen Sequenzen für den Gesamteindruck des Bildes, die Artefakte und die anatomischen Landmarken (Punkte 1.-3.11 des Bewertungsbogens) wurden mittels des zweiseitigen Wilcoxon-Rang-Tests für verbundene Stichproben auf statistische Signifikanz untersucht. Verglichen wurden hierbei die sagittalen und axialen Sequenzen getrennt voneinander und für jeden Untersucher einzeln, wobei die T2-TSE-Sequenzen als etablierte Referenz dienten. Lag der p-Wert bei $< 0,05$, so wurde der Unterschied zwischen den Sequenzen als signifikant bewertet.

Für die Tumorausbreitung (Punkte 4.1-4.8 des Bewertungsbogens) wurden die Sensitivitäten (richtig Positive geteilt durch die Summe der richtig Positiven und der falsch Negativen), die Spezifitäten (richtig Negative geteilt durch die Summe der richtig Negativen und falsch Positiven) sowie die Genauigkeiten (alle richtig Positiven und Negativen geteilt durch Anzahl aller Fälle) ermittelt. Als Goldstandard dienten dabei die histopathologischen Befunde. Der Trennwert wurde zwischen -1 und 0 gesetzt, d.h. die als unklar (möglicher Tumorbefall der Struktur) bewerteten Fälle wurden als tumorbefallen eingeordnet. Um zu ermitteln, ob bei den Sequenzen signifikant mehr

unklar (Wert 0) oder eindeutig (+1 bzw. -1) entschieden wurde (unabhängig davon, ob positiv oder negativ), wurde ein zweiseitiger McNemar-Test durchgeführt ($p < 0,05$). Hierbei wurden die sagittalen und axialen Sequenzen getrennt voneinander und für jeden Untersucher und Befundung einzeln verglichen.

Um die Sensitivitäten und Spezifitäten der einzelnen Sequenzen zu vergleichen, wurden ROC-Kurven (ROC: receiver operating characteristics) (Greiner et al. 2000) erstellt: Auf der Ordinate wird die Sensitivität und auf der Abszisse ($1 - \text{Spezifität}$) aufgetragen. Jeder der Punkte der Kurve repräsentiert also ein bestimmtes Verhältnis beider Maße, je nachdem, welcher Trennwert gewählt wurde. Der Wert des jeweiligen diagnostischen Verfahrens (im konkreten Fall der jeweiligen Sequenz) läßt sich durch die Berechnung der Flächen unter der Kurve (AUC: Flächenwert; engl. area under the curve) feststellen: Liegen alle Werte auf einer Gerade $x = y$, d.h. Sensitivität + Spezifität = 1, ergibt dies $\text{AUC} = 0,5$. Dieses Ergebnis entspricht einer Diagnosestellung nach dem Zufallsprinzip, womit das Verfahren keinen Nutzen hätte. Eine exakte Diskriminierung zwischen positiven und negativen Proben (Sensitivität und Spezifität erreichen jeweils 100%) würde demgegenüber $\text{AUC} = 1$ ergeben. Daraus kann folgende Skala zur Beurteilung erstellt werden:

- nicht-informativ ($\text{AUC} = 0,5$)
- geringe Genauigkeit ($0,5 < \text{AUC} \leq 0,7$)
- moderate Genauigkeit ($0,7 < \text{AUC} \leq 0,9$)
- hohe Genauigkeit ($0,9 < \text{AUC} < 1$)
- perfekter Test ($\text{AUC} = 1$)

Für die vorliegende Studie wurden die sagittalen und die axialen Sequenzen für jeden Untersucher und Erst- sowie Zweitbefundung separat einer ROC-Analyse unterworfen. Es wurde ein 95%-Konfidenzintervall für die Flächen unter den Kurven festgelegt. Im Falle der Überlappung von Konfidenzintervallen besteht keine statistisch signifikante Differenz zwischen den untersuchten Flächen unter der Kurve.

Für Fälle, in denen der (histopathologische) Goldstandard nur positive oder negative Fälle ergibt, lassen sich keine ROC-Statistiken erstellen, so daß hier mittels des Wilcoxon-Tests auf statistische Signifikanz ($p < 0,05$) getestet wurde.

Bei der Auswertung des Abstandes vom Tumor zur Linea dentata wurde auf eine Korrelation mit dem Goldstandard (starre Rektoskopie) verzichtet, da das Vorhandensein der Darmwindungen bei der MRT einen Vergleich erschwert. Es wurde

die Vorhersage, ob kontinenzertretend operiert werden könne (Abstand des Tumors zur Linea dentata mindestens 2 cm), mit dem Operationsverfahren verglichen, und hierzu die ROC-Statistik eingesetzt.

Mittels des Wilcoxon-Tests wurden ebenfalls die Werte des CRM zwischen den Untersuchern und mit der Histologie auf signifikante Unterschiede ($p < 0,05$) untersucht. Für das T- und N-Stadium wurde das Maß der Übereinstimmung mittels des Spearman-Rangkorrelationskoeffizienten für nichtparametrische Daten bestimmt. Auch für die einzelnen Sequenzen wurde der Korrelationskoeffizient ermittelt. Hierfür wurden Werte der Punkte 4.1-4.8 des Bewertungsbogens zu einem Gesamtscore addiert. Somit soll die Variabilität zwischen der Erst- und der Zweitbefundung für jeweils einen einzelnen Untersucher (sog. intraobserver agreement) und die Übereinstimmung zwischen den Untersuchern innerhalb der Erst- bzw. Zweitbefundung (sog. interobserver agreement) bestimmt werden. Hierbei lässt sich das Maß der Übereinstimmung wie folgt einteilen (Bühl 2006):

- sehr geringe Korrelation ($0 \leq 0,2$)
- geringe Korrelation ($> 0,2 \leq 0,5$)
- mittlere Korrelation ($> 0,5 \leq 0,7$)
- hohe Korrelation ($> 0,7 \leq 0,9$)
- sehr hohe Korrelation ($> 0,9 \leq 1$)

Der p-Wert liegt auch für diesen Test bei ($p < 0,05$).

4. Ergebnisse

Zur Veranschaulichung der anatomischen Verhältnisse des Beckens und zur Illustration der Ergebnisse wird auf die Abbildungen 3-10 in Kapitel 5 verwiesen.

4.1 Allgemeine und anatomische Bewertungskriterien

4.1.1 Gesamteindruck der Aufnahmen

Bei allen Untersuchern schnitten die T2-TSE-Sequenzen signifikant besser als die VIBE ab. Der Vergleich von T2- und T1-TSE ergab für Untersucher 1 und 3 eine signifikante Überlegenheit für beide T2-TSE, bei Untersucher 2 eine signifikante Überlegenheit für die sagittale T1-TSE (s. Tab. 40-42). Insgesamt wurden alle Sequenzen von den Untersuchern 1 und 2 durchgehend höher gewertet als von Untersucher 3 (s. Tab. 1-3).

Gesamteindruck	sagittale T2	sagittale VIBE	sagittale T1	axiale T2	axiale VIBE	axiale T1
<i>Untersucher 1</i>	n	n	n	n	n	n
1 ungenügend						
2 schlecht		17			2	
3 hinreichend	2	15	7	1	20	8
4 gut	7	2	13	10	9	15
5 sehr gut	28		17	26	1	14
Gesamt	37	34	37	37	32	37
Mittelwert ± [SD]	4,7 ± 0,571	2,56 ± 0,613	4,27 ± 0,769	4,68 ± 0,53	3,28 ± 0,634	4,16 ± 0,764

Tabelle 1. Gesamteindruck der Aufnahmen, Untersucher 1

Gesamteindruck	sagittale T2	sagittale VIBE	sagittale T1	axiale T2	axiale VIBE	axiale T1
<i>Untersucher 2</i>	n	n	n	n	n	n
1 ungenügend						
2 schlecht		1				
3 hinreichend		17				
4 gut	10	16	3	6	29	3
5 sehr gut	27		34	31	3	34
Gesamt	37	34	37	37	32	37
Mittelwert ± [SD]	4,73 ± 0,45	3,44 ± 0,561	4,92 ± 0,277	4,84 ± 0,374	4,09 ± 0,296	4,92 ± 0,277

Tabelle 2. Gesamteindruck der Aufnahmen, Untersucher 2

Gesamteindruck	sagittale T2	sagittale VIBE	sagittale T1	axiale T2	axiale VIBE	axiale T1
<i>Untersucher 3</i>	n	n	n	n	n	n
1 ungenügend		10			1	
2 schlecht		23	8	1	11	3
3 hinreichend	14	1	23	13	19	22
4 gut	23		6	23	1	12
5 sehr gut						
Gesamt	37	34	37	37	32	37
Mittelwert ± [SD]	3,62 ± 0,492	1,74 ± 0,511	2,95 ± 0,621	3,59 ± 0,551	2,63 ± 0,609	3,24 ± 0,597

Tabelle 3. Gesamteindruck der Aufnahmen, Untersucher 3

4.1.2 Artefaktvorkommen

Alle Untersucher stimmten in der Bewertung der Aufnahmen als mittelmäßig bis nicht mit Artefakten belastet überein (s. Tab. 4-6), wobei auch hier sich beide VIBE- den T2-TSE-Bildern signifikant unterlegen zeigten. Die sagittalen und auch die axialen T1-TSE-Aufnahmen waren bei Untersucher 1 signifikant niedriger bewertet als die T2-TSE, während die Ergebnisse von Untersucher 3 sich nicht signifikant unterschieden (s. Tab. 40 und 41). Bei Untersucher 2 war die sagittale T1-TSE der T2-TSE überlegen. Auch die axiale T1-TSE war der T2-TSE überlegen, jedoch wurde ein signifikanter Unterschied knapp verfehlt (s. Tab. 42).

Artefakte	sagittale T2	sagittale VIBE	sagittale T1	axiale T2	axiale VIBE	axiale T1
Untersucher 1	n	n	n	n	n	n
1 massiv						
2 viele		15	1		1	
3 mittelmäßig	5	12	10	1	21	7
4 gering	13	7	16	19	10	17
5 keine	19		10	17		13
Gesamt	37	34	37	37	32	37
Mittelwert ± [SD]	4,38 ± 0,721	2,76 ± 0,781	3,95 ± 0,815	4,43 ± 0,555	3,28 ± 0,523	4,16 ± 0,727

Tabelle 4. Artefaktvorkommen, Untersucher 1

Artefakte	sagittale T2	sagittale VIBE	sagittale T1	axiale T2	axiale VIBE	axiale T1
Untersucher 2	n	n	n	n	n	n
1 massiv						
2 viele						
3 mittelmäßig	2	14		1	1	
4 gering	10	17	3	8	25	3
5 keine	25	3	34	28	6	34
Gesamt	37	34	37	37	32	37
Mittelwert ± [SD]	4,62 ± 0,594	3,68 ± 0,638	4,92 ± 0,277	4,73 ± 0,508	4,16 ± 0,448	4,92 ± 0,277

Tabelle 5. Artefaktvorkommen, Untersucher 2

Artefakte	sagittale T2	sagittale VIBE	sagittale T1	axiale T2	axiale VIBE	axiale T1
Untersucher 3	n	n	n	n	n	n
1 massiv						
2 viele	1	3	2		6	3
3 mittelmäßig	18	23	13	19	21	18
4 gering	16	8	22	18	5	16
5 keine	2					
Gesamt	37	34	37	37	32	37
Mittelwert ± [SD]	3,51 ± 0,651	3,15 ± 0,558	3,54 ± 0,605	3,49 ± 0,507	2,97 ± 0,595	3,35 ± 0,633

Tabelle 6. Artefaktvorkommen, Untersucher 3

4.1.3 Abgrenzbarkeit der Blasenwand

Das Kriterium der Abgrenzung der Blasenwand erreichte bei den Untersuchern 1 und 2 deutlich bessere Werte als bei Untersucher 3 (s. Tab. 7-9). Alle Untersucher bewerteten die sagittale und axiale T2-TSE signifikant besser als die entsprechende VIBE. Die T2-TSE-Aufnahmen erzielten bei den Untersuchern 1 und 3 ebenfalls für beide Schnittebenen signifikant bessere Ergebnisse als die T1-TSE. Hingegen ergab die Auswertung durch Untersucher 2 keinen signifikanten Unterschied zwischen den TSE-Sequenzen (s. Tab. 40-42).

Blasenwand	sagittale T2	sagittale VIBE	sagittale T1	axiale T2	axiale VIBE	axiale T1
Untersucher 1	n	n	n	n	n	n
1 nicht erkennbar						
2 schlecht		2	2		2	2
3 hinreichend	2	22	6	1	14	13
4 gut	3	4	16	8	10	12
5 sehr gut	32	6	13	28	6	10
Gesamt	37	34	37	37	32	37
Mittelwert ± [SD]	4,81 ± 0,518	3,41 ± 0,857	4,08 ± 0,862	4,73 ± 0,508	3,63 ± 0,871	3,81 ± 0,908

Tabelle 7. Abgrenzung der Blasenwand, Untersucher 1

Blasenwand	sagittale T2	sagittale VIBE	sagittale T1	axiale T2	axiale VIBE	axiale T1
Untersucher 2	n	n	n	n	n	n
1 nicht erkennbar						
2 schlecht						
3 hinreichend		2	1		2	
4 gut	2	29	2	1	19	2
5 sehr gut	35	3	34	36	11	35
Gesamt	37	34	37	37	32	37
Mittelwert ± [SD]	4,95 ± 0,229	4,03 ± 0,338	4,89 ± 0,393	4,97 ± 0,164	4,28 ± 0,581	4,95 ± 0,229

Tabelle 8. Abgrenzung der Blasenwand, Untersucher 2

Blasenwand	sagittale T2	sagittale VIBE	sagittale T1	axiale T2	axiale VIBE	axiale T1
Untersucher 3	n	n	n	n	n	n
1 nicht erkennbar						1
2 schlecht		1	17		11	17
3 hinreichend		9	17	11	19	17
4 gut		27	2	26	2	2
5 sehr gut						
Gesamt	37	34	37	37	32	37
Mittelwert ± [SD]	3,7 ± 0,52	2,5 ± 0,508	2,59 ± 0,599	3,7 ± 0,463	2,72 ± 0,581	2,54 ± 0,65

Tabelle 9. Abgrenzung der Blasenwand, Untersucher 3

4.1.4 Abgrenzbarkeit der Prostata und Samenbläschen bzw. der posterioren Vaginalwand und Cervix uteri

Die inneren Genitalorgane waren für die Untersucher 1 und 2 mittelmäßig bis sehr gut abgrenzbar (s. Tab. 10 und 11), dagegen für Untersucher 3 nur schlecht bis mittelmäßig (s. Tab. 12). Auffallend war das schlechte Abschneiden der sagittalen VIBE bei allen Untersuchern, wobei zu berücksichtigen ist, daß (im Gegensatz zu den anderen kontrastmittelgestützten Sequenzen) die arterielle Phase dargestellt wurde. Der Unterschied zwischen den axialen und sagittalen T2-TSE-Bildern und der jeweiligen VIBE war bei allen Untersuchern signifikant, für die Testpaare sagittale bzw. axiale T2-TSE - T1-TSE nur für die Untersucher 1 und 3 (s. Tab. 40-42).

Prostata/Cervix	sagittale T2	sagittale VIBE	sagittale T1	axiale T2	axiale VIBE	axiale T1
Untersucher 1	n	n	n	n	n	n
1 nicht erkennbar		4	1			
2 schlecht	1	22	2		3	
3 hinreichend		7	10	1	20	9
4 gut	7	1	5	8	8	7
5 sehr gut	29		19	28	1	21
Gesamt	37	34	37	37	32	37
Mittelwert ± [SD]	4,73 ± 0,608	2,15 ± 0,657	4,05 ± 1,129	4,73 ± 0,508	3,22 ± 0,659	4,32 ± 0,852

Tabelle 10. Abgrenzung der Prostata/Cervix uteri, Untersucher 1

Prostata/Cervix	sagittale T2	sagittale VIBE	sagittale T1	axiale T2	axiale VIBE	axiale T1
Untersucher 2	n	n	n	n	n	n
1 nicht erkennbar						
2 schlecht		2				
3 hinreichend	1	14		1	4	
4 gut	4	17	3	2	18	3
5 sehr gut	32	1	34	34	10	34
Gesamt	37	34	37	37	32	37
Mittelwert ± [SD]	4,84 ± 0,442	3,5 ± 0,663	4,92 ± 0,277	4,89 ± 0,393	4,19 ± 0,644	4,92 ± 0,277

Tabelle 11. Abgrenzung der Prostata/Cervix uteri, Untersucher 2

Prostata/Cervix	sagittale T2	sagittale VIBE	sagittale T1	axiale T2	axiale VIBE	axiale T1
Untersucher 3	n	n	n	n	n	n
1 nicht erkennbar		17	4		2	
2 schlecht	3	14	9	3	10	11
3 hinreichend	14	3	21	18	20	22
4 gut	20		3	16		4
5 sehr gut						
Gesamt	37	34	37	37	32	37
Mittelwert ± [SD]	3,46 ± 0,65	1,59 ± 0,657	2,62 ± 0,794	3,35 ± 0,633	2,56 ± 0,619	2,81 ± 0,616

Tabelle 12. Abgrenzung der Prostata/Cervix uteri, Untersucher 3

4.1.5 Darstellbarkeit der Denonvillierschen und mesorektalen Faszie

Der Faszienapparat des Mesorektums, welcher eine wichtige Rolle für das Tumorstaging spielt (s.o.), ließ sich deutlich abgrenzen, jedoch gab es deutliche Unterschiede besonders in der Bewertung der sagittalen T1-TSE, die von Untersucher 3 als ungenügend angesehen wurde. Auch die sagittale VIBE fiel deutlich gegen die T2-TSE ab (s. Tab. 13-15). Die Unterschiede zwischen den sagittalen und axialen T2-TSE-Bildern und den entsprechenden VIBE- bzw. T1-TSE-Aufnahmen waren auch in diesem Falle signifikant zugunsten der T2-Serien (s. Tab. 40-42), abgesehen von Untersucher 2, der wiederum nur die Unterschiede zwischen den T2-TSE- und den VIBE-Bildern signifikant bewertete, nicht aber die Differenzen zwischen T2- und T1-Aufnahmen.

Mesorektalfaszie	sagittale T2	sagittale VIBE	sagittale T1	axiale T2	axiale VIBE	axiale T1
Untersucher 1	n	n	n	n	n	n
1 nicht erkennbar		8				
2 schlecht	1	19	5		4	1
3 hinreichend	4	6	12	5	18	10
4 gut	4	1	11	6	6	11
5 sehr gut	28		9	26	4	15
Gesamt	37	34	37	37	32	37
Mittelwert ± [SD]	4,59 ± 0,798	2 ± 0,739	3,65 ± 1,006	4,57 ± 0,728	3,31 ± 0,859	4,08 ± 0,894

Tabelle 13. Denonvilliersche und mesorektale Faszie, Untersucher 1

Mesorektalfaszie	sagittale T2	sagittale VIBE	sagittale T1	axiale T2	axiale VIBE	axiale T1
Untersucher 2	n	n	n	n	n	n
1 nicht erkennbar		8				
2 schlecht	1	19	5		4	1
3 hinreichend	4	6	12		18	10
4 gut	4	1	11		6	11
5 sehr gut	28		9		4	15
Gesamt	37	34	37	37	32	37
Mittelwert ± [SD]	4,78 ± 0,479	3,09 ± 0,793	4,86 ± 0,419	4,86 ± 0,419	4 ± 0,568	4,92 ± 0,363

Tabelle 14. Denonvilliersche und mesorektale Faszie, Untersucher 2

Mesorektalfaszie	sagittale T2	sagittale VIBE	sagittale T1	axiale T2	axiale VIBE	axiale T1
Untersucher 3	n	n	n	n	n	n
1 nicht erkennbar	2	28	17	1	9	6
2 schlecht	7	6	17	6	18	15
3 hinreichend	18		2	19	5	16
4 gut	10		1	11		
5 sehr gut						
Gesamt	37	34	37	37	32	37
Mittelwert ± [SD]	2,97 ± 0,833	1,18 ± 0,387	1,65 ± 0,716	3,08 ± 0,759	1,88 ± 0,66	2,27 ± 0,732

Tabelle 15. Denonvilliersche und mesorektale Faszie, Untersucher 3

4.1.6 Darstellung der Waldeyerschen Faszie

Die Abgrenzung der Waldeyerschen Faszie gelingt am besten auf sagittalen Aufnahmen, so daß auf die Datenerhebung bei den Axialschnittbildern verzichtet wurde. Untersucher 1 und 3 erzielten hierbei ähnliche Werte (s. Tab. 16 und 18), wobei die T2-Bildgebung der VIBE und der T1-TSE signifikant überlegen war (s. Tab. 40 und 42). Untersucher 2 beurteilte die Darstellung insgesamt besser (s. Tab. 17). Nur die VIBE, nicht jedoch die T1-TSE, war von der T2-TSE signifikant unterschieden (s. Tab. 41).

Waldeyerfaszie	sagittale T2	sagittale VIBE	sagittale T1
<i>Untersucher 1</i>	n	n	n
1 nicht erkennbar	4	13	9
2 schlecht	2	10	7
3 hinreichend	4	6	5
4 gut	11	2	9
5 sehr gut	16	3	7
Gesamt	37	34	37
Mittelwert ± [SD]	3,89 ± 1,329	2,18 ± 1,267	2,95 ± 1,49

Tabelle 16. Waldeyersche Faszie, Untersucher 1

Waldeyerfaszie	sagittale T2	sagittale VIBE	sagittale T1
<i>Untersucher 2</i>	n	n	n
1 nicht erkennbar		1	
2 schlecht		8	
3 hinreichend		16	
4 gut	4	8	6
5 sehr gut	33	1	31
Gesamt	37	34	37
Mittelwert ± [SD]	4,89 ± 0,315	3 ± 0,853	4,84 ± 0,374

Tabelle 17. Waldeyersche Faszie, Untersucher 2

Waldeyerfaszie	sagittale T2	sagittale VIBE	sagittale T1
<i>Untersucher 3</i>	n	n	n
1 nicht erkennbar		14	6
2 schlecht	3	14	16
3 hinreichend	11	6	12
4 gut	23		3
5 sehr gut			
Gesamt	37	34	37
Mittelwert ± [SD]	3,54 ± 0,65	1,76 ± 0,741	2,32 ± 0,852

Tabelle 18. Waldeyersche Faszie, Untersucher 3

4.1.7 Darstellung der präsakralen Faszie

Die präsakrale Faszie war bei den Untersuchern 1 und 2 in allen Sequenzen gut dargestellt, wobei die sagittale VIBE insgesamt die niedrigsten Werte erhielt (s. Tab. 19 und 20). Signifikante Unterschiede ergaben sich auch hier bei Untersucher 1 für die axiale VIBE und die T1-TSE gegenüber der T2-TSE. Hingegen war der Unterschied

zwischen der sagittalen T1- und T2-Sequenz knapp nicht signifikant (s. Tab. 40). Bei Untersucher 2 unterschieden sich beide T1-Sequenzen nicht signifikant von den T2-TSE, die VIBE-Aufnahmen waren signifikant verschieden (s. Tab. 41). Untersucher 3 kam zu deutlich schlechteren Bewertungen der einzelnen Sequenzen (s. Tab. 21) wobei zwischen den kontrastmittelanreichernden und den T2-TSE-Bilderfolgen keine signifikanten Differenzen vorhanden waren (s. Tab. 42).

Präsakrale Faszie	sagittale T2	sagittale VIBE	sagittale T1	axiale T2	axiale VIBE	axiale T1
Untersucher 1	n	n	n	n	n	n
1 nicht erkennbar						
2 schlecht		3			5	2
3 hinreichend		19	2	1	13	7
4 gut	1	7	4	2	6	8
5 sehr gut	36	5	31	34	8	20
Gesamt	37	34	37	37	32	37
Mittelwert ± [SD]	4,97 ± 0,164	3,41 ± 0,857	4,78 ± 0,534	4,89 ± 0,393	3,53 ± 1,047	4,24 ± 0,955

Tabelle 19. Präsakrale Faszie, Untersucher 1

Präsakrale Faszie	sagittale T2	sagittale VIBE	sagittale T1	axiale T2	axiale VIBE	axiale T1
Untersucher 2	n	n	n	n	n	n
1 nicht erkennbar						
2 schlecht		3				
3 hinreichend		3			2	
4 gut	1	20	2	1	19	2
5 sehr gut	36	8	35	36	11	35
Gesamt	37	34	37	37	32	37
Mittelwert ± [SD]	4,97 ± 0,164	3,97 ± 0,834	4,95 ± 0,229	4,97 ± 0,164	4,28 ± 0,581	4,95 ± 0,229

Tabelle 20. Präsakrale Faszie, Untersucher 2

Präsakrale Faszie	sagittale T2	sagittale VIBE	sagittale T1	axiale T2	axiale VIBE	axiale T1
Untersucher 3	n	n	n	n	n	n
1 nicht erkennbar		8	1	1	9	5
2 schlecht	2	18	23	8	19	23
3 hinreichend	13	8	13	19	4	9
4 gut	22			9		
5 sehr gut						
Gesamt	37	34	37	37	32	37
Mittelwert ± [SD]	3,54 ± 0,605	2 ± 0,696	2,32 ± 0,53	2,97 ± 0,763	1,84 ± 0,628	2,11 ± 0,614

Tabelle 21. Präsakrale Faszie, Untersucher 3

4.1.8 Darstellung des Os sacrum

Die Werte für die Erkennbarkeit des Os sacrum gleichen stark denen für die präsakrale Faszie: Die sagittale VIBE schnitt bei allen Untersuchern am schlechtesten ab (s. Tab. 22-24). Bei allen Untersuchern bestand auch eine signifikante Überlegenheit der sagittalen und axialen T2-TSE gegenüber beiden VIBE. Sowohl bezüglich der sagittalen

als auch der axialen T1-TSE zeigten sich für Untersucher 3 signifikante Differenzen gegenüber der T2-TSE (s. Tab. 42). Bei Untersucher 1 fand sich eine signifikante Differenz nur zwischen den axialen T1- und T2-TSE-Aufnahmen (s. Tab 40).

Untersucher 2 fand keine signifikanten Unterschiede zwischen beiden T1-TSE und T2-TSE-Sequenzen (s. Tab 41).

Os sacrum	sagittale T2	sagittale VIBE	sagittale T1	axiale T2	axiale VIBE	axiale T1
Untersucher 1	n	n	n	n	n	n
1 nicht erkennbar						
2 schlecht		2				2
3 hinreichend		24	1		18	7
4 gut	1	5	4	1	11	8
5 sehr gut	36	3	32	36	3	20
Gesamt	37	34	37	37	32	37
Mittelwert ± [SD]	4,97 ± 0,164	3,26 ± 0,71	4,84 ± 0,442	4,97 ± 0,164	3,53 ± 0,671	4,24 ± 0,955

Tabelle 22. Os sacrum, Untersucher 1

Os sacrum	sagittale T2	sagittale VIBE	sagittale T1	axiale T2	axiale VIBE	axiale T1
Untersucher 2	n	n	n	n	n	n
1 nicht erkennbar						
2 schlecht						
3 hinreichend		1				
4 gut		15	1		12	1
5 sehr gut	37	18	36	37	20	36
Gesamt	37	34	37	37	32	37
Mittelwert ± [SD]	5 ± 0	4,5 ± 0,564	4,97 ± 0,164	5 ± 0	4,63 ± 0,492	4,97 ± 0,164

Tabelle 23. Os sacrum, Untersucher 2

Os sacrum	sagittale T2	sagittale VIBE	sagittale T1	axiale T2	axiale VIBE	axiale T1
Untersucher 3	n	n	n	n	n	n
1 nicht erkennbar					1	
2 schlecht		13		2	18	13
3 hinreichend	6	20	32	17	13	22
4 gut	31	1	5	18		2
5 sehr gut						
Gesamt	37	34	37	37	32	37
Mittelwert ± [SD]	3,84 ± 0,374	2,65 ± 0,544	3,14 ± 0,347	3,43 ± 0,603	2,83 ± 0,554	2,7 ± 0,571

Tabelle 24. Os sacrum, Untersucher 3

4.1.9 Darstellung M. obturator internus

Da der M. obturator internus auf den sagittalen Aufnahmen oftmals nur in kleinen Teilen angeschnitten war, werden nur die Ergebnisse der axialen Aufnahmen dargestellt (s. Tab. 25-27). Für alle Untersucher ließ sich ein signifikanter Unterschied nur für die VIBE ermitteln, welche der T2-TSE unterlegen war. Die T1-TSE war nur bei Untersucher 3

der T2-TSE signifikant unterlegen, während keine signifikanten Differenzen bei den Untersuchern 1 und 2 feststellbar waren (s. Tab 40-42).

M. obturator int.	axiale T2	axiale VIBE	axiale T1
<i>Untersucher 1</i>	n	n	n
1 nicht erkennbar			
2 schlecht		1	
3 hinreichend	1	7	10
4 gut	3	19	10
5 sehr gut	33	5	17
Gesamt	37	32	37
Mittelwert ± [SD]	4,86 ± 0,419	3,88 ± 0,707	4,19 ± 0,845

Tabelle 25. M. obturator internus, Untersucher 1

M. obturator int.	axiale T2	axiale VIBE	axiale T1
<i>Untersucher 2</i>	n	n	n
1 nicht erkennbar			
2 schlecht			
3 hinreichend			
4 gut	1	15	1
5 sehr gut	36	17	36
Gesamt	37	32	37
Mittelwert ± [SD]	4,97 ± 0,164	4,53 ± 0,507	4,97 ± 0,164

Tabelle 26. M. obturator internus, Untersucher 2

M. obturator int.	axiale T2	axiale VIBE	axiale T1
<i>Untersucher 3</i>	n	n	n
1 nicht erkennbar			
2 schlecht		5	2
3 hinreichend	9	22	27
4 gut	28	5	8
5 sehr gut			
Gesamt	37	32	37
Mittelwert ± [SD]	3,76 ± 0,435	3 ± 0,568	3,16 ± 0,501

Tabelle 27. M. obturator internus, Untersucher 3

4.1.10 Darstellung des M. levator ani und M. coccygeus

Bei der Beckenmuskulatur wurde sowohl die axiale als auch die sagittale T2-TSE von den Untersuchern 1 und 3 signifikant höher gegenüber der T1-TSE und der VIBE bewertet (s. Tab. 28, 30, 40 und 42). Untersucher 2 bewertete die beide VIBE signifikant niedriger als die axialen bzw. sagittalen T2-TSE-Bilder, während zwischen letzteren und den jeweiligen T1-TSE kein signifikanter Unterschied existierte (s. Tab. 29 und 41).

Beckenmuskeln	sagittale T2	sagittale VIBE	sagittale T1	axiale T2	axiale VIBE	axiale T1
Untersucher 1	n	n	n	n	n	n
1 nicht erkennbar		1				
2 schlecht		30	3	1	4	
3 hinreichend	3	3	15		17	7
4 gut	3		10	2	8	15
5 sehr gut	31		9	34	3	15
Gesamt	37	34	37	37	32	37
Mittelwert ± [SD]	4,76 ± 0,597	2,06 ± 0,343	3,68 ± 0,944	4,86 ± 0,536	3,31 ± 0,821	4,22 ± 0,75

Tabelle 28. M. levator ani und coccygeus, Untersucher 1

Beckenmuskeln	sagittale T2	sagittale VIBE	sagittale T1	axiale T2	axiale VIBE	axiale T1
Untersucher 2	n	n	n	n	n	n
1 nicht erkennbar		1				
2 schlecht		4				
3 hinreichend		14			3	
4 gut	2	11	4	1	16	2
5 sehr gut	35	4	33	36	13	35
Gesamt	37	34	37	37	32	37
Mittelwert ± [SD]	4,95 ± 0,229	3,38 ± 0,954	4,89 ± 0,315	4,97 ± 0,164	4,31 ± 0,644	4,95 ± 0,229

Tabelle 29. M. levator ani und coccygeus, Untersucher 2

Beckenmuskeln	sagittale T2	sagittale VIBE	sagittale T1	axiale T2	axiale VIBE	axiale T1
Untersucher 3	n	n	n	n	n	n
1 nicht erkennbar		23	8			2
2 schlecht	9	10	22	1	17	10
3 hinreichend	18	1	7	21	15	19
4 gut	10			15		6
5 sehr gut						
Gesamt	37	34	37	37	32	37
Mittelwert ± [SD]	3,03 ± 0,726	1,35 ± 0,544	1,97 ± 0,645	3,38 ± 0,545	2,47 ± 0,507	2,78 ± 0,787

Tabelle 30. M. levator ani und coccygeus, Untersucher 3

4.1.11 Darstellung des M. piriformis

Die Fallzahlen unterscheiden sich bei der Bewertung des M. piriformis, da die Untersucher z.T. kleine Anschnitte des Muskels nicht bewertet hatten (s. Tab. 31-33). Da die Differenzen jedoch gering waren, wurde auf den Ausschluß von Fällen bei der statistischen Auswertung verzichtet. Auch bei dieser Auswertung zeigte sich, daß die Untersucher 1 und 3 die axiale und sagittale VIBE und T1-TSE den vergleichbaren T2-TSE-Aufnahmen als signifikant unterlegen ansahen (s. Tab. 40 und 42), während Untersucher 2 dies nur für die VIBE-Sequenzen ermittelte und zwischen den beiden T1- und T2-TSE keine signifikante Verschiedenheit vorlag (s. Tab. 41).

M. piriformis	sagittale T2	sagittale VIBE	sagittale T1	axiale T2	axiale VIBE	axiale T1
<i>Untersucher 1</i>	n	n	n	n	n	n
1 nicht erkennbar						
2 schlecht		5	2			
3 hinreichend	3	21	8	1	4	4
4 gut		5	6		15	8
5 sehr gut	34	3	21	36	13	22
Gesamt	37	34	37	37	32	34
Mittelwert ± [SD]	4,84 ± 0,553	3,18 ± 0,797	4,24 ± 0,983	4,95 ± 0,329	4,28 ± 0,683	4,53 ± 0,706

Tabelle 31. M. piriformis, Untersucher 1

M. piriformis	sagittale T2	sagittale VIBE	sagittale T1	axiale T2	axiale VIBE	axiale T1
<i>Untersucher 2</i>	n	n	n	n	n	n
1 nicht erkennbar						
2 schlecht		2				
3 hinreichend		7			3	
4 gut		15	2		14	1
5 sehr gut	35	10	33	35	15	34
Gesamt	35	34	35	35	32	35
Mittelwert ± [SD]	5 ± 0	3,97 ± 0,87	4,94 ± 0,236	5 ± 0	4,38 ± 0,66	4,97 ± 0,169

Tabelle 32. M. piriformis, Untersucher 2

M. piriformis	sagittale T2	sagittale VIBE	sagittale T1	axiale T2	axiale VIBE	axiale T1
<i>Untersucher 3</i>	n	n	n	n	n	n
1 nicht erkennbar	1	1				
2 schlecht	2	12	6	1	1	7
3 hinreichend	6	20	22	6	24	18
4 gut	28	1	9	30	7	11
5 sehr gut						
Gesamt	37	34	37	37	32	36
Mittelwert ± [SD]	3,65 ± 0,716	2,62 ± 0,604	3,08 ± 0,64	3,78 ± 0,479	3,19 ± 0,471	3,11 ± 0,708

Tabelle 33. M. piriformis, Untersucher 3

4.1.12 Abgrenzbarkeit der Linea dentata

Da auf einer der axialen T1-TSE-Aufnahmen die Linea dentata nur teilweise angeschnitten war, herrscht eine Differenz von einem fehlenden Fall zwischen Untersucher 1 und 2 bzw. 3. Die Sequenzen haben bei allen Untersuchern eine hohe Streuweite an Werten (s. Tab. 34-36). Besonders niedrige Ergebnisse zeigte wieder die sagittale VIBE (insbesondere bei Untersucher 3). Für Untersucher 1 und 2 waren beide VIBE-Sequenzen den entsprechenden T2-Aufnahmen signifikant unterlegen, dagegen die T1-TSE und die T2-TSE für beide Schnittrichtungen nicht statistisch signifikant verschieden (s. Tab. 40 und 41). Bei Untersucher 3 stellte sich die Unterlegenheit der sagittalen VIBE und T1-TSE gegenüber der entsprechenden T2-TSE dar, während die axiale VIBE und T1-TSE keine signifikante Differenz zur T2-TSE zeigten.

Linea dentata	sagittale T2	sagittale VIBE	sagittale T1	axiale T2	axiale VIBE	axiale T1
<i>Untersucher 1</i>	n	n	n	n	n	n
1 nicht erkennbar	6	17	5	4	4	4
2 schlecht	8	8	7	3	9	1
3 hinreichend	3	6	7	6	9	10
4 gut	8	2	7	10	6	8
5 sehr gut	12	1	11	14	4	13
Gesamt	37	34	37	37	32	36
Mittelwert ± [SD]	3,32 ± 1,529	1,88 ± 1,094	3,32 ± 1,435	3,73 ± 1,347	2,91 ± 1,228	3,69 ± 1,305

Tabelle 34. Linea dentata, Untersucher 1

Linea dentata	sagittale T2	sagittale VIBE	sagittale T1	axiale T2	axiale VIBE	axiale T1
<i>Untersucher 2</i>	n	n	n	n	n	n
1 nicht erkennbar	1	1	1	1	1	1
2 schlecht		2				
3 hinreichend		17			2	
4 gut	4	13	5	2	22	5
5 sehr gut	32	1	31	34	7	31
Gesamt	37	34	37	37	32	37
Mittelwert ± [SD]	4,78 ± 0,712	3,32 ± 0,768	4,76 ± 0,723	4,84 ± 0,688	4,06 ± 0,759	4,76 ± 0,723

Tabelle 35. Linea dentata, Untersucher 2

Linea dentata	sagittale T2	sagittale VIBE	sagittale T1	axiale T2	axiale VIBE	axiale T1
<i>Untersucher 3</i>	n	n	n	n	n	n
1 nicht erkennbar	7	33	22	8	7	9
2 schlecht	11	1	9	13	14	11
3 hinreichend	16		6	12	11	15
4 gut	3			4		1
5 sehr gut						
Gesamt	37	34	37	37	32	36
Mittelwert ± [SD]	2,41 ± 0,896	1,03 ± 0,171	1,57 ± 0,756	2,32 ± 0,944	2,13 ± 0,751	2,22 ± 0,866

Tabelle 36. Linea dentata, Untersucher 3

4.1.13 Unterscheidung der rektalen Wandschichten

Die Beurteilung der Wandschichten des Rektums ähnelte in der Tendenz derjenigen der Linea dentata: Nur die VIBE-Aufnahmen (beide Schnittrichtungen) waren bei den Untersuchern 1 und 2 der T2-TSE signifikant unterlegen, während die axialen und sagittalen T1-TSE-Aufnahmen sich von den T2-TSE-Bildern nicht unterschieden (s. Tab. 40 und 41). Die T1-TSE erreichten bei beiden Sequenzen und beiden Untersuchern sogar höhere Werte als die T2-TSE (s. Tab. 37 und 38). Bei Untersucher 3 schnitten alle Sequenzen deutlich schlechter ab (s. Tab. 39). Hier waren die sagittalen kontrastmittelanreichernden Aufnahmen der T2-TSE signifikant unterlegen, und axialen Aufnahmen zeigten keine signifikanten Differenzen untereinander (s. Tab. 42)

Wandschichten	sagittale T2	sagittale VIBE	sagittale T1	axiale T2	axiale VIBE	axiale T1
Untersucher 1	n	n	n	n	n	n
1 nicht erkennbar	2	10	4		2	1
2 schlecht	16	17	10	9	12	10
3 hinreichend	13	6	7	16	12	8
4 gut	2		10	7	5	9
5 sehr gut	4	1	6	5	1	9
Gesamt	37	34	37	37	32	37
Mittelwert ± [SD]	2,73 ± 1,045	1,97 ± 0,87	3,11 ± 1,286	3,22 ± 0,976	2,72 ± 0,924	3,41 ± 1,212

Tabelle 37. Unterscheidung der Wandschichten, Untersucher 1

Wandschichten	sagittale T2	sagittale VIBE	sagittale T1	axiale T2	axiale VIBE	axiale T1
Untersucher 2	n	n	n	n	n	n
1 nicht erkennbar						
2 schlecht		7				
3 hinreichend	2	18		1	3	
4 gut	7	6	7	6	17	6
5 sehr gut	28	3	30	30	12	31
Gesamt	37	34	37	37	32	37
Mittelwert ± [SD]	4,7 ± 0,571	3,15 ± 0,857	4,81 ± 0,397	4,78 ± 0,479	4,28 ± 0,634	4,84 ± 0,374

Tabelle 38. Unterscheidung der Wandschichten, Untersucher 2

Wandschichten	sagittale T2	sagittale VIBE	sagittale T1	axiale T2	axiale VIBE	axiale T1
Untersucher 3	n	n	n	n	n	n
1 nicht erkennbar	5	28	11		1	2
2 schlecht	19	5	24	18	21	19
3 hinreichend	13	1	2	17	9	15
4 gut				2	1	1
5 sehr gut						
Gesamt	37	34	37	37	32	37
Mittelwert ± [SD]	2,22 ± 0,603	1,21 ± 0,479	1,76 ± 0,548	2,57 ± 0,603	2,31 ± 0,592	2,41 ± 0,644

Tabelle 39. Unterscheidung der Wandschichten, Untersucher 3

4.1.14 P-Werte für die Bewertungskriterien 4.1.1 - 4.1.13

Untersucher 1 Wilcoxon-Tests	p-Wert sagittale T2 - sagittale VIBE	p-Wert sagittale T2 - sagittale T1	p-Wert axiale T2 - axiale VIBE	p-Wert axiale T2 - axiale T1
Gesamteindruck	0,000	0,008	0,000	0,001
Artefakte	0,000	0,009	0,000	0,008
Blasenwand	0,000	0,000	0,000	0,000
Prostata/Cervix uteri	0,000	0,001	0,000	0,005
Mesorektalfaszie	0,000	0,000	0,000	0,002
Waldeyerfaszie	0,000	0,002	--	--
präsakrale Faszie	0,000	0,053	0,000	0,001
Os sacrum	0,000	0,096	0,000	0,000
M. obturator int.	--	--	0,000	0,000
Beckenmuskeln	0,000	0,000	0,000	0,000
M. piriformis	0,000	0,001	0,000	0,002
Linea dentata	0,000	1,000	0,000	0,960
Wandschichten	0,001	0,063	0,002	0,190

Tabelle 40. p-Werte, Untersucher 1

Untersucher 2 Wilcoxon-Tests	p-Wert sagittale T2 - sagittale VIBE	p-Wert sagittale T2 - sagittale T1	p-Wert axiale T2 - axiale VIBE	p-Wert axiale T2 - axiale T1
Gesamteindruck	0,000	0,035	0,000	0,317
Artefakte	0,000	0,008	0,000	0,052
Blasenwand	0,000	0,414	0,000	0,317
Prostata/Cervix uteri	0,000	0,257	0,000	0,564
Mesorektalfaszie	0,000	0,317	0,000	0,317
Waldeyerfaszie	0,000	0,480	--	--
präsakrale Faszie	0,000	0,317	0,000	0,317
Os sacrum	0,000	0,317	0,001	0,317
M. obturator int.	--	--	0,000	1,000
Beckenmuskeln	0,000	0,157	0,000	0,317
M. piriformis	0,000	0,157	0,000	0,317
Linea dentata	0,000	0,705	0,000	0,180
Wandschichten	0,000	0,271	0,000	0,527

Tabelle 41. p-Werte, Untersucher 2

Untersucher 3 Wilcoxon-Tests	p-Wert sagittale T2 - sagittale VIBE	p-Wert sagittale T2 - sagittale T1	p-Wert axiale T2 - axiale VIBE	p-Wert axiale T2 - axiale T1
Gesamteindruck	0,000	0,000	0,000	0,007
Artefakte	0,007	0,819	0,001	0,297
Blasenwand	0,000	0,000	0,000	0,000
Prostata/Cervix uteri	0,000	0,000	0,000	0,000
Mesorektalfaszie	0,000	0,000	0,000	0,000
Waldeyerfaszie	0,000	0,000	--	--
präsakrale Faszie	0,000	0,000	0,000	0,000
Os sacrum	0,000	0,000	0,000	0,000
M. obturator int.	--	--	0,000	0,000
Beckenmuskeln	0,000	0,000	0,000	0,001
M. piriformis	0,000	0,000	0,000	0,000
Linea dentata	0,000	0,000	0,338	0,660
Wandschichten	0,000	0,002	0,123	0,243

Tabelle 42. p-Werte, Untersucher 3

4.2 Tumorausbreitung

Bei der Beurteilung der Tumorausbreitung ist zu berücksichtigen, daß die sagittale VIBE eine Sonderrolle spielt, da die Aufnahmen früh in der arteriellen Kontrastmittelphase akquiriert wurden. Dieser Umstand muß bei der Interpretation der statistischen Vergleiche berücksichtigt werden. Daher sind die Ergebnisse der sagittalen VIBE hervorgehoben und werden unter Abschnitt 4.2.9 separat behandelt.

Die axiale VIBE hingegen wurde in der frühvenösen Phase (durchschnittlich 0,5 Min. nach Kontrastmittelgabe) und die beiden T1-TSE-Aufnahmen wurden darauffolgend im Mittel 2 Minuten nach Kontrastmittelgabe aufgenommen.

4.2.1 Tumorpenetration des Mesorektums

Histopathologisch bestätigt wurde das Tumorwachstum in das Mesorektum in 22 Fällen (s. Tab. 43-45). Bei der Beurteilung lag ein deutliches Overstaging vor (s. Tab. 46): Die Spezifitäten befanden sich in der 1. Befundung fast durchgehend unter 50%. In der zweiten Befundung stiegen die Spezifitäten bei Untersucher 1 und 3 meist leicht, bei Untersucher 2 deutlich an. Die Sensitivitäten der Untersucher 1 und 3 lagen dagegen zwischen rund 70 und 95% (Untersucher 2 durchgehend 100%). Die Genauigkeiten lagen im mittleren Bereich und erhöhten sich in der zweiten Befundung. Entsprechend wiesen die Flächen unter der Kurve in der ersten Befundung eine geringe bis moderate Genauigkeit aus, während sie sich in der zweiten Befundung auf eine moderate bis hohe Genauigkeit erhöhten. Statistisch signifikante Differenzen zwischen den Sequenzen kamen bei der ROC nicht vor. Auch der McNemar-Test wies keine statistisch signifikanten Differenzen zwischen den Sequenzen auf. Insbesondere die axiale VIBE schnitt nicht schlechter als die T1-TSE gegenüber der axialen T2-TSE ab (s. Tab. 85-90).

Untersucher 1 Penetration Mesorektum 1. Befundung	sag. T2			sag. VIBE			sag. T1		
	Tumor kein Tumor	unklar	Tumor	Tumor kein Tumor	unklar	Tumor	Tumor kein Tumor	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	4	2	9	4	8	3	4	2	9
Tumor (Histologie)	2	1	19	1	6	12	2	1	19
Untersucher 1 Penetration Mesorektum 2. Befundung	ax. T2			ax. VIBE			ax. T1		
	Tumor kein Tumor	unklar	Tumor	Tumor kein Tumor	unklar	Tumor	Tumor kein Tumor	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	4	1	10	6	1	7	4	0	11
Tumor (Histologie)	2	0	20	1	1	16	1	0	21
Untersucher 1 Penetration Mesorektum 2. Befundung	sag. T2			sag. VIBE			sag. T1		
	Tumor kein Tumor	unklar	Tumor	Tumor kein Tumor	unklar	Tumor	Tumor kein Tumor	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	9	2	4	7	6	2	8	2	5
Tumor (Histologie)	6	3	13	3	6	10	3	4	15
Untersucher 1 Penetration Mesorektum 2. Befundung	ax. T2			ax. VIBE			ax. T1		
	Tumor kein Tumor	unklar	Tumor	Tumor kein Tumor	unklar	Tumor	Tumor kein Tumor	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	7	1	7	5	3	6	6	1	8
Tumor (Histologie)	5	1	16	3	1	14	2	2	18

Tabelle 43. Tumorpenetration des Mesorektums, Kreuztabelle Untersucher 1

Untersucher 2 Penetration Mesorektum 1. Befundung	sag. T2			sag. VIBE			sag. T1		
	Tumor kein	unklar	Tumor	Tumor kein	unklar	Tumor	Tumor kein	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	7	0	8	2	11	2	7	0	8
Tumor (Histologie)	0	2	20	0	5	14	0	1	21
	ax. T2			ax. VIBE			ax. T1		
	Tumor kein	unklar	Tumor	Tumor kein	unklar	Tumor	Tumor kein	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	7	0	8	6	0	8	7	0	8
Tumor (Histologie)	0	0	22	0	0	18	0	0	22
Untersucher 2 Penetration Mesorektum 2. Befundung	sag. T2			sag. VIBE			sag. T1		
	Tumor kein	unklar	Tumor	Tumor kein	unklar	Tumor	Tumor kein	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	11	0	4	11	2	2	11	0	4
Tumor (Histologie)	0	1	21	0	2	17	0	1	21
	ax. T2			ax. VIBE			ax. T1		
	Tumor kein	unklar	Tumor	Tumor kein	unklar	Tumor	Tumor kein	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	11	0	4	11	0	3	11	0	4
Tumor (Histologie)	0	0	22	0	1	17	0	0	22

Tabelle 44. Tumorpenetration des Mesorektums, Kreuztabelle Untersucher 2

Untersucher 3 Penetration Mesorektum 1. Befundung	sag. T2			sag. VIBE			sag. T1		
	Tumor kein	unklar	Tumor	Tumor kein	unklar	Tumor	Tumor kein	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	7	7	1	2	13	0	5	6	4
Tumor (Histologie)	7	5	10	1	15	3	3	7	12
	ax. T2			ax. VIBE			ax. T1		
	Tumor kein	unklar	Tumor	Tumor kein	unklar	Tumor	Tumor kein	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	8	3	4	3	4	7	4	4	7
Tumor (Histologie)	7	2	13	1	6	11	2	2	18
Untersucher 3 Penetration Mesorektum 2. Befundung	sag. T2			sag. VIBE			sag. T1		
	Tumor kein	unklar	Tumor	Tumor kein	unklar	Tumor	Tumor kein	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	8	1	6	2	11	2	8	1	6
Tumor (Histologie)	7	2	13	0	11	8	5	2	15
	ax. T2			ax. VIBE			ax. T1		
	Tumor kein	unklar	Tumor	Tumor kein	unklar	Tumor	Tumor kein	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	8	0	7	7	1	6	10	1	4
Tumor (Histologie)	4	1	17	4	0	14	6	0	16

Tabelle 45. Tumorpenetration des Mesorektums, Kreuztabelle Untersucher 2

		Tumorpenetration des Mesorektums							
		1. Befundung	AUC	Standardfehler	KI Untergrenze	KI Obergrenze	Genauigkeit	Sensitivität	Spezifität
Befunder 1	T2 sagittal	0,621	0,099	0,426	0,816	0,676	0,895	0,267	
	VIBE sag.	0,744	0,087	0,574	0,914	0,647	0,947	0,267	
	T1 sagittal	0,621	0,099	0,426	0,816	0,649	0,895	0,267	
	T2 axial	0,619	0,103	0,417	0,821	0,649	0,889	0,286	
	VIBE axial	0,704	0,098	0,513	0,896	0,719	0,944	0,429	
	T1 axial	0,615	0,104	0,412	0,818	0,676	0,944	0,286	
Befunder 2	T2 sagittal	0,719	0,094	0,535	0,904	0,784	1,000	0,467	
	VIBE sag.	0,819	0,075	0,671	0,967	0,618	1,000	0,133	
	T1 sagittal	0,733	0,093	0,552	0,915	0,784	1,000	0,467	
	T2 axial	0,714	0,098	0,523	0,906	0,784	1,000	0,429	
	VIBE axial	0,714	0,098	0,523	0,906	0,75	1,000	0,429	
	T1 axial	0,714	0,098	0,523	0,906	0,784	1,000	0,786	
Befunder 3	T2 sagittal	0,679	0,093	0,497	0,861	0,595	0,684	0,467	
	VIBE sag.	0,609	0,097	0,419	0,799	0,588	0,947	0,133	
	T1 sagittal	0,633	0,097	0,443	0,824	0,649	0,842	0,333	
	T2 axial	0,641	0,100	0,446	0,836	0,622	0,667	0,500	
	VIBE axial	0,583	0,104	0,379	0,788	0,625	0,944	0,214	
	T1 axial	0,635	0,102	0,436	0,834	0,649	0,889	0,214	
		2. Befundung	AUC	Standardfehler	KI Untergrenze	KI Obergrenze	Genauigkeit	Sensitivität	Spezifität
Befunder 1	T2 sagittal	0,716	0,091	0,537	0,895	0,676	0,789	0,600	
	VIBE sag.	0,739	0,087	0,569	0,909	0,676	0,842	0,467	
	T1 sagittal	0,719	0,092	0,540	0,899	0,73	0,842	0,533	
	T2 axial	0,645	0,101	0,446	0,843	0,757	0,833	0,429	
	VIBE axial	0,667	0,099	0,472	0,861	0,625	0,833	0,357	
	T1 axial	0,655	0,101	0,457	0,853	0,703	0,889	0,357	
Befunder 2	T2 sagittal	0,867	0,072	0,725	1,008	0,892	1,000	0,733	
	VIBE sag.	0,919	0,056	0,809	1,030	0,882	1,000	0,733	
	T1 sagittal	0,867	0,072	0,725	1,008	0,892	1,000	0,733	
	T2 axial	0,857	0,077	0,707	1,007	0,892	1,000	0,714	
	VIBE axial	0,887	0,070	0,750	1,023	0,875	1,000	0,786	
	T1 axial	0,857	0,077	0,707	1,007	0,892	1,000	0,714	
Befunder 3	T2 sagittal	0,663	0,097	0,474	0,852	0,622	0,789	0,533	
	VIBE sag.	0,682	0,092	0,502	0,863	0,618	1,000	0,133	
	T1 sagittal	0,719	0,093	0,537	0,901	0,676	0,895	0,533	
	T2 axial	0,681	0,100	0,485	0,876	0,703	0,889	0,500	
	VIBE axial	0,667	0,099	0,472	0,861	0,656	0,778	0,500	
	T1 axial	0,738	0,092	0,558	0,919	0,703	0,778	0,643	

Tabelle 46. Tumorpenetration des Mesorektums, ROC-Analyse

4.2.2 Infiltration der mesorektalen Faszie

Eine Tumorinfiltration des Fasziensapparates lag in 3 Fällen vor, die alle Untersucher in allen Sequenzen und beiden Befundungsdurchläufen erkannten (s. Tab. 48-50).

Untersucher 1 hatte hierbei viele falsch positive Ergebnisse in der ersten Befundung, folglich niedrige Spezifitäten. Untersucher 3 bewertete bei den kontrastmittelverstärkten Sequenzen viele Fälle als unklar, was aufgrund des gewählten Trennwerts ebenfalls zu einer niedrigen Spezifität führte. In der zweiten Befundung erhöhten sich die Spezifitäten und Genauigkeiten bei allen Untersuchern; besonders hohe Werte erzielten die T1- und T2-TSE. Insgesamt hatten die Sequenzen eine hohe Genauigkeit bei

Untersucher 1 und 2 in der ersten und bei allen Befundern in der zweiten Befundung. Zwischen den Sequenzen existierten in der ROC (s. Tab. 47) keine signifikanten Differenzen, ebenfalls nicht im McNemar-Test mit Ausnahme der axialen T1-TSE in der ersten Befundung von Untersucher 3 (s. Tab. 85-90): Bei dieser wurden signifikant mehr Fälle als unklar bewertet.

Tumorinfiltration der Mesorektalfaszie		1.							
		Befundung	AUC	Standardfehler	KI Untergrenze	KI Obergrenze	Genauigkeit	Sensitivität	Spezifität
Befunder 1	T2 sagittal	0,823	0,083	0,661	0,984	0,514	1,000	0,516	
	VIBE sag.	0,968	0,030	0,909	1,026	0,441	1,000	0,387	
	T1 sagittal	0,839	0,077	0,687	0,991	0,541	1,000	1,548	
	T2 axial	0,828	0,082	0,666	0,989	0,541	1,000	0,586	
	VIBE axial	0,897	0,060	0,780	1,013	0,656	1,000	0,621	
	T1 axial	0,810	0,088	0,638	0,982	0,541	1,000	0,586	
Befunder 2	T2 sagittal	0,968	0,030	0,909	1,026	0,946	1,000	0,935	
	VIBE sag.	0,925	0,067	0,794	1,055	0,647	1,000	0,645	
	T1 sagittal	0,968	0,030	0,909	1,026	0,946	1,000	0,935	
	T2 axial	0,966	0,032	0,903	1,028	0,946	1,000	0,931	
	VIBE axial	0,966	0,032	0,903	1,028	0,938	1,000	0,931	
	T1 axial	0,966	0,032	0,903	1,028	0,946	1,000	0,931	
Befunder 3	T2 sagittal	0,849	0,081	0,690	1,009	0,676	1,000	0,645	
	VIBE sag.	0,548	0,146	0,262	0,835	0,235	1,000	0,161	
	T1 sagittal	0,769	0,113	0,547	0,991	0,486	1,000	0,452	
	T2 axial	0,879	0,070	0,742	1,016	0,703	1,000	0,69	
	VIBE axial	0,747	0,125	0,503	0,991	0,375	1,000	0,31	
	T1 axial	0,707	0,124	0,463	0,951	0,432	1,000	0,379	
		2.							
		Befundung	AUC	Standardfehler	KI Untergrenze	KI Obergrenze	Genauigkeit	Sensitivität	Spezifität
Befunder 1	T2 sagittal	0,952	0,037	0,879	1,025	0,892	1,000	0,903	
	VIBE sag.	0,909	0,069	0,774	1,043	0,676	1,000	0,645	
	T1 sagittal	0,925	0,048	0,830	1,020	0,811	1,000	0,839	
	T2 axial	0,931	0,047	0,839	1,023	0,865	1,000	0,862	
	VIBE axial	0,897	0,060	0,780	1,013	0,813	1,000	0,793	
	T1 axial	0,833	0,078	0,681	0,986	0,73	1,000	0,724	
Befunder 2	T2 sagittal	0,968	0,030	0,909	1,026	0,946	1,000	0,935	
	VIBE sag.	0,984	0,021	0,944	1,024	0,853	1,000	0,839	
	T1 sagittal	0,984	0,021	0,944	1,024	0,973	1,000	0,968	
	T2 axial	0,983	0,022	0,940	1,026	0,973	1,000	0,966	
	VIBE axial	0,983	0,022	0,940	1,026	0,938	1,000	0,931	
	T1 axial	0,983	0,022	0,940	1,026	0,973	1,000	0,966	
Befunder 3	T2 sagittal	0,769	0,174	0,428	1,109	0,811	0,667	0,806	
	VIBE sag.	0,699	0,159	0,388	1,010	0,265	1,000	0,194	
	T1 sagittal	0,876	0,063	0,752	1,000	0,811	1,000	0,774	
	T2 axial	0,862	0,071	0,722	1,002	0,784	1,000	0,724	
	VIBE axial	0,874	0,067	0,742	1,005	0,719	1,000	0,759	
	T1 axial	0,897	0,060	0,780	1,013	0,838	1,000	0,793	

Tabelle 47. Tumorinfiltration der mesorektalen Faszie, ROC-Analyse

	sag. T2			sag. VIBE			sag. T1		
	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor
Untersucher 1 Infiltration Mesorektalfaszie 1. Befundung									
kein Tumor (Histologie)	16	4	14	12	17	2	17	4	13
Tumor (Histologie)	0	0	3	0	0	3	0	0	3
	ax. T2			ax. VIBE			ax. T1		
	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	17	2	15	18	5	6	17	1	16
Tumor (Histologie)	0	0	3	0	0	3	0	0	3
	sag. T2			sag. VIBE			sag. T1		
Untersucher 1 Infiltration Mesorektalfaszie 2. Befundung									
kein Tumor (Histologie)	30	0	4	20	9	2	28	2	4
Tumor (Histologie)	0	0	3	0	1	2	0	1	2
	ax. T2			ax. VIBE			ax. T1		
	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	29	0	5	23	2	4	24	1	9
Tumor (Histologie)	0	0	3	0	1	2	0	1	2

Tabelle 48. Infiltration der mesorektalen Faszie, Kreuztabelle Untersucher 1

	sag. T2			sag. VIBE			sag. T1		
	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor
Untersucher 2 Infiltration Mesorektalfaszie 1. Befundung									
kein Tumor (Histologie)	32	0	2	20	10	1	32	0	2
Tumor (Histologie)	0	0	3	0	1	2	0	0	3
	ax. T2			ax. VIBE			ax. T1		
	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	32	0	2	27	0	2	32	0	2
Tumor (Histologie)	0	0	3	0	0	3	0	0	3
	sag. T2			sag. VIBE			sag. T1		
Untersucher 2 Infiltration Mesorektalfaszie 2. Befundung									
kein Tumor (Histologie)	32	0	2	26	4	1	33	0	1
Tumor (Histologie)	0	0	3	0	0	3	0	0	3
	ax. T2			ax. VIBE			ax. T1		
	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	33	0	1	27	1	1	33	0	1
Tumor (Histologie)	0	0	3	0	0	3	0	0	3

Tabelle 49. Infiltration der mesorektalen Faszie, Kreuztabelle Untersucher 2

Untersucher 3 Infiltration Mesorektalfaszie 1. Befundung	sag. T2			sag. VIBE			sag. T1		
	Tumor kein Tumor	unklar	Tumor	Tumor kein Tumor	unklar	Tumor	Tumor kein Tumor	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	22	10	2	5	24	2	15	15	4
Tumor (Histologie)	0	2	1	0	3	0	0	2	1
	ax. T2			ax. VIBE			ax. T1		
	Tumor kein Tumor	unklar	Tumor	Tumor kein Tumor	unklar	Tumor	Tumor kein Tumor	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	23	7	4	9	12	8	13	15	6
Tumor (Histologie)	0	1	2	0	1	2	0	2	1
Untersucher 3 Infiltration Mesorektalfaszie 2. Befundung	sag. T2			sag. VIBE			sag. T1		
	Tumor kein Tumor	unklar	Tumor	Tumor kein Tumor	unklar	Tumor	Tumor kein Tumor	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	28	3	3	6	23	2	27	4	3
Tumor (Histologie)	1	0	2	0	2	1	0	2	1
	ax. T2			ax. VIBE			ax. T1		
	Tumor kein Tumor	unklar	Tumor	Tumor kein Tumor	unklar	Tumor	Tumor kein Tumor	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	26	0	8	22	2	5	28	2	4
Tumor (Histologie)	0	0	3	0	1	2	0	1	2

Tabelle 50. Infiltration der mesorektalen Faszie, Kreuztabelle Untersucher 3

4.2.3 Infiltration der Harnblase

In zwei vorliegenden Fällen wurde in der Pathologie eine Harnblaseninfiltration nachgewiesen, die in der ersten Befundung auch von allen drei Untersuchern in allen Modalitäten festgestellt wurde (s. Tab. 51-53).

Untersucher 1 Infiltration Harnblase 1. Befundung	sag. T2			sag. VIBE			sag. T1		
	Tumor kein Tumor	unklar	Tumor	Tumor kein Tumor	unklar	Tumor	Tumor kein Tumor	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	35	0	0	30	1	1	31	1	3
Tumor (Histologie)	0	1	1	0	1	1	0	1	1
	ax. T2			ax. VIBE			ax. T1		
	Tumor kein Tumor	unklar	Tumor	Tumor kein Tumor	unklar	Tumor	Tumor kein Tumor	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	35	0	0	28	0	2	30	3	2
Tumor (Histologie)	0	1	1	0	1	1	0	1	1
Untersucher 1 Infiltration Harnblase 2. Befundung	sag. T2			sag. VIBE			sag. T1		
	Tumor kein Tumor	unklar	Tumor	Tumor kein Tumor	unklar	Tumor	Tumor kein Tumor	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	35	0	0	31	1	0	33	1	1
Tumor (Histologie)	1	0	1	1	0	1	1	0	1
	ax. T2			ax. VIBE			ax. T1		
	Tumor kein Tumor	unklar	Tumor	Tumor kein Tumor	unklar	Tumor	Tumor kein Tumor	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	35	0	0	30	0	0	35	0	0
Tumor (Histologie)	1	0	1	1	0	1	1	0	1

Tabelle 51. Infiltration der Harnblase, Kreuztabelle Untersucher 1

	sag. T2			sag. VIBE			sag. T1		
	Tumor kein	unklar	Tumor	Tumor kein	unklar	Tumor	Tumor kein	unklar	Tumor
Untersucher 2 Infiltration Harnblase 1. Befundung									
kein Tumor (Histologie)	35	0	0	29	2	1	35	0	0
Tumor (Histologie)	0	0	2	0	0	2	0	0	2
	ax. T2			ax. VIBE			ax. T1		
	Tumor kein	unklar	Tumor	Tumor kein	unklar	Tumor	Tumor kein	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	35	0	0	29	0	1	35	0	0
Tumor (Histologie)	0	0	2	0	0	2	0	0	2
	sag. T2			sag. VIBE			sag. T1		
	Tumor kein	unklar	Tumor	Tumor kein	unklar	Tumor	Tumor kein	unklar	Tumor
Untersucher 2 Infiltration Harnblase 2. Befundung									
kein Tumor (Histologie)	35	0	0	32	0	0	35	0	0
Tumor (Histologie)	0	0	2	0	0	2	0	0	2
	ax. T2			ax. VIBE			ax. T1		
	Tumor kein	unklar	Tumor	Tumor kein	unklar	Tumor	Tumor kein	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	35	0	0	30	0	0	35	0	0
Tumor (Histologie)	0	0	2	0	0	2	0	0	2

Tabelle 52. Infiltration der Harnblase, Kreuztabelle Untersucher 2

	sag. T2			sag. VIBE			sag. T1		
	Tumor kein	unklar	Tumor	Tumor kein	unklar	Tumor	Tumor kein	unklar	Tumor
Untersucher 3 Infiltration Harnblase 1. Befundung									
kein Tumor (Histologie)	32	2	1	22	10	0	34	1	0
Tumor (Histologie)	0	1	1	0	1	1	0	1	1
	ax. T2			ax. VIBE			ax. T1		
	Tumor kein	unklar	Tumor	Tumor kein	unklar	Tumor	Tumor kein	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	32	3	0	29	0	1	34	1	0
Tumor (Histologie)	0	1	1	0	1	1	0	1	1
	sag. T2			sag. VIBE			sag. T1		
	Tumor kein	unklar	Tumor	Tumor kein	unklar	Tumor	Tumor kein	unklar	Tumor
Untersucher 3 Infiltration Harnblase 2. Befundung									
kein Tumor (Histologie)	35	0	0	26	6	0	35	0	0
Tumor (Histologie)	1	0	1	0	1	1	1	0	1
	ax. T2			ax. VIBE			ax. T1		
	Tumor kein	unklar	Tumor	Tumor kein	unklar	Tumor	Tumor kein	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	35	0	0	30	0	0	35	0	0
Tumor (Histologie)	1	0	1	1	0	1	1	0	1

Tabelle 53. Infiltration der Harnblase, Kreuztabelle Untersucher 3

Es lagen auch die Spezifitäten zwischen 90% und 100% (s. Tab. 54). In der zweiten Befundung wurde eine der Harnblaseninfiltration von den Untersuchern 1 und 3 nicht

detektiert, so daß die Sensitivität für die Sequenzen 50% war. Statistische Signifikanzen ergaben sich erwartungsgemäß weder in der ROC noch im McNemar-Test (s. Tab 85-90).

		Tumorinfiltration der Harnblase							
		1. Befundung	AUC	Standardfehler	KI Untergrenze	KI Obergrenze	Genauigkeit	Sensitivität	Spezifität
Befunder 1	T2 sagittal	1,000	0,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	
	VIBE sag.	0,969	0,031	0,909	1,029	0,912	1,000	0,937	
	T1 sagittal	0,922	0,051	0,822	1,022	0,892	1,000	0,875	
	T2 axial	1,000	0,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	
	VIBE axial	0,950	0,040	0,871	1,029	0,938	1,000	0,937	
	T1 axial	0,933	0,049	0,837	1,030	0,865	1,000	0,867	
Befunder 2	T2 sagittal	1,000	0,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	
	VIBE sag.	0,984	0,021	0,943	1,025	0,912	1,000	0,906	
	T1 sagittal	1,000	0,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	
	T2 axial	1,000	0,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	
	VIBE axial	0,983	0,022	0,940	1,027	0,969	1,000	0,967	
	T1 axial	1,000	0,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	
Befunder 3	T2 sagittal	0,961	0,036	0,890	1,031	0,919	1,000	0,906	
	VIBE sag.	0,922	0,080	0,766	1,078	0,706	1,000	0,687	
	T1 sagittal	0,992	0,014	0,964	1,021	0,973	1,000	0,969	
	T2 axial	0,975	0,032	0,912	1,038	0,919	1,000	0,9	
	VIBE axial	0,975	0,028	0,920	1,030	0,941	1,000	0,967	
	T1 axial	0,992	0,015	0,961	1,022	0,973	1,000	0,967	
		2. Befundung	AUC	Standardfehler	KI Untergrenze	KI Obergrenze	Genauigkeit	Sensitivität	Spezifität
Befunder 1	T2 sagittal	0,750	0,232	0,296	1,204	0,973	0,500	1,000	
	VIBE sag.	0,742	0,233	0,285	1,200	0,941	0,500	0,969	
	T1 sagittal	0,727	0,231	0,273	1,180	0,92	0,500	0,937	
	T2 axial	0,750	0,232	0,295	1,205	0,973	0,500	1,000	
	VIBE axial	0,750	0,232	0,295	1,205	0,969	0,500	1,000	
	T1 axial	0,750	0,232	0,295	1,205	0,973	0,500	1,000	
Befunder 2	T2 sagittal	1,000	0,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	
	VIBE sag.	1,000	0,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	
	T1 sagittal	1,000	0,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	
	T2 axial	1,000	0,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	
	VIBE axial	1,000	0,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	
	T1 axial	1,000	0,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	
Befunder 3	T2 sagittal	0,750	0,232	0,296	1,204	0,973	0,500	1,000	
	VIBE sag.	0,953	0,052	0,852	1,055	0,824	1,000	0,812	
	T1 sagittal	0,750	0,232	0,296	1,204	0,973	0,500	1,000	
	T2 axial	0,750	0,232	0,295	1,205	0,973	0,500	1,000	
	VIBE axial	0,750	0,232	0,295	1,205	0,969	0,500	1,000	
	T1 axial	0,750	0,232	0,295	1,205	0,973	0,500	1,000	

Tabelle 54. Infiltration der Harnblase, ROC-Analyse

4.2.4 Infiltration der Prostata/Samenbläschen bzw. posteriore Vaginalwand/Cervix uteri

In der vorliegenden Studie gab es einen Patienten mit Prostatainfiltration und eine Patientin mit Infiltration der Vagina. Während in der ersten Befundung alle Untersucher die Läsionen erkannten (teilweise jedoch auf Kosten der Spezifität, s. Tab. 56-58), wurden in der zweiten Befundung nur einer oder sogar keiner der Befunde festgestellt. Die Spezifität stieg dementsprechend (s. Tab. 55). Signifikant unterschieden sich die

Sequenzen nicht voneinander (s. Tab. 85-90), allerdings lagen die axiale VIBE und T2-TSE bei Untersucher 3 in der zweiten Befundung unter AUC = 0,5.

		Infiltration der Prostata/ Zervix							
		1. Befundung	AUC	Standardfehler	KI Untergrenze	KI Obergrenze	Genauigkeit	Sensitivität	Spezifität
Befunder 1	T2 sagittal	0,922	0,053	0,818	1,026	0,623	1,000	0,656	
	VIBE sag.	0,719	0,114	0,496	0,941	0,529	1,000	0,500	
	T1 sagittal	0,875	0,073	0,732	1,018	0,649	1,000	0,656	
	T2 axial	0,933	0,049	0,837	1,030	0,622	1,000	0,700	
	VIBE axial	0,933	0,049	0,837	1,030	0,75	1,000	0,733	
	T1 axial	0,883	0,071	0,745	1,022	0,649	1,000	0,700	
Befunder 2	T2 sagittal	0,969	0,031	0,909	1,029	0,946	1,000	0,937	
	VIBE sag.	0,914	0,073	0,770	1,058	0,706	1,000	0,719	
	T1 sagittal	0,984	0,021	0,943	1,025	0,973	1,000	0,969	
	T2 axial	0,983	0,022	0,940	1,027	0,973	1,000	0,967	
	VIBE axial	0,983	0,022	0,940	1,027	0,938	1,000	0,933	
	T1 axial	0,983	0,022	0,940	1,027	0,973	1,000	0,967	
Befunder 3	T2 sagittal	0,938	0,046	0,847	1,028	0,892	1,000	0,875	
	VIBE sag.	0,734	0,127	0,486	0,983	0,5	1,000	0,469	
	T1 sagittal	0,891	0,056	0,781	1,001	0,838	1,000	0,844	
	T2 axial	0,942	0,051	0,842	1,041	0,865	1,000	0,833	
	VIBE axial	0,908	0,066	0,778	1,039	0,781	1,000	0,767	
	T1 axial	0,917	0,071	0,777	1,056	0,73	1,000	0,733	
		2. Befundung	AUC	Standardfehler	KI Untergrenze	KI Obergrenze	Genauigkeit	Sensitivität	Spezifität
Befunder 1	T2 sagittal	0,984	0,021	0,943	1,025	0,973	1,000	0,969	
	VIBE sag.	0,844	0,077	0,692	0,995	0,706	1,000	0,719	
	T1 sagittal	0,977	0,026	0,925	1,028	0,973	1,000	0,969	
	T2 axial	0,967	0,033	0,903	1,031	0,946	1,000	0,933	
	VIBE axial	0,725	0,232	0,271	1,179	0,91	0,500	0,933	
	T1 axial	0,733	0,230	0,283	1,184	0,946	0,500	0,967	
Befunder 2	T2 sagittal	1,000	0,000	1,000	1,000	0,946	1,000	1,000	
	VIBE sag.	1,000	0,000	1,000	1,000	0,971	1,000	0,969	
	T1 sagittal	1,000	0,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	
	T2 axial	1,000	0,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	
	VIBE axial	1,000	0,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	
	T1 axial	1,000	0,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	
Befunder 3	T2 sagittal	0,469	0,202	0,073	0,865	0,892	0,000	0,937	
	VIBE sag.	0,781	0,109	0,567	0,995	0,588	1,000	0,562	
	T1 sagittal	0,953	0,039	0,877	1,029	0,919	1,000	0,906	
	T2 axial	0,483	0,208	0,076	0,891	0,919	0,000	0,967	
	VIBE axial	0,450	0,196	0,066	0,834	0,844	0,000	0,9	
	T1 axial	0,983	0,024	0,936	1,031	0,946	1,000	0,933	

Tabelle 55. Infiltration Prostata/Samenbläschen bzw. Cervix uteri/posteriore Vagina, ROC-Analyse

Untersucher 1 Infiltration Prostata/Cervix 1. Befundung	sag. T2			sag. VIBE			sag. T1		
	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	21	6	8	16	14	2	22	3	10
Tumor (Histologie)	0	0	2	0	2	0	0	0	2
	ax. T2			ax. VIBE			ax. T1		
	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	21	5	9	22	4	4	22	2	11
Tumor (Histologie)	0	0	2	0	0	2	0	0	2
Untersucher 1 Infiltration Prostata/Cervix 2. Befundung	sag. T2			sag. VIBE			sag. T1		
	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	34	0	1	23	8	1	34	0	1
Tumor (Histologie)	0	0	2	0	2	0	0	1	1
	ax. T2			ax. VIBE			ax. T1		
	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	33	0	2	28	1	1	34	0	1
Tumor (Histologie)	0	0	2	1	0	1	1	0	1

Tabelle 56. Infiltration der Prostata/Cervix uteri, Kreuztabelle Untersucher 1

Untersucher 2 Infiltration Prostata/Cervix 1. Befundung	sag. T2			sag. VIBE			sag. T1		
	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	33	0	2	23	8	1	34	0	1
Tumor (Histologie)	0	0	2	0	1	1	0	0	2
	ax. T2			ax. VIBE			ax. T1		
	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	34	0	1	28	1	1	34	0	1
Tumor (Histologie)	0	0	2	0	0	2	0	0	2
Untersucher 2 Infiltration Prostata/Cervix 2. Befundung	sag. T2			sag. VIBE			sag. T1		
	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	34	0	1	31	1	0	35	0	0
Tumor (Histologie)	1	0	1	0	0	2	0	0	2
	ax. T2			ax. VIBE			ax. T1		
	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	35	0	0	30	0	0	35	0	0
Tumor (Histologie)	0	0	2	0	0	2	0	0	2

Tabelle 57. Infiltration der Prostata/Cervix uteri, Kreuztabelle Untersucher 2

Untersucher 3 Infiltration Prostata/Cervix 1. Befundung	sag. T2			sag. VIBE			sag. T1		
	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	31	4	0	15	17	0	29	4	2
Tumor (Histologie)	0	2	0	0	2	0	0	2	0
	ax. T2			ax. VIBE			ax. T1		
	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	30	4	1	23	5	2	25	9	1
Tumor (Histologie)	0	1	1	0	1	1	0	1	1
Untersucher 3 Infiltration Prostata/Cervix 2. Befundung	sag. T2			sag. VIBE			sag. T1		
	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	33	1	1	18	14	0	32	3	0
Tumor (Histologie)	2	0	0	0	2	0	0	2	0
	ax. T2			ax. VIBE			ax. T1		
	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	34	1	0	27	3	0	33	2	0
Tumor (Histologie)	2	0	0	2	0	0	0	1	1

Tabelle 58. Infiltration der Prostata/Cervix uteri, Kreuztabelle Untersucher 3

4.2.5 Infiltration des Os sacrum

Das Os sacrum war in keinem Fall durch den Tumor infiltriert. Unklare bzw. klare falsch positive Fälle kamen vorwiegend bei den kontrastmittelgestützten Sequenzen vor, ohne daß dies statistisch auffällig geworden wäre (s. Tab. 59-63 und 85-90).

	Infiltration Os sacrum	Genauigkeit	
		1. Befundung	2. Befundung
Befunder 1	T2 sagittal	1	1
	VIBE sag.	0,941	1
	T1 sagittal	1	1
	T2 axial	1	1
	VIBE axial	0,969	1
	T1 axial	1	1
Befunder 2	T2 sagittal	0,946	1
	VIBE sag.	0,971	1
	T1 sagittal	0,973	1
	T2 axial	0,973	1
	VIBE axial	0,969	1
	T1 axial	0,973	1
Befunder 3	T2 sagittal	0,973	1
	VIBE sag.	0,971	0,941
	T1 sagittal	1	1
	T2 axial	1	1
	VIBE axial	1	1
	T1 axial	0,946	1

Tabelle 59. Infiltration des Os sacrum, Genauigkeit

	sag. T2			sag. VIBE			sag. T1		
	Tumor kein Tumor	unklar	Tumor	Tumor kein Tumor	unklar	Tumor	Tumor kein Tumor	unklar	Tumor
Untersucher 1 Infiltration Os sacrum 1. Befundung									
kein Tumor (Histologie)	37	0	0	32	1	1	37	0	0
	ax. T2			ax. VIBE			ax. T1		
	Tumor kein Tumor	unklar	Tumor	Tumor kein Tumor	unklar	Tumor	Tumor kein Tumor	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	37	0	0	31	1	0	37	0	0
	sag. T2			sag. VIBE			sag. T1		
Untersucher 1 Infiltration Os sacrum 2. Befundung									
kein Tumor (Histologie)	37	0	0	34	0	0	37	0	0
	ax. T2			ax. VIBE			ax. T1		
	Tumor kein Tumor	unklar	Tumor	Tumor kein Tumor	unklar	Tumor	Tumor kein Tumor	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	37	0	0	32	0	0	37	0	0

Tabelle 60. Infiltration des Os sacrum, Kreuztabelle Untersucher 1

	sag. T2			sag. VIBE			sag. T1		
	Tumor kein Tumor	unklar	Tumor	Tumor kein Tumor	unklar	Tumor	Tumor kein Tumor	unklar	Tumor
Untersucher 2 Infiltration Os sacrum 1. Befundung									
kein Tumor (Histologie)	35	1	1	33	1	0	36	1	0
	ax. T2			ax. VIBE			ax. T1		
	Tumor kein Tumor	unklar	Tumor	Tumor kein Tumor	unklar	Tumor	Tumor kein Tumor	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	36	1	0	31	1	0	36	1	0
	sag. T2			sag. VIBE			sag. T1		
Untersucher 2 Infiltration Os sacrum 2. Befundung									
kein Tumor (Histologie)	37	0	0	33	1	0	37	0	0
	ax. T2			ax. VIBE			ax. T1		
	Tumor kein Tumor	unklar	Tumor	Tumor kein Tumor	unklar	Tumor	Tumor kein Tumor	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	37	0	0	32	0	0	37	0	0

Tabelle 61. Infiltration des Os sacrum, Kreuztabelle Untersucher 2

Untersucher 3 Infiltration Os sacrum 1. Befundung	sag. T2			sag. VIBE			sag. T1		
	Tumor kein	unklar	Tumor	Tumor kein	unklar	Tumor	Tumor kein	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	36	0	1	33	0	1	37	0	0
	ax. T2			ax. VIBE			ax. T1		
	Tumor kein	unklar	Tumor	Tumor kein	unklar	Tumor	Tumor kein	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	37	0	0	32	0	0	35	2	0
Untersucher 3 Infiltration Os sacrum 2. Befundung	sag. T2			sag. VIBE			sag. T1		
	Tumor kein	unklar	Tumor	Tumor kein	unklar	Tumor	Tumor kein	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	37	0	0	32	2	0	37	0	0
	ax. T2			ax. VIBE			ax. T1		
	Tumor kein	unklar	Tumor	Tumor kein	unklar	Tumor	Tumor kein	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	37	0	0	32	0	0	37	0	0

Tabelle 62. Infiltration des Os sacrum, Kreuztabelle Untersucher 3

Infiltration Os sacrum	p-Wert sagittale T2 - sagittale VIBE	p-Wert sagittale T2 - sagittale T1	p-Wert axiale T2 - axiale VIBE	p-Wert axiale T2 - axiale T1
Untersucher 1 1. Befundung	0,180	1,000	0,317	1,000
Untersucher 1 2. Befundung	1,000	1,000	1,000	1,000
Untersucher 2 1. Befundung	0,317	0,317	1,000	1,000
Untersucher 2 2. Befundung	0,317	1,000	1,000	1,000
Untersucher 3 1. Befundung	0,317	0,317	1,000	0,157
Untersucher 3 2. Befundung	0,157	1,000	1,000	1,000

Tabelle 63 Wilcoxon-Test, p-Werte für Infiltration des Os sacrum

4.2.6 Infiltration der Beckenmuskulatur

Der pathologische Befund ergab zwei Infiltrationen der Beckenmuskulatur. Diese wurden von den Untersuchern 1 und 3 in beiden Befundungsdurchgängen beschrieben (s. Tab. 65 und 67), jedoch gab es einen recht hohen Anteil an falsch positiven (d.h. mit [+1] oder 0 gewerteten) Fällen, wodurch die Spezifität nur ein mittleres bis niedriges Niveau erreichte. Die Spezifität erhöhte sich in der zweiten Befundung. Untersucher 2 dokumentierte bei der ersten Befundung nur einen Beckenmuskelbefall (mit Ausnahme in der sagittalen T1-TSE, s. Tab. 66) und konnte in der zweiten Befundung keine Infiltration feststellen. Daher erreichte der Flächenwert bei ihm ein nur niedriges Niveau.

Statistische Signifikanzen bestanden bei keinem der Untersucher in der ROC-Statistik (s. Tab. 64) oder beim McNemar-Test (s. Tab. 85-90).

		Infiltration der Beckenmuskulatur							
		1. Befundung	AUC	Standardfehler	KI Untergrenze	KI Obergrenze	Genauigkeit	Sensitivität	Spezifität
Befunder 1	T2 sagittal	0,922	0,053	0,818	1,026	0,676	1,000	0,719	
	VIBE sag.	0,898	0,101	0,701	1,096	0,618	1,000	0,594	
	T1 sagittal	0,938	0,046	0,847	1,028	0,649	1,000	0,687	
	T2 axial	0,917	0,057	0,806	1,028	0,676	1,000	0,767	
	VIBE axial	0,917	0,057	0,806	1,028	0,656	1,000	0,633	
	T1 axial	0,900	0,064	0,775	1,025	0,622	1,000	0,7	
Befunder 2	T2 sagittal	0,750	0,232	0,296	1,204	0,973	0,500	1,000	
	VIBE sag.	0,734	0,230	0,284	1,184	0,941	0,500	0,969	
	T1 sagittal	1,000	0,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	
	T2 axial	0,750	0,232	0,295	1,205	0,973	0,500	1,000	
	VIBE axial	0,733	0,230	0,283	1,184	0,938	0,500	0,967	
	T1 axial	0,750	0,232	0,295	1,205	0,973	0,500	1,000	
Befunder 3	T2 sagittal	0,703	0,110	0,487	0,919	0,676	1,000	0,500	
	VIBE sag.	0,641	0,151	0,344	0,937	0,618	1,000	0,312	
	T1 sagittal	0,734	0,108	0,522	0,946	0,649	1,000	0,531	
	T2 axial	0,767	0,079	0,611	0,922	0,73	1,000	0,700	
	VIBE axial	0,792	0,120	0,556	1,027	0,531	1,000	0,500	
	T1 axial	0,800	0,103	0,598	1,002	0,622	1,000	0,600	
		2. Befundung	AUC	Standardfehler	KI Untergrenze	KI Obergrenze	Genauigkeit	Sensitivität	Spezifität
Befunder 1	T2 sagittal	0,984	0,021	0,943	1,025	0,973	1,000	0,969	
	VIBE sag.	0,875	0,073	0,732	1,018	0,765	1,000	0,75	
	T1 sagittal	0,992	0,014	0,964	1,021	0,973	1,000	0,969	
	T2 axial	0,983	0,022	0,940	1,027	0,973	1,000	0,967	
	VIBE axial	0,992	0,015	0,961	1,022	0,969	1,000	0,967	
	T1 axial	1,000	0,000	1,000	1,000	0,973	1,000	0,967	
Befunder 2	T2 sagittal	0,500	0,213	0,082	0,918	0,946	0,000	1,000	
	VIBE sag.	0,484	0,208	0,077	0,892	0,912	0,000	0,969	
	T1 sagittal	0,500	0,213	0,082	0,918	0,946	0,000	1,000	
	T2 axial	0,500	0,214	0,080	0,920	0,946	0,000	1,000	
	VIBE axial	0,483	0,208	0,076	0,891	0,906	0,000	0,967	
	T1 axial	0,500	0,214	0,080	0,920	0,946	0,000	1,000	
Befunder 3	T2 sagittal	0,938	0,054	0,832	1,043	0,838	1,000	0,812	
	VIBE sag.	0,836	0,141	0,560	1,112	0,441	1,000	0,406	
	T1 sagittal	0,938	0,054	0,832	1,043	0,838	1,000	0,812	
	T2 axial	0,933	0,049	0,837	1,030	0,865	1,000	0,833	
	VIBE axial	0,892	0,063	0,768	1,015	0,844	1,000	0,833	
	T1 axial	0,892	0,063	0,768	1,015	0,865	1,000	0,833	

Tabelle 64. Infiltration der Beckenmuskulatur, ROC-Analyse

	sag. T2			sag. VIBE			sag. T1		
	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor
Untersucher 1 Infiltration Beckenmuskeln 1. Befundung									
kein Tumor (Histologie)	23	5	7	19	13	0	22	7	6
Tumor (Histologie)	0	0	2	0	1	1	0	0	2
	ax. T2			ax. VIBE			ax. T1		
	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	23	3	9	19	6	5	21	3	11
Tumor (Histologie)	0	0	2	0	0	2	0	0	2
	sag. T2			sag. VIBE			sag. T1		
Untersucher 1 Infiltration Beckenmuskeln 2. Befundung									
kein Tumor (Histologie)	34	0	1	24	8	0	34	1	0
Tumor (Histologie)	0	0	2	0	2	0	0	1	1
	ax. T2			ax. VIBE			ax. T1		
	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	34	0	1	29	1	0	34	1	0
Tumor (Histologie)	0	0	2	0	1	1	0	0	2

Tabelle 65. Infiltration der Beckenmuskeln, Kreuztabelle Untersucher 1

	sag. T2			sag. VIBE			sag. T1		
	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor
Untersucher 2 Infiltration Beckenmuskeln 1. Befundung									
kein Tumor (Histologie)	35	0	0	31	1	0	35	0	0
Tumor (Histologie)	1	1	0	1	1	0	0	1	1
	ax. T2			ax. VIBE			ax. T1		
	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	35	0	0	29	0	1	35	0	0
Tumor (Histologie)	1	0	1	1	0	1	1	0	1
	sag. T2			sag. VIBE			sag. T1		
Untersucher 2 Infiltration Beckenmuskeln 2. Befundung									
kein Tumor (Histologie)	35	0	0	31	0	1	35	0	0
Tumor (Histologie)	2	0	0	2	0	0	2	0	0
	ax. T2			ax. VIBE			ax. T1		
	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	35	0	0	29	0	1	35	0	0
Tumor (Histologie)	2	0	0	2	0	0	2	0	0

Tabelle 66. Infiltration der Beckenmuskeln, Kreuztabelle Untersucher 2

	sag. T2			sag. VIBE			sag. T1		
	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor
Untersucher 3 Infiltration Beckenmuskeln 1. Befundung									
kein Tumor (Histologie)	18	14	3	10	21	1	19	13	3
Tumor (Histologie)	0	2	0	0	2	0	0	2	0
	ax. T2			ax. VIBE			ax. T1		
	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	25	5	5	15	10	5	21	7	7
Tumor (Histologie)	0	2	0	0	1	1	0	1	1
	sag. T2			sag. VIBE			sag. T1		
Untersucher 3 Infiltration Beckenmuskeln 2. Befundung									
kein Tumor (Histologie)	29	5	1	13	18	1	29	5	1
Tumor (Histologie)	0	1	1	0	1	1	0	1	1
	ax. T2			ax. VIBE			ax. T1		
	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	30	1	4	25	1	4	30	1	4
Tumor (Histologie)	0	0	2	0	1	1	0	1	1

Tabelle 67. Infiltration der Beckenmuskeln, Kreuztabelle Untersucher 3

4.2.7 Lokoregionäre Lymphknotenmetastasen

Bei der Beurteilung des lokoregionären Lymphknotenbefalls ist insgesamt die nur geringe Zahl an unklar bewerteten Lymphknotenstatus auffallend (s. Tab. 68-70).

	sag. T2			sag. VIBE			sag. T1		
	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor
Untersucher 1 regionäre LK-Metastasen 1. Befundung									
kein Tumor (Histologie)	11	0	12	11	2	8	11	1	11
Tumor (Histologie)	6	0	8	6	0	7	4	0	10
	ax. T2			ax. VIBE			ax. T1		
	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	10	1	12	11	0	9	12	0	11
Tumor (Histologie)	6	0	8	6	0	6	4	0	10
	sag. T2			sag. VIBE			sag. T1		
Untersucher 1 regionäre LK-Metastasen 2. Befundung									
kein Tumor (Histologie)	13	0	10	11	1	9	11	0	12
Tumor (Histologie)	3	0	11	3	0	10	2	0	12
	ax. T2			ax. VIBE			ax. T1		
	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	13	0	10	12	0	8	11	0	12
Tumor (Histologie)	3	0	11	3	0	9	2	0	12

Tabelle 68. Lokoregionäre Lymphknotenmetastasen, Kreuztabelle Untersucher 1

Untersucher 2 regionale LK-Metastasen 1. Befundung	sag. T2			sag. VIBE			sag. T1		
	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	9	0	14	7	3	11	9	0	14
Tumor (Histologie)	1	0	13	1	0	12	1	0	13
	ax. T2			ax. VIBE			ax. T1		
	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	9	0	14	6	1	13	9	0	14
Tumor (Histologie)	1	0	13	1	0	11	1	0	13
Untersucher 2 regionale LK-Metastasen 2. Befundung	sag. T2			sag. VIBE			sag. T1		
	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	16	0	7	16	2	3	16	0	7
Tumor (Histologie)	3	0	11	6	1	6	3	0	11
	ax. T2			ax. VIBE			ax. T1		
	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	16	0	7	15	0	5	16	0	7
Tumor (Histologie)	3	0	11	5	1	6	3	0	11

Tabelle 69. Lokoregionäre Lymphknotenmetastasen, Kreuztabelle Untersucher 2

Untersucher 3 regionale LK-Metastasen 1. Befundung	sag. T2			sag. VIBE			sag. T1		
	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	7	0	16	4	6	11	9	2	12
Tumor (Histologie)	3	0	11	1	3	9	3	1	10
	ax. T2			ax. VIBE			ax. T1		
	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	6	1	16	6	2	12	8	1	14
Tumor (Histologie)	2	0	12	1	1	10	2	1	11
Untersucher 3 regionale LK-Metastasen 2. Befundung	sag. T2			sag. VIBE			sag. T1		
	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	8	1	14	10	1	10	9	0	14
Tumor (Histologie)	1	0	13	3	1	9	1	0	13
	ax. T2			ax. VIBE			ax. T1		
	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	9	0	14	8	0	12	11	0	12
Tumor (Histologie)	2	0	12	1	0	11	2	0	12

Tabelle 70. Lokoregionäre Lymphknotenmetastasen, Kreuztabelle Untersucher 3

Dennoch hatten in der ersten Befundung alle Untersucher geringe Genauigkeiten (s. Tab. 71). Dies lag bei den Untersuchern 2 und 3 an den niedrigen Spezifitäten, während

Untersucher 1 Sensitivitäten und Spezifitäten von jeweils 40% - 60% erzielte. Bei der zweiten Befundung stiegen die Genauigkeiten der Untersucher leicht an. Die Flächenwerte stiegen dementsprechend überwiegend an, wiesen allerdings weiter eine geringe Genauigkeit aus. Signifikante Differenzen ergaben sich nicht (s. Tab. 85-90).

		Ilokoregionäre Lymphknotenmetastasen						
		1. Befundung	AUC	Standardfehler	KI Untergrenze	KI Obergrenze	Genauigkeit	Sensitivität
Befunder 1	T2 sagittal	0,531	0,103	0,329	0,733	0,514	0,538	0,524
	VIBE sag.	0,557	0,104	0,353	0,761	0,529	0,538	0,524
	T1 sagittal	0,608	0,100	0,412	0,804	0,568	0,692	0,524
	T2 axial	0,475	0,107	0,265	0,685	0,486	0,500	0,450
	VIBE axial	0,525	0,107	0,315	0,735	0,531	0,500	0,550
Befunder 2	T1 axial	0,583	0,105	0,378	0,789	0,595	0,667	0,500
	T2 sagittal	0,628	0,096	0,440	0,817	0,595	0,923	0,333
	VIBE sag.	0,694	0,091	0,515	0,873	0,559	0,923	0,333
	T1 sagittal	0,628	0,096	0,440	0,817	0,595	0,923	0,333
	T2 axial	0,608	0,101	0,411	0,806	0,595	0,917	0,300
Befunder 3	VIBE axial	0,631	0,099	0,436	0,826	0,531	0,917	0,300
	T1 axial	0,608	0,101	0,411	0,806	0,595	0,917	0,300
	T2 sagittal	0,551	0,102	0,352	0,751	0,486	0,769	0,333
	VIBE sag.	0,595	0,099	0,400	0,790	0,471	0,923	0,19
	T1 sagittal	0,562	0,102	0,363	0,761	0,541	0,769	0,333
	T2 axial	0,588	0,104	0,385	0,790	0,486	0,833	0,300
	VIBE axial	0,625	0,100	0,429	0,821	0,531	0,917	0,300
	T1 axial	0,558	0,104	0,354	0,763	0,541	0,833	0,300
	2. Befundung	AUC	Standardfehler	KI Untergrenze	KI Obergrenze	Genauigkeit	Sensitivität	Spezifität
Befunder 1	T2 sagittal	0,647	0,097	0,456	0,837	0,649	0,769	0,524
	VIBE sag.	0,665	0,096	0,476	0,854	0,618	0,769	0,524
	T1 sagittal	0,637	0,097	0,448	0,827	0,622	0,846	0,429
	T2 axial	0,650	0,100	0,453	0,847	0,649	0,750	0,550
	VIBE axial	0,675	0,099	0,481	0,869	0,656	0,750	0,600
Befunder 2	T1 axial	0,642	0,100	0,446	0,837	0,622	0,833	0,450
	T2 sagittal	0,718	0,092	0,538	0,898	0,73	0,769	0,667
	VIBE sag.	0,667	0,100	0,470	0,863	0,647	0,538	0,762
	T1 sagittal	0,742	0,090	0,566	0,918	0,73	0,769	0,714
	T2 axial	0,700	0,097	0,510	0,890	0,73	0,750	0,650
Befunder 3	VIBE axial	0,656	0,103	0,455	0,857	0,656	0,583	0,750
	T1 axial	0,725	0,095	0,539	0,911	0,73	0,750	0,700
	T2 sagittal	0,650	0,095	0,465	0,836	0,568	0,923	0,333
	VIBE sag.	0,621	0,098	0,428	0,814	0,588	0,769	0,476
	T1 sagittal	0,652	0,094	0,467	0,837	0,595	0,923	0,381
	T2 axial	0,617	0,101	0,418	0,815	0,568	0,833	0,4
	VIBE axial	0,658	0,097	0,468	0,848	0,594	0,917	0,4
	T1 axial	0,642	0,100	0,446	0,837	0,622	0,833	0,450

Tabelle 71. Ilokoregionäre Lymphknotenmetastasen, ROC-Analyse

4.2.8 Präsakrale Lymphknotenmetastasen

Für die Detektion des Tumorbefalles präsakraler Lymphknoten ergibt sich ein heterogener Befund, wobei nur für Untersucher 2 eine nennenswerte Steigerung der Genauigkeit im zweiten Befundungsdurchgang festgestellt werden konnte (s. Tab. 72). Die Flächenwerte stiegen für Untersucher 1 vom niedrigen in den mittleren Bereich,

während sie bei Untersucher 3 auf niedrigem Niveau absanken. Signifikante Unterschiede ließen sich nicht belegen (s. Tab. 85-90). Zu beachten ist, daß Untersucher 1 für die axiale T1-TSE in beiden Durchgängen und für die axiale T2-TSE im ersten Durchgang nur n = 36 Fälle befundete, da er die Lymphknoten als lokoregionär ansah (s. Tab. 73-75).

		präsakrale Lymphknotenmetastasen							
		1. Befundung	AUC	Standardfehler	KI Untergrenze	KI Obergrenze	Genauigkeit	Sensitivität	Spezifität
Befunder 1	T2 sagittal	0,650	0,100	0,454	0,847	0,676	0,538	0,762	
	VIBE sag.	0,617	0,104	0,414	0,820	0,588	0,538	0,619	
	T1 sagittal	0,626	0,101	0,428	0,824	0,649	0,538	0,714	
	T2 axial	0,575	0,114	0,351	0,799	0,667	0,400	0,75	
	VIBE axial	0,535	0,115	0,310	0,760	0,594	0,400	0,65	
	T1 axial	0,550	0,114	0,326	0,774	0,594	0,400	0,7	
Befunder 2	T2 sagittal	0,709	0,091	0,531	0,887	0,703	0,846	0,571	
	VIBE sag.	0,753	0,087	0,582	0,923	0,706	0,846	0,619	
	T1 sagittal	0,733	0,089	0,559	0,906	0,73	0,846	0,619	
	T2 axial	0,717	0,094	0,533	0,900	0,73	0,833	0,600	
	VIBE axial	0,738	0,092	0,557	0,918	0,688	0,833	0,600	
	T1 axial	0,717	0,094	0,533	0,900	0,73	0,833	0,600	
Befunder 3	T2 sagittal	0,652	0,094	0,467	0,837	0,568	0,923	0,381	
	VIBE sag.	0,564	0,103	0,363	0,765	0,471	0,769	0,286	
	T1 sagittal	0,555	0,102	0,354	0,756	0,459	0,769	0,286	
	T2 axial	0,575	0,106	0,368	0,782	0,514	0,667	0,450	
	VIBE axial	0,552	0,106	0,344	0,761	0,469	0,750	0,300	
	T1 axial	0,579	0,103	0,377	0,782	0,568	0,833	0,350	
		2. Befundung	AUC	Standardfehler	KI Untergrenze	KI Obergrenze	Genauigkeit	Sensitivität	Spezifität
Befunder 1	T2 sagittal	0,676	0,101	0,479	0,873	0,676	0,538	0,762	
	VIBE sag.	0,700	0,099	0,505	0,895	0,706	0,538	0,81	
	T1 sagittal	0,742	0,095	0,555	0,928	0,73	0,615	0,81	
	T2 axial	0,650	0,114	0,427	0,873	0,676	0,500	0,750	
	VIBE axial	0,675	0,113	0,453	0,897	0,688	0,500	0,800	
	T1 axial	0,730	0,108	0,518	0,942	0,722	0,600	0,800	
Befunder 2	T2 sagittal	0,760	0,092	0,579	0,941	0,812	0,615	0,905	
	VIBE sag.	0,734	0,097	0,545	0,924	0,735	0,538	0,905	
	T1 sagittal	0,760	0,092	0,579	0,941	0,812	0,615	0,905	
	T2 axial	0,742	0,098	0,549	0,934	0,812	0,583	0,9	
	VIBE axial	0,725	0,101	0,526	0,924	0,813	0,500	0,95	
	T1 axial	0,742	0,098	0,549	0,934	0,812	0,583	0,9	
Befunder 3	T2 sagittal	0,505	0,104	0,302	0,709	0,486	0,692	0,286	
	VIBE sag.	0,560	0,102	0,361	0,760	0,529	0,692	0,571	
	T1 sagittal	0,537	0,103	0,336	0,738	0,541	0,692	0,381	
	T2 axial	0,508	0,107	0,299	0,718	0,514	0,667	0,350	
	VIBE axial	0,550	0,105	0,343	0,757	0,5	0,750	0,350	
	T1 axial	0,508	0,107	0,299	0,718	0,514	0,667	0,350	

Tabelle 72. präsakrale Lymphknotenmetastasen, ROC-Analyse

Untersucher 1 präsakrale LK-Metastasen 1. Befundung	sag. T2			sag. VIBE			sag. T1		
	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	17	0	6	13	3	5	16	0	7
Tumor (Histologie)	6	0	8	6	0	7	6	0	8
	ax. T2			ax. VIBE			ax. T1		
	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	17	0	6	13	1	6	16	0	7
Tumor (Histologie)	6	0	7	6	0	6	7	0	6
Untersucher 1 präsakrale LK-Metastasen 2. Befundung	sag. T2			sag. VIBE			sag. T1		
	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	17	2	4	17	2	2	18	3	2
Tumor (Histologie)	6	0	8	6	0	7	5	0	9
	ax. T2			ax. VIBE			ax. T1		
	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	17	2	4	16	2	2	18	3	2
Tumor (Histologie)	6	0	8	6	0	6	5	0	8

Tabelle 73. präsakrale Lymphknotenmetastasen, Kreuztabelle Untersucher 1

Untersucher 2 präsakrale LK-Metastasen 1. Befundung	sag. T2			sag. VIBE			sag. T1		
	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	14	0	9	13	1	7	15	0	8
Tumor (Histologie)	2	0	12	2	0	11	2	0	12
	ax. T2			ax. VIBE			ax. T1		
	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	15	0	8	12	1	7	15	0	8
Tumor (Histologie)	2	0	12	2	0	10	2	0	12
Untersucher 2 präsakrale LK-Metastasen 2. Befundung	sag. T2			sag. VIBE			sag. T1		
	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	21	0	2	19	0	1	21	0	2
Tumor (Histologie)	5	0	9	6	0	6	5	0	9
	ax. T2			ax. VIBE			ax. T1		
	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	21	0	2	19	1	1	21	0	2
Tumor (Histologie)	5	0	9	6	0	7	5	0	9

Tabelle 74. präsakrale Lymphknotenmetastasen, Kreuztabelle Untersucher 2

Untersucher 3 präsakrale LK-Metastasen 1. Befundung	sag. T2			sag. VIBE			sag. T1		
	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	8	0	15	6	5	10	6	3	14
Tumor (Histologie)	1	0	13	3	2	8	3	1	10
	ax. T2			ax. VIBE			ax. T1		
	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	9	1	13	6	3	11	9	2	12
Tumor (Histologie)	4	0	10	3	1	8	2	2	10
Untersucher 3 präsakrale LK-Metastasen 2. Befundung	sag. T2			sag. VIBE			sag. T1		
	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	8	1	14	9	0	12	10	0	13
Tumor (Histologie)	4	0	10	4	0	9	4	0	10
	ax. T2			ax. VIBE			ax. T1		
	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor	kein Tumor	unklar	Tumor
kein Tumor (Histologie)	9	0	14	7	0	13	9	0	14
Tumor (Histologie)	4	0	10	3	0	9	4	0	10

Tabelle 75. Präsakrale Lymphknotenmetastasen, Kreuztabelle Untersucher 3

4.2.9 Tumorausbreitung: Ergebnisse der sagittalen VIBE

Die sagittale VIBE ist - wie oben erwähnt - in der arteriellen Kontrastmittelphase aufgenommen worden und daher gesondert zu betrachten. Die Ergebnisse der ROC unterschieden sich nicht signifikant von den Werten für die sagittalen TSE-Sequenzen, weil die als unklar bewerteten Fälle durch den gewählten Trennwert zu den als eindeutig positiv bewerteten Fällen hinzugezählt wurden. Der McNemar-Test dagegen ergab häufig statistisch signifikante Differenzen, weil die Anzahl an unklaren Fällen oft deutlich höher als bei den TSE-Aufnahmen war (s. Tab. 85-90): Bei der Penetration des Mesorektums hatte die sagittale VIBE von allen Untersuchern in beiden Befundungen signifikant mehr unklar bewertete Fälle als die T2-TSE (außer in der zweiten Befundung von Untersucher 2). Auch bei der Tumorfiltration der mesorektalen Faszie ergaben sich für die sagittale VIBE bei allen Untersuchern und in der zweiten Befundung bei den Untersuchern 1 und 3 signifikant mehr unklare Fälle als für die T2-TSE. Bei der Harnblase gab es statistische Signifikanzen nur in beiden Befundungen von Untersucher 3. Deutlich hingegen fällt die hohe und signifikante Menge an unklar bewerteten Fällen bei der Beurteilung der Prostata-/Zervixinfiltration auf (mit niedrigen

Konfidenzintervall-Untergenzen, s. Tab. 55). Dies korreliert mit den schlechten Werten für die anatomische Darstellung dieser Organe (s. Tab. 10-12). Die Infiltration der Beckenmuskulatur zeigte signifikante Unterschiede zwischen sagittaler VIBE und T2-TSE nur bei den Untersuchern 1 und 3 in beiden Befundungen auf. Schließlich hatte Untersucher 3 in der ersten Befundung lokoregionärer wie auch in beiden Befundungen präsakraler Lymphknotenmetastasen eine signifikante Differenz an unklar bewerteten Fällen.

4.2.10 Abstand des Tumors zur Linea dentata und Einschätzung der postoperativen Kontinenzsituation

Der Abstand der Tumoren zur Linea dentata wurde von den Untersuchern recht unterschiedlich eingeschätzt; die Streuweiten waren ebenfalls different (s. Tab. 76). Beim Vergleich der präoperativen Einschätzung durch die radiologischen Untersucher, ob ein Kontinenzverlust möglich ist, mit der Entscheidung des Operateurs (n = 33) gab es bei allen Untersuchern keine statistisch signifikanten Unterschiede (s. Tab. 77 und 78). Besonders auffällig ist die geringe richtige Einschätzung eines Kontinenzverlustes durch Untersucher 3. Dies schlug sich in den Flächen unter den Kurven nieder, welche für Untersucher 1 und 2 moderate bzw. einmal hohe Genauigkeiten anzeigten. Untersucher 3 hatte in der ersten Befundung eine nur geringe Genauigkeit, die sich in der zweiten Befundung erhöhte.

Ab- stand Tumor - LD	Untersucher 1		Untersucher 2		Untersucher 3	
	1. Befundung	2. Befundung	1. Befundung	2. Befundung	1. Befundung	2. Befundung
	n	n	n	n	n	n
0-20 mm	19	19	18	16	10	12
21-40 mm	6	7	2	3	7	7
41-60 mm	5	5	8	9	11	5
61-80 mm	5	3	5	5	4	5
< 80 mm	2	3	3	4	6	7
Mittel- wert	30,378	28,373	34,722	37,432	49,270	45,222
SD	29,6539	29,7258	36,4485	33,9244	38,9770	36,4544

Tabelle 76. Abstand des Tumors zur Linea dentata

Kontinenz-situation							
1. Befundung	AUC	Standardfehler	KI Untergrenze	KI Obergrenze	Genauigkeit	Kontinenz-erhalt	Kontinenz-verlust
Untersucher 1	0,708	0,095	0,522	0,895	0,697	0,667	0,75
Untersucher 2	0,845	0,077	0,694	0,997	0,848	0,857	0,83
Untersucher 3	0,577	0,108	0,366	0,788	0,667	0,905	0,25
2. Befundung	AUC	Standardfehler	KI Untergrenze	KI Obergrenze	Genauigkeit	Kontinenz-erhalt	Kontinenz-verlust
Untersucher 1	0,798	0,084	0,634	0,962	0,788	0,762	0,833
Untersucher 2	0,714	0,097	0,524	0,905	0,727	0,762	0,75
Untersucher 3	0,744	0,097	0,553	0,935	0,788	0,905	0,583

Tabelle 77. Einschätzung der postoperativen Kontinenzsituation, ROC-Analyse

1. Befundung	Untersucher 1		Untersucher 2		Untersucher 3	
	kein Kontinenz-erhalt	Kontinenz-erhalt	kein Kontinenz-erhalt	Kontinenz-erhalt	kein Kontinenz-erhalt	Kontinenz-erhalt
keine kontinenz-erhaltende Operation	9	3	10	2	3	9
kontinenz-erhaltende Operation	7	14	3	18	2	19
2. Befundung	Untersucher 1		Untersucher 2		Untersucher 3	
	kein Kontinenz-erhalt	Kontinenz-erhalt	kein Kontinenz-erhalt	Kontinenz-erhalt	kein Kontinenz-erhalt	Kontinenz-erhalt
keine kontinenz-erhaltende Operation	10	2	8	4	7	5
kontinenz-erhaltende Operation	5	16	5	16	2	19

Tabelle 78. Einschätzung der postoperativen Kontinenzsituation, Kreuztabelle

4.2.11 Zirkumferentieller Resektionsrand

In 17 der 23 Fälle einer Infiltration des Mesorektums wurde histopathologisch der CRM bestimmt. Alle Untersucher hatten eine hohe Zahl falsch positiver Befunde (keine statistisch signifikanten Differenzen): Untersucher 1 bestimmte in 32 Fällen einen CRM, Untersucher 2 in 33 Fällen und Untersucher 3 in 28 Fällen (s. Tab. 79). Nur ein Fall wurde von Untersucher 3 falschnegativ bestimmt (Affektion des Mesorektums in der Histopathologie). Werden die 17 Fälle mit pathologisch gesichertem CRM mit denen der Untersucher verglichen, fällt weiterhin auf, daß die CRM viel kleiner als beim Goldstandard waren (s. Tab. 80). Dies war für Untersucher 1 und 2 statistisch

signifikant, während die Differenzen zwischen den Befundern keine Signifikanzen aufwiesen (s. Tab. 81).

CRM	Untersucher 1	Untersucher 2	Untersucher 3	Histologie
	n	n	n	n
0-2 mm	12	9	8	4
3-8 mm	3	6	5	7
> 8 mm	2	2	2	6
Tumor < T3	--	--	1	--
Mittelwert	2,28	3,35	4,88	8,12
SD	4,473	3,121	7,284	8,313

Tabelle 79. Zirkumferentieller Resektionsrand

CRM p-Werte	Histologie - Untersucher 1	Histologie - Untersucher 2	Histologie - Untersucher 3
1. Befundung	0,002	0,004	0,106

Tabelle 80. Wilcoxon-Test, Vergleich CRM-Histologie mit Untersucherschätzung

CRM p-Werte	Untersucher 1	Untersucher 1	Untersucher 2
	-	-	-
	Untersucher 2	Untersucher 3	Untersucher 3
1. Befundung	1,000	0,227	0,109

Tabelle 81. Wilcoxon-Test, Vergleich des CRM zwischen den Untersuchern

4.2.12 T- und N-Stadium

Die Histopathologie ergab drei Fälle im Stadium T1 (davon ein Tumor in situ), acht Fälle T2, 19 Patienten hatten einen T3-Tumor und drei T4. Vier Patienten hatten keinen nachweisbaren Tumor (T0), darunter zwei nach neoadjuvantem Langzeitregime und zwei, bei denen durch präoperative Probeentnahme ein Adenom nachgewiesen worden war. Die N-Stadien verteilten sich wie folgt: N0: 22, N1: 9, N2: 5. In einem Fall war das N-Stadium nicht bestimmt worden. Bei allen Untersuchern fiel ein deutliches Overstaging auf. Besonders Fälle im Stadium T2 wurden als T3 klassifiziert und umgekehrt (s. Tab. 83). Die Genauigkeit von Untersucher 2 war dabei in beiden Befundungen besser als die von Untersucher 1, der sich in der zweiten Befundung steigern konnte. Untersucher 3 dagegen schnitt bei der zweiten Befundung sogar geringfügig schlechter ab (s. Tab. 82). Bei der Bestimmung des N-Stadiums fiel bei allen Untersuchern die hohe Zahl an falsch positiv beurteilten Fällen auf (s. Tab. 84). Nur Untersucher 2 konnte die Genauigkeit bei der zweiten Befundung steigern,

während die Genauigkeiten der beiden anderen Untersucher sogar abfielen (s. Tab. 82). Diese Differenzen schlugen sich nicht statistisch signifikant nieder.

T-Stadium					
1. Befundung	AUC	Standardfehler	KI Untergrenze	KI Obergrenze	Genauigkeit
Untersucher 1	0,382	0,192	0,006	0,759	0,432
Untersucher 2	0,196	0,157	-0,112	0,504	0,757
Untersucher 3	0,647	0,094	0,462	0,832	0,486
2. Befundung	AUC	Standardfehler	KI Untergrenze	KI Obergrenze	Genauigkeit
Untersucher 1	0,304	0,146	0,018	0,589	0,622
Untersucher 2	0,407	0,181	0,053	0,761	0,784
Untersucher 3	0,500	0,143	0,220	0,780	0,405
N-Stadium					
1. Befundung	AUC	Standardfehler	KI Untergrenze	KI Obergrenze	Genauigkeit
Untersucher 1	0,424	0,106	0,216	0,632	0,417
Untersucher 2	0,492	0,099	0,298	0,686	0,528
Untersucher 3	0,516	0,101	0,319	0,714	0,389
2. Befundung	AUC	Standardfehler	KI Untergrenze	KI Obergrenze	Genauigkeit
Untersucher 1	0,646	0,116	0,419	0,873	0,389
Untersucher 2	0,558	0,099	0,363	0,752	0,694
Untersucher 3	0,568	0,108	0,357	0,779	0,333

Tabelle 82. T- und N-Stadium, ROC-Analyse

Untersucher 1	1. Befundung MRT					2. Befundung MRT				
Histologie	T0	T1	T2	T3	T4	T0	T1	T2	T3	T4
T0			2	1	1		1	1	2	0
T1			1	1	1		0	2	1	0
T2			1	3	4		0	4	4	0
T3			0	12	7		0	4	14	1
T4			0	0	3		0	0	0	3
Untersucher 2	1. Befundung MRT					2. Befundung MRT				
Histologie	T0	T1	T2	T3	T4	T0	T1	T2	T3	T4
T0	1	0	1	2	0		3	0	1	0
T1	0	2	0	1	0		1	0	2	0
T2	0	0	4	4	0		0	6	2	0
T3	0	0	0	18	1		0	0	19	0
T4	0	0	0	0	3		0	0	0	3
Untersucher 3	1. Befundung MRT					2. Befundung MRT				
Histologie	T0	T1	T2	T3	T4	T0	T1	T2	T3	T4
T0			2	1	1		1	2	0	1
T1			0	3	0		0	1	2	0
T2			6	2	0		0	4	4	0
T3			8	9	2		0	8	8	3
T4			0	0	3		0	0	1	2

Tabelle 83. T-Stadium, Kreuztabelle

Untersucher 1	1. Befundung MRT			2. Befundung MRT		
Histologie	N0	N1	N2	N0	N1	N2
N0	7	8	7	8	12	2
N1	3	4	2	2	2	5
N2	1	0	4	0	1	4
Untersucher 2	1. Befundung MRT			2. Befundung MRT		
Histologie	N0	N1	N2	N0	N1	N2
N0	7	14	1	13	9	0
N1	1	8	0	2	7	0
N2	0	1	4	0	0	5
Untersucher 3	1. Befundung MRT			2. Befundung MRT		
Histologie	N0	N1	N2	N0	N1	N2
N0	5	10	7	6	5	11
N1	0	7	2	1	2	6
N2	0	3	2	0	1	4

Tabelle 84. N-Stadium, Kreuztabelle

4.2.13 p-Werte für die Bewertungskriterien 4.2.1 - 4.2.8

Untersucher 1 1. Befundung	p-Wert sagittale T2 - sagittale VIBE	p-Wert sagittale T2 - sagittale T1	p-Wert axiale T2 - axiale VIBE	p-Wert axiale T2 - axiale T1
Penetration Mesorektum	0,001	1,000	1,000	1,000
Infiltration Mesorektalfaszie	0,000	1,000	0,250	1,000
Infiltration Harnblase	1,000	1,000	1,000	0,250
Infiltration Prostata/Cervix uteri	0,006	0,453	1,000	0,375
Infiltration Os sacrum	1,000	*	1,000	*
Infiltration Beckenmuskeln	0,002	0,625	0,219	1,000
lokoregionäre LK-Metastasen	0,500	1,000	1,000	1,000
präsakrale LK-Metastasen	0,250	*	1,000	*

Tabelle 85. McNemar-Test, p-Werte für Untersucher 1, erste Befundung

*Da alle Werte beider Variablen identisch waren, wurde kein Test durchgeführt.

Untersucher 1 2. Befundung	p-Wert sagittale T2 - sagittale VIBE	p-Wert sagittale T2 - sagittale T1	p-Wert axiale T2 - axiale VIBE	p-Wert axiale T2 - axiale T1
Penetration Mesorektum	0,039	1,000	0,625	1,000
Infiltration Mesorektalfaszie	0,002	0,250	0,250	0,500
Infiltration Harnblase	1,000	1,000	*	*
Infiltration Prostata/Cervix uteri	0,002	1,000	1,000	*
Infiltration Os sacrum	*	*	*	*
Infiltration Beckenmuskeln	0,002	0,500	0,500	1,000
lokoregionäre LK-Metastasen	1,000	*	*	*
präsakrale LK-Metastasen	1,000	1,000	1,000	1,000

Tabelle 86. McNemar-Test, p-Werte für Untersucher 1, zweite Befundung

*Da alle Werte beider Variablen identisch waren, wurde kein Test durchgeführt.

Untersucher 2 1. Befundung	p-Wert sagittale T2 - sagittale VIBE	p-Wert sagittale T2 - sagittale T1	p-Wert axiale T2 - axiale VIBE	p-Wert axiale T2 - axiale T1
Penetration Mesorektum	0,000	1,000	*	*
Infiltration Mesorektalfaszie	0,001	*	*	*
Infiltration Harnblase	0,500	*	*	*
Infiltration Prostata/Cervix uteri	0,004	*	1,000	*
Infiltration Os sacrum	1,000	1,000	1,000	1,000
Infiltration Beckenmuskeln	1,000	1,000	*	*
lokoregionäre LK-Metastasen	0,250	*	1,000	*
präsakrale LK-Metastasen	1,000	*	1,000	*

Tabelle 87. McNemar-Test, p-Werte für Untersucher 2, erste Befundung

*Da alle Werte beider Variablen identisch waren, wurde kein Test durchgeführt.

Untersucher 2 2. Befundung	p-Wert sagittale T2 - sagittale VIBE	p-Wert sagittale T2 - sagittale T1	p-Wert axiale T2 - axiale VIBE	p-Wert axiale T2 - axiale T1
Penetration Mesorektum	0,125	1,000	1,000	*
Infiltration Mesorektalfaszie	0,125	*	1,000	*
Infiltration Harnblase	*	*	*	*
Infiltration Prostata/Cervix uteri	1,000	*	*	*
Infiltration Os sacrum	1,000	*	*	*
Infiltration Beckenmuskeln	*	*	*	*
lokoregionäre LK-Metastasen	0,250	*	1,000	*
präsakrale LK-Metastasen	1,000	*	*	*

Tabelle 88. McNemar-Test, p-Werte für Untersucher 2, zweite Befundung

*Da alle Werte beider Variablen identisch waren, wurde kein Test durchgeführt.

Untersucher 3 1. Befundung	p-Wert sagittale T2 - sagittale VIBE	p-Wert sagittale T2 - sagittale T1	p-Wert axiale T2 - axiale VIBE	p-Wert axiale T2 - axiale T1
Penetration Mesorektum	0,000	1,000	0,146	1,000
Infiltration Mesorektalfaszie	0,000	0,267	0,065	0,035
Infiltration Harnblase	0,021	1,000	0,250	0,625
Infiltration Prostata/Cervix uteri	0,002	1,000	1,000	0,180
Infiltration Os sacrum	*	*	*	0,500
Infiltration Beckenmuskeln	0,039	1,000	0,125	1,000
lokoregionäre LK-Metastasen	0,004	0,250	0,625	1,000
präsakrale LK-Metastasen	0,016	0,125	0,375	0,375

Tabelle 89. McNemar-Test, p-Werte für Untersucher 3, erste Befundung

*Da alle Werte beider Variablen identisch waren, wurde kein Test durchgeführt.

Untersucher 3 2. Befundung	p-Wert sagittale T2 - sagittale VIBE	p-Wert sagittale T2 - sagittale T1	p-Wert axiale T2 - axiale VIBE	p-Wert axiale T2 - axiale T1
Penetration Mesorektum	0,000	1,000	1,000	1,000
Infiltration Mesorektalfaszie	0,000	0,453	0,250	0,250
Infiltration Harnblase	0,016	*	*	*
Infiltration Prostata/Cervix uteri	0,000	0,125	0,500	0,500
Infiltration Os sacrum	0,500	*	*	*
Infiltration Beckenmuskeln	0,000	1,000	1,000	1,000
lokoregionäre LK-Metastasen	1,000	1,000	*	*
präsakrale LK-Metastasen	1,000	1,000	*	*

Tabelle 90. McNemar-Test, p-Werte für Untersucher 3, zweite Befundung

*Da alle Werte beider Variablen identisch waren, wurde kein Test durchgeführt.

4.3 Korrelation zwischen den Gesamtscores

4.3.1 Korrelation der sagittalen T2-TSE

Beim Vergleich der Gesamtscores zwischen den Untersuchern ergab sich in der zweiten Befundung eine (hoch)signifikante geringe Übereinstimmung. Werden die erste und zweite Befundung für jeden Untersucher verglichen, lassen sich mittlere Korrelationen feststellen. Diese sind alle hochsignifikant (s. Tab. 91 und 92).

Gesamtscore T2 sagittal - Spearmans Rho		Untersucher 1 - Untersucher 2	Untersucher 1 - Untersucher 3	Untersucher 2 - Untersucher 3
1. Befundung	Korrelationskoeff	0,266	0,240	0,371(*)
	Sig. (2-seitig)	0,112	0,152	0,024
	N	37	37	37
2. Befundung	Korrelationskoeff	0,461(**)	0,480(**)	0,367(*)
	Sig. (2-seitig)	0,004	0,003	0,025
	N	37	37	37

Tabelle 91. Korrelationskoeffizient, interobserver agreement für sagittale T2-TSE

** Korrelation ist signifikant auf 0,01-Niveau (2-seitig).

* Korrelation ist signifikant auf 0,05-Niveau (2-seitig).

Gesamtscore T2 sagittal - Spearmans Rho		Untersucher 1	Untersucher 2	Untersucher 3
1. Befundung -	Korrelationskoeff	0,542(**)	0,583(**)	0,523(**)
2. Befundung	Sig. (2-seitig)	0,001	0,000	0,001
	N	37	37	37

Tabelle 92. Korrelationskoeffizient, intraobserver agreement für sagittale T2-TSE

** Korrelation ist signifikant auf 0,01-Niveau (2-seitig).

* Korrelation ist signifikant auf 0,05-Niveau (2-seitig).

4.3.2 Korrelation der axialen T2-TSE

Es zeigte sich ein geringes signifikantes Maß an Übereinstimmung zwischen den Untersuchern 1 und 3 sowie eine beträchtliche hochsignifikante Übereinstimmung zwischen den Untersuchern 2 und 3 in der ersten Befundung. In der zweiten Befundung konnten für jedes Testpaar signifikante bzw. hochsignifikante Übereinstimmungen nachgewiesen werden, welche gering bis mittel waren (s. Tab. 93). Das Übereinstimmungsmaß für jeden einzelnen Untersucher war für Untersucher 1 und 2 mittel sowie für Untersucher 3 gering, dabei in allen Fällen hochsignifikant (s. Tab. 94).

Gesamtscore T2 axial - Spearmans Rho		Untersucher 1 - Untersucher 2	Untersucher 1 - Untersucher 3	Untersucher 2 - Untersucher 3
1. Befundung	Korrelationskoeff	0,226	0,373(*)	0,744(**)
	Sig. (2-seitig)	0,185	0,025	0,000
	N	36	36	37
2. Befundung	Korrelationskoeff	0,663(**)	0,474(**)	0,375(*)
	Sig. (2-seitig)	0,000	0,003	0,022
	N	37	37	37

Tabelle 93. Korrelationskoeffizient, interobserver agreement für axiale T2-TSE

** Korrelation ist signifikant auf 0,01-Niveau (2-seitig).

* Korrelation ist signifikant auf 0,05-Niveau (2-seitig).

Gesamtscore T2 axial - Spearmans Rho		Untersucher 1	Untersucher 2	Untersucher 3
1. Befundung -	Korrelationskoeff	0,574(**)	0,665(**)	0,472(**)
2. Befundung	Sig. (2-seitig)	0,000	0,000	0,003
	N	36	37	37

Tabelle 94. Korrelationskoeffizient, intraobserver agreement für axiale T2-TSE

** Korrelation ist signifikant auf 0,01-Niveau (2-seitig).

* Korrelation ist signifikant auf 0,05-Niveau (2-seitig).

4.3.3 Korrelation der sagittalen VIBE

Beim Vergleich der Ergebnisse sowohl der ersten als auch der zweiten Befundung ergab sich ein mittleres hochsignifikantes Übereinstimmungsmaß zwischen den Untersuchern 1 und 3, während zwischen den Untersuchern 1 und 2 sowie 2 und 3 nur eine geringe signifikante Korrelation bestand (s. Tab. 95). Die Übereinstimmung für jeden einzelnen Untersucher war hochsignifikant und mittel (s. Tab. 96).

Gesamtscore VIBE sagittal - Spearmans Rho		Untersucher 1 - Untersucher 2	Untersucher 1 - Untersucher 3	Untersucher 2 - Untersucher 3
1. Befundung	Korrelationskoeff	0,475(**)	0,593(**)	0,370(*)
	Sig. (2-seitig)	0,005	0,000	0,031
	N	34	34	34
2. Befundung	Korrelationskoeff	0,436(**)	0,624(**)	0,363(*)
	Sig. (2-seitig)	0,010	0,000	0,035
	N	34	34	34

Tabelle 95. Korrelationskoeffizient, interobserver agreement für sagittale VIBE

** Korrelation ist signifikant auf 0,01-Niveau (2-seitig).

* Korrelation ist signifikant auf 0,05-Niveau (2-seitig).

Gesamtscore VIBE sagittal - Spearmans Rho		Untersucher 1	Untersucher 2	Untersucher 3
1. Befundung -	Korrelationskoeff	0,640(**)	0,583(**)	0,563(**)
2. Befundung	Sig. (2-seitig)	0,000	0,000	0,001
	N	34	34	34

Tabelle 96. Korrelationskoeffizient, intraobserver agreement für sagittale VIBE

** Korrelation ist signifikant auf 0,01-Niveau (2-seitig).

* Korrelation ist signifikant auf 0,05-Niveau (2-seitig).

4.3.4 Korrelation der axialen VIBE

Untersucher 1 und 2 erzielten in beiden Befundungen eine mäßige hochsignifikante Übereinstimmung, und zwischen Untersucher 2 und 3 lag eine mäßige signifikante Korrelation vor. Hingegen waren die Vergleichsergebnisse der Untersucher 1 und 3 heterogen (s. Tab. 97). Die Korrelationen zwischen den Befundungsdurchläufen waren mäßig bis mittel, dabei hochsignifikant (s. Tab. 98).

Gesamtscore VIBE axial - Spearmans Rho		Untersucher 1 - Untersucher 2	Untersucher 1 - Untersucher 3	Untersucher 2 - Untersucher 3
1. Befundung	Korrelationskoeff	0,498(**)	0,269	0,359(*)
	Sig. (2-seitig)	0,004	0,137	0,044
	N	32	32	32
2. Befundung	Korrelationskoeff	0,465(**)	0,483(**)	0,400(*)
	Sig. (2-seitig)	0,007	0,005	0,023
	N	32	32	32

Tabelle 97. Korrelationskoeffizient, interobserver agreement für axiale VIBE

** Korrelation ist signifikant auf 0,01-Niveau (2-seitig).

* Korrelation ist signifikant auf 0,05-Niveau (2-seitig).

Gesamtscore VIBE axial - Spearmans Rho		Untersucher 1	Untersucher 2	Untersucher 3
1. Befundung -	Korrelationskoeff	0,512(**)	0,493(**)	0,616(**)
2. Befundung	Sig. (2-seitig)	0,003	0,004	0,000
	N	32	32	32

Tabelle 98. Korrelationskoeffizient, intraobserver agreement für axiale VIBE

** Korrelation ist signifikant auf 0,01-Niveau (2-seitig).

* Korrelation ist signifikant auf 0,05-Niveau (2-seitig).

4.3.5 Korrelation der sagittalen T1-TSE

Beim Vergleich der Korrelationskoeffizienten fiel einerseits das hochsignifikante geringe bzw. mittlere Übereinstimmungsmaß zwischen den Untersuchern 1 und 3 und andererseits ein signifikanter mäßiger Koeffizient zwischen Untersucher 2 und 3 bei beiden Befundungen auf (s. Tab. 99). Der Vergleich zwischen der ersten und zweiten

Befundung zeigte nur bei Befunder 1 und 2 eine mäßige signifikante Korrelation (s. Tab. 100).

Gesamtscore T1 sagittal - Spearmans Rho		Untersucher 1 - Untersucher 2	Untersucher 1 - Untersucher 3	Untersucher 2 - Untersucher 3
1. Befundung	Korrelationskoeff	0,229	0,488(**)	0,407(*)
	Sig. (2-seitig)	0,173	0,002	0,012
	N	37	37	37
2. Befundung	Korrelationskoeff	0,657(**)	0,598(**)	0,405(*)
	Sig. (2-seitig)	0,000	0,000	0,013
	N	37	37	37

Tabelle 99. Korrelationskoeffizient, interobserver agreement für sagittale T1-TSE

** Korrelation ist signifikant auf 0,01-Niveau (2-seitig).

* Korrelation ist signifikant auf 0,05-Niveau (2-seitig).

Gesamtscore T1 sagittal - Spearmans Rho		Untersucher 1	Untersucher 2	Untersucher 3
1. Befundung -	Korrelationskoeff	0,410(*)	0,409(*)	0,233
2. Befundung	Sig. (2-seitig)	0,012	0,002	0,166
	N	37	37	37

Tabelle 100. Korrelationskoeffizient, intraobserver agreement für sagittale T1-TSE

** Korrelation ist signifikant auf 0,01-Niveau (2-seitig).

* Korrelation ist signifikant auf 0,05-Niveau (2-seitig).

4.3.6 Korrelation der axialen T1-TSE

Während bei der zweiten Befundung die Untersucher geringe bis mittlere hochsignifikante Korrelationskoeffizienten erreichten, lagen bei der ersten Befundung die Werte im sehr geringen bis hohen Bereich und waren z.T. nicht signifikant (s. Tab. 101). Durchschnittliche Korrelationen, welche hochsignifikant waren, ergaben sich beim Vergleich der beiden Befundungsdurchgänge (s. Tab. 102).

Gesamtscore T1 axial - Spearmans Rho		Untersucher 1 - Untersucher 2	Untersucher 1 - Untersucher 3	Untersucher 2 - Untersucher 3
1. Befundung	Korrelationskoeff	0,155	0,378(*)	0,762(**)
	Sig. (2-seitig)	0,368	0,023	0,000
	N	36	36	37
2. Befundung	Korrelationskoeff	0,609(**)	0,548(**)	0,473(**)
	Sig. (2-seitig)	0,000	0,001	0,003
	N	36	36	37

Tabelle 101. Korrelationskoeffizient, interobserver agreement für axiale T1-TSE

** Korrelation ist signifikant auf 0,01-Niveau (2-seitig).

* Korrelation ist signifikant auf 0,05-Niveau (2-seitig).

Gesamtscore T1 axial - Spearmans Rho		Untersucher 1	Untersucher 2	Untersucher 3
1. Befundung -	Korrelationskoeff	0,575(**)	0,637(**)	0,640(**)
2. Befundung	Sig. (2-seitig)	0,000	0,000	0,000
	N	35	37	37

Tabelle 102. Korrelationskoeffizient, intraobserver agreement für axiale T1-TSE

** Korrelation ist signifikant auf 0,01-Niveau (2-seitig).

* Korrelation ist signifikant auf 0,05-Niveau (2-seitig).

4.3.7 Korrelation des T-Stadiums

Es zeigten sich nur in der ersten Befundung zwischen Untersucher 2 und 3 sowie in der zweiten Befundung zwischen Untersucher 1 und 2 hochsignifikante geringe bzw. mittlere Korrelationen, während die übrigen Zusammenhänge schwach und nicht signifikant blieben (s. Tab. 103). Bei der Betrachtung der einzelnen Untersucher fallen die mäßigen bzw. durchschnittlichen Werte für Untersucher 2 und 3 auf (s. Tab. 104).

T-Stadium - Spearmans Rho		Untersucher 1 - Untersucher 2	Untersucher 1 - Untersucher 3	Untersucher 2 - Untersucher 3
1. Befundung	Korrelationskoeff	0,317	0,283	0,484(**)
	Sig. (2-seitig)	0,056	0,090	0,002
	N	37	37	37
2. Befundung	Korrelationskoeff	0,536(**)	0,052	0,259
	Sig. (2-seitig)	0,001	0,758	0,122
	N	37	37	37

Tabelle 103. Korrelationskoeffizient, interobserver agreement für T-Stadium

** Korrelation ist signifikant auf 0,01-Niveau (2-seitig).

* Korrelation ist signifikant auf 0,05-Niveau (2-seitig).

T-Stadium - Spearmans Rho		Untersucher 1	Untersucher 2	Untersucher 3
1. Befundung -	Korrelationskoeff	0,254	0,573(**)	0,361(*)
2. Befundung	Sig. (2-seitig)	0,129	0,000	0,028
	N	37	37	37

Tabelle 104. Korrelationskoeffizient, intraobserver agreement für T-Stadium

** Korrelation ist signifikant auf 0,01-Niveau (2-seitig).

* Korrelation ist signifikant auf 0,05-Niveau (2-seitig).

4.3.8 Korrelation des N-Stadiums

Hochsignifikante Korrelationen ließen sich nur bei der zweiten Befundung zwischen den Untersuchern 1 und 2 (gering) sowie 1 und 3 (hoch) belegen (s. Tab. 105). Bei separater Betrachtung der Untersucher fallen die mittleren hochsignifikanten Korrelationen der

Untersucher 1 und 2 auf, während Untersucher 3 ein zwar signifikantes, jedoch geringes Übereinstimmungsmaß erreichte (s. Tab. 106).

N-Stadium - Spearmans Rho		Untersucher 1 - Untersucher 2	Untersucher 1 - Untersucher 3	Untersucher 2 - Untersucher 3
1. Befundung	Korrelationskoeff	0,313	0,079	0,228
	Sig. (2-seitig)	0,060	0,643	0,175
	N	37	37	37
2. Befundung	Korrelationskoeff	0,495(**)	0,709(**)	0,312
	Sig. (2-seitig)	0,002	0,000	0,060
	N	37	37	37

Tabelle 105. Korrelationskoeffizient, interobserver agreement für N-Stadium

** Korrelation ist signifikant auf 0,01-Niveau (2-seitig).

* Korrelation ist signifikant auf 0,05-Niveau (2-seitig).

N-Stadium - Spearmans Rho		Untersucher 1	Untersucher 2	Untersucher 3
1. Befundung -	Korrelationskoeff	0,594(**)	0,593(**)	0,327(*)
2. Befundung	Sig. (2-seitig)	0,000	0,000	0,049
	N	37	37	37

Tabelle 106. Korrelationskoeffizient, intraobserver agreement für N-Stadium

** Korrelation ist signifikant auf 0,01-Niveau (2-seitig).

* Korrelation ist signifikant auf 0,05-Niveau (2-seitig).

5. Bildbeispiele

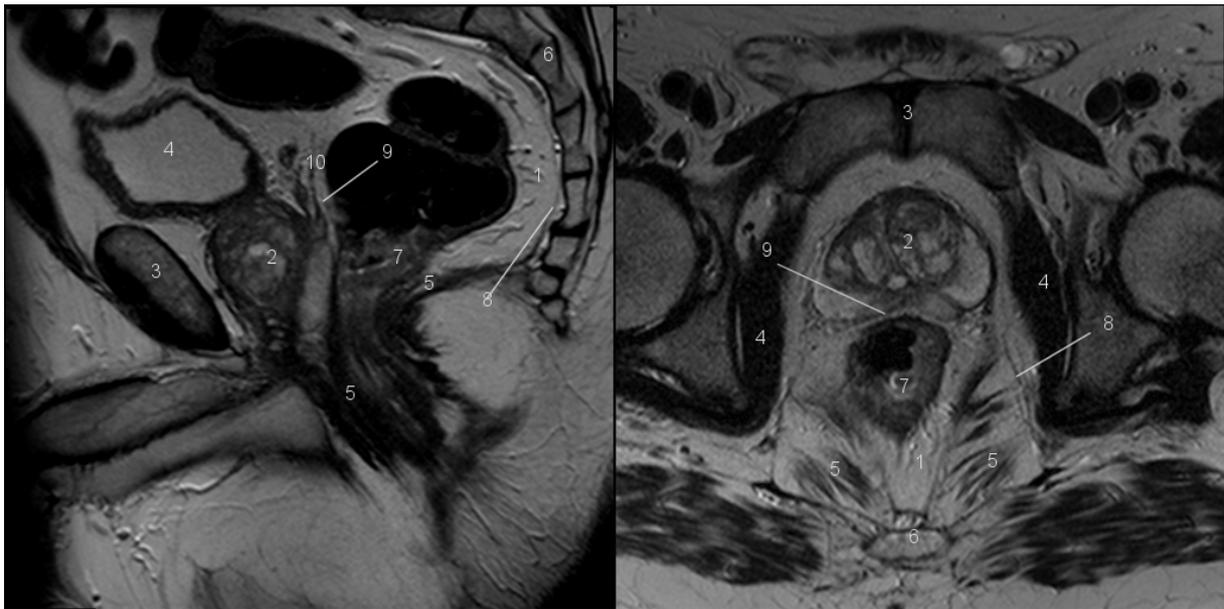


Abbildung 3. 65-jähriger Patient mit tiefsitzendem pT2N0-Tumor knapp über der Linea dentata. Behandlung: Intersphinkteräre Rektumresektion, keine neoadjuvante Therapie. *Links:* Sagittale T2-TSE, Medianschnitt. *Rechts:* Axiale T2-TSE, Schnittebene auf Höhe der Hüftgelenke. Klare Abgrenzbarkeit der folgenden Strukturen: Mesorektum (1), Prostata (2), Symphyse (3), Harnblase (sagittale Aufnahme) bzw. M. obturator int. (axiale Aufnahme) (4), M. levator ani (5), Os sacrum (6), Tumor (7), mesorektale Faszie (8), Denonvilliersche Faszie (9), Samenbläschen (10).

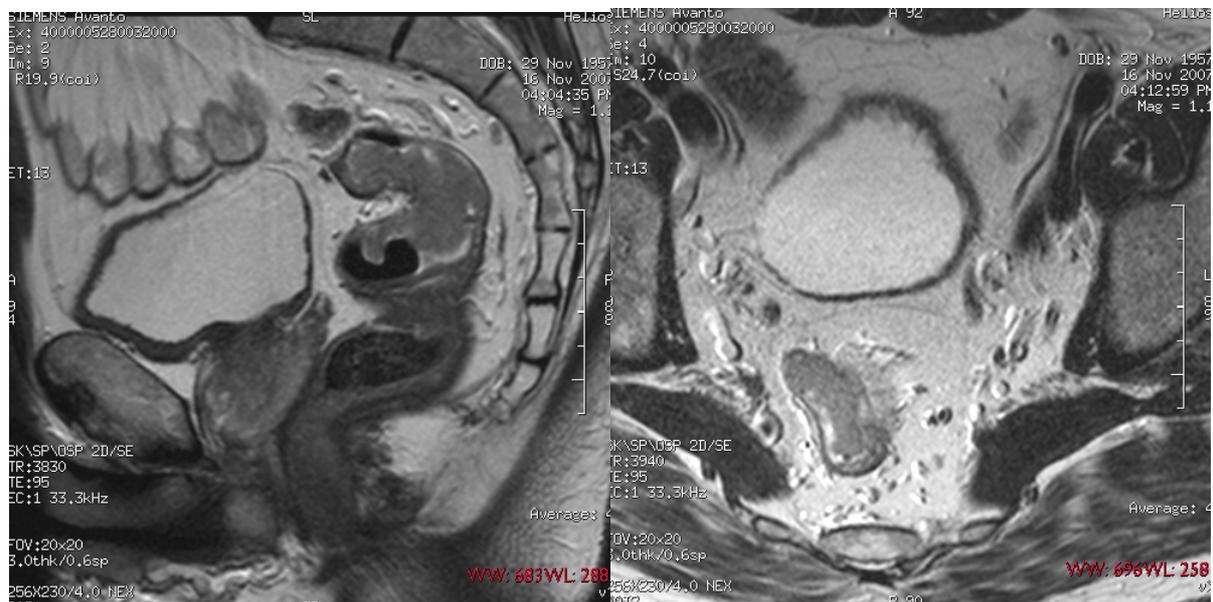


Abbildung 4. 49-jähriger Patient mit hochsitzendem ypT3N1-Tumor. Behandlung: Tiefe anteriore Rektumresektion nach Kurzzeitbestrahlung. *Links:* Sagittale T2-TSE, Medianschnitt. Klare Abgrenzung der benachbarten Organe. *Rechts:* Axiale T2-TSE, Schnittebene in Höhe SWK 4. Beachte die Diskontinuität der Darmwand bei 1 bis 4 Uhr.

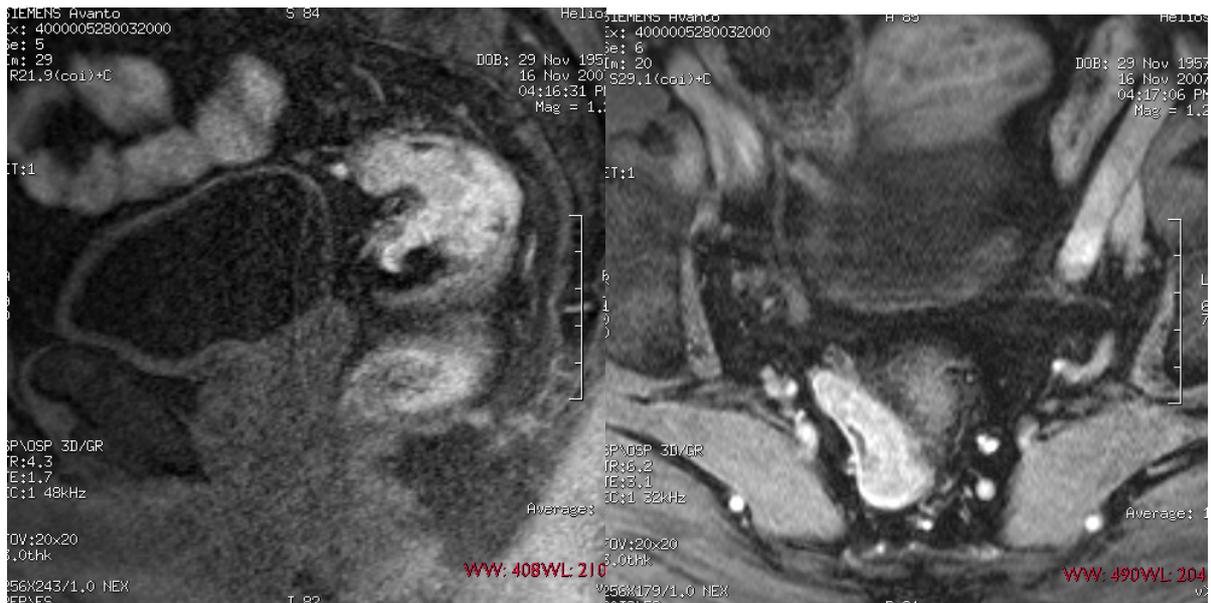


Abbildung 5. Derselbe Patient wie in Abb. 4. *Links:* Sagittale VIBE, Medianschnitt. Rauschige Aufnahmequalität sowie nur schemenhaft angedeutete Beckenmuskulatur und Prostata mit Samenbläschen in der arteriellen Phase. *Rechts:* Axiale VIBE, Schnittebene in Höhe SWK 4. Deutliche Kontrastmittelanreicherung des Tumors in der früh-venösen Phase.

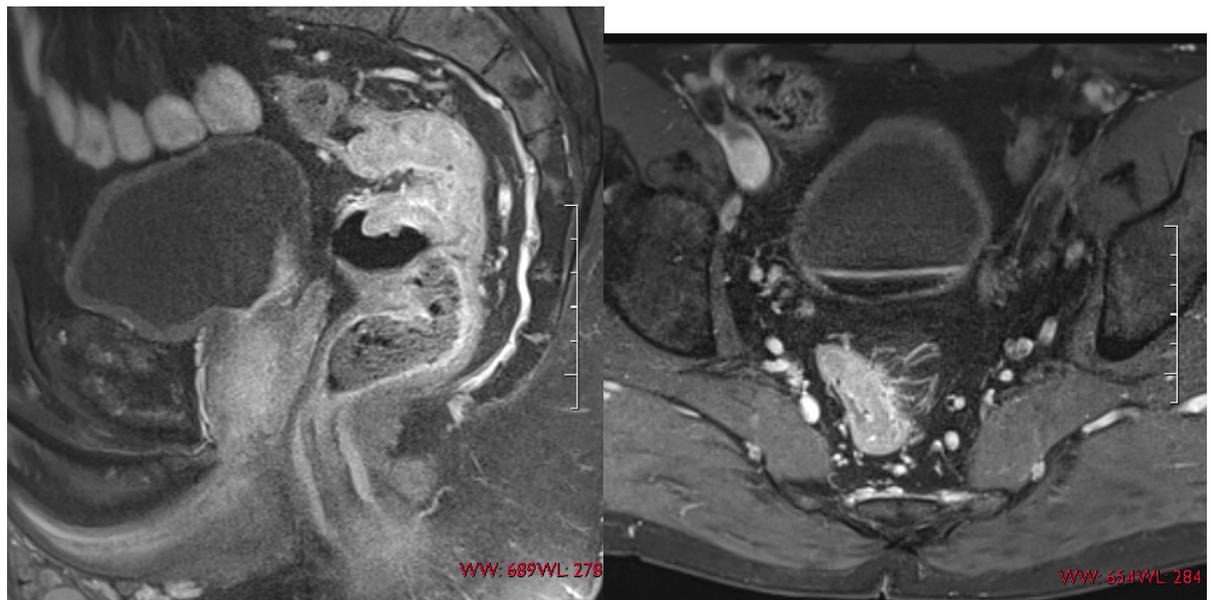


Abbildung 6. Derselbe Patient wie in Abb. 4. *Links:* Sagittale fettgesättigte T1-TSE, Medianschnitt. Deutlich bessere Abgrenzung des Tumors und der angrenzenden Strukturen und Organe als in den VIBE-Aufnahmen (s. Abb. 5). *Rechts:* Axiale fettgesättigte T1-TSE, Schnittebene in Höhe SWK 4. Deutliche Darstellung der Gefäßstrukturen des Tumors.

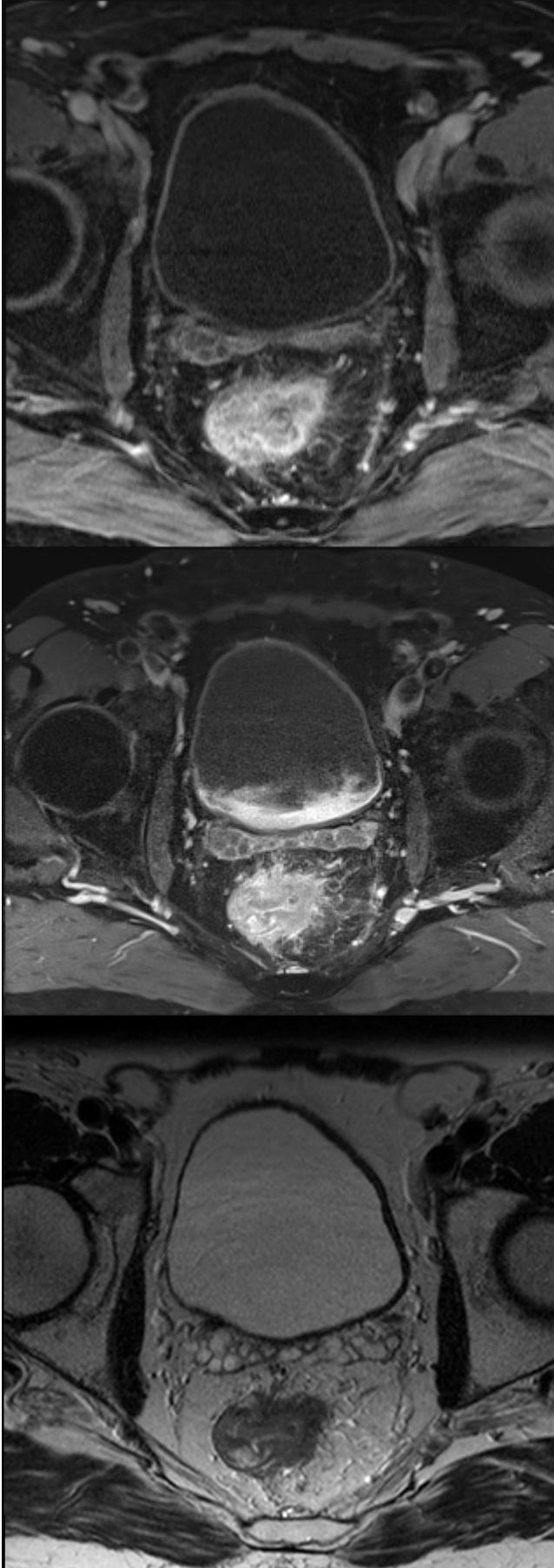


Abbildung 7. Vergleich der Sequenzen anhand axialer Schnitte. 64-jähriger Patient mit hochsitzendem ypT3N0-Tumor in Höhe der Hüftgelenke.

Behandlungsregime: Tiefe anteriore Rektumresektion nach Kurzzeitbestrahlung.

Oben: VIBE. Deutliche Kontrastierung der Mukosa und Submukosa.

Mitte: Fettgesättigte T1-TSE.

Hyperintenser Tumor mit deutlichen Ausläufern in das Mesorektum bei 12 bis 3 Uhr. *Unten:* T2-TSE.

Diskontinuität der Darmwand bei 12 Uhr erkennbar.

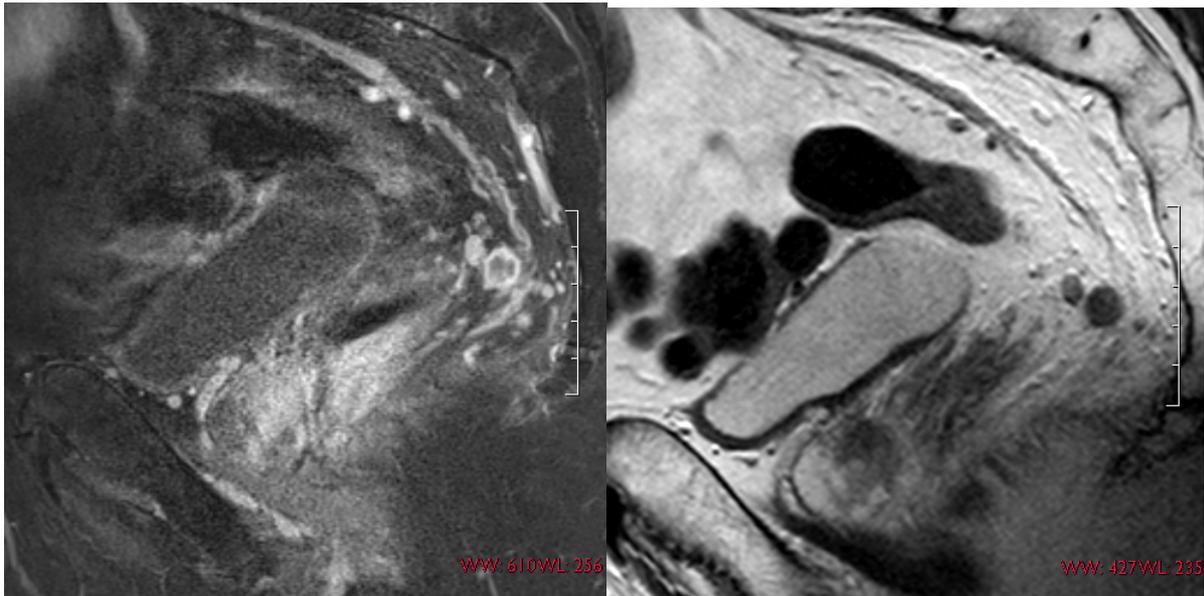


Abbildung 8. Beispiele für Artefakte. 68-jähriger Patient mit tiefsitzendem ypT3-Tumor, Stadium N1 (1/14). Darstellung eines präsakral gelegenen metastasensuspekten Lymphknotens. *Links*: Sagittale fettgesättigte T1-TSE. Deutliches Bildrauschen mit eingeschränkter Abgrenzbarkeit der Harnblase. *Rechts*: Sagittale fettgesättigte T2-TSE zum Vergleich.

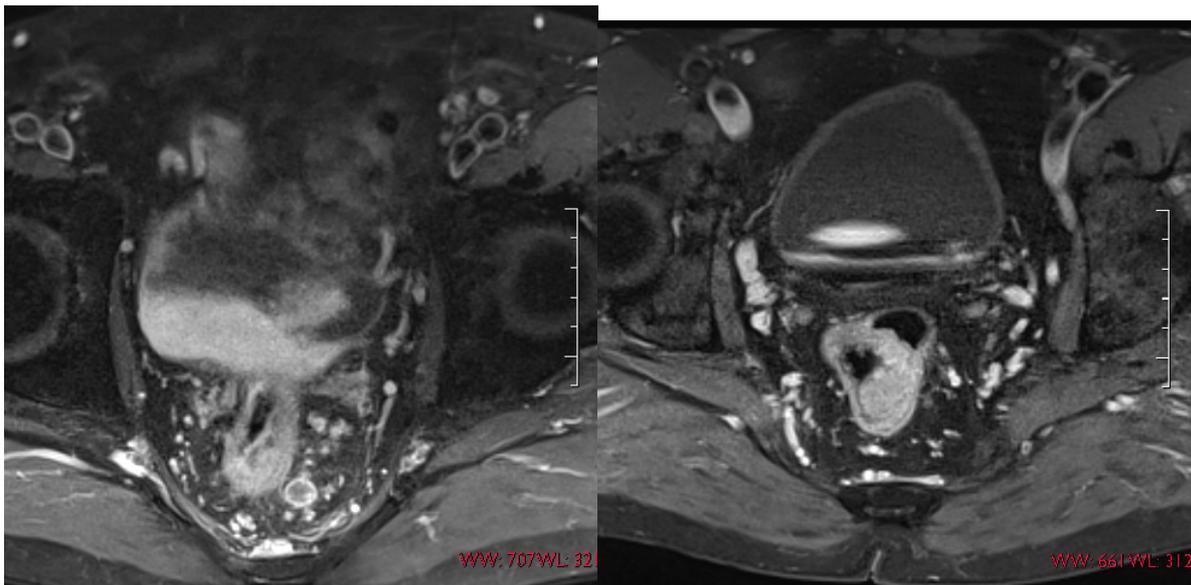


Abbildung 9. *Links*: Derselbe Patient wie in Abb. 8. Axiale fettgesättigte T1-TSE, Schnittebene auf Höhe der Hüftgelenke. Kontrastmittelanreicherung in der Harnblase. *Rechts*: Derselbe Patient wie in Abb. 3. Verkürzung der T2-Zeit mit Signalauslöschung und erschwelter Abgrenzbarkeit der Harnblase durch hohe Konzentration von Gadoteridol.

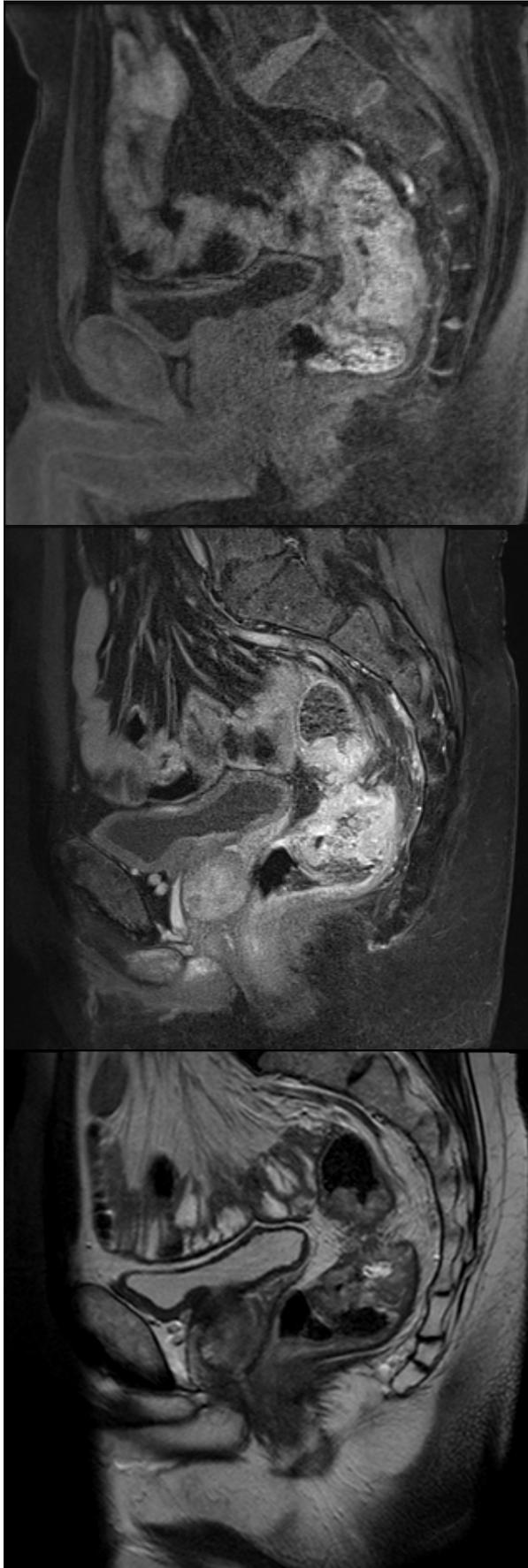


Abbildung 10. Erschwerte Abgrenzbarkeit eines Tumors durch Fäzes. 47-jähriger Patient mit ypT3N2-Tumor. Behandlung: Tiefe anteriore Rektumresektion nach Kurzzeitbestrahlung.

Oben: Sagittale VIBE, Medianschnitt. Eine Differenzierung zwischen dem hyperintensiven Tumorgewebe und den ebenfalls hyperintensiven Fäzes ist kaum möglich.

Mitte: Sagittale fettgesättigte T1-TSE, Medianschnitt. Der stenosierende Tumor ist klar als hyperintense Masse von den Fäzes abzugrenzen, welche ebenfalls hyperintens zum umliegenden Gewebe erscheinen.

Unten: Sagittale T2-TSE zum Vergleich, Medianschnitt. Hier sind nur andeutungsweise hypointense Fäzes zu erahnen. Eine saubere Demarkierung des Tumors ist gewährleistet.

6. Diskussion

6.1 Allgemeine und anatomische Bewertungskriterien

Bei der Betrachtung der Bildqualität, des Artefaktvorkommens und der Abbildung der anatomischen Strukturen fiel zunächst erwartungsgemäß auf, daß die Einschätzung dieser Parameter subjektiv war. Untersucher 3 bewertete die Bilder aller Sequenzen schlechter als die beiden anderen Untersucher: Bis auf die Beurteilung der Artefaktfreiheit erzielte er nie den Wert 5 (= sehr gut). Weiterhin war auffällig, daß die Untersucher 1 und 3 die T1-TSE- den T2-TSE-Aufnahmen bei der Mehrzahl der Bewertungskriterien (u.a. beim Gesamteindruck der Aufnahmen) als signifikant unterlegen ansahen. Untersucher 2 beurteilte dagegen die sagittale T1-TSE bezüglich der Gesamtqualität und dem Artefaktvorkommen als signifikant der T2-TSE überlegen und stellte ansonsten keine signifikanten Differenzen fest. In einigen Fällen imponierten die T1-TSE-Aufnahmen körnig oder unscharf, während die T2-Serien eine befriedigende Qualität erreichten (s. Abb. 8). Wenn die T1-TSE in der späten Postkontrastphase aufgenommen wurde, reicherte sich das Gadoteridol bereits stark in der Harnblase an. Durch die Verkürzung der T2-Relaxationszeit kam es zu Hypointensitäten bei einigen Aufnahmen, wodurch die Abgrenzung der Blasenwand erschwert wurde (s. Abb. 9). Klare Übereinstimmung herrschte zwischen den Untersuchern, daß die arterielle Phase, wie in der sagittalen VIBE erfaßt, suboptimale Ergebnisse zeigt. Jedoch fielen auch die Wertungen der axialen VIBE in den meisten Fällen signifikant geringer als die der T2-TSE aus. Dies liegt einerseits an dem geringen SNR, andererseits sind GRE-Sequenzen grundsätzlich anfälliger für Suszeptibilitätsartefakte (Brown MA et al. 1999). Während der Akquisition der axialen VIBE und darauf folgend der beiden T1-TSE-Sequenzen war das Kontrastmittel (in der (früh-) venösen Phase) gut in der Darmwand und im Tumorgewebe angereichert. Generell ist festzuhalten, daß die Mucosa und Submucosa das Kontrastmittel aufnahmen und deutlich hyperintens imponierten. Ein eventueller Nutzen für oberflächliche T1- und T2-Tumoren wurde aufgrund der geringen Fallzahl jedoch nicht untersucht. Ein unerwarteter Effekt trat auf, wenn sich bei den Patienten größere Mengen an Stuhl im Darm befanden: Während sich die Fäzes in der T2-TSE klar hypointens im Vergleich zu Darmwand und Tumor demarkierten, stellten sie sich in der T1-TSE nur leicht hypointens dar, was die Differenzierung der Strukturen mitunter erschwerte. In der VIBE bildeten die Fäzes sich sogar isointens bis deutlich hyperintens

ab (s. Abb. 10). Ein Grund für dieses Phänomen liegt im Proteingehalt und in Spurenmetallen, die die T1-Relaxationszeit verkürzen, bei gleichzeitiger Fettsuppression.

Die Befunde aus dieser Arbeit stimmen weitgehend mit denen aus der Literatur überein: Nur Winter und Zhang et al. untersuchten neben der Tumorausbreitung Bildqualität, Artefaktvorkommen und die Darstellung bestimmter Strukturen. Winter et al. stellten für die fettgesättigte kontrastverstärkte T2-TSE eine signifikante Überlegenheit gegenüber der T1-TSE fest (Winter et al. 2007). Auch Zhang et al. beschrieben eine Überlegenheit der T2-TSE gegenüber den T1-gewichteten Aufnahmen. Weiterhin war die 3D-GRE-Sequenz der T1-TSE unterlegen (Zhang/Zhang et al. 2008).

6.2 Darstellung der Tumorausbreitung

6.2.1 Allgemeine Übersicht

Wie oben dargestellt, gab es bei der Bewertung der Tumorausbreitung und Organinfiltration bei allen Untersuchern sowohl in der ersten als auch in der zweiten Befundung keine signifikanten Unterschiede zwischen den Sequenzen. Dieser Befund ist zunächst erstaunlich, weil die axiale VIBE in der allgemeinen Beurteilung der T2-TSE signifikant unterlegen war. Auch bei der sagittalen VIBE fiel dies auf, obwohl die Bilder vor der venösen Kontrastmittelphase aufgenommen wurden. Auch die Genauigkeiten und Flächenwerte differierten z.T. stark. Eine Erklärung hierfür ist, daß die Fälle, in denen ein Tumorbefall mit dem Wert 0 (d.h. unklar, mögliche Tumordinfiltration) bewertet wurde, zu den Fällen mit klarem Tumorbefall (Wert: +1) hinzugezählt wurden. Besonders bei der VIBE waren dies i.a. mehr Fälle als bei den anderen Sequenzen. Beim Vergleich der Untersucher 1 und 3 ließen sich Ähnlichkeiten bei der Bewertung feststellen. Beide erzielten eher niedrige Flächenwerte in der ersten Befundung, die sich in der zweiten Befundung erhöhten (wenn auch nicht signifikant). Untersucher 2 erreichte höhere Ergebnisse, die sich in der zweiten Befundung nur gering verbesserten. Dies ähnelt den Studien von Vliegen et al. (Vliegen et al. 2005) und Beets-Tan et al. (Beets-Tan et al. 2001), die die Resultate jeweils zweier Befunder dokumentierten.

6.2.2 Penetration des Tumors in das Mesorektum

Es läßt sich festhalten, daß die kontrastmittelgestützten Sequenzen (abgesehen von der sagittalen VIBE) eine deutlichere Darstellung von Tumorspikuläe ermöglichen als die T2-TSE. Dennoch führte dies nicht zu signifikant erhöhten Sensitivitäten, Spezifitäten und Genauigkeiten. Ein Grund hierfür mag darin liegen, daß auch unspezifische Entzündungsreaktionen auf den Tumor solche Spikulierungen verursachen können (Vliegen et al. 2005). Außerdem werden auch kleine mesorektale Blutgefäße deutlich kontrastiert, die mitunter als mesorektale Tumorausläufer mißgedeutet werden können.

Verglichen mit den Ergebnissen der aktuellen Literatur erbrachten die Genauigkeiten, Sensitivitäten und Spezifitäten akzeptable Werte: In der Studie von Vliegen et al. (Vliegen et al. 2005) wurden für die T2-TSE allein von den beiden Befundern Genauigkeiten von 69% bzw. 83%, Sensitivitäten von 78% bzw. 99% und Spezifitäten von 40% bzw. 60% erreicht. Bei der gemeinsamen Beurteilung der kontrastverstärkten T1-TSE und T2-TSE lagen diese Werte bei 81% bzw. 84%, 87% bzw. 98% sowie 60% bzw. 40% (in der vorliegenden Arbeit wurden die Sequenzen separat bewertet, so daß dies beim Vergleich zu berücksichtigen ist). Die Autoren hatten ROC-Kurven erstellt, deren Flächenwerte denen der vorliegenden Arbeit ähnlich waren. Im Vergleich zu den 3-T-Studien von Winter et al. und Zhang et al. schnitt die vorliegende Arbeit allerdings schlechter ab: Winter et al. (Winter et al. 2007) kamen auf eine Genauigkeit von 95%, die Sensitivität lag bei 100% und die Spezifität betrug 94%. Zhang et al. (Zhang/Zhang et al. 2008) berichteten über vergleichbare Werte (Genauigkeit/Sensitivität/Spezifität in %: 92,1/88/100). Auch die ältere Studie von Okizuka et al. (Okizuka et al. 1996) erlangte höhere Werte (Genauigkeit/Sensitivität/Spezifität ohne Kontrastmittelgabe in %: 81/87/76, mit Kontrastmittelgabe: 81/93/71).

6.2.3 Infiltration der mesorektalen Faszie

Vliegen et al. (Vliegen et al. 2005) kamen für eine Invasion des mesorektalen Faszienapparates durch den Tumor für die beiden Befunder auf Genauigkeiten von 93% bzw. 87%, Sensitivitäten von 88% bzw. 82% und Spezifitäten von 96% bzw. 90% für die T2-TSE. Die Kombination aus T2-TSE und kontrastverstärkter T1-TSE lieferte vergleichbare Resultate (88% bzw. 87%, 85% bzw. 79%, 90 bzw. 92%). In der

vorliegenden Arbeit lieferten in der ersten Befundung Untersucher 2 und in der zweiten Befundung alle Untersucher vergleichbare Ergebnisse.

6.2.4 Infiltration benachbarter Organe

Die Organinfiltration durch den Tumor wurde von Okizuka et al. (Okizuka et al. 1996) sowie von Zhang et al. (Zhang/Zhang et al. 2008) beschrieben, wobei jedoch nicht angegeben wurde, welche Organe betroffen waren (bei Zhang handelte es sich in einem Fall offenbar um eine Prostatainfiltration). Die Genauigkeiten, Sensitivitäten und Spezifitäten betragen bei Okizuka (T2- und T1-Wichtung ohne Fettunterdrückung) 100% bzw. 100%, 90% bzw. 87 % und 91% bzw. 88%. Zhang erzielte eine Genauigkeit, Sensitivität und Spezifität von jeweils 100%. Mit der vorliegenden Arbeit stimmen diese Ergebnisse gut überein.

6.2.5 Lymphknotenmetastasen

Zhang et al. (Zhang/Zhang et al. 2008) gaben eine Genauigkeit von 79%, eine Sensitivität von 64,7% und eine Spezifität von 90,5% für die Detektion von Lymphknotenmetastasen an. Die vorliegende Arbeit reicht nur bei der Erkennung präsakraler Lymphknotenmetastasen an diese Ergebnisse heran, z.T. waren auch die Sensitivitäten bei den lokoregionären tumorbefallenen Lymphknoten höher.

6.2.6 Einschätzung der postoperativen Kontinenzsituation

Die vorliegende Arbeit ergab deutlich niedrigere Resultate als die Veröffentlichung von Zhang et al., (Zhang/Zhang et al. 2008) die eine Genauigkeit von 96,9%, eine Sensitivität von 96,2% und eine Spezifität von 100% notierten. Andere Arbeiten beschäftigen sich mit dem Thema nur am Rande.

6.2.7 Zirkumferentieller Resektionsrand

Alle Untersucher der vorliegenden Arbeit bewerteten häufig T2-Tumoren mit dem Stadium T3, wodurch oft ein CRM bestimmt wurde, obwohl kein Tumorbefall des Mesorektums vorlag. Auch in den Fällen, in welchen ein CRM vorlag, wurden diese ebenfalls meist überbewertet: Der CRM war in der Histopathologie viel größer als in der MRT, und eine Infiltration der mesorektalen Faszie lag nur selten vor. Ein Grund hierfür könnte sein, daß die Auswertung der Präparate durch den Pathologen direkt nach Resektion durch das übliche Aufspannen auf Kork erfolgte. Hierdurch kommt eine

Veränderung des Abstands vom Tumor zum Resektionsrand im Vergleich zur Lage in situ zustande. Andererseits werden die Präparate nachfolgend in Formalin fixiert, wodurch ebenfalls Formänderungen zustande kommen. Das vorliegende Ergebnis differiert mit der Literatur, da in den vorliegenden aktuellen Studien (MERCURY Study Group 2006/2007; Videhult et al. 2007; Beets-Tan et al. 2001) und einer jüngeren Metaanalyse (Purkayastha et al. 2006) erheblich höhere Genauigkeiten (86%-94%) und mit der Histopathologie übereinstimmende Messungen des CRM angegeben wurden.

6.2.8 T- und N-Stadium

Alle jüngeren Studien weisen deutlich höhere Genauigkeiten für die Bestimmung des T-Stadiums auf als die vorliegende Arbeit: Winter et al. (Winter et al. 2007) berichteten eine Genauigkeit von 95%, Vogl et al. (Vogl et al. 1997) gaben Sensitivitäten für die einzelnen T-Stadien von 83%-100% und Spezifitäten von 100% an, Maier et al. (Maier et al. 2000) Genauigkeiten von 82% bzw. 74% (je nach Befunder). Bei Zhang et al. (Zhang/Zhang et al. 2008) betrug die Genauigkeit 92,1%, Beets-Tan et al. (Beets-Tan et al. 2001) dokumentierten befunderabhängig 83% und 67%, Wallengren et al. (Wallengren et al. 2000) erzielten 90%, Pegios et al. (Pegios et al. 2002) 86,6%. Lediglich bei Bianchi et al. (Bianchi et al. 2005) und Videhult et al. (Videhult et al. 2007) lagen die Genauigkeiten mit 71% bzw. 66% niedriger. In der vorliegenden Arbeit kam lediglich Untersucher 2 in beiden und Untersucher 1 in der zweiten Befundung an letztere Ergebnisse heran. Schwierigkeiten, die niedrigen Stadien T1-T3a zu differenzieren, wurden überdies auch in der Literatur beschrieben (Videhult et al. 2007; Beets-Tan et al. 2001).

Beim N-Stadium war die Diskrepanz zwischen den Untersuchern und der Literatur weniger deutlich, weil die Angaben weit differieren: Winter et al. (Winter et al. 2007) erzielten 91% und Bianchi et al. (Bianchi et al. 2005) 76% Genauigkeit. Dagegen betrug die Genauigkeit bei Videhult et al. (Videhult et al. 2007) lediglich 62%, während Maier et al. (Maier et al. 2000) sogar nur 43% notierten. Die relativ stark differierenden Bestimmungen der vorliegenden Arbeit werden also zumindest von einem Teil der Studien bestätigt.

6.3 Korrelationskoeffizienten

Insgesamt gab es bei den kumulierten Sequenzen viele signifikante oder hochsignifikante Ergebnisse. Die ermittelten Korrelationen zwischen den Untersuchern

reichten von gering bis hoch. In der Mehrzahl ergaben sich mittlere Zusammenhänge, woraus - in Übereinstimmung mit den Flächenwerten - geschlossen werden kann, daß sich die Bewertungen der Untersucher nicht massiv voneinander unterschieden. Die Differenzen zwischen der ersten und zweiten Befundung eines Untersuchers waren in den meisten Fällen ebenfalls signifikant bis hochsignifikant, und in der Mehrzahl der Fälle befanden sich die Korrelationskoeffizienten im geringen bzw. mittleren Bereich. Hieraus kann gefolgert werden, daß bei allen Untersuchern von der ersten zur zweiten Befundung ein mittlerer bis starker Lerneffekt vorhanden war, der umso höher ausfiel, je geringer das Maß an Übereinstimmung war. Im Falle der Übereinstimmungen des T- und N-Stadiums gab es zwischen den Untersuchern vergleichbare Resultate. Die Vergleiche der ersten und zweiten Befundung der Untersucher erbrachten geringe bis mittlere Maße der Übereinstimmung. Dies weist jedoch nur in einigen Fällen auf einen (mittleren) Lerneffekt hin, weil die Genauigkeiten von der ersten zur zweiten Befundung beim T-Stadium nur für Untersucher 1 und 2 und beim N-Stadium nur für Untersucher 2 stiegen. Hingegen sanken sie für Untersucher 1 beim N-Stadium und für Untersucher 3 in beiden Fällen. Offensichtlich bewirkte auch die vor der zweiten Befundung durchgeführte Entblindung der Untersucher bezüglich der Histopathologie keine größere Steigerung der Genauigkeit.

In der Literatur lassen sich Korrelationsberechnungen z.B. bei Vliegen et al. und Okizuka et al. (jeweils zwei Untersucher) für die Tumorpenetration der rektalen Wand sowie bei Vogl et al. und Brown et al. (jeweils zwei Untersucher) für das T-Stadium finden (Okizuka et al.1996; Vogl et al.1997; Brown G et al. 1999; Vliegen et al. 2005). In allen Studien waren die Daten symmetrisch verteilt, so daß anstelle des Spearman-Koeffizienten Cohens Kappa angewendet wurde. Die ermittelten Werte zeigten durchweg eine hohe Übereinstimmung ($\kappa = 0,75 - 1,0$). In einer weiteren Studie von Beets-Tan et al. (Beets-Tan et al. 2001) wurden von zwei Untersuchern zwei Befundungen durchgeführt. Die Übereinstimmung der beiden Befundungen war hoch, zwischen den Untersuchern lag sie jedoch bei nur $\kappa = 0,53$. Abgesehen von der letzten Studie lagen die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit klar unter den publizierten Werten.

6.4 Beschränkungen der Studie

Die vorliegende Arbeit hatte Einschränkungen. Die Methodik wies Schwierigkeiten auf, die auch für die vergleichbaren Studien aus der Literatur galten: Zunächst besteht bei fast allen radiologischen Studien nur die Möglichkeit der Verblindung der Untersucher

gegenüber den histopathologischen Befunden, nicht aber zwischen den verschiedenen Aufnahmemodalitäten. Diese ließen sich in der vorliegenden Arbeit leicht an ihrem unterschiedlichen Aussehen unterscheiden. Überdies wurden die T2-TSE-, VIBE- und T1-TSE-Aufnahmen jedes Patienten nicht zu verschiedenen Zeiten untersucht, sondern i.a. eine nach der anderen zu einem Termin. Dadurch konnten die Beurteilungsergebnisse der einen Sequenz die Beurteilung einer anderen Sequenz beeinflussen, was jedoch im vorliegenden Falle für den Vergleich und die Qualitätseinordnung auch erwünscht war. Eine zweite Schwäche der Methodik liegt in der fehlenden Möglichkeit der Angabe einer Muscularis-propria-Invasion auf dem Bewertungsbogen für die einzelnen Sequenzen. Nur bei der Angabe des Tumorstadiums konnte somit zwischen einem T1- und einem T2-Tumor unterschieden werden. Angesichts der niedrigen Anzahl an T1-Tumoren in der Histopathologie wurde auf eine Nachauswertung verzichtet.

Außerdem wurde in der vorliegenden Arbeit nicht getestet, ob die Kombination einer kontrastmittelunterstützten Sequenz mit der T2-TSE einen Informationsgewinn gegenüber der T2-TSE alleine hatte (wie z.B. bei Vliegen et al. (Vliegen et al. 2005) untersucht).

Sicherlich dürfte auch die Fallzahl von $n = 37$ gewisse Einschränkungen bezüglich der Repräsentativität der Arbeit verursachen. Allerdings wird, wie oben ausgeführt, die Kernaussage der Arbeit - keine Überlegenheit der kontrastmittelgestützten Bildgebung gegenüber dem Standard - auch von den anderen jüngeren Studien gestützt. Zudem ist die Patientenzahl der Arbeit ähnlich hoch wie in der Literatur: Winter et al. untersuchten 22 Patienten, Vogl et al. 35, Bianchi et al. 21, Brown et al. 28, Zhang et al. 38, Okizuka et al. 32, Wallengren et al. 28, und Drew et al. werteten 29 Fälle aus (Winter et al. 2007; Vogl et al. 1997; Bianchi et al. 2005; Wallengren et al. 2000; Brown G et al. 1999; Drew et al. 1999). Lediglich die multizentrische MERCURY-Studie (Mercury Study Group 2006/2007) umfaßte erheblich mehr Patienten ($n = 295$). Die multizentrische Phase-II-Arzneimittelstudie von Maier et al. wertete 113 Fälle aus, Vliegen et al. umfaßten 83, Beets-Tan et al. 76 und Videhult et al. 91 Fälle (Maier et al. 2000; Vliegen et al. 2005; Beets-Tan et al. 2001; Videhult et al. 2007).

Ein Grund für die teilweise niedrigen Resultate bei der Auswertung bestand in der Unerfahrenheit der Untersucher 1 und 3 in der Beurteilung von MRT-Aufnahmen von Rektumkarzinomen bzw. in der generellen Auswertung von Schnittbildern. Desweiteren

sind die niedrigen Genauigkeiten der Einteilung des T- und N-Stadiums auf die präoperativ erfolgende neoadjuvante Therapie (besonders auf die Langzeitregime) zurückzuführen: Die unterschiedliche Tumorregression (bis hin zur Komplettremission) erschweren die Korrelation zwischen präoperativem Staging und dem postoperativen Gewebefund. Eine Aufteilung des Patientenguts in Fälle mit und ohne neoadjuvante Behandlung hätte jedoch die Studienpopulation erheblich verkleinert, so daß hiervon Abstand genommen wurde.

6.5 Abschließende Bewertung; Empfehlung für ein Untersuchungsprotokoll

Wenn auch die Beurteilung der Bildqualität, der Artefakte und der anatomischen Einzelstrukturen beim Vergleich von T2- und T1-TSE zwischen den Untersuchern differierten, waren bei der Bestimmung des Tumorwachstums keine Unterschiede zwischen den TSE-Aufnahmen festzustellen. Die VIBE war den korrespondierenden T2-TSE-Bildern in der Qualität der Aufnahmen in der Beurteilung aller Untersucher signifikant unterlegen. Hingegen unterschied sich nur die sagittale VIBE, welche in der arteriellen Kontrastmittelphase aufgenommen wurde, signifikant von der T2-TSE in der Bestimmung des Tumorwachstums. Zwischen der axialen VIBE und T2-TSE gab es keine signifikanten Differenzen. Es ist festzuhalten, daß kein Zusatznutzen von Kontrastmittelunterstützten Sequenzen bei der Diagnostik des Rektumkarzinoms gegenüber der etablierten T2-TSE-Bildgebung nachweisbar ist. Bei der Besprechung der Befundungsergebnisse bestand dennoch zwischen den Untersuchern Einigkeit, daß zusätzliche T1-gewichtete Aufnahmen die Sicherheit bei der Bestimmung des Tumorstadiums im klinischen Alltag erhöhen könnten. Um die zeitliche Belastung für die Patienten gering zu halten, bietet sich dazu die axiale VIBE an: Die Akquisitionszeit dieser Sequenz beträgt etwa 30 Sekunden. Auch die Belastung der Patienten durch das eventuelle Legen eines peripher-venösen Zuganges und die Gabe des Kontrastmittels können als gering eingeschätzt werden. Einen besonderen Fall stellt das Tumorstaging in Verbindung mit einer Leberuntersuchung zum Ausschluß von Fernmetastasen dar. Hier kann auf die Leberbildgebung mittels 2D-GRE oder VIBE in Atemanhaltetechnik ohne Probleme eine VIBE des Beckens erfolgen, da eine Kontrastmittelgabe zur Untersuchung der Leber obligat ist. Eine zusätzliche Dosis muß nicht injiziert werden, und das Kontrastmittel befindet sich zum Untersuchungszeitpunkt in der venösen Phase. Hierdurch wird ein qualitativ hochwertiges Untersuchungsergebnis gewährleistet.

Die Empfehlung für ein zeitsparendes Untersuchungsprotokoll für das Staging von Rektumkarzinomen an einer 1,5-T-MR-Einheit unter Verwendung phasengesteuerter Oberflächenspulen und Parallelbildgebung beinhaltet daher:

1. Sagittale T2-TSE: Kippwinkel $\alpha = 90^\circ$. TR [ms]: 4000. TE [ms]: 95. ETL: 13. NEX: 4. RBW: 33,3 kHz bzw. 130 Hz/Pixel. Bildmatrix: 256 x 230. FOV [mm]: 200 x 200. Schichtdicke: 3 mm. Schichtzwischenraum: 0,6 mm. Schichtanzahl: 20 (Dauer ca. 5 Minuten).

2. Axiale T2-TSE: Kippwinkel $\alpha = 90^\circ$. TR [ms]: 3940. TE [ms]: 95. ETL: 13. NEX: 4. RBW [kHz]: 33,3 bzw. 130 Hz/Pixel. Bildmatrix: 256 x 230. FOV [mm]: 200 x 200. Schichtdicke: 3 mm. Schichtzwischenraum: 0,6 mm. Schichtanzahl: 40. (Dauer ca. 5 Minuten).

Fakultativ: Leberbildgebung (mit Kontrastmittelapplikation).

Ohne Leberbildgebung: Gabe des Kontrastmittels (z.B. Gadoteridol 0,2 ml/kg Körpergewicht) und Wartezeit von ca. 1-2 Minuten, um die (früh-)venöse Phase sicherzustellen.

3. Axiale VIBE: Kippwinkel $\alpha = 10^\circ$. TR [ms]: 6,24. TE [ms]: 3,08. NEX: 1. RBW [kHz]: 32 bzw. 250 Hz/Pixel. Bildmatrix: 256 x 179. FOV [mm]: 200 x 200. Schichtdicke: 3 mm. Kein Schichtzwischenraum. Schichtanzahl: 64. (Dauer ca. 30 Sekunden).

Das vorgeschlagene Protokoll ist mit einer Meßzeit von ca. 10-12 Minuten deutlich schneller als frühere Untersuchungsprotokolle, die 35-45 Minuten benötigen (Zhang/Zhang et al. 2008; Vliegen et al. 2005). Auch wenn zusätzlich sagittale und axiale T1-TSE-Aufnahmen erstellt werden (technische Parameter s. Kap. 3.2), beträgt die Meßzeit nicht mehr als 20 Minuten. In Kombination mit einer Leberbildgebung beträgt die Meßzeit unter 30 Minuten und ist somit immer noch geringer als die von Vliegen und Zhang et al. angegebenen Zeiten, welche keine Leberaufnahmen beinhalten.

6.6 Ausblick

Bezüglich des Stagings und Restagings rektaler Tumoren existieren diverse Themenfelder, die unter Berücksichtigung des technischen Fortschrittes noch einer weiteren Erforschung bedürfen: Eine Verbesserung der Aufnahmemodalitäten durch Atemsteuerung ähnlich der Herz- oder Oberbauchbildgebung scheint gegenüber der

konventionellen Bildgebung Vorteile zu haben (Yamashita et al. 2007). Eine Erhöhung der Bildqualität und der Auflösung der Darmwandschichten bei einer Feldstärke von 3 T (oder höher) ist dagegen nicht zu erwarten, da mit der Steigerung der Feldstärke Suszeptibilitätsprobleme zunehmen. Auch die Erhöhung des SNR ist nur beschränkt möglich, wenn eine schnelle Untersuchungsdauer von 5 Minuten je TSE-Sequenz erwünscht ist. Zudem stellt sich die Frage, ob fettunterdrückte kontrastmittelunterstützte Sequenzen beim Restaging nach neoadjuvanter Therapie oder bei Rezidivverdacht einen Vorteil in der Differenzierung zwischen ödematös-fibrotischem bzw. nekrotischem Gewebe und Tumorgewebe bieten. Eine neue Studie zeigt jedoch, daß mit T2-TSE-Aufnahmen allein bereits eine hohe Genauigkeit bei der Bestimmung des Tumors erreicht werden kann (Lahaye et al. 2009, Teil I). Ein weiteres Einsatzgebiet gadoliniumbasierter Kontrastmittel ist die dynamische Bildgebung, mit der die Mikrozirkulation der Tumoren bestimmt werden kann (De Vries et al. 2000; Rudisch et al. 2005). Zhang et al. (Zhang/Yu et al. 2008) wiesen nach, daß mit der dynamischen Bildgebung Aussagen über die Krankheitsprognose getroffen und die Differenzierung von Tumor und umgebendem Gewebe verbessert werden kann. Auch die Diffusionsbildgebung ohne den Einsatz von Kontrastmittel könnte sich in Verbindung mit T2-gewichteten Aufnahmen als nutzbringend bei der Bestimmung des T-Stadiums erweisen (Nasu et al. 2004). Erste In-vitro- und Tierversuche mit monoklonalen gadoliniummarkierten Antikörpern, welche spezifisch an Tumorzellen binden, wurden ebenfalls unternommen (Kuriu et al. 2006). Eine klinische Überprüfung steht allerdings noch aus. In jedem Fall ist jedoch eine weitere Erforschung erforderlich, bevor eines dieser Verfahren in einem klinischen Untersuchungsprotokoll aufgenommen werden kann. Die Schwierigkeit der Detektion von Lymphknotenmetastasen scheint hingegen - ersten Untersuchungen zufolge - überwunden worden zu sein: Erste Studien mit USPIO wurden schon vor mehreren Jahren - zuerst bei lymphatisch metastasierten Prostatakarzinomen - erfolgreich durchgeführt (Harisinghani et al. 2003), riefen jedoch durchaus Kritik hervor, weil sie nicht reproduzierbar waren (Yaes et al. 2003). Für das Rektumkarzinom konnten Lahaye et al. in zwei Untersuchungen aus den Jahren 2008 und 2009 die positiven Resultate mit einem kommerziell hergestellten diagnostischen Arzneimittel bestätigen (Lahaye et al. 2008; Lahaye et al. 2009, Teil II). Aufgrund dieser vielversprechenden Ergebnisse sollte eine weitere Überprüfung von USPIO im Rahmen breiterer Studien erfolgen.

7. Zusammenfassung

Einleitung

Der Nutzen der MRT für das Tumorstaging und damit zur Erstellung eines Therapieplanes und der Prognose ist heute unumstritten. Mehrere Studien zeigten die Überlegenheit der MRT gegenüber anderen gebräuchlichen Verfahren wie CT, ERUS oder PET(-CT). Der heutige Untersuchungsstandard beinhaltet T2-gewichtete TSE-Dünnschichtaufnahmen, die mit phasengesteuerten Oberflächenspulen bei 1,5 bis 3 T Feldstärke erstellt werden. Die modernen Verfahren der Parallelbildgebung und der Einsatz fettunterdrückter kontrastmittelverstärkter Sequenzen wurden jedoch bislang nur an modernen 3-T-Einheiten und nicht an den häufiger gebräuchlichen 1,5-T-Geräten untersucht. Zum anderen werden Kontrastmittel auf Gadoliniumbasis zwar in der Praxis oft eingesetzt, ihr Nutzen ist jedoch umstritten und nur in wenigen Studien untersucht worden, die meist nicht mehr dem Stand der Technik entsprechen.

Patienten und Methodik

37 Patienten (29 m; 8 w) mit histologisch gesicherten Rektumtumoren (davon 33 Adenokarzinome) wurden am 1,5-T-Magnetresonanztomographen Siemens Magnetom Avanto untersucht. Mithilfe phasengesteuerter Mehr-Kanal-Spulen und konsequenter Nutzung der Parallelbildgebungsbeschleunigung wurden T2-gewichtete und fettunterdrückte, kontrastmittelgestützte T1-gewichtete TSE-Dünnschichtaufnahmen in sagittaler und axialer Schnittebene (Schichtdicke 3 mm) akquiriert. Bei 34 Patienten wurden zusätzlich die schnelle fettunterdrückte kontrastmittelgestützte 3D-Gradientenechosequenz VIBE mit Parallelbildgebungsfaktor 2 eingesetzt. Als Kontrastmittel wurde Gadoteridol verwendet. Die Patienten erhielten vor den Aufnahmen Butylscopolamin zur Ruhigstellung des Dickdarms. Die Auswertung der Aufnahmen erfolgte durch drei Untersucher in zwei Befundungsdurchgängen. In der ersten Befundung wurden für jede Bildaufnahmemodalität die Bildqualität, das Artefaktvorkommen und die Darstellbarkeit ausgewählter anatomischer Strukturen mittels einer Fünf-Punkt-Skala beurteilt. Desweiteren erfolgte die Einschätzung der perirektalen Tumorinfiltration, der Invasion umliegender Organe, des Lymphknotenbefalles und des zirkumferentiellen Resektionsrandes ohne Kenntnis des histopathologischen Goldstandards. In einer zweiten Bildbefundung wurde die Einschätzung von den Untersuchern in Kenntnis der histopathologischen Untersuchungsergebnisse wiederholt. Die statistische Auswertung erfolgte für die

Bildqualität, das Artefaktvorkommen und die Strukturmerkmale mittels des Wilcoxon-Tests und für die Tumorinvasion mittels einer ROC-Analyse und des McNemar-Tests. Desweiteren wurden Spearman-Rang-Korrelationskoeffizienten für die einzelnen Sequenzen sowie das T- und N-Stadium berechnet.

Ergebnisse

Die Bewertung des Gesamteindrucks, des Artefaktvorkommens und der anatomischen Strukturen ergab für die Untersucher 1 und 3 in der Mehrzahl der Fälle eine signifikante Überlegenheit der T2-TSE gegenüber der T1-TSE, während sich die Aufnahmemodalitäten in ihrer Bewertung bei Untersucher 2 meistens nicht voneinander unterschieden. Die VIBE-Sequenzen wurden für die meisten Kriterien von allen Untersuchern als der T2-TSE unterlegen bewertet. In der Auswertung der Tumorausbreitung zeigten sich in der ROC-Analyse zwischen den Bildaufnahmemodalitäten keine signifikanten Unterschiede. Im McNemar-Test zeigte sich jedoch, daß die in der arteriellen Phase durchgeführte sagittale VIBE in der Zahl der als unklar bewerteten Fälle der T2-TSE signifikant unterlegen war. Dies war bei allen Untersuchern der Fall. Für die venöse axiale VIBE und die T1-TSE wurden hingegen keine signifikanten Differenzen festgestellt. Allerdings wurden von allen Untersuchern die zusätzlichen kontrastmittelgestützten Aufnahmen als subjektiv hilfreich für eine effiziente Bildbeurteilung und zur Erhöhung der Befundungssicherheit angesehen. Die - auch im Vergleich mit anderen Studien - geringe Genauigkeit bei der Bestimmung des T- und N-Stadiums ist unter Berücksichtigung der Lernkurve in der Beurteilung auf die Vorbehandlung der Mehrzahl der Patienten mit neoadjuvanter Therapie zurückzuführen. Die Korrelationskoeffizienten zeigten mäßige Übereinstimmungen zwischen der ersten und der zweiten Befundung auf.

Diskussion und Ausblick

Es konnte keine Überlegenheit der kontrastmittelgestützten Sequenzen gegenüber der T2-TSE-Bildgebung festgestellt werden; beide Modalitäten erschienen ebenbürtig, was auch mit der aktuellen Literatur in Einklang steht. Da aber die Verlängerung der Untersuchungsdauer und die Risiken für die Patienten gering sind, und alle Untersucher eine Zunahme der Befundungssicherheit berichteten, wird empfohlen, zur Sicherung des Befundes in der klinischen Praxis neben der sagittalen und axialen T2-TSE auch

die kontrastmittelgestützte fettunterdrückte 3D-GRE im Rahmen eines modernen optimierten Protokolls mit Parallelbildgebung einzusetzen.

Weitere Gebiete, in denen der Nutzen von gadoliniumhaltigen Kontrastmittel beim Rektumkarzinom im Rahmen moderner MR-Bildgebung weiter erforscht werden sollte, sind der Einsatz bei Restaginguntersuchungen nach neoadjuvanter Therapie und bei Rezidivverdacht. Zur Abklärung von Lymphknotenmetastasen werden derzeit auch erste ermutigende Untersuchungen mit negativ kontrastierenden eisenoxidhaltigen Kontrastmitteln (sog. USPIO) berichtet.

8. Literaturverzeichnis

- **Ajaj W**, Rühm SG, Papanikolaou N, et al. Dark lumen MR colonography: Can high spatial resolution VIBE imaging improve the detection of colorectal masses? *Fortschr Röntgenstr* 2006; 178: 1073-1078.
- **Ajaj W**, Goyen M. MR imaging of the colon: technique, indications, results and limitations. *Eur J Radiol* 2007; 61: 415-423.
- **Allen SD**, Padhani AR, Jurasz AS, Glynn-Jones R. Rectal carcinoma: MRI with histologic correlation before and after chemoradiation therapy. *AJR* 2007; 188: 442-451.
- **Beets-Tan RGH**; Beets GL, Borstlap ACW, et al. Preoperative assessment of local tumor extent in advanced rectal cancer: CT or high-resolution MRI? *Abdom Imaging* 2000; 25: 533-541.
- **Beets-Tan RGH**, Beets GL, Vliegen RFA, et al. Accuracy of magnetic resonance imaging in prediction of tumour-free resection margin in rectal cancer surgery. *Lancet* 2001; 357: 497-504.
- **Beets-Tan RGH**, Beets GL. Rectal cancer: review with emphasis on MR imaging. *Radiology* 2004; 232: 335-346.
- **Bianchi PP**, Ceriani C, Rottoli M, et al. Endoscopic ultrasonography and magnetic resonance in preoperative staging of rectal cancer: comparison with histologic findings. *J Gastrointest Surg* 2005; 9(9): 1222-1228.
- **Bipat S**, Glas AS, Slors FJM, et al. Rectal cancer: Local staging and assessment of lymph node involvement with endoluminal US, CT, and MR imaging—a meta-analysis. *Radiology* 2004; 232: 773-783.
- **Blomqvist L**, Holm T, Nyrén S, Svanström R, Ulvskog Y, Iselius L. MR imaging and computed tomography in patients with rectal tumours clinically judged as locally advanced. *Clin Radiol* 2002; 57: 211-218.
- **Bond JH**. Colorectal cancer update - prevention, screening, treatment, and surveillance for high-risk groups. *Med Clin North Am* 2000; 84(5): 1163-1182.
- **Brown G**, Richards CJ, Newcombe RG, et al. Rectal carcinoma: Thin-section MR imaging for staging in 28 patients. *Radiology* 1999; 211: 215-222.
- **Brown G**, Richards CJ, Bourne MW, et al. Morphologic predictors of lymph node status in rectal cancer with use of high-spatial-resolution MR imaging with histopathologic comparison. *Radiology* 2003; 227: 371-377.
- **Brown G**, Davies S, Williams GT, et al. Effectiveness of preoperative staging in rectal cancer: Digital rectal examination, endoluminal ultrasound or magnetic resonance imaging? *Br J Cancer* 2004; 91: 23-29.
- **Brown G**, Kirkham A, Williams GT, et al. High-resolution MRI of the anatomy important in total mesorectal excision of the rectum. *AJR* 2004; 182: 431-439.
- **Brown G**, Daniels IR, Richardson C, et al. Techniques and trouble-shooting in high spatial resolution thin slice MRI for rectal cancer. *Br J Radiology* 2005; 78: 245-251.
- **Brown MA**, Semelka RC. MR imaging abbreviations, definitions, and descriptions: a review. *Radiology* 1999; 213: 647-662.
- 1. Production of net magnetization. In: **Brown MA**, Semelka RC. *MRI: basic principles and applications*. 3. Aufl. Hoboken, USA: John Wiley & Sons 2003: 1-11.
- 3. Relaxation. In: **Brown MA**, Semelka RC. *MRI: basic principles and applications*. 3. Aufl. Hoboken, USA: John Wiley & Sons 2003: 21-32.

- 4. Principles of magnetic resonance imaging-Part 1. In: **Brown MA**, Semelka RC. MRI: basic principles and applications. 3. Aufl. Hoboken, USA: John Wiley & Sons 2003: 33-48.
- 5. Principles of magnetic resonance imaging-Part 2. In: **Brown MA**, Semelka RC. MRI: basic principles and applications. 3. Aufl. Hoboken, USA: John Wiley & Sons 2003: 49-66.
- 7. Measurement parameters and image contrast. In: **Brown MA**, Semelka RC. MRI: basic principles and applications. 3. Aufl. Hoboken, USA: John Wiley & Sons 2003: 93-102.
- 8. Additional sequence modifications. In: **Brown MA**, Semelka RC. MRI: basic principles and applications. 3. Aufl. Hoboken, USA: John Wiley & Sons 2003: 105-107.
- 10.3.2 Korrelationsmaße. In: **Bühl A**. SPSS 14: Einführung in die moderne Datenanalyse. 10. Aufl. München, Deutschland: Pearson Studium 2006: S. 263.
- **Chen CC**, Lee RC, Lin JK, Wang LW, Yang SH. How accurate is magnetic resonance imaging in restaging rectal cancer in patients receiving preoperative combined chemoradiotherapy? Dis Colon Rectum 2005; 48: 722-728.
- **Chun HK**, Choi D, Kim MJ, et al. Preoperative staging of rectal cancer: comparison of 3-T high-field MRI and endorectal sonography. AJR 2006; 187: 1557-1562.
- **Daniels IR**, Fisher SE, Heald RJ, Moran BJ. Accurate staging, selective preoperative therapy and optimal surgery improves outcome in rectal cancer: a review of the recent evidence. Colorect Dis 2007; 9: 290-301.
- **Denecke T**, Rau B, Hoffmann KT, et al. Comparison of CT, MRI and FDG-PET in response prediction of patients with locally advanced rectal cancer after multimodal preoperative therapy: Is there a benefit in using functional imaging? Eur Radiol 2005; 15: 1658-1666.
- **De Vries A**, Griebel J, Kremser C, et al. Monitoring of tumor microcirculation during fractionated radiation therapy in patients with rectal carcinoma: preliminary results and implications for therapy. Radiology 2000; 217: 385-391.
- **Drew PJ**, Farouk R, Turnbull LW, et al. Preoperative magnetic resonance staging of rectal cancer with an endorectal coil and dynamic gadolinium enhancement. Br J Surg 1999; 86: 250-254.
- **Fry RD**, Fleshman JW, Kodner IJ. Cancer of colon and rectum. Clin Symp 1989; 41(5): 2-32.
- **Frykholm GJ**, Glimelius B, Pahlman L. Preoperative or postoperative irradiation in adenocarcinoma of the rectum: final treatment results of a randomized trial and an evaluation of late secondary effects. Dis Colon Rectum 1993; 36(6): 564-572.
- **Garcia-Aguilar J**, Pollack J, Lee SH, et al. Accuracy of endorectal ultrasonography in preoperative staging of rectal tumors. Dis Colon Rectum 2002; 45(1): 10-15.
- **Gebrauchsinformation** und Fachinformation ProHance. Altana Pharma. Stand Januar 2007.
- Colon-/Rektumkarzinom. In: **Gesundh.-Bericht für Deutschland** 1998, Kapitel 5.9. (Zugriff am 30.08.2007 über: www.gbe-bund.de --> Themen: Krankheiten/Gesundheitsprobleme --> Colon/Rektum-Kazinom -->Texte).
- Darmkrebs. In: **Gesundh.-Berichterstattung des Bundes**, Gesundheit in Deutschland, 2006, Kapitel 1.2.6.2. (Zugriff am 30.08.2007 über: [111](http://www.gbe-

</div>
<div data-bbox=)

bund.de --> Themen: Krankheiten/Gesundheitsprobleme --> Colon/Rektum-Kazinom -->Texte).

- **Glockner JF**, Hu HH, Stanley DW, Angelos L, King K. Parallel MR imaging: a user's guide. *Radiographics* 2005; 25: 1279-1297.
- **Goh V**, Halligan S, Bartram CI. Local radiological staging of rectal cancer. *Clin Radiol* 2004; 59: 215-226.
- **Greiner M**, Pfeiffer D, Smith RD. Principles and practical application of the receiver-operating characteristic analysis for diagnostic tests. *Prev Vet Med* 2000; 45: 23-41.
- **Guillem JG**, Chessin DB, Shia J, et al. A prospective pathologic analysis using whole-mount sections of rectal cancer following preoperative combined modality therapy. *Ann Surg* 2007; 245(1): 88-93.
- **Harisinghani MG**, Barentsz J, Hahn PF, et al. Noninvasive detection of clinically occult lymph-node metastases in prostate cancer. *N Engl J Med* 2003; 348: 2491-2499.
- **Yaes RJ**, Frauscher F, Halpern EJ, Klauser A. Correspondence: Use of MRI to detect lymph-node metastases in prostate cancer. *N Engl J Med* 349; 2003: 1185-1186.
- **Heald RJ**, Moran BJ, Brown G, Daniels IR. Optimal total mesorectal excision for rectal cancer is by dissection in front of Denonvilliers' fascia. *Br J Surg* 2004; 91: 121-123.
- **Heidemann RM**, Griswold MA, Müller M, et al. Möglichkeiten und Grenzen der parallelen MRT im Hochfeld. *Radiologe* 2004; 44: 49-55.
- **Hein PA**, Kremser C, Judmaier W et al. Diffusionsgewichtete Magnetresonanztomographie - Ein neuer Prognoseparameter beim fortgeschrittenen Rektumkarzinom? *Fortschr Röntgenstr* 2002; 174: 381-386.
- **Hohenberger P**, Hünnerbein M, Gebauer B, Stroszczyński C. Bildgebende Diagnostik im präoperativen Staging beim Rektumkarzinom; *Chirurg* 2004; 75: 3-12.
- **Huch Böni RA**, Meyenberger C, Pok Lundquist J, et al. Value of endorectal coil versus body coil MRI for diagnosis of recurrent pelvic malignancies. *Abdom Imaging* 1996; 21: 345-352.
- **Iafrate F**, Laghi A. MR imaging strides ahead in rectal cancer imaging. *Diagn Imaging* 2006; 11.
- **Kirsch JE**. Basic principles of magnetic resonance contrast agents. *Top Magn Reson Imaging* 1991; 3(2):1-18.
- **Karantanas AH**, Yarmenitis S, Papanikolaou N, Gourtsoyiannis N. Preoperative imaging staging of rectal cancer. *Dig Dis* 2007; 25: 20-32.
- **Kim JH**, Beets GL, Kim MJ, Kessels AGH, Beets-Tan RGH. High-resolution MR imaging for nodal staging in rectal cancer: Are there any criteria in addition to the size? *Eur J Radiol* 2004; 52: 78-83.
- **Klessen C**, Rogalla P, Taupitz M. Local staging of rectal cancer: the current role of MRI. *Eur Radiol* 2007; 17: 379-389.
- **Kuriu Y**, Otsuji E, Kin S, et al. Monoclonal antibody conjugated to gadolinium as a contrast agent for magnetic resonance imaging of human rectal carcinoma. *J Surg Oncol* 2006; 94: 144-148.
- **Lahaye MJ**, Engelen SME, Kessels AGH, et al. USPIO-enhanced MR imaging for nodal staging in patients with primary rectal cancer: predictive criteria. *Radiology* 2008; 246: 804-811.

- **Lahaye MJ**, Beets GL, Engelen SME, et al. Locally advanced rectal cancer: MR imaging for restaging after neoadjuvant radiation therapy with concomitant chemotherapy part I. Are we able to predict tumor confined to the rectal wall? *Radiology* 2009; 252: 71-80.
- **Lahaye MJ**, Beets GL, Engelen SME, et al. Locally advanced rectal cancer: MR imaging for restaging after neoadjuvant radiation therapy with concomitant chemotherapy part II. What are the criteria to predict involved lymph nodes? *Radiology* 2009; 252: 81-91.
- **Larkman DJ**, Nunes RG. Parallel magnetic resonance imaging. *Phys Med Biol* 2007; 52: 15-55.
- **Laurent S**, Elst LV, Muller RN. Comparative study of the physicochemical properties of six clinical low molecular weight gadolinium contrast agents. *Contrast Med Mol Imaging* 2006; 1: 128-137.
- Speiseröhre und Magen-Darm-Kanal. In: **Lüllmann-Rauch R**. *Histologie-Verstehen, Lernen, Nachschlagen*. Stuttgart, Deutschland: Thieme, 2003: 312-332.
- **Maier AG**, Kersting-Sommerhoff B, Reeders JWAJ, et al. Staging of rectal cancer by double-contrast MR imaging using the rectally administered superparamagnetic iron oxide contrast agent ferristene and iv gadodiamide injection: results of a multicenter phase II trial. *J Magn Reson Imaging* 2000; 12: 651-660.
- **Martin DR**, Danrad R, Karin Herrmann K, Semelka RC, Hussain SM. Magnetic resonance imaging of the gastrointestinal tract. *Top Magn Reson Imaging* 2005; 16: 77-98.
- **Matsuoka H**, Nakamura A, Masaki T, et al. Comparison between endorectal coil and pelvic phased-array coil magnetic resonance imaging in patients with anorectal tumor. *Am J Surg* 2003; 185: 328-332.
- **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: 589-594.
- **MERCURY Study Group**. Diagnostic accuracy of preoperative magnetic resonance imaging in predicting curative resection of rectal cancer: prospective observational study. *BMJ*, doi:10.1136/bmj.38937.646400.55 (published 25 September 2006).
- **MERCURY Study Group**. Patients with rectal cancer: Results of the MERCURY Study. *Radiology* 2007; 243(1): 132-139.
- **Nagtegaal ID**, Marijnen CAM, Kranenbarg EK, et al. Circumferential margin involvement is still an important predictor of local recurrence in rectal carcinoma: Not one millimeter but two millimeters is the limit. *Am J Surg Pathol* 2002; 26(3): 350-357.
- **Nasu K**, Kuroki Y, Kuroki S, et al. Diffusion-weighted single shot echo planar imaging of colorectal cancer using a sensitivity-encoding technique. *Jpn J Clin Oncol* 2004; 34(10): 620-626.
- **Neid M**, Tannapfel A, Wittekind C. Gastrointestinale Tumoren - Histologisches Regressionsgrading nach neoadjuvanter Therapie. *Onkologie* 2008; 14: 409-417.
- **Nelson KL**, Runge VM. Basic principles of MR contrast. *Top Magn Res Im* 1995; 7(3); 124-136.

- **Nitz WR.** MR imaging: acronyms and clinical applications. *Eur Radiol* 1999; 9: 979-997.
- **Nitz WR.** Magnetresonanztomographie - Sequenzakronyme und weitere Kürzel in der MR-Bildgebung. *Radiologe* 2003; 43: 745-765.
- **Okizuka H,** Sugimura K, Yoshizako T, Kaji Y, Wada A. Rectal carcinoma: Prospective comparison of conventional and gadopentetate dimeglumine enhanced fat-suppressed MR imaging. *JMIU* 1996; 6: 465-471.
- **Pegios W,** Hünenbein M, Schröder R, et al. Vergleich zwischen endorektaler MRT (EMRT) und endorektaler Sonographie (ES) postoperativ bzw. posttherapeutisch bei rektalen Tumoren zum Ausschluss von Rezidiv- bzw. Residualtumoren. *Fortschr Röntgenstr* 2002; 174: 731-737.
- **Purkayastha S,** Tekkis PP, Athanasiou T, et al. Diagnostic precision of magnetic resonance imaging for preoperative prediction of the circumferential margin involvement in patients with rectal cancer. *Colorect Dis* 2006; 9: 402-411.
- **Robinson P,** Carrington BM, Swindell R, Shanks JH, O'Dwyer ST. Recurrent or residual pelvic cancer: accuracy of MRI local extent before salvage surgery. *Clinical Radiology* 2002; 57: 514-522.
- **Rofsky NM,** Lee VS, Laub G, et al. Abdominal MR imaging with a volumetric interpolated breath-hold examination. *Radiology* 1999; 212: 876-884.
- **Rudisch A,** Kremser C, Judmaier W, Zunterer H, De Vries AF. Dynamic contrast-enhanced magnetic resonance imaging: a non-invasive method to evaluate significant differences between malignant and normal tissue. *Eur J Radiol* 2005; 53: 514-519.
- **Schaefer O,** Oeksuez MO, et al. Differentiation of anal sphincters with high-resolution magnetic resonance imaging using contrast-enhanced Fast Low-Angle Shot 3-dimensional sequences. *J Comput Assist Tomogr* 2004; 28: 174-179.
- Becken und Beckeneingeweide. In: **Schiebler TH,** Schmidt W (Hrsg.). *Anatomie*. 8. Aufl. Berlin, Deutschland: Springer 2002: 613-639.
- **Schmidt GP,** Baur-Melnyk A, et al. Hochauflösendes Ganzkörpertumorstaging unter Verwendung paralleler Bildgebung im Vergleich zur PET-CT. *Radiologe* 2004; 44: 889-898.
- **Schmiegel W,** Pox C, Adler G, et al. S3-Leitlinienkonferenz "Kolorektales Karzinom" 2004. *Z Gastroenterol* 2004; 42: 1129-1177.
- **Semelka RC,** Helmlberger TKG. Contrast agents for MR imaging of the liver. *Radiology* 2001; 218: 27-38.
- **Shoenut JP,** Semelka RC, Silverman R, Yaffe CS, Micflikier AB. Magnetic resonance imaging evaluation of the local extent of colorectal mass lesions. *J Clin Gastroenterol* 1993; 17(3): 248-253.
- **Slater A,** Halligan S, Taylor SA, Marshall M. Distance between the rectal wall and mesorectal fascia measured by MRI: effect of rectal distension and implications for preoperative prediction of a tumour-free circumferential resection margin. *Clin Radiol* 2006; 61: 65-70.
- **Stollfuss JC,** Becker K, Sendler A, et al. Rectal carcinoma: High-spatial-resolution MR imaging and T2 quantification in rectal cancer specimens. *Radiology* 2006; 241(1): 132-141.
- **Strassburg J,** Lewin A, Ludwig K, et al. Optimised surgery (so-called TME surgery) and high-resolution MRI in the planning of treatment of rectal carcinoma. *Langenbecks Arch Surg* 2007; 392: 179-188.

- **Thomas RM**, Sobin LH. Gastrointestinal cancer. *Cancer Supplement* 1995, 75(1): 154-170.
- **Torricelli P**, Pecchi A, Luppi G, Romagnoli R. Gadolinium-enhanced MRI with dynamic evaluation in diagnosing the local recurrence of rectal cancer. *Abdom Imaging* 2003; 28: 19-27.
- Vegetatives Nervensystem. In: **Trepel M**. Neuroanatomie - Struktur und Funktion. 3. Aufl. München, Deutschland: Urban & Fischer, 2004: 288-289.
- **Tweedle MF**. The ProHance story: the making of a novel MRI contrast agent. *Eur Radiol* 1997; 7(5): 225-230.
- **Urban M**, Rosen H, Hölbling N, et al. MR imaging for the preoperative planning of sphincter-saving surgery for tumors of the lower rectum: use of intravenous and endorectal contrast materials. *Radiology* 2000; 214: 503-508.
- **Videhult P**, Smedh K, Lundin P, Kraaz W. Magnetic resonance imaging for preoperative staging of rectal cancer in clinical practice: high accuracy in predicting circumferential margin with clinical benefit. *Colorect Dis* 2007; 9: 412-419.
- **Vliegen RFA**, Beets GL, von Meyenfeldt M, et al. Rectal cancer: MR imaging in local staging - is gadolinium-based contrast material helpful? *Radiology* 2005; 234: 179-188.
- **Vliegen RFA**, Beets GL, Lammering G, et al. Mesorectal fascia invasion after neoadjuvant chemotherapy and radiation therapy for locally advanced rectal cancer: accuracy of MR Imaging for prediction. *Radiology* 2008; 246(2): 454-462.
- **Vogl TJ**, Pegios W, Mack MG, et al. Accuracy of staging rectal tumors with contrast-enhanced transrectal MR imaging. *AJR* 1997; 168 (6): 1427-1434.
- **Vorburger SA**, Gloor B, Candinas D. Tumornachsorge kolorektaler Karzinome. *Ther Umsch* 2008; 65: 329-334.
- **Wald C**, Scheirey CD, Tran TM, Erbay N. An update on imaging of colorectal cancer. *Surg Clin N Am* 2006; 86: 819-847.
- **Wallengren NO**, Holtås S, Andrén-Sandberg A. Preoperative staging of rectal carcinoma using double contrast MR imaging. *Acta Radiol* 1996; 37: 791-798.
- **Wallengren NO**, Holtås S, Andrén-Sandberg A, et al. Rectal carcinoma: double-contrast MR imaging for preoperative staging. *Radiology* 2000; 215: 108-114.
- **Wieder HA**, Rosenberg R, Lordick F, et al. Rectal cancer: MR imaging before neoadjuvant chemotherapy and radiation therapy for prediction of tumor-free circumferential resection margins and long-term survival. *Radiology* 2007; 243(3): 744-751.
- **Winter L**, Bruhn H, Langrehr J, et al. Magnetic resonance imaging in suspected rectal cancer: determining tumor localization, stage, and sphincter-saving resectability at 3-tesla-sustained high resolution. *Acta Radiol* 2007; 48(4): 379-387.
- Tumoren des Verdauungstraktes. In: **Wittekind C** (Hrsg.). TNM-Atlas. 5. Aufl. Berlin, Heidelberg, Deutschland: Springer 2005: 101-121.
- **Yamashita S**, Masui T, Katayama M, et al. T2-Weighted MRI of rectosigmoid carcinoma: comparison of respiratory-triggered fast spin-echo, breathhold fast-recovery fast spin-echo, and breathhold single-shot fast spin-echo sequences. *J Magn Reson Imaging* 2007; 25: 511-516.
- **Zammit M**, Jenkins JT, Urie A, O'Dwyer PJ, Molloy RG. A technically difficult endorectal ultrasound is more likely to be inaccurate. *Colorect Dis* 2005; 7: 486-491.

- **Zhang XM**, Yu D, Zhang HL, et al. 3D dynamic contrast-enhanced MRI of rectal carcinoma at 3T: correlation with microvascular density and vascular endothelial growth factor markers of tumor angiogenesis. *J Magn Reson Imaging* 2008; 27: 1309-1316.
- **Zhang XM**, Zhang HL, Yu D, et al. 3-T MRI of rectal carcinoma: preoperative diagnosis, staging, and planning of sphincter-sparing surgery. *AJR* 2008; 190: 1271-1278.

9. Danksagung

Herrn PD Dr. rer. nat. Harald Bruhn danke ich herzlich für die Überlassung des Themas und die umfassende und immer geduldige Betreuung der Arbeit.

Herrn Dr. med. Jens Pinkernelle danke ich sehr für die Mitbefundung der MR-Aufnahmen und die guten Vorschläge, Denkanstöße und konstruktive Kritik.

10. Lebenslauf

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

11. Eidesstattliche Erklärung

Ich, Elmar Engin Borsdorff, erkläre, dass ich die vorgelegte Dissertationsschrift mit dem Thema: »MRT des Rektumkarzinoms: Wert der kontrastmittelgestützten Bildgebung für das präoperative Staging unter Berücksichtigung neuerer zeitsparender Bildaufnahmetechniken« selbst verfasst und 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.

03.12.2009

(Elmar Engin Borsdorff)