

Aus der Klinik und Poliklinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie
Diagnostikzentrum
Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf
Direktor Prof. Dr. Gerhard Adam

**Kontrastmittelgestützte MR Urographie und CT Urographie:
Experimentelle intraindividuelle Vergleichsstudien zur optimierten
Darstellung des oberen Harntraktes**

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
der Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg vorgelegt von
Marc-Ulrich Regier
aus Lübeck

Hamburg 2007

Angenommen von der Medizinischen Fakultät
der Universität Hamburg am:

Veröffentlicht mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität Hamburg

Prüfungsausschuss, der/die Vorsitzende:

Prüfungsausschuss: 2. Gutachter/in:

Prüfungsausschuss: 3. Gutachter/in:

Name:

Vorname:.....

Meinen Eltern in Dankbarkeit gewidmet.

Querido padre, esto es para ti.

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung und Zielsetzung	6
2 Material und Methode	10
2.1 Intraindividuelle Vergleich der Bildqualität in der kontrastmittelgestützten MR-Urographie (MRU) bei 1,5 und 3 Tesla sowie direkter Vergleich der MRU und der 16-Zeilen Multi-Detektor CT-Urographie (MDCTU) am Tiermodell.....	10
2.1.1 Studienpopulation.....	10
2.1.2 Narkose.....	10
2.1.3 Datenakquisition MRU.....	11
2.1.3.1 Untersuchungstag 1: MRU bei 1,5 Tesla.....	11
2.1.3.2 Untersuchungstag 2: MRU bei 3 Tesla.....	13
2.1.4 Untersuchungstag 3: Datenakquisition MDCTU.....	14
2.1.5 Bildanalyse.....	15
2.1.5.1 Intraindividuelle Vergleich der Bildqualität in der kontrastmittelgestützten MR-Urographie bei 1,5 und 3 Tesla.....	15
2.1.5.2 Direkter Vergleich der Bildqualität und anatomischen Detailerkennbarkeit des oberen Harntraktes in der MRU und der MDCTU.....	17
2.1.6 Statistische Auswertung.....	19
2.1.6.1 Intraindividuelle Vergleich der Bildqualität in der kontrastmittelgestützten MR-Urographie bei 1,5 und 3 Tesla.....	19
2.1.6.2 Direkter Vergleich der Bildqualität und anatomischen Detailerkennbarkeit des oberen Harntraktes in der MRU und der MDCTU.....	19
2.2 Tierexperimentelle Untersuchungen zur Strahlendosisreduktion in der MDCTU am 4-Zeilen CT-Scanner.....	20
2.2.1 Studienpopulation.....	20
2.2.2 Narkose.....	20
2.2.3 Datenakquisition MDCTU.....	20
2.2.4 Bildanalyse.....	21
2.2.5 Statistische Auswertung.....	22
3 Ergebnisse	23

3.1 Intraindividuelle Vergleich der Bildqualität in der Kontrastmittel- gestützten MR-Urographie (MRU) bei 1,5 und 3 Tesla sowie direkter Vergleich der MRU und der 16-Zeilen Multi-Detektor CT-Urographie (MDCTU) am Tiermodell.....	23
3.1.1 Intraindividuelle Vergleich der Bildqualität in der Kontrastmittel- gestützten MR-Urographie (MRU) bei 1,5 und 3 Tesla.....	23
3.1.1.1 Qualitative Bildanalyse.....	23
3.1.1.2 Quantitative Bildanalyse.....	29
3.1.2 Direkter Vergleich der Bildqualität und anatomischen Detailerkennbarkeit des oberen Harntraktes in der MRU und der MDCTU.....	30
3.1.2.1 1,5T MRU vs. MDCTU.....	30
3.1.2.2 3T MRU vs. MDCTU.....	32
3.2 Tierexperimentelle Untersuchungen zur Strahlendosisreduktion in der MDCTU am 4-Zeilen CT-Scanner.....	37
3.2.1 Detailerkennbarkeit der Kelchstrukturen des NBKS.....	37
3.2.2 Abgrenzbarkeit der Wandkonturen von NBKS und Ureteren.....	37
3.2.3 Subjektive Bildqualität.....	39
3.2.4 Subjektives Bildrauschen.....	40
3.2.5 Objektives Bildrauschen.....	42
3.2.6 Gesamtbildqualität.....	42
4 Diskussion.....	46
4.1 Intraindividuelle Vergleich der Bildqualität in der Kontrastmittel- gestützten MR-Urographie (MRU) bei 1,5 und 3 Tesla.....	46
4.2 Vergleich der MRU und der Multi-Detektor CT-Urographie (MDCTU) am Tiermodell	51
4.3 Tierexperimentelle Untersuchungen zur Strahlendosisreduktion in der MDCTU am 4-Zeilen CT-Scanner.....	55
5 Zusammenfassung.....	61
6 Verzeichnisse.....	63
6.1 Literaturverzeichnis.....	63
6.2 Tabellen und Abbildungen.....	70
7 Danksagung.....	72
8 Curriculum Vitae.....	73

1 Einleitung und Zielsetzung

Die Etablierung der intravenösen Pyelographie (IVP) in den 50er Jahren galt als Meilenstein der uroradiologischen Diagnostik [1,2]. Die Entdeckung eines Kontrastmittels, welches nach intravenöser Injektion größtenteils über die Nieren ausgeschieden wird, ermöglichte die radiographische Darstellung des ableitenden Harntraktes während der Ausscheidungsphase. Fortan galt die IVP bei akutem Flankenschmerz, angeborenen bzw. erworbenen Harnabflussstörungen oder Hämaturie als Untersuchungsverfahren der Wahl.

Mit der Entwicklung der Schnittbildverfahren Magnetresonanztomographie (MRT) und Multidetektor-Computertomographie (MDCT) hat die IVP moderne Konkurrenzmethoden bekommen. Sowohl aus den Datensätzen der MR-Urographie (MRU) als auch der MDCT-Urographie (MDCTU) können dreidimensionale multiplanare Rekonstruktionen angefertigt werden, die die überlagerungsfreie Darstellung der ableitenden Harnwege ermöglichen.

Die MR-Urographie stellt ein nichtinvasives Untersuchungsverfahren dar, welches in den letzten Jahren einen hohen Stellenwert in der Evaluation einer Vielfalt urologischer Erkrankungen erlangt hat [3-15]. Hierbei stellt die Kombination zweier unterschiedlicher Techniken einen wesentlichen Vorteil dar. Stark T2-gewichtete Sequenzen ermöglichen eine von der renalen Ausscheidungsfunktion unabhängige statische Wasserdarstellung, welche besonders zur Abbildung gestauter Harnwege genutzt werden kann [9,13,16-19]. Die kontrastmittelgestützte Ausscheidungs-MR-Urographie hingegen bietet die Möglichkeit, die Abflussverhältnisse mit Hilfe schneller T1-gewichteter Sequenzen nach intravenöser Injektion eines niedermolekularen Gadoliniumchelates zuverlässig darzustellen. Zweckmäßigerweise wird daher die Gadoliniuminjektion mit der i.v.-Gabe eines niedrigdosierten Schleifendiuretikums kombiniert [10]. Die intravenöse Applikation des Diuretikums kurz vor Kontrastmittelgabe hat drei Wirkmechanismen für die MR-Urographie: Die intraluminale Wasserretention bewirkt einerseits eine milde Distension der ableitenden Harnwege sowie eine gleichmäßige Verteilung (Distribution) des Kontrastmittels. Die Diurese bewirkt außerdem eine Dilution und verhindert somit durch hohe Kontrastmittelkonzentration entstehende T2*-Effekte [11,20]. Limitationen der MRU lagen bisher verglichen mit der IVP und MDCTU in der eingeschränkten Auflösung sowie langen Messzeiten. Eine interessante Frage ist, ob

diese bisherigen Limitationen der MRU durch neue Techniken wie der parallelen Bildgebung und neuen Scannersystemen mit höherer Feldstärke von 3 Tesla überwunden werden können. Das höhere Magnetfeld bei 3 Tesla lässt eine Steigerung des Signal-zu-Rausch Verhältnisses (SNR) erwarten und kann somit zur Erhöhung der Auflösung bzw. Reduktion der Untersuchungszeit genutzt werden. Andererseits könnte die Erhöhung des Magnetfeldes von 1,5 auf 3 Tesla zur Betonung von Bewegungs- und Suszeptibilitätsartefakten führen und die Bildqualität der MRU beeinträchtigen.

Auch bei der CT-Urographie handelt es sich um eine Ausscheidungsurographie [20]. Die Einführung der Multidetektor-CT-Technik ermöglicht eine zusammenhängende Abbildung des oberen Harntraktes während der urographischen Kontrastmittelphase innerhalb eines Atemanhaltezyklus. Die Erfassung von bis zu 64 Schichtaufnahmen pro Röhrenumdrehung erlaubt die Akquisition nahezu isotroper Voxel und somit wird mit der modernen MDCTU eine sehr hohe Ortsauflösung erreicht.

MRU und MDCTU bieten heute differenzierte Darstellungsmöglichkeiten des oberen Harntraktes und können die konventionelle IVP in zunehmendem Maße ersetzen. Einerseits stellt der hohe Weichteilkontrast in der MRT einen wesentlichen Vorteil dieser Technik dar. Andererseits hat die MDCT die Bildgebung der Urolithiasis maßgeblich verbessert und hier bereits die IVP als Methode der Wahl ersetzt [21-25]. Sowohl MRU als auch MDCTU werden zukünftig eine wichtige Rolle in der modernen Uroradiologie einnehmen. Die Wahl des Untersuchungsverfahrens wird hierbei maßgeblich durch die Bildqualität bestimmt. In der aktuellen Literatur existieren keine intraindividuellen Vergleichsstudien. Für den Vergleich der Bildqualität unterschiedlicher Untersuchungsmodalitäten (1,5 T MRU, 3 T MRU, MDCTU) ist jedoch solch ein intraindividuelles Untersuchungskonzept zu fordern. Die nachfolgenden Ergebnisse sollen einen ersten, experimentellen Vergleich der urographischen Bildqualität in der modernen Schnittbilddiagnostik MRT und CT ermöglichen.

Ein Vergleich der MRU und MDCTU mit der lange als Goldstandard etablierten IVP war nicht Teil dieser Studie. Auf Grund ausgeprägter Stuhl- und Darmgasüberlagerungen stellen Versuchstiere (insb. Schweine) kein geeignetes Studienobjekt für die projektionsradiographische Abbildung des oberen Harntraktes dar.

Zwar haben technische Fortschritte und modifizierte Untersuchungsprotokolle [26-28] die Leistungsfähigkeit der MDCTU in der modernen Bildgebung der ableitenden Harnwege erhöht und die Etablierung in der klinischen Routinediagnostik ermöglicht, jedoch muss in diesem Zusammenhang die im Vergleich zur IVP höhere Strahlenbelastung besondere Beachtung finden. Erste Studien konnten zeigen, dass die effektive Strahlendosis in der MDCTU unter Verwendung eines Standardprotokolls mindestens 1,5 mal höher als in der IVP zu berechnen ist [22,29]. Aufgrund der Wirkung ionisierender Strahlung und dem Risiko der Induktion maligner Neoplasien besonders bei jungen Menschen muss die Strahlenexposition auf ein Minimum reduziert werden ohne die diagnostische Qualität der Urogramme einzuschränken.

Wiederholte Messungen zur Dosisreduktion am Menschen verbieten sich aus ethischen und moralischen Gründen. Phantomstudien erlauben lediglich eine begrenzte Übertragbarkeit der Ergebnisse auf klinische Untersuchungen. Folglich stellen wiederholte Messungen am Tiermodell den optimalen Versuchsaufbau zur Reduktion der Strahlendosis unter Berücksichtigung der Bildqualität dar.

Zusammenfassend sollen folgende Fragestellungen in der vorliegenden tierexperimentellen Arbeit untersucht werden:

1. Welchen Einfluss hat die Feldstärke auf die Bildqualität in der MR-Urographie bei 1,5 und 3 Tesla?
2. Wie wirkt sich der Einsatz paralleler Bildgebungstechniken auf die MRU im höheren Magnetfeld bei 3 Tesla aus?
3. Wie verhalten sich Signal-zu-Rausch- und Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis bei unterschiedlicher Feldstärke?
4. Welches Untersuchungsverfahren ermöglicht in einem direkten Vergleich der MRU und der MDCTU die hochwertigste Abbildung des oberen Harntraktes?
5. Wie weit kann das Stromzeitprodukt in der MDCTU unter Berücksichtigung der Bildqualität reduziert werden?

Die Experimente lassen sich in drei Abschnitte gliedern:

1. Intraindividuelle Vergleich der Bildqualität in der kontrastmittelgestützten MR-Urographie bei 1,5 und 3 Tesla;

2. Direkter Vergleich der Bildqualität in der MR-Urographie und der MDCT-Urographie;
3. Tierexperimentelle Untersuchungen zur Strahlendosisreduktion in der MDCT-Urographie.

2 Material und Methoden

2.1 Intraindividuelle Vergleich der Bildqualität in der kontrastmittelgestützten MR-Urographie (MRU) bei 1,5 und 3 Tesla sowie direkter Vergleich der MRU und der Multi-Detektor CT-Urographie (MDCTU) am Tiermodell

2.1.1 Studienpopulation

Es wurden 4 gesunde Hausschweine (Deutsche Landrasse, 4 weiblich, 0 männlich) mit einem Gewicht von 65 – 80 kg (Mittelwert 70,1 kg) magnetresonanztomographisch und computertomographisch untersucht.

Die Tierversuche wurden von der Behörde für Arbeit, Gesundheit und Soziales, Abteilung Veterinärmedizin, Hamburg genehmigt (Antrag: 61/02). Während der Versuchsdurchführung wurde die Helsinki-Konvention zum Schutz von Pflanzen und Tieren zu jedem Zeitpunkt befolgt. Die Unterbringung der Tiere erfolgte in der Abteilung für Versuchstierhaltung des Universitätsklinikums Hamburg-Eppendorf. Alle Schweine hatten in ihren Stallungen zu jeder Zeit Zugang zu Wasser und wurden täglich von einem Veterinärmediziner untersucht. Nach 14-tägiger Eingewöhnung durchlief jedes Tier drei Untersuchungstage (1: 1,5 T MRU; 2: 3 T MRU; 3: MDCTU). Zwischen zwei Untersuchungstagen hatte jedes Tier mindestens 7 Tage Erholungszeit.

2.1.2 Narkose

Alle Untersuchungen erfolgten in intravenöser Narkose (Tab. 1). Zur Narkoseeinleitung wurden zur Analgosedierung Ketanest (10 mg / kg KG Ketamin 10%, Veterinaria AG, Zürich, Schweiz), Stresnil (4 mg / kg KG Azaperonum, Janssen Pharmaceutica, Beerse, Belgien) und Atropin (0,05 mg / kg KG Atropinum Veterinaria AG, Zürich, Schweiz) intramuskulär injiziert.

Zur i.v.-Narkose wurden 150 mg Propofol (Propofol®-Lipuro 1%, Braun Melsungen AG, Melsungen, Deutschland) als Bolusinjektion und 90 mg / 10 kg KG / h als Erhaltungsdosis verabreicht. Die Zeit zwischen letzter Applikation und Erwachen betrug ca. 8-9 min.

Prämedikation (i.m.)	Ketamin	10 mg / kg KG
	Azaperon	4 mg / kg KG
	Atropin	0,05 mg / kg KG
IT-Narkose (i.v.)	Propofol 1%	Bolus 150 mg
		Erhaltung 90 mg / 10 kg KG / h

Tab. 1: Anästhesieprotokoll

Alle Tiere wurden endotracheal intubiert (Trachealtubus 6,5 mm mit Cuff, Mallinckrodt Medical, Athlone, Irland) und mit einer mobilen Beatmungseinheit (Dräger Oxylog 1000 Beatmungsgerät, Dräger Medizintechnik GmbH, Lübeck, Deutschland) beatmet. Um die Entstehung von Bewegungsartefakten zu vermeiden, wurde die Beatmung während der Bildakquisition für maximal 90 s intermittierend unterbrochen. Die Sauerstoffsättigung im Blut wurde mit Hilfe eines Pulsoxymeters gemessen. Die Überwachung der Herzaktion erfolgte mittels EKG-Ableitung.

2.1.3 Datenakquisition MRU

Die Bildakquisition der MR-Urographien wurde zunächst an einem 1,5-Tesla MR-Tomographen (Symphonie, Siemens Medical Solutions, Forchheim, Deutschland) und anschließend an einem 3-Tesla MR-Tomographen (Intera, Philips Medical Systems, Best, Netherlands) durchgeführt. Alle MR-Messungen wurden in Intubationsnarkose in Rückenlage durchgeführt. Die Anlage eines Blasenkatheters oder eines abdominellen Kompressoriums war nicht notwendig. Zur Datenakquisition wurde bei beiden MR-Tomographen eine Mehrkanal-Oberflächenspule verwendet: 1,5 Tesla: 5-Kanal „SENSE-Body“-Empfangsspule; 3 Tesla: 6-Kanal „SENSE-cardiac“-Empfangsspule.

2.1.3.1 Untersuchungstag 1: MRU bei 1,5 Tesla

Jedem Tier wurden 5 Minuten vor Beginn der Untersuchung 250 ml physiologischer Kochsalzlösung über eine periphere Verweilkanüle intravenös verabreicht. Die Bildakquisition begann mit der Durchführung einer T₁-gewichteten Übersichtssequenz (Localizer) in 3 orthogonalen Schichtebenen, anhand derer der

Scanbereich der urographischen Messungen festgelegt wurde. Mittels einer stark T₂-gewichteten half-Fourier RARE-Sequenz in Einzelschichttechnik (TR 4500 ms; TE 985 ms; Schichtdicke 52 mm; Field-of-View (FOV) 34,9 x 34,9 cm; Matrix 512 x 333; Meßzeit 4 s) erfolgte eine statische Wasserdarstellung in coronarer Schichtführung um einen initialen Überblick über den Flüssigkeitsgehalt des ableitenden Harntraktes zu erhalten. 90 s nach intravenöser Applikation von 0,1 mg/kg KG Furosemid (Lasix, Aventis, Frankfurt, Deutschland) wurde jedem Tier die für kontrastangehobene MR Tomographien empfohlene Standarddosis eines niedermolekularen Gadoliniumchelates (0,1 mmol/kg KG Gadolinium-DTPA; Magnevist, Schering, Berlin, Deutschland) als Bolus injiziert. Die Akquisition der T1-gewichteten Ausscheidungs-MR Urographie begann 5 min nach KM-Injektion. Diese beinhaltete zwei 3D-Gradientenecho-Sequenzen mit unterschiedlich hoher Ortsauflösung: Eine schnelle Sequenz mit einer Auflösung von 1,3 x 1,6 mm bei einer Meßzeit von 19 s pro 3D-Datensatz (im weiteren als Standard T1 3D GRE Sequenz bezeichnet) und eine hochauflösende Sequenz (0,6 x 1,3 mm) bei relativ langer Meßzeit von 28,8 s pro 3D-Datensatz (im weiteren als HR T1 3D GRE Sequenz bezeichnet). Beide Sequenzen wurden in coronarer Schichtorientierung durchgeführt. Die Sequenzen wurden 1-2 mal wiederholt, je nach individueller renaler KM-Ausscheidung der Tiere.

Sequenz	TR (ms)	TE (ms)	Schichtdicke (mm)	Flipwinkel (°)	FOV (cm)	Matrix	Auflösung (mm)	Meßzeit (s)
T1 3D-GRE	4,3	1,3	1,2	30	32,7x30,7	256x192	1,3x1,6	19
T1 HR 3D-GRE	4,3	1,4	0,9	30	32,7x30,7	512x240	0,6x1,3	28,8

Tab. 2: Sequenzprotokoll der kontrastmittelgestützten MR-Urographie bei 1,5 Tesla.

Die maschinelle Beatmung wurde während jeder Messung intermittierend ausgeschaltet und die Bildakquisition jeweils in Atemstillstand durchgeführt. Somit konnte auf die Verwendung einer atemadaptierten Untersuchungstechnik (Atemtriggerung) verzichtet werden.

Die mittels T1 gewichteter 3D-GRE Sequenzen erhaltenen lückenlosen Volumendatensätze wurden mit Hilfe des Softwaretools „Maximum-Intensitäts-Projektion“ (MIP) an einer digitalen Workstation nachverarbeitet. Entlang der

Körperlängsachse wurden für jede Sequenz 12 MIP-Bilder in 15° Intervall angefertigt. Somit entstand für jede Urographie-Serie ein vollständiger Datensatz von 12 Übersichts-MR Urogrammen in 180° Rotation um den Körperstamm. Die Nachverarbeitungszeit pro MIP-Serie betrug zwischen 1 und 3 Minuten.

2.1.3.2 Untersuchungstag 2: MRU bei 3 Tesla

Die Akquisition der MR-Urographie bei 3 Tesla erfolgte mit Hilfe eines bei 1,5 Tesla vergleichbaren Scanprotokolls. Zur statischen Wasserdarstellung wurde anfangs eine stark T₂-gewichtete half-Fourier RARE-Sequenz in Einzelschichttechnik (TR 9372 ms; TE 920 ms; Schichtdicke 50 mm; Flipwinkel 90°; FOV 33,9 x 33,9 cm; Matrix 320 x 256; Meßzeit 5 s) in coronarer Schichtführung verwendet. Auch bei 3 Tesla erfolgte die Akquisition der Ausscheidungs-MR Urographie nach intravenöser Applikation von 250 ml physiologischer Kochsalzlösung, niedrig dosierter i.v.-Furosemidgabe und 5 min nach intravenöser Kontrastmittelapplikation (0,1 mmol/kg KG Gadolinium-DTPA). Die MR-Urographie bei 3 Tesla erfolgte mittels coronarer T1 gewichteter 3D-GRE Sequenz sowie coronarer T1 gewichteter HR 3D-GRE Sequenz, welche mit denen der MRU bei 1,5 Tesla vergleichbar waren (Tab. 3). Um den Einfluss neuer Messtechniken auf die Bildqualität in der Hochfeld-MRT zu evaluieren, wurden die beiden genannten, coronaren T1 gewichteten Sequenzen zusätzlich mittels paralleler Bildgebung (SENSE) durchgeführt. Der hierfür verwendete SENSE-Faktor betrug „2“. Je nach individueller KM-Ausscheidung der Tiere wurde der Sequenzblock 1-2 mal wiederholt.

Sequenz	TR (ms)	TE (ms)	Schichtdicke (mm)	Flip-Winkel (°)	FOV (cm)	Matrix	Auflösung (mm)	SENSE-Faktor	Meßzeit (s)
T1 3D-GRE	5,1	2,3	1,2	30	34,9 x 29,2	256x192	1,3x1,5	0	19,2
T1 3D-GRE SF2,0	5,4	2,5	1,2	30	39,9 x 34,1	304x233	1,3x1,5	2	13,8
T1 HR 3D-GRE	5,4	2,4	0,9	30	32,9 x 29,8	512x240	0,6x1,2	0	29,9
T1 HR 3D-GRE SF2,0	6,9	3,2	0,9	30	39,9 x 31,9	464x354	0,8x0,9	2	24,7

Tab. 3: Sequenzparameter der unterschiedlichen T1 gewichteten 3D-GRE Sequenzen bei 3 Tesla. SF2,0 bezeichnete die Verwendung der parallelen Bildgebung mit einem SENSE-Faktor von 2.

Die Nachverarbeitung der Datensätze erfolgte ebenfalls mit Hilfe des Softwaretools „Maximum-Intensitäts-Projektion“, welches zur Standardsoftware jeder digitalen Workstation gehört und beinhaltete die Erstellung vergleichbarer MIP-Serien für jede angewendete MRU-Sequenz.

Die Datensätze der MR-Urographien bei 1,5 und 3 Tesla wurden pseudonymisiert und randomisiert.

2.1.4 Untersuchungstag 3: Datenakquisition MDCTU

Am dritten Untersuchungstag wurden von den vier Schweinen MDCT Urographien an einem 16-Zeilen CT-Scanner (MX 8000 IDT, Philips Medical Systems, Best, Netherlands) durchgeführt. Analog zur MR-Urographie erfolgten alle CT-Scans in i.v.-Narkose unter maschineller Beatmung. Die Tiere wurden in Rückenlage auf dem CT-Tisch positioniert und Vorder- und Hinterläufe außerhalb des Scanbereiches fixiert, um die Artefaktbildung durch überlagernde knöcherne Strukturen zu minimieren. 5 Minuten vor Beginn der Untersuchung wurden jedem Tier 250 ml physiologischer Kochsalzlösung intravenös verabreicht. Zur Kontrastanhebung erhielt jedes Tier 90 Sekunden nach intravenöser Applikation eines niedrig dosierten Schleifendiuretikums (0,1 mg / kg KG Furosemid) einen i.v.-Bolus 100 ml jodhaltigen Kontrastmittels (Ultravist 300, Schering, Berlin, Germany). Die Kontrastmittelgabe erfolgte mit einer Injektionsrate von 2,5 ml/s. Vier Minuten nach Kontrastmittelapplikation wurde auf Höhe der Crista iliaca ein Testscan (Einzelschichtaufnahme in „Niedrigdosis“-Technik bei 20 eff. mAs) zur Ermittlung der optimalen Kontrastmittelfüllung der Ureteren durchgeführt. Waren zu diesem Zeitpunkt beide Ureteren kontrastiert, wurde die Beatmung ausgeschaltet und der urographische Scan durchgeführt. War auf der Testschicht keine Kontrastierung oder lediglich eine einseitige Ureterkontrastierung zu erkennen, wurde 2 Minuten später ein weiterer Testscan durchgeführt. Die Akquisition der Testschichten wurde solange wiederholt, bis eine Kontrastmittelanreicherung innerhalb beider distaler Ureteren sichtbar wurde. Es wurden von jedem Tier jeweils 4 CT-Urographie Scans angefertigt, jeweils vom Nierenoberpol bis zum Symphysenunterrand. Die Röhrenspannung betrug hierbei 120 kV. Der Röhrenstrom wurde schrittweise reduziert und betrug 200; 125; 70 bzw. 30 eff. mAs. Die übrigen Scanparameter wurden für jede urographische Serie

konstant gewählt (Tab. 4). Das „Field-of-View“ reichte von min. 34,9 x 34,9 cm bis max. 37,2 x 37,2 cm.

CTU	eff. mAs	kV	Schichtdicke (mm)	Tischvorschub (mm)	Pitch	Kollimation (mm)	Matrix	Messzeit (s)
1	200	120	5	26,4	1,1	16 x 1,5	512 x 512	13,1
2	125	120	5	26,4	1,1	16 x 1,5	512 x 512	13,1
3	70	120	5	26,4	1,1	16 x 1,5	512 x 512	13,1
4	30	120	5	26,4	1,1	16 x 1,5	512 x 512	13,1

Tab. 4: Untersuchungsprotokoll der kontrastmittelgestützten MDCT-Urographie am 16-Zeilen CT-Scanner.

Aus den CT-Volumendatensätzen wurden zum einen nicht überlappende, axiale Bilder mit 5 mm Schichtdicke rekonstruiert. Ferner wurden überlappende Dünnschichtbilder mit 2 mm Schichtdicke und einem Inkrement von 1 mm rekonstruiert. Aus diesen 50 % überlappenden Dünnschichten wurden mit Hilfe des Softwaretools „Voxel-of-Interest“ (VOI), welches Teil der Standardsoftware der CT-Konsole ist, überlagernde Knochenstrukturen rechnerisch eliminiert. Für jede CTU-Serie wurden 12 MIP-Serien in 15° Intervall entlang der Körperlängsachse angefertigt.

2.1.5 Bildanalyse

2.1.5.1 Intraindividueller Vergleich der Bildqualität in der kontrastmittelgestützten MR-Urographie bei 1,5 und 3 Tesla

Die Datensätze aller MR-Urographien bei 1,5 und 3 Tesla wurden pseudonymisiert und randomisiert auf eine digitale Workstation übertragen. Den zwei Auswertern stand somit ein Datensatz von insgesamt 24 MIP-Serien zur Verfügung. Die Bildqualität der pseudonymisierten Datensätze wurde in Anlehnung an ein von Sommer et al. [30] zur Beurteilung der Bildqualität in der MR-Koronarangiographie etabliertes Schema, basierend auf einer 5-Punkte-Skala, von den zwei Auswertern unabhängig voneinander evaluiert. Zur Auswertung wurde der obere Harntrakt in drei Segmente (NBKS, proximaler und distaler Ureter) unterteilt und beide Seiten unabhängig voneinander bewertet. Die Abgrenzbarkeit von Nierenbeckenkelchsystem und Ureter, sowie die Beeinträchtigung des Bildeindrucks

durch Bildrauschen, bildeten die führenden Auswertekriterien. Folgende Definition der Punktwerte lag der Auswertung zugrunde:

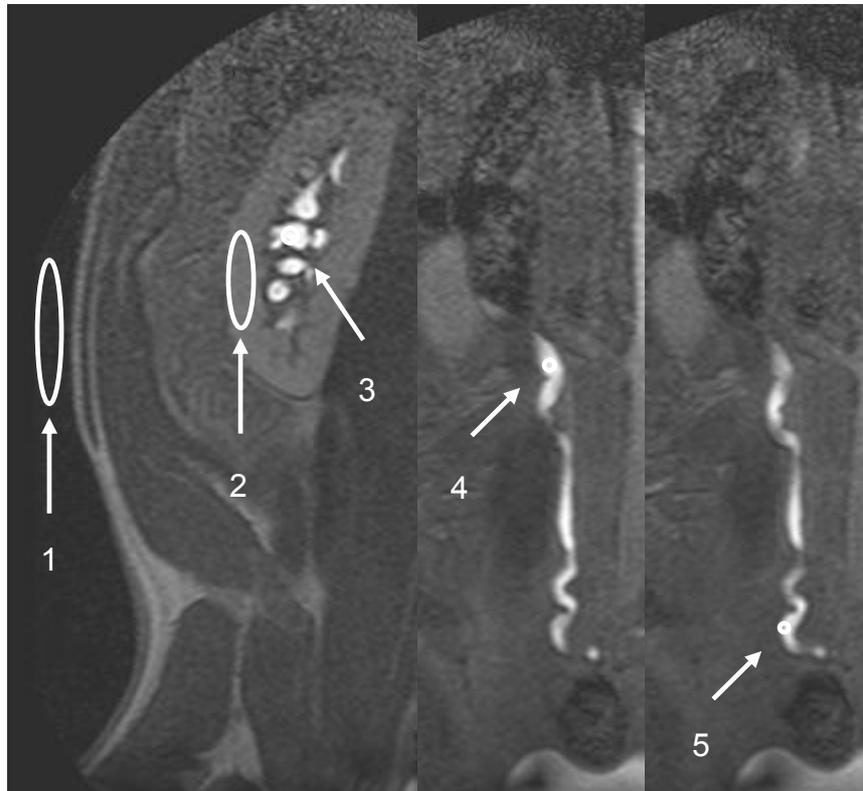
- 1 = Segment mehrheitlich nicht abgrenzbar (>50%) oder durch ausgeprägte Artefaktentstehung überlagert.
- 2 = Deutliche Artefaktüberlagerung des grob unscharf abzugrenzenden Segmentes.
- 3 = Segment ohne Artefaktentstehung abgebildet, Abgrenzbarkeit der Konturen jedoch grob unscharf.
- 4 = Segment ohne Artefaktentstehung abgebildet, leichte Unschärfe der Konturen abgrenzbar.
- 5 = Feine Abgrenzbarkeit des vollständig abgebildeten Segmentes ohne nachweisbare Artefakte.

Die Harnblase wurde nicht evaluiert. Die Bildanalyse der MR-Urographien durch zwei unabhängige Auswerter umfasste insgesamt 288 Segmente (96 x NBKS; 192 x Uretersegmente).

Um die unterschiedlichen Signalintensitäten der ableitenden Harnwege bei den hier angewendeten Sequenzen und Feldstärken zu quantifizieren, wurde das Signal-zu-Rausch Verhältnis anhand der koronaren Quellbilder des jeweiligen 3D Datensatzes bestimmt. An einer digitalen Workstation (MagicView 1000, Siemens Medical Solutions, Forchheim, Deutschland) wurden mit Hilfe des Standard Softwaretools „Region-of-interest“ die Signalintensitäten innerhalb des NBKS und des angrenzenden Nierenparenchyms bestimmt. Des Weiteren wurden die Signalintensitäten innerhalb des proximalen und distalen Ureters sowie der Luft außerhalb des Tieres gemessen (Abb.1). Das mittlere Signal-zu-Rausch Verhältnis (SNR) wurde entsprechend eines von Kaufman et al. [31] beschriebenen Algorithmus für jede Sequenz berechnet. Hierzu wurde die mittlere Signalintensität jedes Segmentes des ableitenden Harntraktes durch die Standardabweichung der Signalintensität der Luft außerhalb des Tieres dividiert.

Das Kontrast-zu-Rausch Verhältnis (CNR) wurde definiert als die Differenz zwischen der mittleren Signalintensität innerhalb des NBKS und der mittleren Signalintensität

im angrenzenden Nierenparenchym dividiert durch die Standardabweichung der Signalintensität der Luft außerhalb des Tieres.



(Abb.1): Bestimmung des SNR und CNR. Messung der Signalintensitäten mittels einer ROI, welche innerhalb des Parenchyms der Niere (2) sowie den drei Segmenten des ableitenden Harntraktes (NBKS (3), proximaler Ureter (4), distaler Ureter (5)) platziert wurde. Die Standardabweichung des Bildrauschens wurde außerhalb des Körpers bestimmt (1).

2.1.5.2 Direkter Vergleich der Bildqualität und anatomischen Detailerkennbarkeit des oberen Harntraktes in der MRU und der MDCTU

Die Bilddaten wurden zunächst vorselektiert, so dass jeder einzelne Datensatz ausschließlich die MR- und CT-Urographien eines Tieres umfasste und an eine digitale Workstation übertragen. Somit standen die vollständigen MIP-Serien der MRU-Sequenzen bei 1,5 und 3 Tesla sowie der CT-Urographien zur Bildinterpretation zur Verfügung. Die Auswertung der Bilddaten erfolgte basierend auf den anonymisierten und randomisierten MIP-Bildern. In einem direkten Vergleich wurde jeweils eine MIP-Serie einer MR-Urographie bei 1,5 bzw. 3 Tesla einer MIP-Serie einer CT-Urographie gegenübergestellt. Es erfolgten der direkte Vergleich der

Bilder und die Beurteilung der Bildqualität unter besonderer Berücksichtigung der anatomischen Detaillierbarkeit und der Abgrenzbarkeit der ableitenden Harnwege.

In Anlehnung an ein etabliertes Verfahren zum Vergleich zweier unterschiedlicher Modalitäten [32] erfolgte die Bewertung der Bilddaten gemäß einer 4-Punkte Skala, welche sich wie folgt definiert:

1 = Die MR-Urographie weist eine moderate anatomische Detaillierbarkeit von NBKS und Ureteren auf und ist der CT-Urographie in der Darstellung der Morphologie des oberen Harntraktes deutlich unterlegen;

2 = Die MR-Urographie weist eine gute anatomische Detaillierbarkeit von NBKS und Ureteren auf und ist der CT-Urographie in der Darstellung der Morphologie des oberen Harntraktes leicht unterlegen;

3 = Die MR-Urographie weist eine gute anatomische Detaillierbarkeit von NBKS und Ureteren auf und ist der CT-Urographie in der Darstellung der Morphologie des oberen Harntraktes gleichwertig;

4 = Die MR-Urographie weist eine sehr gute anatomische Detaillierbarkeit von NBKS und Ureteren auf und ist der CT-Urographie in der Darstellung der Morphologie des oberen Harntraktes überlegen.

Die Fenstereinstellung konnte von jedem Auswerter für jede Serie beliebig gewählt werden. Die Beurteilung jeder Niere und jedes Ureters erfolgte einzeln und unabhängig von der kontralateralen Seite. Der obere Harntrakt wurde hierzu in drei Segmente (NBKS, proximaler und distaler Ureter) unterteilt, welche separat von zwei Radiologen unabhängig voneinander begutachtet wurden. Die Abbildung der Harnblase wurde nicht bewertet und war nicht Teil dieser Studie. Folglich beinhaltete der intraindividuelle Vergleich der MRU und MDCTU in der Bildgebung des oberen Harntraktes während der Exkretionsphase insgesamt 8 Nieren und 16 Harnleitersegmente. Der unabhängige Vergleich von 6 MRT-Sequenzen (2 x T1 3D-GRE Sequenzen bei 1,5 Tesla; 4 x T1 3D-GRE Sequenzen bei 3 Tesla) mit 4 unterschiedlichen CTU-Serien an einem 16-Zeilen CT-Scanner resultiert somit in einem Gesamtdatensatz von 160 Nieren und 320 Uretersegmenten.

2.1.6 Statistische Auswertung

2.1.6.1 Intraindividueller Vergleich der Bildqualität in der kontrastmittelgestützten MR-Urographie bei 1,5 und 3 Tesla

Für jedes Segment des oberen Harntraktes wurde der mittlere Punktwert der Bildqualität errechnet. Dem Vergleich der Bildqualität wurde der Mittelwert der Ergebnisse beider Auswerter zu Grunde gelegt. Die mittleren Punktwerte der unterschiedlichen Segmente und Sequenzen wurden mittels „Wilcoxon matched pairs“-Test verglichen. Ein p-Wert < 0,05 deutete auf eine statistische Signifikanz hin. Die Überprüfung der Übereinstimmung der Auswerter in der Beurteilung der einzelnen Datensätze erfolgte mittels Multi-Rater-Kappa-Test. Korrelationskoeffizienten von $\kappa = 0,41 - 0,60$ bedeuteten eine moderate Übereinstimmung, κ -Werte zwischen $0,61 - 0,80$ wurden als gute Übereinstimmung gewertet. Die Übereinstimmung der Auswerter wurde als sehr gut bezeichnet, wenn κ -Werte > 0,80 erzielt wurden.

Die statistische Analyse des „Signal-zu-Rausch“-Verhältnisses und „Kontrast-zu-Rausch“-Verhältnisses beinhaltete den Student-t-Test. Ein p-Wert < 0,05 belegte eine statistische Signifikanz.

2.1.6.2 Direkter Vergleich der Bildqualität und anatomischen Detailerkennbarkeit des oberen Harntraktes in der MRU und der MDCTU

Der Mittelwert aller benoteten Segmente sowie der Gesamtscore aller Segmente jeder MRU-Serie wurde bestimmt. Zusätzlich wurde die Häufigkeitsverteilung der Scores für jede Sequenz errechnet. Die Ergebnisse der vergleichbaren Sequenzen bei 1,5 und 3T wurden mittels Wilcoxon-Test überprüft. Des Weiteren wurden schrittweise Reduktion des Röhrenstroms in der MDCTU und Anstieg des mittleren Punktwertes korreliert und die statistische Signifikanz der Unterschiede zwischen MRU und MDCTU mittels Wilcoxon-Test bestimmt. Ein p-Wert < 0,05 deutete auf eine statistische Signifikanz hin.

Die Übereinstimmung der zwei Auswerter in der Evaluation der Bilddaten erfolgte mit Hilfe des Multi-Rater-Kappa Tests (siehe 2.1.6.1).

2.2 Tierexperimentelle Untersuchungen zur Strahlendosisreduktion in der MDCTU am 4-Zeilen CT-Scanner

2.2.1 Studienpopulation

Im Rahmen der experimentellen Strahlendosisreduktion wurden 8 gesunde Hausschweine (Deutsche Landrasse, 6 weiblich, 2 männlich) mit einem Gewicht von 70 – 88 kg (Mittelwert 75,1 kg) an einem 4-Zeilen CT-Scanner (Somatom Volume Zoom, Siemens Medical Solutions, Forchheim, Deutschland) untersucht.

Zur Versuchsgenehmigung, -durchführung sowie Versuchstierhaltung siehe 2.1.1 (Antrag 61/02).

2.2.2 Narkose

Siehe 2.1.2

2.2.3 Datenakquisition MDCTU

Alle Untersuchungen wurden in Rückenlage unter intermittierender Beatmung in intravenöser Injektionsnarkose am 4-Zeilen-CT-Scanner (Somatom Volume Zoom, Siemens Medical Systems, Forchheim) durchgeführt. Das Untersuchungsgebiet reichte vom Oberrand des oberen Nierenpols bis zum Blasenboden (32 – 38 cm). Ein abdominelles Kompressorium wurde nicht verwendet. Vor Beginn der Bildakquisition wurde auf Höhe der Nieren in jedem Quadranten jeweils ein wassergefülltes Phantom direkt neben dem zu untersuchenden Tier platziert. Die Dichte des Phantommaterials (Latex) betrug 0 - 3 HU, folglich führten diese lediglich zu einer geringen Erhöhung der Dichtewerte des eingeschlossenen Wassers.

Jedes Schwein erhielt während jeder MSCTU einmalig 100 ml eines jodhaltigen Kontrastmittels (Ultravist 300, Schering, Berlin) mit einer Flussgeschwindigkeit von 2,5 ml/s über einen periphervenösen Zugang.

90 s vor KM-Injektion wurde jedem Tier ein niedrig dosiertes Schleifendiuretikum (0,1 mg / kg KG Furosemid) intravenös verabreicht.

Mit Hilfe der unter 2.1.4 beschriebenen Testschichttechnik erfolgte die Datenakquisition exakt während der urographischen Phase. Die Testschichten wurden unter laufender Beatmung, die urographischen Messspiralen in Atemstillstand durchgeführt.

Von jedem Schwein wurden 10 CT-urographische Messspiralen angefertigt. Um einen intraindividuellen Vergleich der Bildqualität bei unterschiedlichen Strahlendosen zu ermöglichen, wurde der Röhrenstrom schrittweise von 200 eff. mAs bis auf 20 eff. mAs (200, 125, 100, 80, 70, 60, 50, 40, 30, 20) gesenkt. Die weiteren Messparameter wurden nicht variiert: Röhrenspannung 120 kV, Kollimation 4 x 2,5 mm, Pitch 1,25, Tischvorschub pro Rotation 12,5 mm, Rotationszeit 0,5 s, FOV 32-38 cm.

Es wurden sowohl axiale Schichten mit 5 mm Schichtdicke und 5 mm Inkrement als auch überlappende Dünnschichtbilder mit 3 mm Schichtdicke und 1 mm Inkrement rekonstruiert. Aus den 67 % überlappenden Dünnschichtaufnahmen wurden für jede CTU-Serie MIP-Bilder entlang der Körperlängsachse in 15° Intervallen angefertigt und Überlagerungen durch Knochenstrukturen mit Hilfe des Software-Tools „VOI“ rechnerisch eliminiert.

2.2.4 Bildanalyse

Zur Auswertung wurden sowohl axiale Einzelschichten als auch MIP-Bilder herangezogen. In einem ersten Schritt wurden aus jedem Datensatz vier axiale Einzelschichtbilder aus unterschiedlichen Abschnitten des oberen Harntraktes selektiert: 1. Nierenbeckenkelchsystem, 2. proximales -, 3. mittleres und 4. distales Ureterdrittel. Diese 4 Einzelschichten wurden für jeden Datensatz und jedes Tier jeweils beidseits in identischer anatomischer Bildposition als Einzelbilder gespeichert und zusammen mit den MIP-Bildern pseudonymisiert an eine digitale Workstation übertragen. Zur Bildauswertung wurden einheitliche Fenstereinstellungen (Center 60; Weite 360) definiert.

Die Analyse jedes einzelnen Bildes zur Beurteilung der Bildqualität erfolgte unabhängig durch drei Auswerter in zufälliger Reihenfolge. Die Bildanalyse erfolgte nach folgenden vier Kriterien: Beurteilung der Abbildungsqualität der Nierenbeckenkelchsysteme (NBKS), Beurteilung der Abgrenzbarkeit der Wandkonturen von NBKS und Ureteren, Beurteilung der subjektiven Bildqualität sowie des subjektiven Bildrauschens. Für die Evaluation wurde eine 5-Punkt-Skala angelegt, die einzelnen Punktwerte repräsentieren folgenden Bildeindruck: **1** = sehr gut; **2** = gut; **3** = befriedigend; **4** = noch diagnostisch akzeptabel; **5** = nicht diagnostisch verwertbar. Die Beurteilung der Darstellung der

Nierenbeckenkelchsysteme (NBKS) bezüglich ihrer Abgrenzbarkeit vom Nierenparenchym basierte ausschließlich auf den MIP-Bildern, die Abbildungsqualität von Wandkonturen der NBKS und Ureteren wurde anhand der axialen Einzelschichten benotet. Zur Beurteilung der subjektiven Bildqualität und des subjektiven Bildrauschens wurden sowohl axiale als auch MIP-Bilder evaluiert. Auf diese Weise wurden insgesamt 160 NBKS und Ureteren analysiert.

Zur objektiven Bestimmung des Bildrauschens verwendeten wir ein von Wildberger et al. [33] beschriebenes Verfahren. Mit Hilfe des „Region-of-interest“ – Softwaretools wurden die Dichtewerte innerhalb der an der Bauchwand jedes Tieres platzierten Phantome auf einer Fläche von 1 cm² jeweils viermal gemessen. Die mittlere Standardabweichung der Dichtemessung innerhalb der Phantome wurde hierbei mit dem Bildrauschen gleichgesetzt und als objektives Bildrauschen bezeichnet.

2.2.5 Statistische Auswertung

Die drei Auswerter benoteten die Bildqualität jeder Bildserie für jedes Tier anhand der unter 2.2.4 beschriebenen 4 Kriterien. Der Mittelwert der von den drei Auswertern verteilten Punktwerte für Bildqualität wurde für jedes Kriterium und jede Strahlendosis errechnet. Wir übertrugen die von Wedegärtner et al. [34] etablierte Graduierung auf unsere Ergebnisse und definierten diejenige Bildqualität, welche trotz Reduktion der Strahlendosis als „adäquat bzw. gut diagnostisch verwertbar“ zu bezeichnen war, mit dem Punktintervall 1,0 – 2,49.

Zum Vergleich der Punktwerte der unterschiedlichen CT-Scans wurde der Wilcoxon-Test verwendet. Als statistisch signifikant wurden p-Werte < 0,05 gewertet. Die Übereinstimmung der drei Auswerter in der Beurteilung der Bildqualität anhand der vier oben beschriebenen Kriterien wurde durch den Multi-Rater-Kappa-Test bestimmt (Korrelationskoeffizient $\kappa = 0,61 - 0,80$ belegt eine gute Übereinstimmung, $\kappa > 0,80$ belegt eine sehr gute Übereinstimmung der einzelnen Auswerter und somit die Verlässlichkeit der Methode).

Zur statistischen Analyse wurden SPSS 13.0 (SPSS Inc., Chicago, Illinois, USA) und Excel 2003 (Microsoft Corporation, Seattle, Washington, USA) verwendet.

3 Ergebnisse

3.1 Intraindividueller Vergleich der Bildqualität in der kontrastmittelgestützten MR-Urographie (MRU) bei 1,5 und 3 Tesla sowie direkter Vergleich der MRU und der Multi-Detektor CT-Urographie (MDCTU)

3.1.1 Intraindividueller Vergleich der Bildqualität in der kontrastmittelgestützten MR-Urographie bei 1,5 und 3 Tesla

Die Verwendung eines niedrigdosierten Schleifendiuretikums führte sowohl zur schnellen, gleichmäßigen Verteilung des anschließend applizierten Kontrastmittels als auch zu einer milden Erweiterung der ableitenden Harnwege. Somit gelang eine nahezu vollständige bzw. vollständige Kontrastierung des oberen Harntraktes während aller Untersuchungen bei 1,5 und 3 Tesla.

Die multiplanaren MIP-Serien lieferten einen präzisen, dreidimensionalen Überblick über die Morphologie der Nierenbeckenkelchsysteme sowie den retroperitonealen Verlauf der Ureteren. Die Darstellung der Ureteren wurde nicht durch überlagernde Darmstrukturen beeinträchtigt.

Die mittlere Untersuchungsgesamtdauer betrug 40 – 45 Minuten, ein wesentlicher Teil dieser Zeit wurde für Versuchsaufbau und Lagerung benötigt. Die mittlere Untersuchungsdauer nach intravenöser Applikation des Schleifendiuretikums betrug 25 – 30 Minuten.

3.1.1.1 Qualitative Bildanalyse

Es wurden insgesamt 24 MR-Urographie Serien von zwei Auswertern unabhängig evaluiert. Die Analyse der pseudonymisierten Bilddaten erfolgte in zufälliger Reihenfolge. Hierbei wurden NBKS, proximaler und distaler Ureter jeder Seite separat evaluiert und die Bildqualität jedes Segmentes, gemäß der unter 2.1.5 erläuterten Skala mit einem Punktwert von 1-5 benotet.

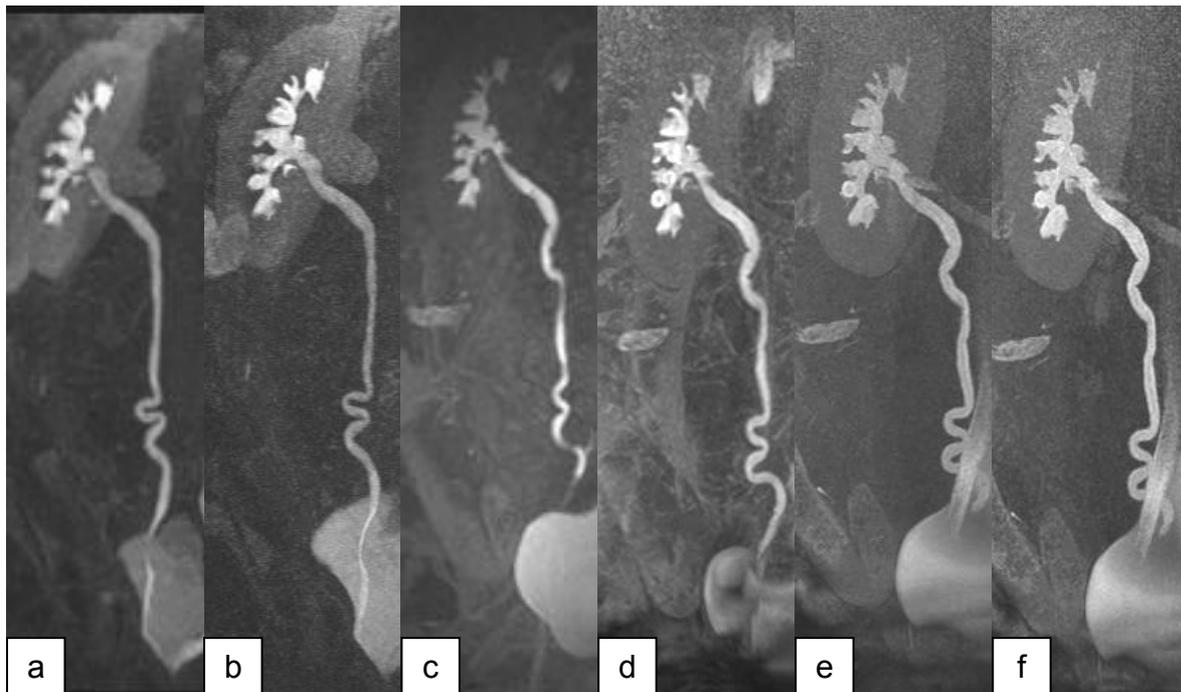


Abb. 2 zeigt einen repräsentativen Überblick über die Kontrastierung und Abgrenzbarkeit von NBKS und Ureteren, wie sie sich mit Hilfe der 2 MRU-Sequenzen bei 1,5 Tesla und 4 MRU-Sequenzen bei 3 Tesla darstellten (a: T1 3D-GRE bei 1,5T; b: HR T1 3D-GRE bei 1,5T; c: T1 3D-GRE bei 3T; d: T1 3D-GRE SF2,0 bei 3T; e: HR T1 3D-GRE bei 3T; f: HR T1 3D-GRE SF2,0 bei 3T).

Bei beiden Feldstärken wurde die höher aufgelöste HR T1 3D-GRE Sequenz erwartungsgemäß besser bewertet als die Standard T1 3D-GRE Sequenz (Abb.2; Tab.5). Der mittlere Punktwert der T1 3D-GRE Sequenz bei 1,5 Tesla betrug 2,83 (Standardabweichung (SD) 0,15), während die Mittelwerte für die HR T1 gewichtete 3D-GRE Sequenz bei 1,5 Tesla signifikant höher waren (Mittelwert: 3,48; SD 0,14; $p=0,0078$). Auch bei 3 Tesla wurde mit Hilfe der höheren Auflösung eine signifikante Steigerung der Bildqualität erzielt (Mittelwert T1 3D-GRE: 3,19; SD 0,29; Mittelwert HR T1 3D-GRE: 3,92; SD 0,41; $p=0,0078$).

Die Erhöhung der Auflösung der Sequenz bei 3 Tesla erfolgte durch Verwendung einer größeren Matrix (T1 3D-GRE: 256x179; HR T1 3D-GRE: 256x256). Dies bedingt jedoch eine erhebliche Steigerung der Akquisitionszeit, welche vor allem in der klinischen Routine häufig von besonderer Bedeutung ist. Um diesem Problem zu begegnen, können parallele Bildgebungstechniken wie SENSE (Sensitivity Encoding) eingesetzt werden. Diese ermöglicht durch den gleichzeitigen Einsatz mehrerer Spulenempfangselemente eine höhere Auflösung ohne wesentlichen Zeitverlust.

Um den Einfluss der parallelen Bildgebung auf die Bildqualität der MR-Urographie bei 3 Tesla zu evaluieren wurden beide Sequenzen zusätzlich mit SENSE (SENSE-Faktor 2,0 (SF2,0)) durchgeführt. Beide Auswerter vergaben signifikant höhere Punktwerte für die bei 3 Tesla mittels paralleler Bildgebung akquirierte T1 3D-GRE Sequenz (T1 3D-GRE SF2,0: Mittelwert 3,67; SD 0,49; T1 3D-GRE: Mittelwert 3,19; SD 0,29; $p=0,031$). Durch den Einsatz der parallelen Bildgebung konnte die Bildqualität der höher auflösenden HR T1 3D-GRE Sequenz nicht signifikant gesteigert werden (HR T1 3D-GRE SF2,0: Mittelwert 4,15; SD 0,50; HR T1 3D-GRE: Mittelwert 3,92; SD 0,41; $p=0,29$).

		NBKS	Prox. Ureter	Dist. Ureter	Mittelwert
T1 3D-GRE	1,5 T	2,69	2,88	2,94	2,83
HR T1 3D-GRE	1,5 T	3,38	3,38	3,69	3,48
T1 3D-GRE	3 T	3,31	3,31	2,94	3,19
T1 3D-GRE SF2,0	3 T	4,06	3,81	3,13	3,67
HR T1 3D-GRE	3 T	4,19	3,81	3,75	3,92
HR T1 3D-GRE SF2,0	3 T	4,44	4,00	4,00	4,15

Tab. 5: Punktwerte beider Auswerter in der Evaluation der Bildqualität der MR-Urographie bei 1,5 und 3 Tesla. Abgebildet sind die Mittelwerte für einzelne Segmente (NBKS, proximaler sowie distaler Ureter) sowie der mittlere Gesamtwert aller Segmente jeder MRU-Sequenz.

Insgesamt wurde bei beiden vergleichbaren Sequenzen die Bildqualität der MRU bei 3 Tesla höher beurteilt als bei 1,5 Tesla. Bei 3 Tesla akquirierte Datensätze zeigten eine generell detailliertere und klarere Abgrenzbarkeit der anatomischen Strukturen sowie eine stärkere Kontrastierung der ableitenden Harnwege.

Der Vergleich der Scores für die T1 gewichtete 3D-GRE Sequenz bei unterschiedlichen Feldstärken mittels des Wilcoxon-Tests belegte, dass die von den zwei Auswertern vergebenen Punktwerte für die Sequenz bei 3 Tesla signifikant höher waren ($p=0,04$). Auch für die höher aufgelöste HR T1 3D-GRE Sequenz wurde die Bildqualität signifikant besser ($p=0,023$) bewertet, wenn die Bildakquisition bei 3 Tesla erfolgte. Vergleicht man die in Tabelle 5 abgebildeten Punktwerte der Standard

T1 3D-GRE bei 1,5 Tesla mit der T1 3D-GRE SF2,0 bei 3 Tesla, so fällt auf, dass die zwei Auswerter die Bildqualität der mittels paralleler Bildgebung akquirierten Sequenz bei 3 Tesla gemäß der angelegten Skala im Mittel um nahezu eine Punktstufe (T1 3D-GRE bei 1,5T: 2,83 vs. T1 3D-GRE SF2,0 bei 3T: 3,67) besser bewerteten. Andererseits zeigen diese Ergebnisse, dass mit einer höher aufgelösten Sequenz bei 1,5 Tesla eine höhere Bildqualität als mit einer Standard T1 gewichteten Sequenz bei 3 Tesla erreicht werden konnte.

Die Bildqualität der HR T1 3D-GRE Sequenz bei 1,5 Tesla wurde durch die beiden Auswerter im Mittel besser bewertet als mit Hilfe der Standard T1 3D-GRE bei 3 Tesla. Ein statistisch signifikanter Unterschied konnte hier jedoch nicht nachgewiesen werden ($p=0,0625$).

Durch die separate Evaluation jedes einzelnen Segmentes konnte gezeigt werden, dass schärfere Abgrenzbarkeit und stärkere Kontrastierung der ableitenden Harnwege bei 3 Tesla insbesondere zu einer höherwertigen Darstellung der Morphologie des Nierenbeckenkelchsystems führten (Abb. 3).

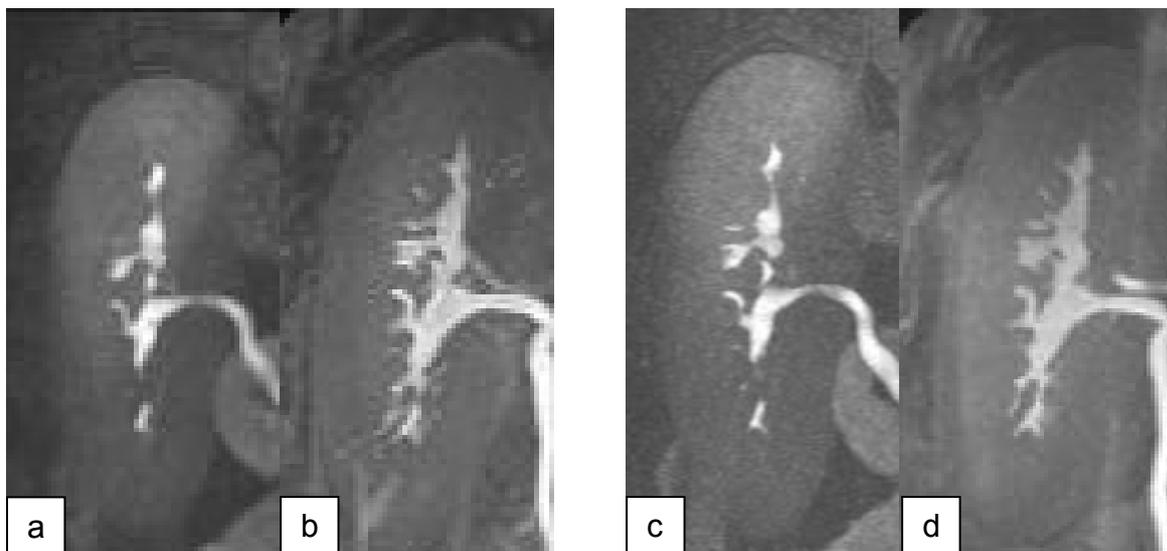


Abb. 3: Bildbeispiel eines NBKS bei 1,5 und 3T (T1 3D-GRE; a: 1,5T (Score 2); b: 3T (Score 3); (HR T1 3D-GRE; c: 1,5T (Score 2); d: 3T (Score 4)). Die bei 3T akquirierten Aufnahmen zeigen jeweils eine höhere Kontrastierung sowie schärfere Abgrenzbarkeit des Nierenbeckenkelchsystems.

Die Differenz der Bildqualität war für beide Sequenzen in diesem Segment am höchsten (Abb. 4). p-Werte von 0,015 für den Vergleich der T1 3D-GRE sowie von

$p=0,0068$ für die HR T1 3D-GRE Sequenz wiesen auf die hohe Signifikanz des Zugewinns an Bildqualität bei höherer Feldstärke hin.

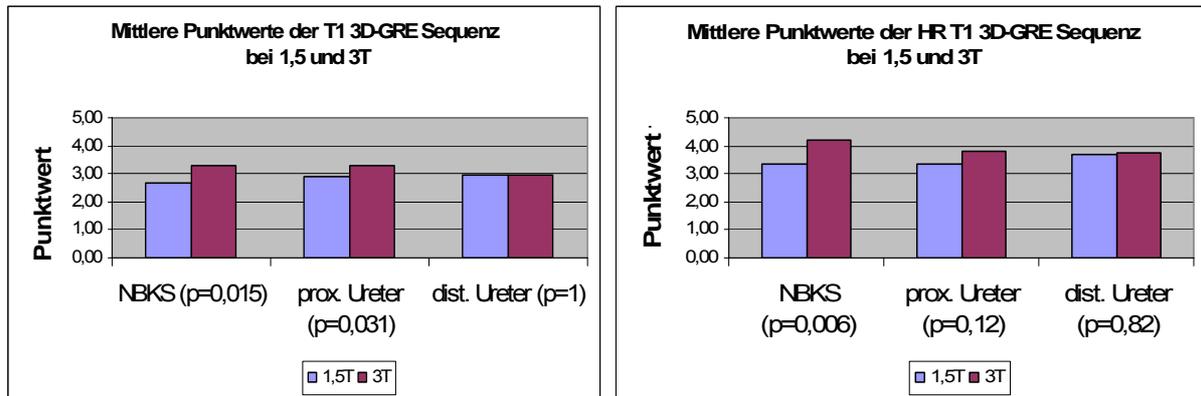


Abb. 4: Balkendiagramm der mittleren Punktwerte der T1 3D-GRE sowie HR T1 3D-GRE Sequenz bei 1,5 und 3T in Abhängigkeit vom jeweiligen Segment. Während die Bildqualität im Bereich der NBKS bei 3T mit beiden Sequenzen signifikant höher war, konnte im Bereich des proximalen Ureters lediglich für die T1 3D-GRE eine signifikante Steigerung der Bildqualität bei 3T erzielt werden. Die Mittelwerte für die Evaluation des distalen Ureters waren bei 1,5 und 3T nahezu gleich.

Durch den Einsatz der parallelen Bildgebung bei 3 Tesla konnte die Auflösung bei gleichzeitiger Reduktion der Messzeit um ca. 5 s erhöht werden. Dies führte zu einer Steigerung der Bildqualität, insbesondere im Bereich des Nierenbeckenkelchsystems (Abb. 5). In diesem Segment wurde die Bildqualität der T1 3D-GRE Sequenz signifikant höher bewertet, wenn die Bildakquisition mittels paralleler Bildgebung erfolgte (T1 3D-GRE: 3,31; T1 3D-GRE SF2,0: 3,81; $p=0,027$). Auch für die höher aufgelöste HR T1 3D-GRE Sequenz vergaben beide Auswerter einen höheren Punktwert für die mittels paralleler Bildgebung akquirierten Bilddaten, eine statistische Signifikanz wurde jedoch nicht ermittelt (HR T1 3D-GRE: 3,81; HR T1 3D-GRE SF2,0: 4,00; $p=0,49$).

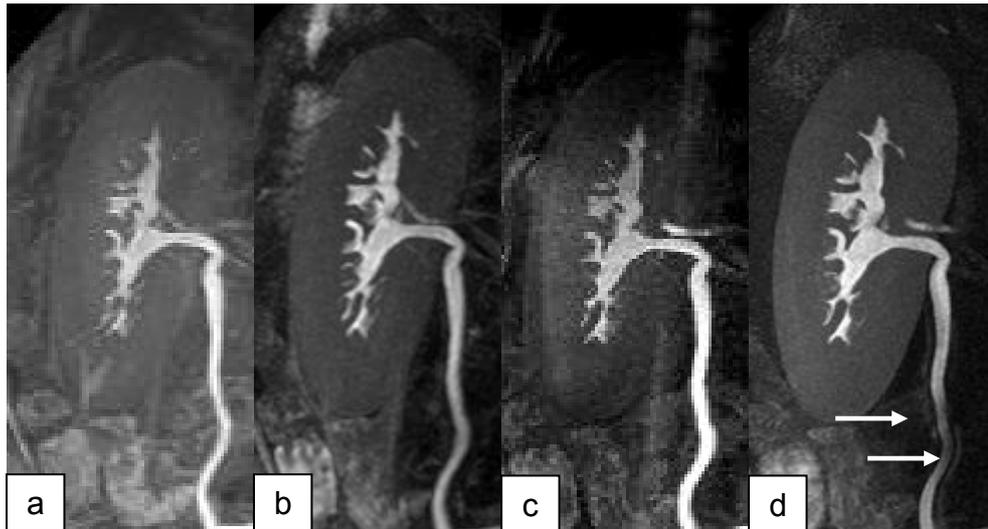


Abb. 5: MRU bei 3T. Vollständige Kontrastierung sowie gute Abgrenzbarkeit des NBKS und proximalen Ureters in (a) – (d). a: T1 3D-GRE; b: T1 3D-GRE SF2,0; c: HR T1 3D-GRE; d: HR T1 3D-GRE SF2,0. Bessere Abgrenzbarkeit der Morphologie des NBKS in den mittels paralleler Bildgebung akquirierten Bilddaten (b und d). Pfeile in „d“ markieren eine Peristaltikbedingte Artefaktbildung entlang des proximalen Ureters.

Die mittlere Bildqualität in den Segmenten des proximalen und distalen Ureters ließ geringere bzw. keine Unterschiede zwischen beiden Feldstärken erkennen. Während der Wilcoxon-Rangsummen-Test im Bereich des proximalen Ureters für die T1 3D-GRE auf einen signifikanten Anstieg der Bildqualität bei höherer Feldstärke hinwies ($p=0,031$), konnte ein solcher Unterschied für die HR 3D-GRE Sequenz nicht errechnet werden ($p=0,12$).

Auch im Bereich der distalen Ureteren gelang mit Hilfe des Hochmagnetfeldes bei 3T eine schärfere Abbildung der Randkonturen. Dennoch beobachteten beide Auswerter im höheren Magnetfeld eine zunehmende Beeinträchtigung der Abbildungsqualität durch Artefakte (Abb. 6), welche insbesondere die distalen Ureteren betraf und die mittleren Punktwerte der Bildqualität für dieses Segment einschränkte. In der Visualisierung der distalen Ureteren war die MRU mittels T1 3D-GRE Sequenz bei 3T der MRU bei 1,5T gleichwertig (Mittelwert 2,94), mit der HR T1 3D-GRE Sequenz war die MRU bei 3T der MRU bei 1,5T leicht überlegen (1,5T: 3,69; 3T: 3,75; $p=0,82$).

Die zusätzliche Verwendung der parallelen Bildgebung bei 3 Tesla führte zu einer guten Abgrenzbarkeit der Ureteren. Die Beeinträchtigung durch Artefakte war in den mittels SENSE akquirierten Bilddaten aufgrund kürzerer Messzeiten geringer

ausgeprägt. Zwar vergaben beide Auswerter auch in diesem Segment die höchsten Punktwerte für die beiden mittels paralleler Bildgebung bei 3 Tesla akquirierten Sequenzen, jedoch fand sich kein statistisch signifikanter Anstieg der mittleren Punktwerte für die Verwendung von SENSE (T1 3D-GRE: 2,94; T1 3D-GRE SF2,0: 3,13; $p=0,46$; HR T1 3D-GRE: 3,75; HR T1 3D-GRE SF2,0: 4,00; $p=0,29$).

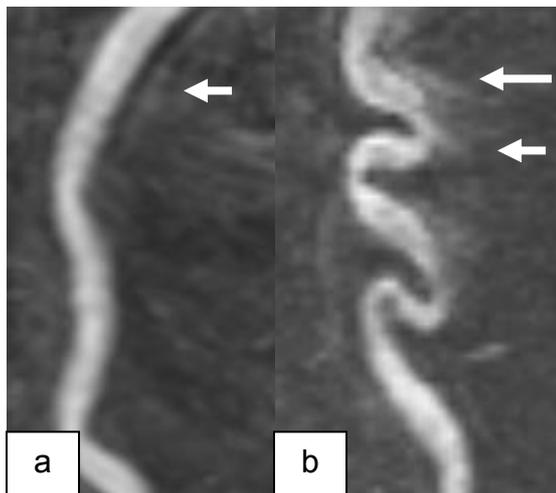


Abb. 6: Artefaktbildung bei 3 Tesla. Die Pfeile markieren die leicht- (a) und höhergradige (b) Artefaktentstehung entlang der distalen Ureteren, welche in der MRU bei 3T beobachtet wurden.

Ein Kappa-Wert von $\kappa=0,62$ belegte die insgesamt gute Übereinstimmung der zwei Auswerter in der Evaluation der Gesamtbildqualität. Die Kappa-Werte für die einzelnen Segmente betragen $\kappa=0,56$ für das NBKS, $\kappa=0,66$ für das proximale- und $\kappa=0,61$ für das distale Uretersegment.

3.1.1.2 Quantitative Bildanalyse

Um die Folgerichtigkeit der Ergebnisse zu gewährleisten, wurden die Messungen der Signalintensitäten innerhalb der ableitenden Harnwege und der Luft außerhalb des untersuchten Tieres von beiden Auswertern im Konsensus durchgeführt. Die Berechnungen von Signal-zu-Rausch- (SNR) sowie Kontrast-zu-Rausch (CNR) Verhältnis basierten auf den koronaren Quellbildern der MR-urographischen 3D-Datensätze.

Mittleres SNR und CNR bei 3T waren signifikant höher als bei 1,5T. Für die Standard T1 3D-GRE Sequenz wurde ein mittleres SNR von 89,47 (SD 14,79) bei 3T und 26,15 (SD 7,04) bei 1,5T errechnet ($p<0,0001$). Auch mit der höher aufgelösten HR

T1 3D-GRE Sequenz wurde bei höherer Feldstärke ein signifikant höheres SNR bestimmt (3T HR T1 3D-GRE: 55,5; SD 12,59; 1,5T HR T1 3D-GRE: 16,96; SD 2,56; $p < 0,0001$). Die zusätzliche Akquisition dieser beiden Sequenzen mittels paralleler Bildgebung bei 3T führte zu einem signifikanten Signalverlust (T1 3D-GRE SF2,0: 44,19; SD 13,65; $p < 0,0001$; HR T1 3D-GRE SF2,0: 35,36; SD 9,32; $p = 0,003$).

Das mittlere CNR betrug 58,08 (SD 15,10) für die T1 3D-GRE bei 3T bzw. 23,02 (SD 6,21) für die T1 3D-GRE Sequenz bei 1,5T. Die Berechnung des CNR für die höher aufgelöste Sequenz ergab einen Mittelwert von 44,09 (SD 11,35) für die HR 3D-GRE bei 3T und 13,01 (SD 2,54) bei 1,5T. Mit beiden Sequenzen war die Differenz des mittleren CNR bei unterschiedlichen Feldstärken statistisch signifikant (T1 3D-GRE: $p = 0,029$; HR T1 3D-GRE: $p = 0,017$).

3.1.2 Direkter Vergleich der Bildqualität und anatomischen Detailerkennbarkeit des oberen Harntraktes in der MRU und der MDCTU

3.1.2.1 1,5T MRU vs. MDCTU

Der direkte Vergleich der MRU bei 1,5T und der MDCTU deckte eine leichte Überlegenheit der Bildqualität und Abgrenzbarkeit des NBKS in der Kontrastmittel gestützten MRU gegenüber der MDCTU bei 30 eff. mAs Röhrenstrom auf (Abb. 7). Sowohl für die Standard T1 3D-GRE als auch die höher auflösende HR T1 3D-GRE Sequenz bevorzugten beide Auswerter in der Mehrzahl der Fälle die MRU-Bilder (mittlerer Punktwert T1 3D-GRE: 3,44; HR T1 3D-GRE: 3,56)(Abb. 8). Die Abbildung des NBKS wurde sowohl in der T1 3D-GRE als auch in der HR T1 3D-GRE Sequenz in 87,5% der Fälle der MDCTU bei 30 eff. mAs als mindestens gleichwertig bzw. überlegen angegeben. Statistisch signifikant war diese Überlegenheit lediglich bei Verwendung der höher auflösenden MRU-Sequenz ($p = 0,026$).

Die schrittweise Erhöhung des Röhrenstroms führte zu einer besseren Visualisierung der Morphologie des oberen Harntraktes und weniger Bildrauschen in der MDCTU. Bereits bei 70 eff. mAs war die T1 3D-GRE Sequenz (Mittelwert 2,56) der MDCTU unterlegen. Die Bildqualität der höher auflösenden HR T1 3D-GRE hingegen wurde im Mittel besser evaluiert (Mittelwert 3,38) und nur in 12,5% der Fälle zogen die Auswerter die MDCTU bei 70 eff. mAs der MRU mittels HR T1 3D-GRE zur Beurteilung des NBKS vor. Beim Vergleich der beiden MRU Sequenzen mit den MDCT Urographien bei 125 bzw. 200 eff. mAs vergaben beide Auswerter einheitlich schlechtere Scores für die Morphologie des NBKS in der MRU (T1 3D-GRE: 2,19

bzw. 2,00; HR T1 3D-GRE: 2,94 bzw. 2,69). Verglichen mit den MIP-Serien der MDCTU bei 200 eff. mAs wurde die Visualisierung des NBKS mit der T1 3D-GRE bei 1,5T nur in 12,5% der Fälle als gleichwertig bzw. überlegen begutachtet, in 25% der Fälle stellten die Auswerter gar eine deutliche Unterlegenheit (Score 1) der MRU fest ($p=0,002$). Vergleichbare Werte wurden für die Visualisierung der Ureteren in der 1,5T MRU und der MDCTU bestimmt. Beide MRU Sequenzen waren der MDCTU bei 30 eff. mAs leicht überlegen. Die vergebenen Scores reichten von 2-4 (Mittelwert T1 3D-GRE: 3,5; HR T1 3D-GRE: 3,59). Bereits bei einem Röhrenstrom von 70 eff. mAs bevorzugten die Auswerter in der Mehrzahl der Fälle die Darstellung der Ureteren mittels MDCTU (53,2%) anstatt der T1 3D-GRE Sequenz (9,4%). Verglichen mit der MDCTU bei 125 bzw. 200 eff. mAs war die Bildqualität beider MRU Sequenzen signifikant schlechter ($p=0,0003$).

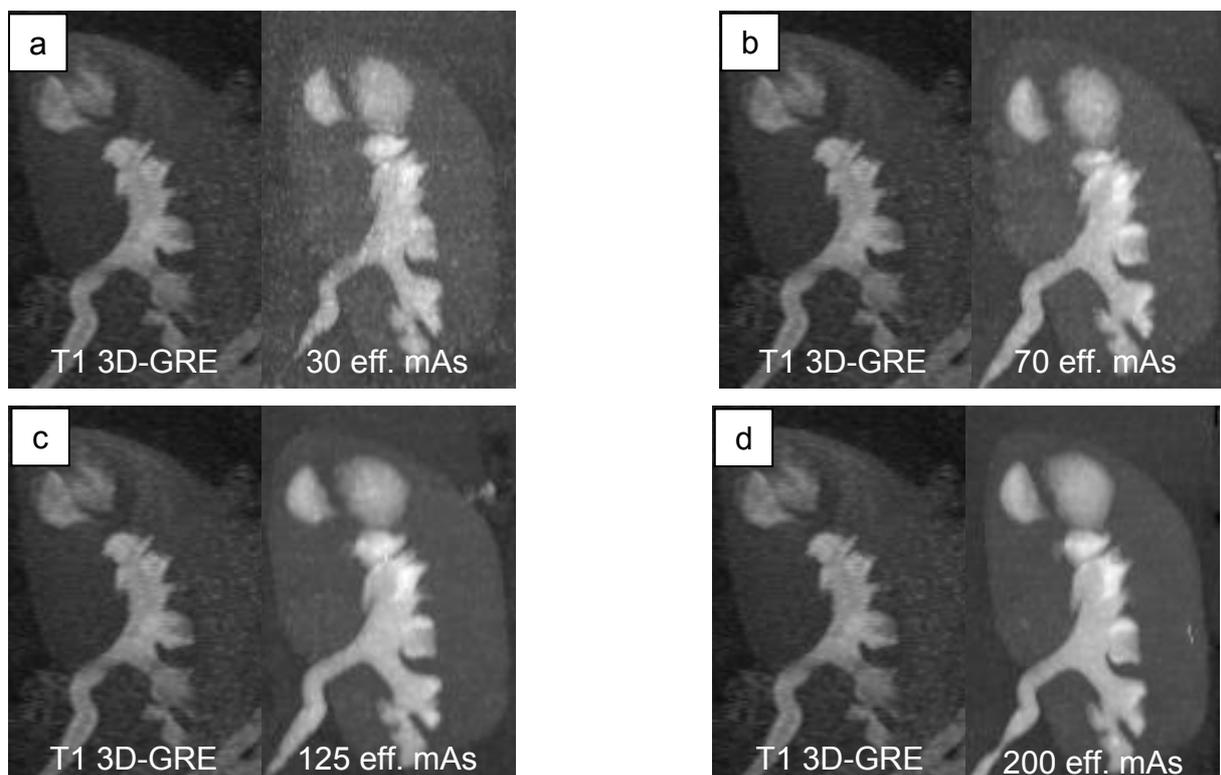


Abb. 7: Bildqualität der 1,5T MRU und der MDCTU am Beispiel des NBKS. Der direkte Vergleich der T1 3D-GRE Sequenz und der MDCTU bei 30 eff. mAs (a) zeigt eine leichte Überlegenheit der MRU in der Abgrenzbarkeit insbesondere des Nierenbeckens (Score 4). Die MDCTU weist bei niedrigem Stromzeitprodukt ein ausgeprägtes Bildrauschen auf. Bei 70 eff. mAs (b) war die Bildqualität der MRU der MDCTU gleichwertig (Score 3). Die höchste Bildqualität wurde mit der MDCTU bei 125 (c) bzw. 200 eff. mAs (d) erreicht, hier war die MDCTU der MRU auf Grund sehr guter Abgrenzbarkeit der anatomischen Strukturen ohne wesentliches Bildrauschen überlegen (Score 2).

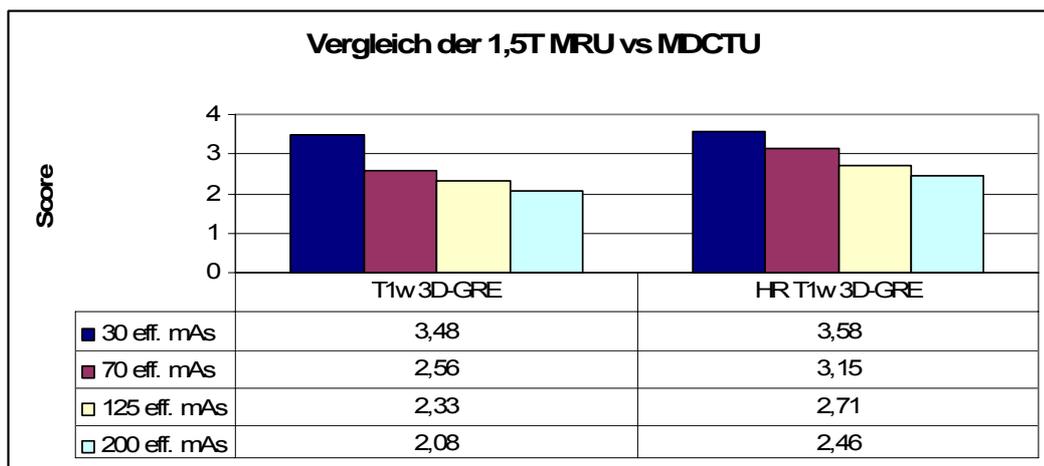


Abb. 8: Mittelwerte aller Segmente beider MRU Sequenzen bei 1,5T. Während die Auswerter die MRU Bilder sowohl der Standard T1 3D-GRE als auch der höher auflösenden HR T1 3D-GRE bei der niedrigen Dosisstufe von 30 eff. mAs bevorzugten, war die Standard T1 3D-GRE Sequenz der MDCTU bereits bei 70 eff. mAs in der Mehrzahl der Fälle unterlegen (<3,00).

3.1.2.2 3T MRU vs. MDCTU

Die mit Hilfe der 3D-GRE Sequenz bei 3T akquirierten Bilddaten wiesen eine höhere Bildqualität auf und ermöglichten, verglichen mit der MDCTU bei 30 bzw. 70 eff. mAs eine bessere (Mittelwert 3,58; Score ≥ 3 : 93,8%) bzw. nahezu gleichwertige (Mittelwert 2,88; Score ≥ 3 : 62,5%) Abgrenzbarkeit des NBKS (Abb. 9). Ein Mittelwert von 2,75 für den Vergleich dieser Sequenz mit der MDCTU bei 125 eff. mAs belegte die diskrete Unterlegenheit der MRU (Score ≥ 3 : 50%). Die MDCTU Bilder, welche bei maximalem Röhrenstrom von 200 eff. mAs akquiriert wurden, wiesen in 56,2% eine höhere Bildqualität im Bereich des NBKS auf, jedoch war die MRU der MDCTU nicht signifikant unterlegen (Mittelwert 2,50; Score ≥ 3 : 43,8%; $p=0,077$). Beide Auswerter konnten die Morphologie des NBKS in den mit Hilfe der HR T1 3D-GRE Sequenz akquirierten MIP-Serien besser beurteilen als durch die korrelierenden MIP-Serien der MDCTU bei 30 oder 70 eff. mAs. Die Auswerter zogen die MRU sogar der MDCTU bei 125 eff. mAs vor (Mittelwert 3,31) und hielten die MRU in 87,5% der Fälle für mindestens gleichwertig bzw. überlegen. Die HR T1 3D-GRE MRU bei 3T war der MDCTU bei 200 eff. mAs in der Abgrenzbarkeit des NBKS nahezu gleichwertig (Mittelwert: 2,94; Score 4: 25%; Score 3: 43,75%; Score 2: 31,25%).

Die mittleren Scores für die Visualisierung der Ureteren bei 3T waren niedriger als die für Bildqualität im Bereich des NBKS vergebenen Punktwerte, unabhängig von MRU-Sequenz oder Röhrenstrom der MDCTU. Im höheren Magnetfeld bei 3T wurde die Bildqualität insbesondere des distalen Uretersegmentes vereinzelt durch Artefakte reduziert. Die Artefaktentstehung führte zwar zu niedrigeren Scores im Vergleich der Bildqualität der MRU mit der MDCTU bei 30 bzw. 70 eff. mAs, jedoch waren sowohl T1 3D-GRE als auch HR T1 3D-GRE Sequenz der MDCTU in der Darstellung der Ureteren überlegen (T1 3D-GRE: Mittelwert 3,47; Score \geq 3: 90,6%; HR T1 3D-GRE: Mittelwert 3,53; Score \geq 3: 93,7%) bzw. gleichwertig (T1 3D-GRE: Mittelwert 2,81; Score \geq 3: 59,4%; HR T1 3D-GRE: Mittelwert 3,00; Score \geq 3: 75%). Bei höherem Stromzeitprodukt von 125 bzw. 200 eff. mAs war die MRU der MDCTU in der Visualisierung der Ureteren signifikant unterlegen (T1 3D-GRE vs. MDCTU 125 eff. mAs: $p=0,0003$; T1 3D-GRE vs. MDCTU 200 eff. mAs: $p<0,0001$; HR T1 3D-GRE vs. MDCTU 125 eff. mAs: $p=0,044$; HR T1 3D-GRE vs. MDCTU 200 eff. mAs: $p=0,0024$), während die Bildqualität beider Modalitäten im Bereich des NBKS als gleichwertig beurteilt wurde.

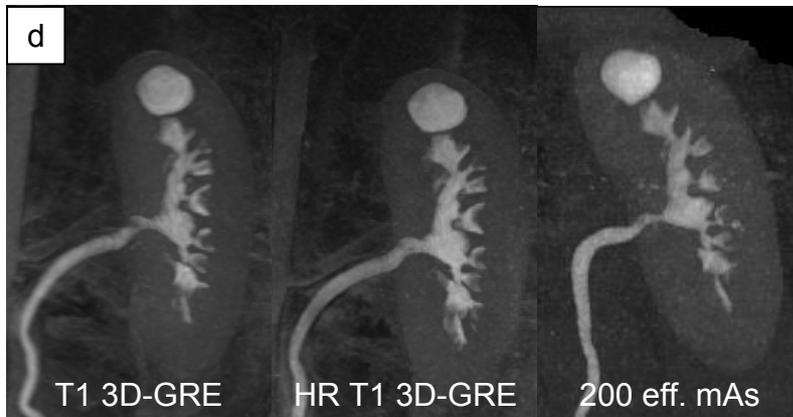
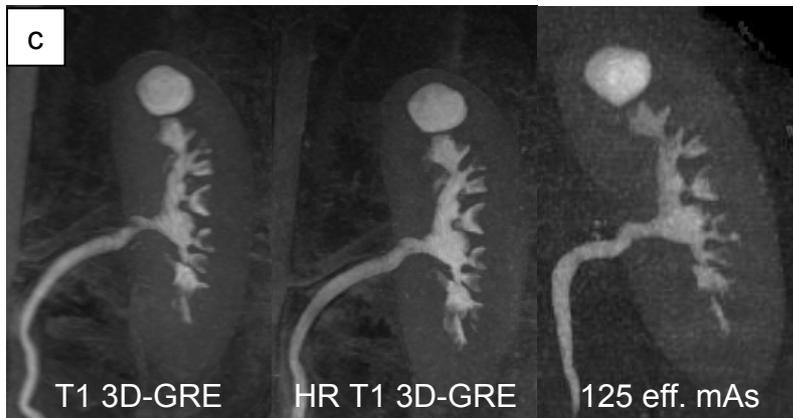
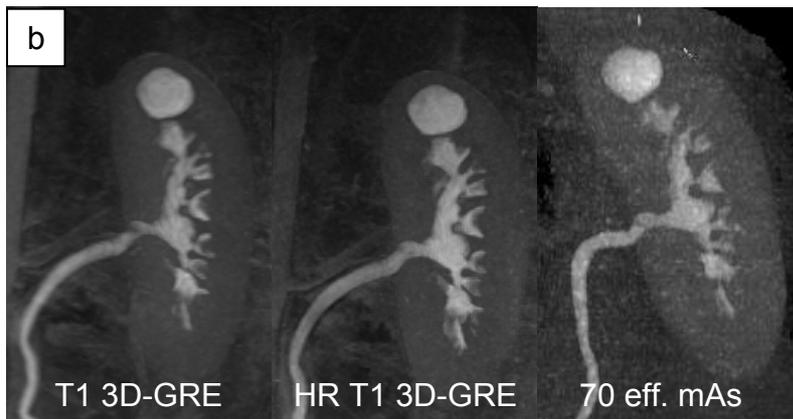
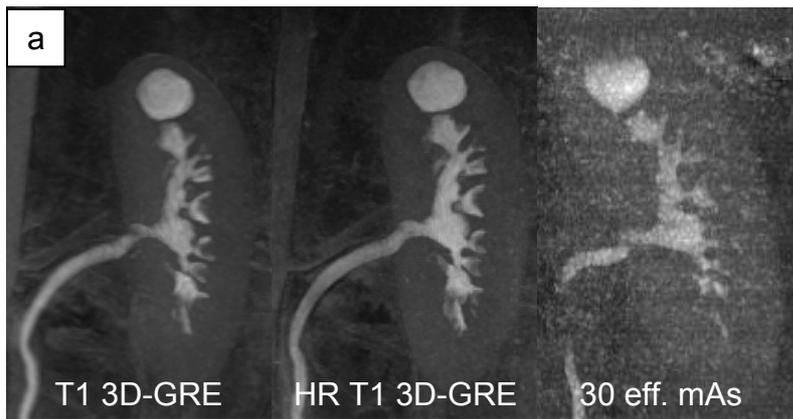


Abb. 9:
 Bildqualität der 3T MRU und MDCTU am Beispiel es NBKS. Höhere Bildqualität der T1 3D-GRE sowie der HR T1 3D-GRE Sequenz bei 3T MRU gegenüber der MDCTU bei 30 (a) bzw. 70 (b) eff. mAs. Bei 125 eff. mAs erreicht die MDCTU eine schärfere Abgrenzbarkeit der Kelche und ist der Standard T1 3D-GRE Sequenz weitestgehend gleichwertig, jedoch ist die MRU bei höherer Auflösung (HR T1 3D-GRE) der MDCTU bei 125 eff. mAs überlegen (c). Sogar bei hohem Stromzeitprodukt der MDCTU (200 eff. mAs) ist die Standard T1 3D-GRE noch mit der MDCTU vergleichbar, die höher auflösende Sequenz weist auch hier eine bessere Abgrenzbarkeit der Kelchstrukturen auf (d).

Vergleicht man die mittleren Punktwerte der drei Segmente (Gesamtbildqualität) in der MRU und MDCTU, so fällt auf, dass bei beiden Feldstärken sowohl mit der T1 3D-GRE als auch der HR T1 3D-GRE Sequenz MR-Urographien erstellt wurden, deren Bildqualität der MDCTU bei 30 eff. mAs Röhrenstrom überlegen war. Andererseits sanken die mittleren Scores für beide MRU-Sequenzen bei 1,5 und 3T bereits bei Erhöhung des Stromzeitproduktes auf 70 eff. mAs signifikant ab (1,5T T1 3D-GRE: $p=0,0078$; 1,5T HR T1 3D-GRE: $p=0,008$; 3T T1 3D-GRE: $p=0,0078$; 3T HR T1 3D-GRE: $p=0,007$). Bei 125 eff. mAs wurde die Gesamtbildqualität der MRU bei 1,5 und 3T schlechter bewertet als in der MDCTU, jedoch konnten durch die höhere Auflösung der HR T1 3D-GRE Sequenz bei beiden Feldstärken Bilddaten erhoben werden, welche der Bildqualität der MDCTU nahezu gleichwertig waren (Mittelwert 1,5T HR 3D-GRE: 2,71; Score ≥ 3 : 62,5%; Mittelwert 3T HR 3D-GRE: 2,88; Score ≥ 3 : 66,7%). Beim Vergleich der MRU und der MDCTU bei 200 eff. mAs bevorzugten beide Auswerter in der Mehrzahl der Fälle die MIP-Serien, welche mittels MDCTU erstellt wurden. Auch die Bildqualität der höher aufgelösten HR T1 3D-GRE Sequenzen war der MDCTU bei 200 eff. mAs signifikant unterlegen (1,5T: $p=0,009$; 3T: $p=0,012$).

Die Auswertung der mittleren Punktwerte für die mittels paralleler Bildgebung bei 3 Tesla akquirierten 3D-Datensätze zeigte vergleichbare Ergebnisse. Zwar wurden mit den beiden vergleichbaren Sequenzen bei 3 Tesla höhere Punktwerte erzielt wenn SENSE zur Bildakquisition eingesetzt wurde (Abb.10), jedoch belegten auch hier mittlere Punktwerte < 3 die höhere Bildqualität der MDCTU bei 125 bzw. 200 eff. mAs. Eine bemerkenswerte Auswirkung auf die mittleren Punktwerte fand sich lediglich für den Vergleich der höher aufgelösten Sequenz bei 3 Tesla mit der MDCTU bei 70 eff. mAs. Hier war die MRU ohne Einsatz paralleler Bildgebungstechnik der MDCTU lediglich leicht überlegen (HR T1 3D-GRE: 3,17; $p=0,4$), unter Verwendung von SENSE zeigte sich jedoch eine signifikante Überlegenheit der höher aufgelösten Sequenz bei 3 Tesla (HR T1 3D-GRE SF2,0: 3,44; $p=0,037$).

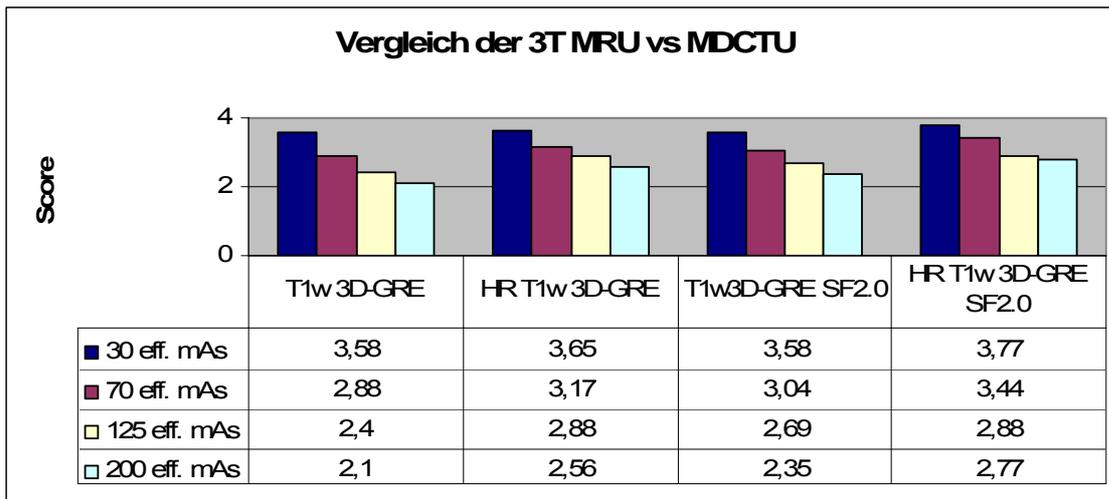


Abb. 10: Mittelwerte aller Segmente der MRU Sequenzen bei 3T. Bei zusätzlichem Einsatz der parallelen Bildgebung war die MRU bei 3T der MDCTU bei 70 eff. mAs und 120 kV mindestens gleichwertig, mit Hilfe der HR T1 3D-GRE SF2,0 der MDCTU bei 70 eff. mAs sogar signifikant überlegen.

Die Auswerter zeigten eine sehr gute Übereinstimmung in der Evaluation der Bildqualität der unterschiedlichen Modalitäten ($\kappa=0,81$).

3.2 Tierexperimentelle Untersuchungen zur Strahlendosisreduktion in der MDCTU am 4-Zeilen CT-Scanner

3.2.1 Detailerkennbarkeit der Kelchstrukturen des NBKS

Zur Beurteilung dieses Kriteriums wurden ausschließlich die koronaren MIP-Bilder evaluiert. Alle drei Auswerter vergaben bei konstanter Röhrenspannung (120 kV) und schrittweiser Erhöhung des Röhrenstroms von 20 eff. mAs bis 100 eff. mAs kontinuierlich niedrigere Punktwerte (Mittelwert aller drei Auswerter bei 20 eff. mAs: 4,34; 100 eff. mAs: 1,50) gemäß der unter 2.2.4 beschriebenen Skalierung von 1 (sehr gut) bis 5 (nicht diagnostisch verwertbar). Bei weiterer Erhöhung des Stroms auf 125 bzw. 200 eff. mAs vergaben die Auswerter durchgehend gute bzw. sehr gute Noten ohne dass eine weitere Steigerung der Mittelwerte für die Beurteilung der Abbildung der NBKS und der Detailerkennbarkeit der Kelchgruppen zu verzeichnen war (125 eff. mAs: 1,84; 200 eff. mAs: 1,71). Der signifikanteste Anstieg ($p < 0,007$) in der Evaluation der Abbildung von NBKS und Kelchsystem war bei Erhöhung des Röhrenstromes von 30 eff. mAs (Mittelwert 3,92) auf 40 eff. mAs (3,04) zu verzeichnen.

Die drei Auswerter zeigten hierbei eine sehr gute Übereinstimmung in der Beurteilung der einzelnen Urographie-Serien, der Multi-Rater-Kappa Wert betrug $\kappa = 0,81$ (SD 0,19; A1/A2 $\kappa = 0,83$; A1/A3 $\kappa = 0,81$; A2/A3 $\kappa = 0,81$).

3.2.2 Abgrenzbarkeit der Wandkonturen von NBKS und Ureteren

Durch die intravenöse Applikation eines Schleifendiuretikums vor Kontrastmittelgabe und mit Hilfe der Einzelschichtbilder (Testscans) auf Höhe der Crista iliaca gelang es bei allen Tieren die Bildakquisition der ableitenden Harnwege zeitlich exakt während der Ausscheidungsphase durchzuführen. Hierdurch wurde die vollständige Distension und Kontrastierung der NBKS und Ureteren, insbesondere auch der distalen Ureterabschnitte, gewährleistet. Proportional zur steigenden Dosis vergaben alle Auswerter bessere Punktwerte für die Abgrenzbarkeit sämtlicher Abschnitte des oberen Harntraktes, die Mittelwerte aller Auswerter in der Benotung der NBKS und Ureteren reichten von 4,27 bei 20 eff. mAs bis 1,1 bei 200 eff. mAs.

Abb. 11 zeigt, dass die Abgrenzbarkeit der Wandkonturen des distalen Ureterdrittels unabhängig vom Stromzeitprodukt von allen Auswertern schlechter benotet wurde als auf vergleichbaren axialen Schichtbildern des proximalen oder mittleren

Ureterdrittels. So betrug der Mittelwert aller distaler Ureterabschnitte sämtlicher CT-Urographien 2,5 während sich für das proximale und mittlere Harnleiterdrittel ein Mittelwert von 2,2 errechnete. Die Abgrenzbarkeit der Wandkonturen wurde für das Nierenbeckenkelchsystem (Mittelwert aller CT-Urographien 2,6) ebenfalls unabhängig von Auswerter oder Röhrenstrom schlechter bewertet als für das proximale oder mittlere Harnleitersegment. Diese Differenz verringerte sich proportional zur steigenden Dosis. Gemäß der definierten Skala (Kapitel 2.2.5) wurden jene CT-Urographien als diagnostisch verwertbare Darstellung der anatomischen Strukturen der NBKS und Ureteren bezeichnet, welche mit einem Punktwert < 2,49 bewertet wurden. In dieser experimentellen Messreihe betrug der niedrigste Röhrenstrom, welcher eine Einhaltung dieses Schwellenwertes erlaubte, 70 eff. mAs (Mittelwert NBKS und Ureteren: 2,07). Hierbei ist zu beachten, dass bei 70 eff. mAs Stromzeitprodukt die Bewertung jedes einzelnen Segmentes einen Mittelwert < 2,49 ergab (NBKS: 2,42; proximaler Ureter: 1,83; mittlerer Ureter: 1,92; distaler Ureter: 2,13). Bei weiterer Dosisreduktion führte die zunehmende Konturunschärfe zu einer schlechteren Bewertung und somit zur Akquisition von diagnostisch nicht verwertbaren Datensätzen (60 eff. mAs: 2,53; 50 eff. mAs: 2,66; 40 eff. mAs: 2,80; 30 eff. mAs: 3,64; 20 eff. mAs: 4,23).

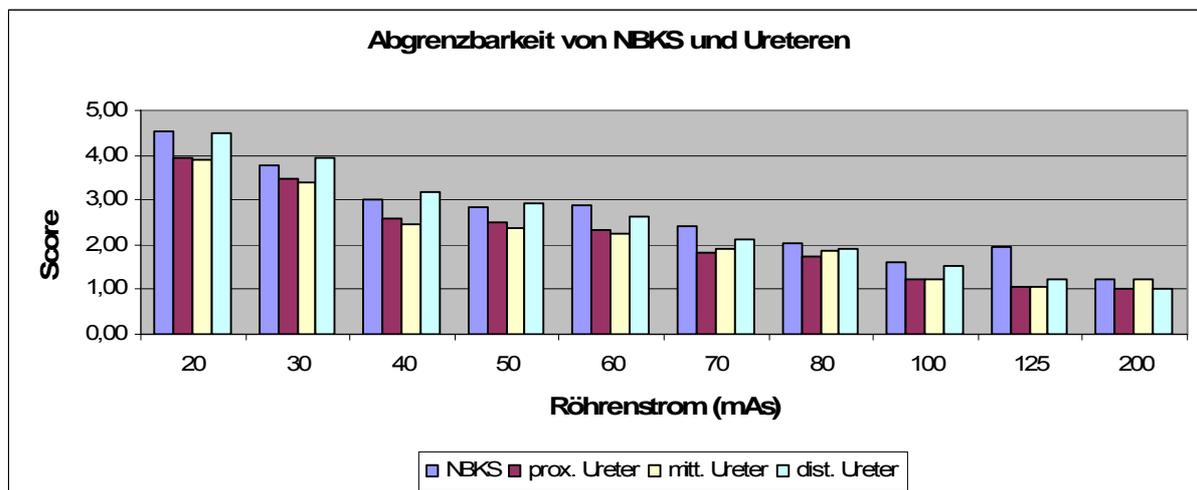


Abb. 11: Mittelwerte aller drei Auswerter in der Beurteilung der Abgrenzbarkeit von NBKS, proximalem, mittlerem und distalem Ureterdrittel. Unabhängig vom Stromzeitprodukt wurden für das distale Ureterdrittel schlechtere Noten vergeben als für das proximale oder mittlere Drittel.

Der Multi-Rater-Kappa Wert in der Benotung der einzelnen Abschnitte des oberen Harntraktes bezüglich der Abgrenzbarkeit der Wandkonturen betrug $\kappa = 0,82$ (SD 0,19; A1/A2 $\kappa = 0,79$; A1/A3 $\kappa = 0,79$; A2/A3 $\kappa = 0,87$), somit erzielten die drei Auswerter eine sehr hohe Übereinstimmung.

3.2.3 Subjektive Bildqualität

Zur Evaluation der subjektiven Bildqualität lagen jedem Auswerter sowohl eine axiale Einzelschicht jeweils auf Niveau des NBKS, des proximalen, mittleren und distalen Ureterdrittels als auch ein MIP-Bild in koronarer Aufsicht vor. Hierbei wurden unabhängig voneinander jeweils Punktwerte für die axiale Bildreihe und das MIP-Bild vergeben und hieraus der Mittelwert gebildet. Aus Abb. 12 wird ersichtlich, dass analog zur Abgrenzbarkeit der NBKS, Kelchsysteme und Ureteren mit steigender Dosis niedrigere Mittelwerte in der Beurteilung der subjektiven Bildqualität errechnet wurden. Das bedeutet, dass jeder Auswerter den Einzelbildern bei steigendem Röhrenstrom eine zunehmend bessere Bildqualität zuschrieb. Die höchsten Mittelwerte wurden bei einem Röhrenstrom von 20 eff. mAs errechnet (4,42).

Die von den Auswertern vergebenen Punktwerte folgten der schrittweisen Erhöhung des Stromzeitproduktes nahezu linear, die subjektiv beste Bildqualität wurde bei einem maximalen Röhrenstrom von 200 eff. mAs erzielt (Mittelwert 1,25).

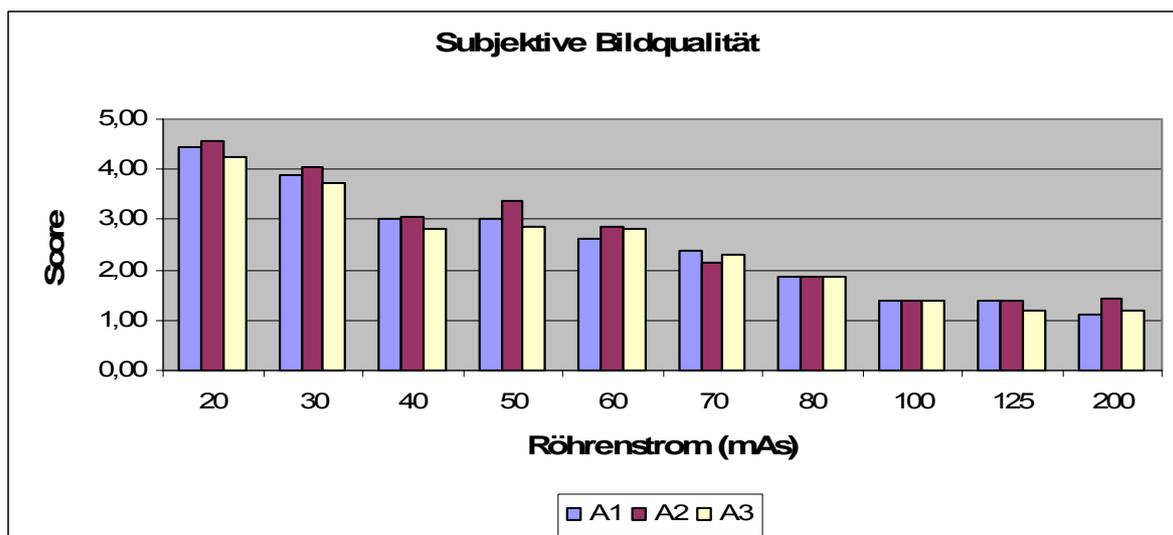


Abb. 12: Mittelwerte der drei Auswerter (A1, A2, A3) in der Benotung der subjektiven Bildqualität. Bewertet wurde der gesamte Datensatz jeder Urographie, bestehend aus axialen Bildern der NBKS, des proximalen, mittleren und distalen Ureters sowie des Maximum-Intensitäts-Bildes (MIP).

Der niedrigste Röhrenstrom, welcher gemäß der angelegten Skala die Akquisition diagnostisch verwertbarer Datensätze (Mittelwert $< 2,49$) ermöglichte, betrug 70 eff. mAs (Mittelwert 2,27). Die Ergebnisse der drei Auswerter waren konkordant, alle Auswerter vergaben für die CT-Urographie-Bilder bei 70 eff. mAs Mittelwerte $< 2,49$ (A1: 2,38; A2: 2,13; A3: 2,31). Bei Reduktion des Röhrenstromes auf 60 eff. mAs verzeichneten alle Auswerter einen deutlichen Verlust an Bildqualität (Mittelwert 2,77;). Der Vergleich der Bewertung dieser zwei Datensätze, welche sich lediglich durch die Verringerung des Röhrenstroms um 10 eff. mAs unterschieden, ergab mit dem Wilcoxon-Test einen p-Wert = 0,04 und belegte die statistische Signifikanz des subjektiven Verlustes an Bildqualität. Hingegen war bei einem Vergleich der Ergebnisse bei 70 eff. mAs mit höheren Stromzeitprodukten keine statistische Signifikanz nachweisbar (80 eff. mAs: 1,88; $p= 0,13$; 100 eff. mAs: 1,38; $p= 0,11$; 125 eff. mAs: 1,31; $p=0,07$). Werden die CT-Urographien, welche bei dem höchsten in unseren Experimenten verwendeten Stromzeitprodukt von 200 eff. mAs akquiriert wurden, als beste erzielte Bildqualität gleichgesetzt, so belegen diese Ergebnisse, dass eine Reduktion des Röhrenstromes ohne signifikante Einschränkung der Bildqualität bis unter 100 eff. mAs möglich ist. Die hohen Multi-Rater-Kappa Werte (A1/A2: $\kappa = 0,82$; A1/A3: $\kappa = 0,81$; A2/A3 $\kappa = 0,78$; Mittelwert $\kappa = 0,8$) der drei Auswerter in der Evaluation der subjektiven Bildqualität belegen eine sehr gute Übereinstimmung.

3.2.4 Subjektives Bildrauschen

Die mittleren Scores des subjektiven Bildrauschens korrelierten in hohem Maße mit den für die subjektive Bildqualität vergebenen Punktwerten ($p=0,96$)(Abb. 13). Die schrittweise Reduktion des Röhrenstroms führte zu zunehmender Beeinträchtigung der Bildsätze durch Rauschen (Abb. 14). Bei lediglich leichtem Bildrauschen und einem Stromzeitprodukt von 200 eff. mAs vergaben alle Auswerter sehr gute Noten (Mittelwert 1,17), während das Bildrauschen bei 20 eff. mAs am stärksten ausgeprägt war und zu einem mittleren Punktwert von 4,40 führte. Hierbei verhielt sich der von den drei Auswertern vergebene Punktwert umgekehrt proportional zum Stromzeitprodukt.

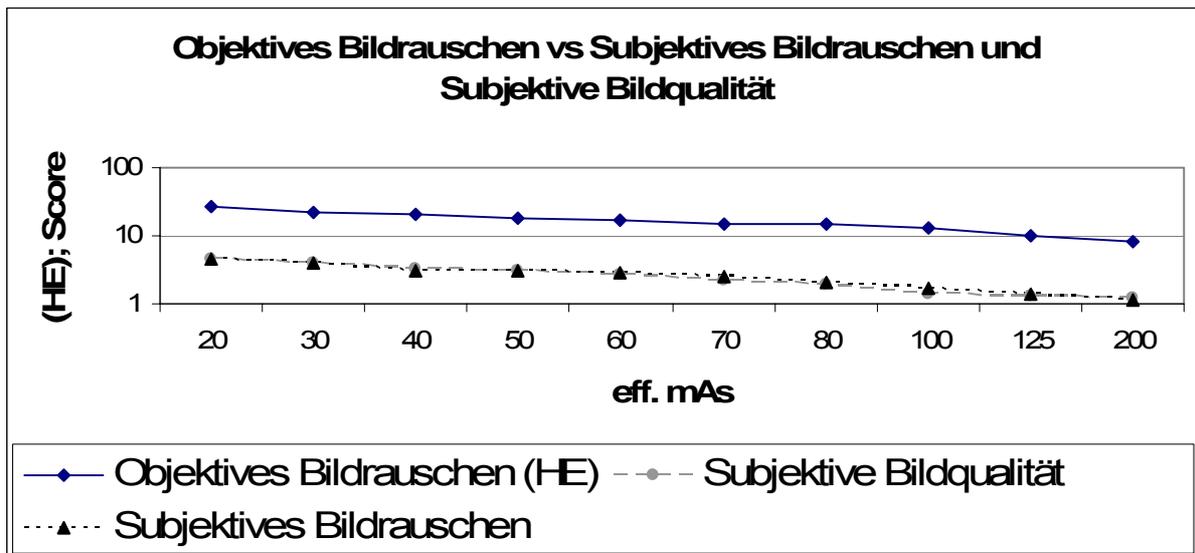


Abb. 13: Über alle Tiere und Auswerter gemittelte, logarithmische Darstellung der mittleren subjektiven Punktwerte für Bildqualität und Rauschen im Vergleich zum objektiven Bildrauschen. Ein Korrelationskoeffizient von $\kappa = 0,97$ bzw. $0,96$ belegte die hohe Korrelation des subjektiven und objektiven Bildrauschens bzw. die hohe Korrelation der subjektiven Bildqualität und dem subjektiven Bildrauschen.

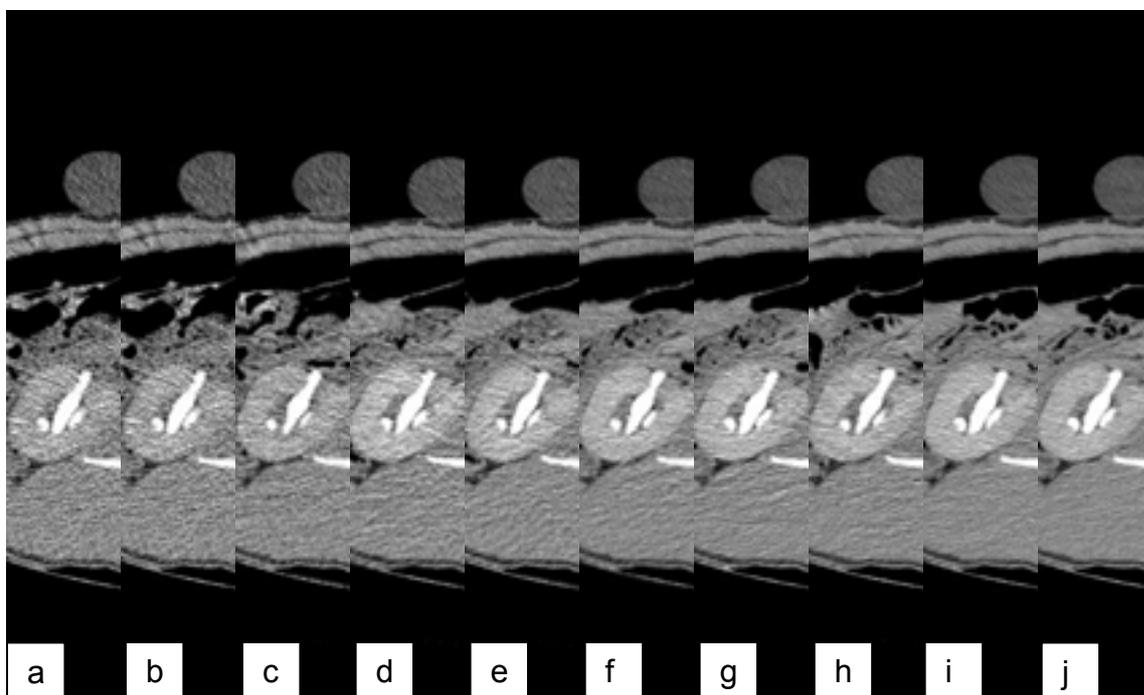


Abb. 14: Axiale Schichtbilder auf Höhe des Nierenbeckens rechts in aufsteigender Reihenfolge des Stromzeitproduktes (a: 20 eff. mAs; b: 30 eff. mAs; c: 40 eff. mAs; d: 50 eff. mAs; e: 60 eff. mAs; f: 70 eff. mAs; g: 80 eff. mAs; h: 100 eff. mAs; i: 125 eff. mAs; j: 200 eff. mAs). Während bei 20 bzw. 30 eff. mAs eine große Beeinträchtigung der Bildqualität durch Rauschen beobachtet werden kann, ist bei 200 eff. mAs nahezu kein Bildrauschen nachweisbar.

3.2.5 Objektives Bildrauschen

Es zeigte sich eine hohe Korrelation zwischen mittlerem Punktwert des subjektiven Bildrauschens und dem innerhalb der vier Wasserphantome gemessenen objektiven Bildrauschen ($p=0,97$) (Abb. 13). Während die Reduktion des Stromzeitproduktes von 200 eff. mAs auf 125 eff. mAs nur zu einem geringem Anstieg des objektiven Bildrauschens führte (200 eff. mAs: 8,08 HE; 125 eff. mAs: 9,67 HE), war das objektive Rauschen bei 70 eff. mAs nahezu doppelt so hoch (70 eff. mAs: 14,9 HE)(Tab. 6).

Stromzeitprodukt (eff. mAs)	20	30	40	50	60	70	80	100	125	200
Objekt. Rauschen (HE)	26,8	22,4	20	17,5	16,4	14,9	14,6	13,4	9,67	8,08

Tab. 6: Objektives Bildrauschen in Abhängigkeit des Stromzeitproduktes. Zur Bestimmung des objektiven Bildrauschens wurde jeweils viermal eine 1 cm² durchmessende ROI in jedem der entlang der Bauchwand befestigten Phantome platziert. Hierbei wurde die mittlere Standardabweichung der Dichtemessung innerhalb der Phantome als objektives Bildrauschen bezeichnet.

3.2.6 Gesamtbildqualität

Als Gesamtbildqualität wurde der Mittelwert der Punktwerte aller vier Kriterien definiert. Mit steigendem Stromzeitprodukt vergaben alle drei Auswerter niedrigere Scores. Die mittleren Punktwerte für Gesamtbildqualität reichten von 4,3 bei 20 eff. mAs bis 1,2 bei 200 eff. mAs. Die Dosisstufe deren durchschnittlicher Mittelwert < 2,49 war, wurde als adäquate bzw. gute Dosiseinstellung bewertet. Die Gesamtbildqualität der MDCTU wurde bis zu einer Reduktion des Röhrenstromes auf 70 eff. mAs bei 120 kV noch als adäquat bzw. gut bewertet (2,23) (Abb. 15). Die MDCTU-Untersuchungen der niedrigeren Dosisstufen von 20 bis 60 eff. mAs bei 120 kV ergaben keine ausreichende Bildqualität (Abb.16; 17). Schon bei schrittweiser Reduktion der Dosis auf 60 eff. mAs bei 120 kV wurden mittlere Scores von 2,78 erzielt. Diese waren signifikant höher als bei 70 eff. mAs ($p=0,04$).

	Röhrenstrom (eff. mAs) bei 120 kV									
	20	30	40	50	60	70	80	100	125	200
Detailerkennbarkeit des NBKS	4,3	3,9	3,0	2,9	2,9	2,4	2,2	1,5	1,8	1,7
Abgrenzbarkeit der Wandkonturen	4,3	3,7	2,8	2,7	2,5	2,0	1,9	1,3	1,2	1,1
Subjektive Bildqualität	4,4	3,9	3,0	3,1	2,8	2,3	1,9	1,4	1,3	1,3
Subjektives Rauschen	4,4	3,9	3,1	3,1	3,0	2,3	2,1	1,6	1,4	1,2
Gesamtbildqualität	4,35	3,85	2,97	2,93	2,78	2,23	2,01	1,46	1,42	1,31
Standardabweichung	0,07	0,11	0,14	0,19	0,19	0,19	0,16	0,14	0,29	0,27

Tab. 7: Verteilung der Mittelwerte aller drei Auswerter in der Beurteilung der vier Kriterien sowie Mittelwert aller Kriterien (Gesamtbildqualität) in aufsteigendem Stromzeitprodukt bei 120 kV. Basierend auf diesen Ergebnissen wurde die Gesamtbildqualität der MDCTU demnach bei einer Reduktion des Röhrenstromes auf 70 eff. mAs bei 120 kV noch als adäquat bzw. gut bewertet (<2,49).

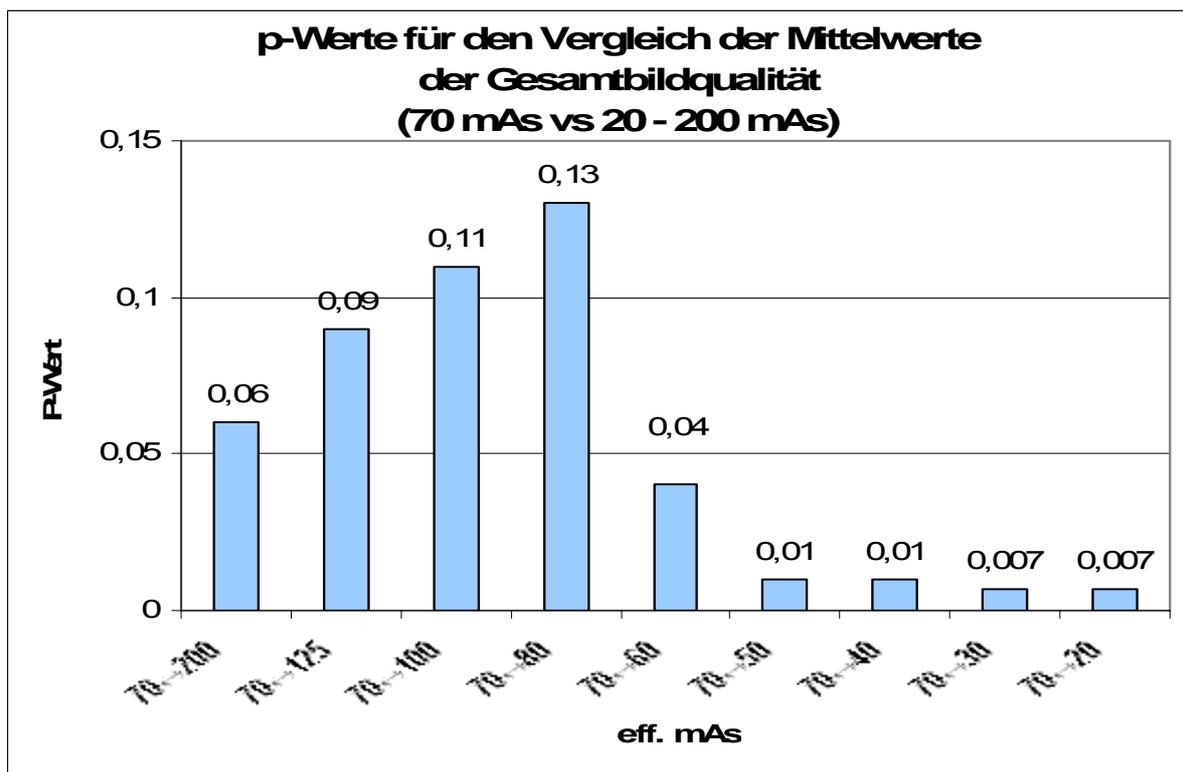


Abb. 15: p-Werte für den Vergleich der Mittelwerte der Gesamtbildqualität. Bei Reduktion des Stromzeitproduktes von 200 auf 70 eff. mAs bei 120 kV wurde die mittlere Bildqualität nicht signifikant schlechter bewertet. Des Weiteren zeigt der Vergleich der MDCTU bei 70 eff. mAs mit den niedrigeren Dosisstufen auf, dass bei Unterschreiten des Schwellenwertes 70 eff. mAs stets signifikant schlechtere Punktwerte vergeben wurden.

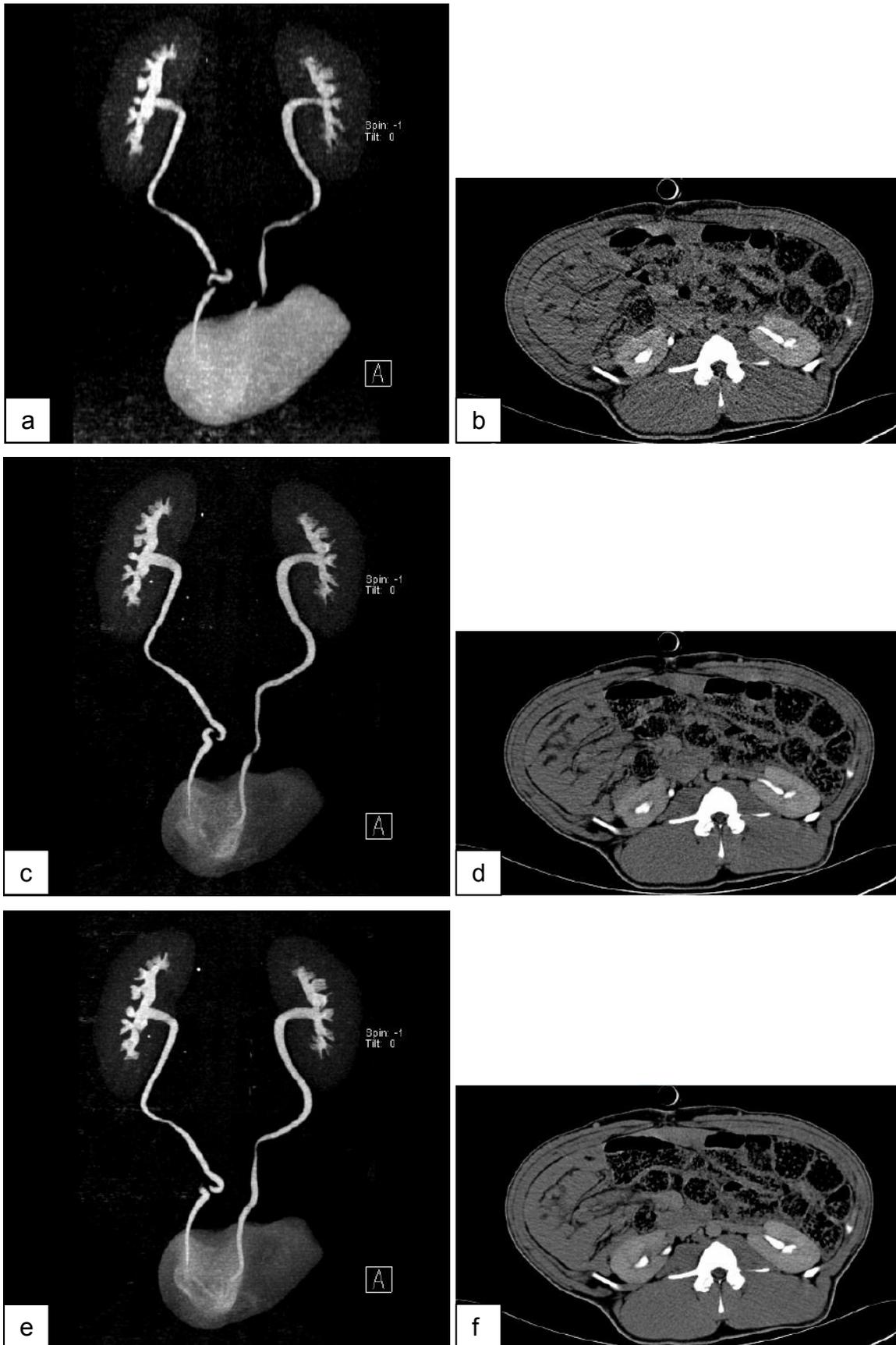


Abb. 16: Beispiel des intraindividuellen Bildvergleichs der MDCTU bei 30 (a-b), 70 (c-d) und 200 (e-f) eff. mAs und 120 kV. Die koronaren MIPs und die axialen Schichtbilder zeigen einen kontinuierlichen

Anstieg der Bildqualität bei steigendem Stromzeitprodukt. Die MDCTU bei 70 und 200 eff. mAs weisen eine annähernd gleich gute Bildqualität auf und zeigen eine scharfe Abgrenzbarkeit von NBKS und Ureteren. Die Bildqualität bei Verwendung des Niedrigdosis-Protokolls von 30 eff. mAs wurde durch ausgeprägtes Bildrauschen eingeschränkt. Die Konturen des ableitenden Harntraktes waren daher verschwommen, die Kelchsysteme lediglich unscharf abgrenzbar.

4 Diskussion

4.1 Intraindividuelle Vergleich der Bildqualität in der kontrastmittelgestützten MR-Urographie (MRU) bei 1,5 und 3 Tesla

Zahlreiche Studien haben die hohe Sensitivität und Spezifität der kontrastmittelgestützten MRT während der Exkretionsphase in der Detektion und Evaluation unterschiedlicher Erkrankungen der ableitenden Harnwege belegt [5,11,35,36]. Die zusätzliche intravenöse Applikation eines niedrigdosierten Schleifendiuretikums vor Injektion des Kontrastmittels bewirkt über die drei Effekte „Dilution, Distension und Distribution“ eine zuverlässige Kontrastierung der ableitenden Harnwege und verringert die durch T2*-Effekte bedingten endoluminalen Suszeptibilitätsartefakte [10,11,32]. Die Anwendung dieser Technik in unseren Experimenten führte zu einer homogenen Kontrastierung von NBKS und Ureteren in allen MR-urographischen Messungen. Mit Hilfe unterschiedlicher 3D-GRE Sequenzen konnten Datensätze, bestehend aus 50 Schichtbildern in koronarer Schichtführung akquiriert werden. Die Messzeit betrug jeweils < 30 sec um die von Patienten in Atemstillstand tolerierte Untersuchungsdauer nicht zu überschreiten und die Übertragbarkeit der von uns verwendeten Sequenzen in klinische Routineuntersuchungen zu sichern. Einzelne Studien konnten die Überlegenheit der Messung in Atemstillstand gegenüber der Kompensation durch Atemtriggerung in der Visualisierung der oberen Harnwege belegen [37]. Die intermittierende Unterbrechung der maschinellen Beatmung sicherte die exzellenten Untersuchungsbedingungen unserer Versuche.

Die MR-Urographie wird als Routineuntersuchung meist bei 1,5 Tesla durchgeführt. Die Limitationen der MRU sind z.B. durch begrenzte Ortsauflösung und SNR bedingt. Die gegenwärtige Einführung neuer MRT-Systeme mit einem Hochmagnetfeld von 3 Tesla und Mehrelement-Oberflächenspulensystemen in die klinische Routine bietet neue Möglichkeiten. Im Vergleich zur MRT bei 1,5 Tesla kann durch die höhere Feldstärke bei 3 Tesla eine Verdoppelung des SNR erzielt werden [38]. Des weiteren verlängert sich bei Erhöhung des Magnetfeldes von 1,5 auf 3 Tesla die longitudinale Relaxationszeit T1 des Gewebes um ca. 20-50% [39-41]. Die T1-Relaxivität von Gadolinium verringert sich im höheren Magnetfeld hingegen um ca. 4-7% [39-41]. Folglich resultiert eine Erhöhung des Kontrastes bei gleicher Dosis des applizierten Gadoliniumhaltigen Kontrastmittels, da die T1-Zeit des nicht anreichernden Gewebes

stärker erhöht wird als innerhalb Kontrastmittelanreichernder Strukturen. Andererseits können Artefakte, z.B. bedingt durch Suszeptibilität, bei 3 Tesla ausgeprägter sein als bei 1,5 Tesla.

Die von uns vorgestellte Studie zum Vergleich der MRU bei 1,5 und 3 Tesla unter besonderer Berücksichtigung der Bildqualität stellt die erste Studie dar, welche die Visualisierung des oberen Harntraktes bei unterschiedlichen Feldstärken intraindividuell evaluiert. Die Ergebnisse unserer Experimente zeigen, dass durch die Erhöhung der Feldstärke von 1,5 auf 3 Tesla eine signifikante Steigerung der Bildqualität der MRU erzielt werden kann. Bei Verwendung der Standard T1 3D-GRE Sequenz registrierten beide Auswerter eine bessere Abgrenzbarkeit des kontrastierten Hohlraumsystems der oberen Harnwege. Insbesondere die Morphologie der feinen Kelchstrukturen konnte bei 3 Tesla detaillierter dargestellt werden als bei 1,5 Tesla. Die zur Beurteilung der Bildqualität angelegte 5-Punkte-Skala orientierte sich an einem von Sommer et al. [30] verwendeten Schema zum Vergleich der Bildqualität der Koronararterien bei unterschiedlichen Feldstärken. Die Graduierung der 5-Punkte-Skala war klar definiert um die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse zu gewährleisten. Ein Kappa-Wert $> 0,6$ belegte die hohe Übereinstimmung der Auswerter in der Evaluation der Bildqualität. Unter Verwendung der schnellen T1 3D-GRE Sequenz mit Standardauflösung waren sowohl SNR ($p < 0,0001$) als auch CNR ($p = 0,02$) bei 3 Tesla signifikant höher als bei 1,5 Tesla.

Das kleinere FOV bzw. die Erhöhung der Matrix für die höher auflösende HR T1 3D-GRE Sequenz führten zur Reduktion der Voxelgröße um ca. 50%. Für diese Sequenz wurden unabhängig von der Feldstärke signifikant höhere Punktwerte vergeben als für die Standard T1 3D-GRE Sequenz (1,5T: $p = 0,0078$; 3T: $p = 0,0078$). Durch Erhöhung des Magnetfeldes ließ sich auch für die höher aufgelöste Sequenz eine signifikante Steigerung der Bildqualität erzielen ($p = 0,023$). Der mittlere Punktwert dieser Sequenz bei 3 Tesla betrug 3,92. Für die Darstellung des NBKS wurden von den beiden Auswerter sogar mittlere Punktwerte von 4,19 vergeben. Gemäß der angelegten Skala bedeutet dies, dass der obere Harntrakt mit der höher aufgelösten Sequenz bei 3 Tesla vollständig kontrastiert war, eine nur geringe Konturunschärfe von NBKS und Ureteren zu erkennen war bzw. dass im Bereich des NBKS häufig sogar eine scharfe Abgrenzbarkeit der Kelchstrukturen erreicht wurde. Die Überlegenheit der MRU bei 3 Tesla insbesondere im Bereich des NBKS war eine

nicht unbedingt zu erwartende Beobachtung unserer Messungen. Während bei 1,5 Tesla die Qualität der Abbildung der Uretersegmente mit der Bildqualität im Bereich des NBKS gleichwertig war und beide Auswerter vergleichbare Punktwerte für NBKS und Ureteren vergaben, wurden mit allen Sequenzen bei 3 Tesla niedrigere Scores für die Visualisierung der Uretersegmente als des NBKS vergeben. Zwar führt die höhere Feldstärke zu einem signifikant höheren SNR, jedoch war der Kontrast des Ureters gegenüber dem angrenzenden, signalarmen Retroperitoneum auch bei 1,5 Tesla so groß, dass sich die Konturen des proximalen und distalen Ureters scharf abgrenzen ließen und eine gute Darstellung der Ureterverläufe ermöglichte. Die hohe Qualität der Abbildung insbesondere der Ureteren in der MRU bei 1,5 Tesla wurde bereits von Nolte-Ernsting et al. [32] in einer Vergleichsstudie der MRU und IVP beschrieben. Basierend auf den Ergebnissen unseres intraindividuellen Vergleichs lässt sich der Signalgewinn bei 3 Tesla vor allem für eine signifikant verbesserte Visualisierung des NBKS nutzen. Im distalen Uretersegment wurden für beide Sequenzen bei beiden Feldstärken vergleichbare Punktwerte vergeben. Hierbei war die Kontrastierung und Abgrenzbarkeit der Ureteren bei 3 Tesla im distalen Abschnitt keineswegs schlechter als im proximalen Anteil, jedoch wurden bei höherer Feldstärke entlang des distalen Ureters vereinzelt Artefakte beobachtet, welche in den MIP-Serien der 1,5T MRU nicht abgrenzbar oder nur retrospektiv zu erahnen waren. Prinzipiell sind alle bei 3 Tesla zu beobachtenden Artefakte auch bei 1,5 Tesla vorhanden, die Intensität dieser durch Suszeptibilität oder Bewegung (Ureterperistaltik) bedingten Artefakte nimmt mit steigender Feldstärke zu [42]. Das für die Artefaktentstehung notwendige Signal entstammt dem untersuchten Körper. Das bedeutet, dass der gewünschte Signalanstieg bei 3 Tesla auch eine Betonung der Artefakte bedingt. Die Überlagerung durch Artefakte stellt ein wichtiges Kriterium der Bildqualität in der MR-Diagnostik dar und wurde in der angelegten Skala zur Beurteilung der Bildqualität berücksichtigt. Somit erklären sich die im Vergleich zum NBKS niedrigeren, mittleren Punktwerte für die Abbildung der distalen Uretern in der MRU bei 3 Tesla.

Bei 3 Tesla wurden die Standard T1 3D-GRE und HR T1 3D-GRE Sequenz zusätzlich mittels paralleler Bildgebung (SENSE) akquiriert. Der Einsatz der SENSE-Technik für die MRU bietet in der klinischen Routine einerseits die Möglichkeit die Messzeit bei gleicher Ortsauflösung zu verringern. Hierdurch wird zwar das SNR reduziert, allerdings ist dies beim Einsatz von SENSE bei 3 Tesla in der Regel kaum

störend. Alternativ kann eine weitere Steigerung der Ortsauflösung bei gleicher Messzeit, verglichen mit der Sequenz ohne SENSE, erreicht werden. Auch hier wird das SNR reduziert, bei 3 Tesla ist dies allerdings nicht störend sichtbar. In unserer Studie nutzten wir einen SENSE-Faktor von zwei um die Messzeit beider Sequenzen bei 3 Tesla um jeweils ca. 5 Sekunden zu reduzieren und gleichzeitig die Ortsauflösung zu erhöhen (Kapitel 2.1.3.2). Die so erstellten MR-Urographien wiesen die höchste Bildqualität auf. Der mittlere Punktwert der HR T1 3D-GRE SF2,0 Sequenz bei 3 Tesla war nahezu doppelt so hoch wie mit der schnellen T1 3D-GRE Sequenz ohne SENSE bei 1,5 Tesla. Auch unter Einsatz der parallelen Bildgebung wurden die höchsten Punktwerte für das Segment des NBKS vergeben. Ein mittlerer Punktwert von 4,44 mit der HR T1 3D-GRE SF2,0 Sequenz deutete auf die sehr hohe Qualität der mit dieser Sequenz im Bereich des NBKS errechneten Bilder hin, jedoch wurde die Bildqualität im proximalen und distalen Uretersegment nicht signifikant schlechter (Mittelwert 4,00; $p > 0,05$) bewertet. Die niedrigeren Punktwerte für das proximale und distale Uretersegment erklären sich durch die vereinzelt entlang der Ureteren abzugrenzenden Bewegungsartefakte. Diese waren auch unter Verwendung der parallelen Bildgebung zu beobachten, jedoch im Vergleich zu den ohne SENSE-Technik akquirierten Sequenzen schwächer ausgeprägt. Die Reduktion der durch Ureterperistaltik bedingten Bewegungsartefakte ist durch die unter SENSE verkürzten Messzeiten zu begründen. Dies zeigte sich auch in einer Vergleichsstudie von Nolte-Ernsting et al. [37], bei der T1 gewichtete Standard GRE-Sequenzen und sehr schnelle echoplanare (EPI) T1 gewichtete GRE-Sequenzen miteinander verglichen wurden. Hier wurden mittels EPI Technik bis zu 5 Echos pro TR akquiriert, so dass Ureterperistaltik kaum noch eine Rolle für die Artefaktbildung spielte. Eine durch SENSE ermöglichte Reduktion der Phasencodierschritte um den Faktor zwei sollte theoretisch zu einer Reduktion des Signal-zu-Rausch Verhältnisses um den Faktor 1,4 führen [42]. Unsere Signalintensitätsmessungen ergaben konkordante Daten. Die Verwendung der SENSE-Technik (SF2,0) führte bei der schnellen T1 3D-GRE Sequenz mit Standardauflösung zu einer Reduktion des mittleren SNR um ca. 50 %, bei der höher aufgelösten HR T1 3D-GRE Sequenz wurde eine mittlere Reduktion des SNR um ca. 41 % gemessen. Dennoch war das SNR trotz Verwendung der parallelen Bildgebung bei 3 Tesla in den vergleichbaren Sequenzen doppelt so hoch wie bei 1,5 Tesla. Der Einsatz der parallelen Bildgebung scheint basierend auf unseren Ergebnissen für die MRU im Hochfeldmagneten bei 3T

optimal zu sein. Die Vorteile der hohen Auflösung dieser Sequenz verbunden mit der geringeren Anfälligkeit für Bewegungsartefakte und dem höheren Signal bei 3 Tesla werden nur gering durch den Signalverlust durch Reduktion der Phasencodierschritte kompromittiert und ermöglichen eine sehr gute Abgrenzbarkeit der Nierenbeckenkelchstrukturen und Ureteren.

Folgende Limitationen unseres Versuchsaufbaus müssen erwähnt werden: Unsere Studie verfolgte das Ziel die Darstellung des oberen Harntraktes in der MR-Urographie bei 1,5 und 3T intraindividuell zu vergleichen und den Einfluss der höheren Feldstärke auf die Bildqualität zu quantifizieren. Unsere Ergebnisse zeigen, dass das höhere Magnetfeld bei 3 Tesla durch höheres SNR und höhere Auflösung eine signifikante Steigerung der Bildqualität von NBKS und Ureteren ermöglicht, jedoch schränkt in diesem Versuchsteil das kleine Studienkollektiv von vier Tieren die Aussagekraft unserer Ergebnisse ein. Bei einem Vergleich zweier Gruppen (z.B. MRU 1,5T vs. 3T) hat die Verteilung der Einzelwerte einen großen Einfluss auf die Ergebnisse, insbesondere bei kleinen Kollektiven und somit dürfen unsere Ergebnisse lediglich als vorläufig betrachtet werden. Zum Vergleich der Bildqualität der MRU bei 1,5 und 3T wurden in unserer Studie ausschließlich MIP-Serien verwendet. Da es sich bei Maximum-Intensitäts-Projektionen um Summationsbilder handelt, können bei ausschließlicher Betrachtung der MIP-Serien kleine Füllungsdefekte z.B. durch Konkremente oder kleine urotheliale Neoplasien übersehen werden. Die Detektion und Charakterisierung solcher Pathologien war jedoch nicht Ziel dieser Studie und somit wurde auf die Evaluation der koronaren Quellschichten verzichtet, die andererseits aber für die Diagnostik wichtig sind. Als weitere Limitation dieser Studie können die unterschiedlichen Sequenzparameter bei 1,5 und 3 Tesla angesehen werden. Zur Untersuchung bei 3 Tesla wurden die vom Hersteller empfohlenen Standardparameter verwendet. Im Rahmen langjähriger klinischer Routine wurden die Sequenzparameter bei 1,5 Tesla optimiert und somit war unser Versuchsaufbau nicht zu Gunsten der 3 Tesla MRU ausgelegt. Folglich ist durch die Anpassung der Scan-Protokolle an die höhere Feldstärke, Entwicklung optimierter Spulensysteme sowie der maximalen Ausnutzung der parallelen Bildgebung bei 3T sogar eine weitere Erhöhung der Bildqualität der MRU bei 3 Tesla zu erwarten.

Durch Intubationsnarkose und intermittierende Unterbrechung der maschinellen Beatmung konnten atemabhängige Bewegungsartefakte vermieden werden. Die exzellenten Untersuchungsbedingungen unserer Studie machen eine Übertragbarkeit unserer Ergebnisse auf klinische Routineuntersuchungen wahrscheinlich. Es bedarf zukünftiger, klinischer Studien um den Nutzen der höheren Feldstärke für die Bildgebung der MR-Urographie zu quantifizieren. Höheres Signal und höhere Auflösung bei 3 Tesla könnten z.B. die nicht-invasive Detektion kleiner urothelialer Neoplasien mittels MRU verbessern.

Zusammenfassend liefert die MRU bei 3 Tesla eine hohe Detailgenauigkeit der Morphologie des oberen Harntraktes. Verglichen mit der MRU bei 1,5 Tesla ermöglicht das höhere Magnetfeld bei 3 Tesla eine signifikante Steigerung von SNR und CNR. Basierend auf den Ergebnissen unseres experimentellen Versuchsaufbaus kann mit Hilfe des Hochmagnetfeldes bei 3 Tesla eine signifikante Erhöhung der Bildqualität gegenüber der MR-Urographie bei 1,5 Tesla erzielt werden, insbesondere ermöglicht die MRU bei 3 Tesla eine bessere Abgrenzbarkeit des Nierenbeckenkelchsystems. Dennoch können auch mit der MRU bei 1,5 Tesla 3D-Datensätze mit hoher Detailerkennbarkeit von NBKS und Ureteren erstellt werden. Ob die Verbesserung der Bildqualität mit zunehmender Feldstärke auch diagnostisch relevant ist, wurde durch die vorliegende Studie nicht geklärt.

4.2 Vergleich der MRU und der Multi-Detektor CT-Urographie (MDCTU) am Tiermodell

MRT und MDCT stellen moderne bildgebende Verfahren dar, welche in der Evaluation des ableitenden Harntraktes zunehmend an Bedeutung gewonnen haben [4-6,43-47]. Insbesondere die MDCTU hat in den letzten Jahren eine rasante Entwicklung vollzogen. Die native MDCT ist heute als Goldstandard in der Diagnostik der Urolithiasis etabliert [21,23,24,48]. Auch in der Diagnostik uroepithelialer Neoplasien der oberen ableitenden Harnwege hat die MDCTU an Bedeutung gewonnen [49,50]. Andererseits können auch mit der MRT hochauflösende Datensätze akquiriert werden. In einer Studie von Nolte-Ernsting et al. wurden Ausscheidungs-MR-Urographien und IV-Urographien von 71 Patienten miteinander verglichen [32]. Die Untersucher fanden heraus, dass die MRU bei 1,5 Tesla der IVP in der Visualisierung der Ureteren überlegen war [32]. Jedoch limitierten Bewegungsartefakte und geringere Ortsauflösung die Darstellung der feinen

Kelchstrukturen in der MRT gegenüber der IVP [32]. Durch die Entwicklung neuer MRT-Systeme mit höheren Feldstärken könnten diese bisherigen Nachteile in der MR-tomografischen Kelchdarstellung überwunden werden. Die Ergebnisse der hier vorliegenden Arbeit unterstützen diese Auffassung.

Die Ergebnisse des intraindividuellen Vergleichs der MRU bei 1,5 und 3 Tesla mit der 16-Zeilen MDCTU zeigen, dass die Bildqualität der MDCTU bei 125 eff. mAs und 120 kV der MRU unter Verwendung einer Standard 3D-GRE Sequenz bei 1,5 und 3 Tesla signifikant überlegen war ($p < 0,05$). Hoher Kontrast und lediglich geringes Bildrauschen ermöglichten eine sehr scharfe Darstellung der Morphologie von NBKS und Ureteren in der MDCTU. Hingegen konnten unter Verwendung einer höheren Auflösung und der parallelen Bildgebung (HR T1 3D-GRE SF2,0) bei 3 Tesla MR-Urographien erstellt werden, deren Bildqualität der MDCTU bei 125 eff. mAs und 120 kV nahezu gleichwertig waren.

Unabhängig von Feldstärke oder Sequenzparametern war die MDCTU mit dem Hochdosisprotokoll bei 200 eff. mAs und 120 kV der MRU in der Darstellung des oberen Harntraktes signifikant überlegen. Zwar ermöglichen solche Hochdosisprotokolle die Akquisition hochwertiger CT-Urographien, und mehrere Studien haben deren Leistungsfähigkeit in der Evaluation urologischer Erkrankungen belegt [29,50,51], jedoch muss an dieser Stelle auch die erhöhte Strahlenexposition des Patienten beachtet werden. Die Strahlenexposition in der meist mehrphasigen CT-Urographie stellt die wesentliche Limitation dieser Technik dar. Die hier durchgeführten ersten Studien haben allerdings gezeigt, dass mit der CT-Urographie selbst bei einer Reduktion des Stromzeitproduktes auf 70 eff. mAs bei 120 kV eine gute Bildqualität erzielt werden kann (s.a. Kapitel 4.3). Eine weitere Beobachtung unserer Studie war, dass die MRU bei 3 Tesla der Niedrigdosis-MDCTU bei 70 eff. mAs und 120 kV mindestens gleichwertig, mit der höher auflösenden HR T1 3D-GRE Sequenz unter Verwendung der parallelen Bildgebung sogar signifikant überlegen war ($p = 0,0036$). Für die MRU bei 1,5 Tesla konnte keine Überlegenheit gegenüber der MDCTU festgestellt werden. Akzeptieren wir für die MDCTU ein Stromzeitprodukt von 70 eff. mAs bei 120 kV als Standard für Niedrigdosisprotokolle, dann bedeuten diese Ergebnisse, dass mit optimierten MR-Sequenzen und neuen Hochmagnetfeldscannern bei 3 Tesla Ausscheidungs-MR-Urographien erstellt werden können, welche der modernen MDCT-Urographie in der Abbildung des oberen Harntrakts überlegen sind. Bisher stellt die MRU bedingt durch hohe

Untersuchungskosten die Methode der zweiten Wahl dar. Zudem ist die Menge des für die MRU benötigten gadoliniumhaltigen Kontrastmittels deutlich geringer als die für eine MDCTU notwendige Menge jodhaltigen Kontrastmittels. Der MRU wird bereits heute bei bekannter Allergie gegen jodhaltiges Kontrastmittel, Transplantatnieren oder bei Kindern der Vorzug gegeben. Basierend auf unseren Ergebnissen sollte die Indikation zur MRU bei 3 Tesla großzügiger gestellt werden. Wir verwendeten die vom Hersteller empfohlenen Sequenzparameter ohne die Untersuchungsbedingungen zu Gunsten der 3 Tesla MRU zu beeinflussen. Die Optimierung der Sequenzprotokolle lässt einen großen Stellenwert der MRU, z.B. in der Diagnostik ureteraler Strikturen oder urothelialer Neoplasien erwarten. Erste Studien bei 1,5 Tesla haben eine hohe Sensitivität der MRU in der Detektion intrinsischer Tumoren belegt [4,52,53]. Durch Bildakquisition bei 3 Tesla könnte der Stellenwert der MRU im Vergleich zu IVP oder MDCTU zukünftig steigen. Des Weiteren deuten aktuelle Studien auch auf eine hohe Leistungsfähigkeit der MRU in der Steindetektion hin [53]. Jedoch sollte hier der nativen MDCT weiterhin der Vorzug gegeben werden, da mit der MRU aufgrund von Suszeptibilitätsartefakten kalkhaltiger Konkrementen keine exakte Größenbestimmung gelingt [14,37]. Die Größe eines Harnleiterkonkrementes hat jedoch einen wesentlichen Einfluss auf die Wahl der Therapie und somit dürfte die MRU hier weiterhin eine untergeordnete Rolle spielen.

Bei einer Reduktion des Stromzeitproduktes auf 30 eff. mAs bei 120 kV führte ausgeprägtes Bildrauschen zu einer schlechten Abgrenzbarkeit der Konturen von NBKS und Ureteren in der MDCTU. Die Bildqualität der MRU wurde von beiden Auswertern höher bewertet als in der MDCTU bei 30 eff. mAs, unabhängig von der Feldstärke oder den Sequenzparametern ($p < 0,05$). Ein Stromzeitprodukt von 30 eff. mAs bei 120 kV stellt also lediglich eine experimentelle Dosisreduktion dar und sollte in der klinischen MDCTU nicht verwendet werden.

Die separate Analyse der einzelnen Segmente zeigte, dass der hohe Weichteilkontrast in der MRT und die homogene Verteilung des Kontrastmittels insbesondere zu einer guten Abgrenzbarkeit der Konturen des NBKS führten. Die Bildqualität im Bereich des NBKS wurde bei 1,5 und 3 Tesla höher bewertet als die Abbildung des proximalen Uretersegmentes. Die Bildqualität im Bereich des distalen Uretersegmentes war bei beiden Feldstärken vereinzelt durch Artefaktentstehung reduziert. Ohne Einsatz der parallelen Bildgebung waren peristaltikbedingte

Artefakte, im Vergleich mit der MRU bei 1,5 Tesla, im höheren Magnetfeld stärker ausgeprägt. Jedoch wiesen die mit SENSE durchgeführten MR-Urographien bei 3 Tesla, bedingt durch die verkürzten Messzeiten, kaum Bewegungsartefakte auf und folglich zogen beide Auswerter die unter Verwendung der parallelen Bildgebung akquirierten MR-Urographien bei 3 Tesla der MDCTU bei 70 eff. mAs und 120 kV zur Evaluation des distalen Ureterabschnittes vor. Die Verwendung der CT-Testschicht-Technik sicherte eine gute Kontrastierung der distalen Ureteren während der Bildakquisition. Durch die kürzere Akquisitionszeit von 13,1 Sekunden war die MDCTU am wenigsten Anfällig für Bewegungsartefakte und gewährleistete bei einem Stromzeitprodukt von 200 eff. mAs bei 120 kV die höchste Bildqualität in diesem Segment.

Das kleine Studienkollektiv und die Tatsache, dass die Bildqualität der MRU und MDCTU ausschließlich anhand der MIP-Serien evaluiert wurde, stellen eine Limitation unseres Versuchsaufbaus dar und wurden bereits im vorigen Teil dieser Arbeit diskutiert (Vgl. Kapitel 4.1). Ein Vergleich unterschiedlicher Modalitäten bedingt die Quantifizierung der Merkmale jeder Methode. Die Evaluation der Detektionsraten der MRT und MDCT in der Tumordiagnostik stellen einen objektiven Vergleich dieser Modalitäten dar. Wir evaluierten die MRU bei 1,5 und 3 Tesla und die 16-Zeilen MDCTU und führten einen Vergleich der subjektiven Bildqualität durch. Die verwendete 4-Punkte-Skala war klar definiert und die hohe Übereinstimmung der Auswerter ($\kappa=0,81$) belegt die Reproduzierbarkeit unserer Ergebnisse. Mit der MRU bei 1,5 Tesla konnte eine gute Darstellung der Morphologie des oberen Harntraktes erreicht werden. Die Bildqualität der MRU bei 3 Tesla wurde, verglichen mit der MDCTU, besser bewertet und war der MDCTU bei 125 eff. mAs und 120 kV gleichwertig bzw. bei 70 eff. mAs und 120 kV sogar überlegen. Diese Ergebnisse sind viel versprechend. Wir untersuchten jedoch ausschließlich gesunde Tiere und somit ist die Bedeutung unserer Ergebnisse für die Diagnostik von oberen Harnwegserkrankungen begrenzt.

Zusammenfassend liefert die MDCTU bei 200 eff. mAs und 120 kV eine sehr hohe Bildqualität und war der MRU bei 1,5 und 3 Tesla in der scharfen Abgrenzung der Konturen des oberen Harnweges überlegen. Mit diesem Untersuchungsprotokoll gelang eine artefaktfreie Abbildung der vollständig kontrastierten Ureteren. Basierend auf unseren Ergebnissen scheint die MDCTU bei 200 eff. mAs und 120 kV die beste Bildqualität für die Evaluation des oberen Harntraktes zu liefern. Im Tierexperiment

wurde bei 75 kg Körpergewicht des untersuchten Tieres für die MDCTU bei 200 eff. mAs und 120 kV eine effektive Strahlendosis von 8,2 mSv für ein männliches Tier bzw. 12,4 mSv für ein weibliches Tier berechnet. Übertragen wir diese Ergebnisse auf die klinische Diagnostik, erscheint ein Untersuchungsprotokoll mit 200 eff. mAs und 120 kV für die MDCTU beim Normgewichtigen aufgrund der hohen Strahlenexposition, trotz brillanter Bildqualität, nicht akzeptabel (vgl. auch Kapitel 4.3).

Die Kontrastmittelgestützte MR-Urographie bei 1,5 und 3 Tesla stellt ein alternatives Untersuchungsverfahren dar, welches ebenfalls eine sehr gute Detailerkennung des oberen Harntraktes gewährleistet. In unseren Experimenten war die MRU bei 3 Tesla unter Verwendung eines Standardprotokolls der Niedrigdosis-MDCTU bei 70 eff. mAs in der Visualisierung von NBKS und Ureteren überlegen. Falls klinische Studien diese Ergebnisse bestätigen und durch höhere Feldstärken hohe Sensitivitäten und Spezifitäten in der Diagnostik urologischer Erkrankungen erzielt werden können, sollte die MRU eine große Akzeptanz finden und nicht nur als Methode der zweiten Wahl eingesetzt werden.

4.3 Tierexperimentelle Untersuchungen zur Strahlendosisreduktion in der MDCTU am 4-Zeilen CT-Scanner

Durch die Einführung der Multidetektor-Technik mit den Vorteilen der schnellen Bildakquisition und hohen, volumetrischen Auflösung entlang der z-Achse, und nicht zuletzt auch aufgrund moderner Schnittbildnachverarbeitungsmethoden, ist es heute möglich, typische urographische Ansichten aus CT-Daten zu generieren [28,44,48,54-56]. Die Multidetektor CT-Urographie ermöglicht durch qualitativ hochwertige MIPs und Elimination überlagernder Knochen mittels VOI-Methode eine exzellente 3D-Darstellung und Beurteilung von NBKS und Ureteren. Ein wesentlicher Nachteil der CTU ist jedoch die Strahlenexposition des Patienten bei Verwendung eines Standardprotokolls. Die effektive Strahlendosis der MDCTU ist durchschnittlich 1,5 – 3 mal höher als in der IVP [23,29,44,57,58]. Die CT-Urographie stellt meist ein multiphasisches Untersuchungsverfahren dar, d.h. die Bildakquisition erfolgt nativ, sowie während der nephrographischen Phase und der urographischen Phase. Eine Möglichkeit zur Reduktion der Strahlendosis stellt die zweizeitige Kontrastmittelgabe (Split-Bolus) dar. Die Split-Bolus Technik ermöglicht eine CT-Spirale während einer einzigen, kombiniert nephrographischen / urographischen Phase [59,60]. Diese

Technik birgt jedoch die Gefahr, dass urotheliale Tumoren durch den zweiten Kontrastmittel-Bolus maskiert werden, da aufgrund der KM-Anreicherung der Wandstrukturen kein ausreichender Kontrast zwischen Läsion und Harn mehr besteht.

Bisher liegen erst wenige Ergebnisse zur Dosisreduktion in der MDCTU vor [47,55,61-63]. Die Reduktion des Stromzeitproduktes stellt einen geeigneten Parameter dar, da sich die Strahlendosis proportional zum Stromzeitprodukt verhält und eine Verringerung des Stromzeitproduktes zu einer effektiven Reduktion der Strahlendosis führt. Aus diesem Grund ist die experimentelle Optimierung des Stromzeitproduktes unter Berücksichtigung der Bildqualität absolut sinnvoll. Bei Niedrigkontrastobjekten steigt die Bildqualität mit steigender Dosis. In der MSCTU bietet die Reduktion des Stromzeitproduktes eine gute Möglichkeit zur Dosisersparung, da es sich bei dem oberen Harntrakt um ein Hochkontrastobjekt handelt und die Bildqualität bei Hochkontrastobjekten in einem weitem Dosisbereich konstant bleibt [64].

Die Ergebnisse der hier vorliegenden Arbeit zeigen, dass bei der Multidetektor CT-Urographie eine erhebliche Reduktion des Stromzeitproduktes und somit der Strahlenexposition des Patienten erfolgen kann, ohne dass eine signifikante Einschränkung der Bildqualität zu verzeichnen ist. In unseren Experimenten wurde die Bildqualität eines Datensatzes als „gut“ definiert, wenn der mittlere Gesamtpunktwert 1,5 – 2,49 betrug. Ein Stromzeitprodukt von 70 eff. mAs bei 120 kV stellte die niedrigste Dosisstufe dar, welche eine gute Gesamtbildqualität gewährleistete. Hierbei zeigten die drei Auswerter eine sehr gute Übereinstimmung. Vergleicht man die mittleren Punktwerte so stellt man fest, dass konkordante Punktwerte für die vier Kriterien (Detailerkennbarkeit der Kelchstrukturen des NBKS, Abgrenzbarkeit der Wandkonturen von NBKS und Ureteren, subjektive Bildqualität und subjektives Bildrauschen) vergeben wurden. Eine weitere Reduktion des Stromzeitproduktes führte zu einer zunehmenden Unschärfe der Konturen und Betonung des Bildrauschens. Wurde für die Bildakquisition ein Röhrenstrom von 20 – 60 eff. mAs verwendet, so wurde die Gesamtbildqualität stets signifikant schlechter bewertet als bei Verwendung von 70 eff. mAs. Folglich ist 70 eff. mAs ein Schwellenwert, bei dessen Unterschreitung stärkeres Bildrauschen die Bildqualität in hohem Masse einschränkt und die Erstellung diagnostisch hochwertiger Bilder nicht gewährleistet werden kann.

Das Bildrauschen hat einen wesentlichen Einfluss auf die subjektive Bildqualität und verhält sich proportional zum Kehrwert der Quadratwurzel aus dem mAs-Produkt [65]. Die Ergebnisse der Auswerter in der Evaluation des subjektiven Bildrauschens und der subjektiven Bildqualität sind hierzu konkordant. Das subjektive Bildrauschen nahm linear zur Reduktion des Stromzeitproduktes zu und somit wurden von den Untersuchern die höchsten Punktwerte für die MDCTU bei 20 eff. mAs (Mittelwert 4,4) vergeben. Es zeigte sich eine gute Korrelation zwischen subjektivem und objektivem Bildrauschen sowie eine umgekehrte Korrelation zwischen Punktwert für subjektive Bildqualität und objektiv bestimmtem Bildrauschen.

Parametereinstellungen von 70 eff. mAs bei 120 kV scheinen basierend auf den Ergebnissen unseres experimentellen Versuchsaufbaus eine gute Abbildung des oberen Harntraktes in der MDCT zu ermöglichen. Vergleicht man diese Parameter mit den in der Literatur beschriebenen Untersuchungseinstellungen für die MDCTU, so entspricht dies einer erheblichen Reduktion des Stromzeitproduktes. Caoili et al. führen die CT-Urographie mit einem Stromzeitprodukt von 120 eff. mAs [44,49] durch. Kawamoto et al. verwenden 150 - 200 eff. mAs [66], während Kim et al. sogar von einem Untersuchungsprotokoll bei maximal 240 mAs berichten [67]. Die Röhrenspannung lag in den genannten Studien konstant bei 120 kV. Die für diese Studien berechnete effektive Strahlendosis lag zwischen 7,2 und 22,9 mSv. Die unter Verwendung dieser Scanparameter im Rahmen einer multiphasischen MDCT-Urographie entstehende Strahlendosis ist beachtlich. Zwar sind diese Angaben konkordant mit weiteren Studien [56,60], jedoch war die Dosisreduktion in der MDCTU nicht das Ziel der zitierten Studien. Nawfel et al. verglichen in einer weiteren Studie die Strahlendosis der MDCTU und der IVP und fanden heraus, dass die effektive Strahlendosis ihres Protokolls (155 – 200 mAs bei 120 kV) ca. 1,5 fach höher war als in der konventionellen IVP (MDCTU: 14,8 mSv; IVP: 9,7 mSv) [29]. Isoardi et al. führten eine erste Studie zur Dosisreduktion in der mehrphasigen MDCT-Urographie durch und konnten zeigen, dass die Verwendung der CT anstelle der IVP eine Steigerung der Strahlenbelastung um den Faktor 3,7 für Männer bzw. 4,6 für Frauen bedeutet [62]. Durch Reduktion des Röhrenstroms erreichten sie eine Reduktion der eff. Strahlendosis für die Bildakquisition während der Ausscheidungsphase von 8,9 auf 7,6 mSv für Männer und 12,8 auf 11 mSv für Frauen. McTavish et al. fanden heraus, dass die Oberflächendosis für eine triphasische MDCTU und IVP vergleichbar waren (MDCTU: 74,1 mGy; IVP: 81,2

mGy), während die effektive Gesamtdosis für die MDCTU doppelt so hoch wie für der IVP bestimmt wurde (MDCTU: 22,6 mGy; IVP: 11,4 mGy) [68]. Das mittlere Gewicht der von uns untersuchten Tiere betrug 75,1 kg und die Scanlänge (Nierenoberpol bis Blasenboden) reichte von 32 – 38 cm. Folglich waren Körpergewicht und Größe des Messfeldes mit dem einer klinischen Routineuntersuchung beim Menschen in etwa vergleichbar. Anhand dieser im Tierexperiment erhobenen Daten berechneten wir die effektive Strahlendosis für die CTU am normgewichtigen Menschen für jedes Stromzeitprodukt, welches eine gute Gesamtbildqualität ermöglichte (Punktwert < 2,49)(Tab. 7). Für ein Niedrigdosisprotokoll bei 70 eff. mAs und 120 kV ergab sich in der CTU am 4-Zeilen Multidetektorscanner eine mittlere eff. Strahlendosis von 2,7 mSv für die CT-Spirale während der Ausscheidungsphase. Basierend auf diesen Ergebnissen können wir folgern, dass unter Gewährleistung der hohen Bildqualität, verglichen mit einem Standardprotokoll bei 200 eff. mAs und 120 kV, eine Dosisreduktion um ca. 65 % für die urographische Phase möglich ist. Nicht berücksichtigt ist hierbei ein Mehrphasenprotokoll.

Ähnliche Werte wurden von Copenrath et al. beschrieben [61]. Diese Autoren entwickelten ein Ureterphantom und führten dosisorientierte Messungen an Fluor-Polymer Schläuchen durch, welche in Wasser fixiert wurden. Zur Beurteilung der Bildqualität wurden Kontrastierung und Detailerkennbarkeit anhand einer 4-Punkte Skala bewertet und das Kontrast-zu-Rausch Verhältnis bestimmt [61]. Die Ergebnisse von Copenrath et al. zeigten eine gute Bildqualität und hohes Kontrast-zu-Rausch Verhältnis bei einer Strahlenexposition von 2 mSv für die Bildakquisition während der urographischen Phase auf [61]. Jedoch stand die Reduktion der Röhrenspannung in der Studie von Copenrath et al. im Mittelpunkt und die Bedeutung einer Phantomstudie für klinische Routineuntersuchungen bedarf einer kritischen Evaluation.

Die Computertomographie leistet den größten Beitrag zur medizinisch bedingten Strahlenexposition und für eine Vielzahl anderer Hochkontrastobjekte konnten bereits Niedrigdosisprotokolle etabliert werden. Für die CT des Brustkorbes konnte gezeigt werden, dass eine Dosisreduktion von 50 – 75% nicht zu einer Einschränkung der Detektion pulmonaler Rundherde führte [69-72]. Ähnliche Werte fanden sich für die Dosisreduktion bei der CT-Untersuchung des Beckens, hier scheint eine Dosisreduktion um 40 – 60% möglich unter Gewährleistung der hohen Bildqualität möglich [34,73,74]. Auch bei Thorax und Skelettsystem handelt es sich

um Hochkontrastobjekte und so erscheint eine Reduktion der Strahlendosis um 65% für eine Multidetektor CT-Untersuchung der ableitenden Harnwege während der Ausscheidungsphase realistisch.

Tab. 8

	Mann	Frau
eff. mAs	eff. Dosis (mSv)	eff. Dosis (mSv)
70	2,7	4,1
80	3,1	4,7
100	3,8	5,7
125	4,8	7,3
200	7,8	11,8

Tab. 9

Autor	kV	eff. mAs
Caoili	120	120 - 280
Kawamoto	120	150 - 200
Maher	140	180 - 260
McNicholas	120	190 - 210
Isoardi	120	180 - 280
McTavish	120	165 - 200

Tab. 8: Die Tabelle gibt einen Überblick über die Strahlenexposition im Rahmen einer MDCTU während der Ausscheidungsphase bei unterschiedlichem Stromzeitprodukt (Röhrenspannung 120 kV; Kollimation 4 x 2,5 mm; Pitch 1,25). Zur Berechnung der effektiven Strahlendosis wurden die im Tierexperiment erhobenen Daten auf den Menschen übertragen. Das mittlere Gewicht der Tiere (75,1 kg) und die gewählte Scanlänge (Mittelwert 35 cm) waren mit denen eines normgewichtigen Menschen identisch, um die Übertragbarkeit der Ergebnisse auf die Untersuchung am Menschen zumindest näherungsweise zu gewährleisten. Es wurde die effektive Strahlendosis für die MDCTU während der Exkretionsphase berechnet, die für eine mehrphasige Untersuchung zu erwartende effektive Strahlendosis wurde nicht ermittelt.

Tab. 9: Überblick der in der aktuellen Literatur für die Durchführung der MDCTU beschriebenen Untersuchungsprotokolle.

Im Rahmen der vorliegenden Studie wurden an acht Schweinen jeweils 10 CT-Urographien unter schrittweiser Reduktion des Stromzeitproduktes durchgeführt. Zur Auswertung wurde der obere Harntrakt in vier Segmente unterteilt und beide Seiten unabhängig voneinander evaluiert. Der statistischen Analyse lagen somit insgesamt

640 Harntraktsegmente zugrunde, daher stellt eine Beschränkung des Studienkollektivs auf acht Schweine keine wesentliche Limitation dar.

Systematische Studien mit wiederholter Anwendung ionisierender Strahlen am Menschen sind ethisch kaum zu rechtfertigen und so stellte das Tiermodell die beste Alternative um eine schrittweise Dosisreduktion mit der Möglichkeit des intraindividuellen Bildvergleichs durchzuführen dar. Durch Untersuchung in Intubationsnarkose konnten atemabhängige Zwerchfellbewegungen verhindert und optimale Untersuchungsbedingungen gesichert werden. Wir untersuchten ausschließlich gesunde Tiere mit normaler Nierenfunktion und folglich führte die intravenöse Verabreichung eines niedrigdosierten Schleifendiuretikums bei allen Tieren zu einer homogenen Kontrastierung der ableitenden Harnwege. Störende Aufhärtungsartefakte, welche bedingt durch eine hohe Dichte des endoluminalen Kontrastmittels entstehen können, wurden nicht beobachtet. Zwar waren Gewicht und Größe der Tiere mit denen der Normalbevölkerung vergleichbar, jedoch müssen die Untersuchungsparameter dem Gewicht des Patienten in der klinischen Untersuchung angepasst werden. Klinische Studien müssen klären, ob zunehmendes Bildrauschen und Konturunschärfe im Bereich des NBKS und der Ureteren bei Verwendung dieses Niedrigdosisprotokolls die Detektionsraten intrinsischer Tumoren in der MDCTU beeinflussen.

Die Beurteilung der einzelnen Kriterien erfolgte anhand einer 5-Punkte Skala und die Bildqualität wurde willkürlich als „gut“ definiert, falls ein Mittelwert von 1,5 – 2,49 errechnet wurde. Jedoch handelt es sich hierbei um ein etabliertes Schema [34,74] und die hohe Übereinstimmung der Auswerter belegt die hohe Reproduzierbarkeit dieser Methode.

Wir schlussfolgern, dass basierend auf unseren Ergebnissen ein Stromzeitprodukt von 70 eff. mAs bei 120 kV ein adäquates Niedrigdosisprotokoll für die MDCT-Urographie darstellt und einen guten Kompromiss zwischen Dosisreduktion und hochwertiger Bildqualität ermöglicht. Dieses an einem 4-Zeilen Multidetektorscanner erstellte Scanprotokoll erlaubt trotz erheblicher Dosisreduktion eine gute Beurteilbarkeit der feinen Nierenbeckenkelchsysteme sowie der Ureteren. Verglichen mit den in Tab. 9 aufgeführten, etablierten Untersuchungsprotokollen scheint eine Reduktion der Strahlendosis in der MDCTU um 65% möglich. Zukünftige Studien müssen die Übertragbarkeit dieses auf den Ergebnissen eines Tierexperimentes basierenden Niedrigdosisprotokolls auf klinische Routineuntersuchungen evaluieren.

5 Zusammenfassung

In der vorliegenden tierexperimentellen Studie wurde der Einfluss der Feldstärke auf die Bildqualität in der MR-Urographie, der direkte Vergleich der Bildqualität der MRU und MDCTU und die Strahlendosisreduktion in der MDCTU unter Berücksichtigung der Bildqualität durch wiederholte Messungen an gesunden Hausschweinen untersucht.

Unter Verwendung optimierter Untersuchungsprotokolle konnten sowohl mit der Ausscheidungs-MRU bei 3 Tesla als auch der 16-Zeilen MDCTU hochauflösende urographische Schnittbilduntersuchungen und multiplanare 3D-Rekonstruktionen der kontrastierten, oberen Harnwege erstellt werden. Verglichen mit der MRU bei 1,5 Tesla ermöglichte das höhere Magnetfeld neuer Scannersysteme bei 3 Tesla eine signifikante Steigerung von Bildqualität und SNR. Der Signalgewinn durch die Erhöhung des Magnetfeldes von 1,5 auf 3 Tesla ermöglichte die Steigerung der Ortsauflösung und eine optimale Ausnutzung der parallelen Bildgebung für die MRU. Die MDCTU am 16-Zeilen MDCT-Scanner lieferte bei 200 eff. mAs und 120 kV eine ausgezeichnete Bildqualität und war der MRU bei 1,5 und 3 Tesla in der Abgrenzbarkeit der Konturen des oberen Harnweges überlegen. Unter Verwendung eines Standardprotokolls war die MRU bei 3 Tesla der Niedrigdosis-MDCTU bei 70 bzw. 30 eff. mAs in der Visualisierung von NBKS und Ureteren überlegen. Ferner konnte gezeigt werden, dass mittels eines Niedrigdosisprotokolls von 70 eff. mAs bei 120 kV in der MDCTU eine Dosisreduktion um über 65 % ohne signifikante Einschränkung der Bildqualität möglich ist.

Die Durchführung der Messungen in Intubationsnarkose und Atemstillstand sicherte optimale Untersuchungsbedingungen. Durch den intraindividuellen Vergleich der Bildreihen konnten die Aussagefähigkeit und die Zuverlässigkeit sowohl der Bildgebung als auch der Auswertung der Daten gezeigt werden. Die sehr hohe Übereinstimmung der Auswerter in der Evaluation der Bilddaten unterstreicht die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse.

Zukünftig könnte die MRU bei 3 Tesla einen hohen Stellenwert in der Detektion intrinsischer Tumoren des oberen Harntrakts erlangen und als Untersuchungsverfahren der Wahl bei jungen Menschen eingesetzt werden oder, bei wiederholter Anwendung, zur Reduktion der Strahlenexposition durch eine alternative CTU beitragen. Durch die hohe Bildqualität und die Möglichkeit der

multiplanaren Rekonstruktionen haben sowohl MRU als auch MDCTU das Potenzial die Zahl notwendiger invasiver Untersuchungsverfahren wie die retrograde Pyelographie oder die Ureterorenoskopie zu reduzieren.

Auch die Etablierung eines Niedrigdosisprotokolls für die MDCTU, mit einer zur IVP vergleichbaren Strahlendosis, könnte bedeuten, dass die MDCTU eine hohe Akzeptanz erreichen und die IVP in der modernen uroradiologischen Diagnostik ersetzen wird.

6 Verzeichnisse

6.1 Literaturverzeichnis

- 1 Elkin M. Stages in the growth of uroradiology. *Radiology* 1990; 175: 297-306
- 2 Swick M. The discovery of intravenous urography: historical and developmental aspects of the urographic media and their role in other diagnostic and therapeutic areas. *Bull N Y Acad Med* 1966; 42: 128-151
- 3 Aerts P, Van Hoe L, Bosmans H, Oyen R, Marchal G, Baert AL. Breath-hold MR urography using the HASTE technique. *AJR Am J Roentgenol* 1996; 166: 543-545
- 4 Chahal R, Taylor K, Eardley I, Lloyd SN, Spencer JA. Patients at high risk for upper tract urothelial cancer: evaluation of hydronephrosis using high resolution magnetic resonance urography. *J Urol* 2005; 174: 478-482
- 5 Cohnen M, Brause M, May P, Hetzel G, Saleh A, Grabensee B, Modder U. Contrast-enhanced MR urography in the evaluation of renal transplants with urological complications. *Clin Nephrol* 2002; 58: 111-117
- 6 El-Diasty T, Mansour O, Farouk A. Diuretic contrast-enhanced magnetic resonance urography versus intravenous urography for depiction of nondilated urinary tracts. *Abdom Imaging* 2003; 28: 135-145
- 7 Hwang SI, Kim SH, Kim YJ, Kim AY, Cho JY, Lee JW, Kim HS, Yeon KM. Effectiveness of MR urography in the evaluation of kidney which failed to opacify during excretory urography: comparison with ultrasonography. *Korean J Radiol* 2000; 1: 152-158
- 8 Khanna PC, Karnik ND, Jankharia BG, Merchant SA, Joshi AR, Kukreja KU. Magnetic resonance urography (MRU) versus intravenous urography (IVU) in obstructive uropathy: a prospective study of 30 cases. *J Assoc Physicians India* 2005; 53: 527-534
- 9 Kocaoglu M, Ilica AT, Bulakbasi N, Ergin A, Ustunsoz B, Sanal T, Tayfun C, Somuncu I. MR urography in pediatric uropathies with dilated urinary tracts. *Diagn Interv Radiol* 2005; 11: 225-232
- 10 Nolte-Ernsting C, Bucker A, Adam G, Neuerburg J, Günther RW. T1-gewichtete MR-Ausscheidungsurographie mittels Gd-DTPA und

- vorheriger niedrigdosierter Gabe eines Diuretikums. Fortschr Röntgenstr 1997; 167: 314-318
- 11 Nolte-Ernsting CC, Adam GB, Gunther RW. MR urography: examination techniques and clinical applications. Eur Radiol 2001; 11: 355-372
 - 12 O'Malley ME, Soto JA, Yucel EK, Hussain S. MR urography: evaluation of a three-dimensional fast spin-echo technique in patients with hydronephrosis. AJR Am J Roentgenol 1997; 168: 387-392
 - 13 Roy C, Saussine C, Guth S, Horviller S, Tuchmann C, Vasilescu C, Le Bras Y, Jacqmin D. MR urography in the evaluation of urinary tract obstruction. Abdom Imaging 1998; 23: 27-34
 - 14 Sudah M, Vanninen R, Partanen K, Heino A, Vainio P, Ala-Opas M. MR urography in evaluation of acute flank pain: T2-weighted sequences and gadolinium-enhanced three-dimensional FLASH compared with urography. Fast low-angle shot. AJR Am J Roentgenol 2001; 176: 105-112
 - 15 Zheng J, Min Z, Zhou W, Zhu Y. MR urography: technique and clinical application in patients with kidney transplantation. Zhonghua Wai Ke Za Zhi 2000; 38: 592-594
 - 16 Blandino A, Scribano E, Gaeta M, Minutoli F, Famulari C, Macri A, Pandolfo I. Magnetic resonance pyelography: clinical use of ultrafast breath-hold sequences in obstructive uropathy. Personal experience. Radiol Med (Torino) 1998; 96: 353-359
 - 17 Reuther G, Kiefer B, Wandl E. Visualization of urinary tract dilatation: value of single-shot MR urography. Eur Radiol 1997; 7: 1276-1281
 - 18 Sigmund G, Stover B, Zimmerhackl LB, Frankenschmidt A, Nitzsche E, Leititis JU. RARE-MR-Urographie: Ein kernspintomographisches Schnellbildverfahren zur Diagnostik von Harnwegsfehlbildungen im Kindesalter. Fortschr Röntgenstr 1991; 154: 535-540
 - 19 Zielonko J, Studniarek M, Markuszewski M. MR urography of obstructive uropathy: diagnostic value of the method in selected clinical groups. Eur Radiol 2003; 13: 802-809
 - 20 Nolte-Ernsting C, Staatz G, Wildberger J, Adam G. MR-Urographie und CT-Urographie: Prinzipien, Untersuchungstechniken, Anwendungsmöglichkeiten. Fortschr Röntgenstr 2003; 175: 211-222

- 21 Hamm M, Wawroschek F, Weckermann D, Knopfle E, Hackel T, Hauser H, Krawczak G, Harzmann R. Unenhanced helical computed tomography in the evaluation of acute flank pain. *Eur Urol* 2001; 39: 460-465
- 22 Heneghan JP, Kim DH, Leder RA, DeLong D, Nelson RC. Compression CT urography: a comparison with IVU in the opacification of the collecting system and ureters. *J Comput Assist Tomogr* 2001; 25: 343-347
- 23 Heneghan JP, McGuire KA, Leder RA, DeLong DM, Yoshizumi T, Nelson RC. Helical CT for nephrolithiasis and ureterolithiasis: comparison of conventional and reduced radiation-dose techniques. *Radiology* 2003; 229: 575-580
- 24 Kim BS, Hwang IK, Choi YW, Namkung S, Kim HC, Hwang WC, Choi KM, Park JK, Han TI, Kang W. Low-dose and standard-dose unenhanced helical computed tomography for the assessment of acute renal colic: prospective comparative study. *Acta Radiol* 2005; 46: 756-763
- 25 Kluner C, Hein PA, Gralla O, Hein E, Hamm B, Romano V, Rogalla P. Does ultra-low-dose CT with a radiation dose equivalent to that of KUB suffice to detect renal and ureteral calculi? *J Comput Assist Tomogr* 2006; 30: 44-50
- 26 Kemper J, Regier M, Begemann PG, Stork A, Adam G, Nolte-Ernsting C. Multislice computed tomography-urography: intraindividual comparison of different preparation techniques for optimized depiction of the upper urinary tract in an animal model. *Invest Radiol* 2005; 40: 126-133
- 27 Kemper J, Regier M, Stork A, Adam G, Nolte-Ernsting C. Mehrschicht-CT-Urographie (MSCTU): Beurteilung eines modifizierten Untersuchungsprotokolls zur Optimierung der Kontrastierung des Harnwegsystems. *Fortschr Röntgenstr* 2006; 178: 531-537
- 28 Nolte-Ernsting CC, Wildberger JE, Borchers H, Schmitz-Rode T, Günther RW. Multi-slice CT urography after diuretic injection: initial results. *Fortschr Röntgenstr* 2001; 173: 176-180
- 29 Nawfel RD, Judy PF, Schleipman AR, Silverman SG. Patient radiation dose at CT urography and conventional urography. *Radiology* 2004; 232: 126-132
- 30 Sommer T, Hackenbroch M, Hofer U, Schmiedel A, Willinek WA, Flacke S, Gieseke J, Traber F, Fimmers R, Litt H, Schild H. Coronary MR angiography at 3.0 T versus that at 1.5 T: initial results in patients suspected of having coronary artery disease. *Radiology* 2005; 234: 718-725

- 31 Kaufman L, Kramer DM, Crooks LE, Ortendahl DA. Measuring signal-to-noise ratios in MR imaging. *Radiology* 1989; 173: 265-267
- 32 Nolte-Ernsting CC, Bucker A, Adam GB, Neuerburg JM, Jung P, Hunter DW, Jakse G, Gunther RW. Gadolinium-enhanced excretory MR urography after low-dose diuretic injection: comparison with conventional excretory urography. *Radiology* 1998; 209: 147-157
- 33 Wildberger JE, Mahnken AH, Schmitz-Rode T, Flohr T, Stargardt A, Haage P, Schaller S, Gunther RW. Individually adapted examination protocols for reduction of radiation exposure in chest CT. *Invest Radiol* 2001; 36: 604-611
- 34 Wedegartner U, Lorenzen M, Nagel HD, Weber C, Adam G. Radiologische Bildgebung beim Polytrauma: Dosisvergleich von Ganzkörper-MSCT und konventionellem Röntgen mit organspezifischer CT. *Fortschr Röntgenstr* 2004; 176: 1039-1044
- 35 Chu WC, Lam WW, Chan KW, Yeung CK, Lee KH, Sihoe JD. Dynamic gadolinium-enhanced magnetic resonance urography for assessing drainage in dilated pelvicalyceal systems with moderate renal function: preliminary results and comparison with diuresis renography. *BJU Int* 2004; 93: 830-834
- 36 Wille S, von Knobloch R, Klose KJ, Heidenreich A, Hofmann R. Magnetic resonance urography in pediatric urology. *Scand J Urol Nephrol* 2003; 37: 16-21
- 37 Nolte-Ernsting CC, Tacke J, Adam GB, Haage P, Jung P, Jakse G, Gunther RW. Diuretic-enhanced gadolinium excretory MR urography: comparison of conventional gradient-echo sequences and echo-planar imaging. *Eur Radiol* 2001; 11: 18-27
- 38 Edelstein WA, Glover GH, Hardy CJ, Redington RW. The intrinsic signal-to-noise ratio in NMR imaging. *Magn Reson Med* 1986; 3: 604-618
- 39 de Bazelaire CM, Duhamel GD, Rofsky NM, Alsop DC. MR imaging relaxation times of abdominal and pelvic tissues measured in vivo at 3.0 T: preliminary results. *Radiology* 2004; 230: 652-659
- 40 Gold GE, Han E, Stainsby J, Wright G, Brittain J, Beaulieu C. Musculoskeletal MRI at 3.0 T: relaxation times and image contrast. *AJR Am J Roentgenol* 2004; 183: 343-351

- 41 Stanisz GJ, Odrobina EE, Pun J, Escaravage M, Graham SJ, Bronskill MJ, Henkelman RM. T1, T2 relaxation and magnetization transfer in tissue at 3T. *Magn Reson Med* 2005; 54: 507-512
- 42 Bernstein MA, Huston J, 3rd, Ward HA. Imaging artifacts at 3.0T. *J Magn Reson Imaging* 2006; 24: 735-746
- 43 Berrocal T, Lopez-Pereira P, Arjonilla A, Gutierrez J. Anomalies of the distal ureter, bladder, and urethra in children: embryologic, radiologic, and pathologic features. *Radiographics* 2002; 22: 1139-1164
- 44 Caoili EM. Imaging of the urinary tract using multidetector computed tomography urography. *Semin Urol Oncol* 2002; 20: 174-179
- 45 Caoili EM, Cohan RH, Korobkin M, Platt JF, Francis IR, Faerber GJ, Montie JE, Ellis JH. Urinary tract abnormalities: initial experience with multi-detector row CT urography. *Radiology* 2002; 222: 353-360
- 46 Kawashima A, Glockner JF, King BF, Jr. CT urography and MR urography. *Radiol Clin North Am* 2003; 41: 945-961
- 47 Nolte-Ernsting C, Cowan N. Understanding multislice CT urography techniques: many roads lead to Rome. *Eur Radiol* 2006; 16: 2670-2686
- 48 Tack D, Sourtzis S, Delpierre I, de Maertelaer V, Gevenois PA. Low-dose unenhanced multidetector CT of patients with suspected renal colic. *AJR Am J Roentgenol* 2003; 180: 305-311
- 49 Caoili EM, Cohan RH, Inampudi P, Ellis JH, Shah RB, Faerber GJ, Montie JE. MDCT urography of upper tract urothelial neoplasms. *AJR Am J Roentgenol* 2005; 184: 1873-1881
- 50 Tsili AC, Efremidis SC, Kalef-Ezra J, Giannakis D, Alamanos Y, Sofikitis N, Tsampoulas C. Multi-Detector row CT urography on a 16-row CT scanner in the evaluation of urothelial tumors. *Eur Radiol* 2006;
- 51 Noroozian M, Cohan RH, Caoili EM, Cowan NC, Ellis JH. Multislice CT urography: state of the art. *Br J Radiol* 2004; 77 Spec No 1: S74-86
- 52 Laissy JP, Abecidan E, Karila-Cohen P, Ravery V, Schouman-Claeys E. IVU: a test of the past without future? *Prog Urol* 2001; 11: 552-561
- 53 Verswijvel GA, Oyen RH, Van Poppel HP, Goethuys H, Maes B, Vaninbrouckx J, Bosmans H, Marchal G. Magnetic resonance imaging in the assessment of urologic disease: an all-in-one approach. *Eur Radiol* 2000; 10: 1614-1619
- 54 Foley WD. Renal MDCT. *Eur J Radiol* 2003; 45 Suppl 1: S73-78

- 55 Kemper J, Adam G, Nolte-Ernsting C. Mehrschicht-CT-Urographie Aspekte zur Durchführung und klinischen Anwendung. *Radiologe* 2005; 45: 905-914
- 56 McNicholas MM, Raptopoulos VD, Schwartz RK, Sheiman RG, Zormpala A, Prassopoulos PK, Ernst RD, Pearlman JD. Excretory phase CT urography for opacification of the urinary collecting system. *AJR Am J Roentgenol* 1998; 170: 1261-1267
- 57 Korobkin M. CT urography. *Eur Radiol* 2005; 15 Suppl 4: D82-84
- 58 Maher MM, Kalra MK, Sahani DV, Perumpillichira JJ, Rizzo S, Saini S, Mueller PR. Techniques, clinical applications and limitations of 3D reconstruction in CT of the abdomen. *Korean J Radiol* 2004; 5: 55-67
- 59 Chow LC, Sommer FG. Multidetector CT urography with abdominal compression and three-dimensional reconstruction. *AJR Am J Roentgenol* 2001; 177: 849-855
- 60 Maher MM, Kalra MK, Rizzo S, Mueller PR, Saini S. Multidetector CT urography in imaging of the urinary tract in patients with hematuria. *Korean J Radiol* 2004; 5: 1-10
- 61 Coppenrath E, Meindl T, Herzog P, Khalil R, Mueller-Lisse U, Krenn L, Reiser M, Mueller-Lisse UG. Dose reduction in multidetector CT of the urinary tract. Studies in a phantom model. *Eur Radiol* 2006;
- 62 Isoardi P, Ropolo R, Savio L, Cesarani F, Marchisio F, Gandini G. [Patient dose evaluation and optimization of uropoietic multiphasic multislice CT examination]. *Radiol Med (Torino)* 2004; 107: 218-228
- 63 Kemper J, Regier M, Bansmann PM, Begemann PG, Stork A, Nagel HD, Adam G, Nolte-Ernsting C. Multidetector CT urography: experimental analysis of radiation dose reduction in an animal model. *Eur Radiol* 2007;
- 64 Spielmann AL, Heneghan JP, Lee LJ, Yoshizumi T, Nelson RC. Decreasing the radiation dose for renal stone CT: a feasibility study of single- and multidetector CT. *AJR Am J Roentgenol* 2002; 178: 1058-1062
- 65 Nagel HD, Blobel J, Brix G, Ewen K, Galanski M, Hofs P, Loose R, Prokop M, Schneider K, Stamm G, Stender HS, Suss C, Turkay S, Vogel H, Wucherer M. 5 Jahre Konzertierte Aktion Dosisreduktion CT – was wurde erreicht, was ist noch zu tun?. *Fortschr Röntgenstr* 2004; 176: 1683-1694

- 66 Kawamoto S, Horton KM, Fishman EK. Computed tomography urography with 16-channel multidetector computed tomography: a pictorial review. *J Comput Assist Tomogr* 2004; 28: 581-587
- 67 Kim JK, Park SY, Kim HJ, Kim CS, Ahn HJ, Ahn TY, Cho KS. Living donor kidneys: usefulness of multi-detector row CT for comprehensive evaluation. *Radiology* 2003; 229: 869-876
- 68 McTavish JD, Jinzaki M, Zou KH, Nawfel RD, Silverman SG. Multi-detector row CT urography: comparison of strategies for depicting the normal urinary collecting system. *Radiology* 2002; 225: 783-790
- 69 Cardinale L, Cortese G, Borasio P, Dogliotti L, Ferraris F, Novello S, Perotto F, Scagliotti G, Fava C. Low dose CT in early lung cancer diagnosis: Prevalence data. *Radiol Med (Torino)* 2005; 110: 532-543
- 70 Gergely I, Neumann C, Reiger F, Dorffner R. Detektion pulmonaler Rundherde mit der Ultra-low-dose-CT im Rahmen der onkologischen Nachsorge. *Fortschr Röntgenstr* 2005; 177: 1077-1083
- 71 Henschke CI, Shaham D, Yankelevitz DF, Kramer A, Kostis WJ, Reeves AP, Vazquez M, Koizumi J, Miettinen OS. CT screening for lung cancer: significance of diagnoses in its baseline cycle. *Clin Imaging* 2006; 30: 11-15
- 72 Rusinek H, Naidich DP, McGuinness G, Leitman BS, McCauley DI, Krinsky GA, Clayton K, Cohen H. Pulmonary nodule detection: low-dose versus conventional CT. *Radiology* 1998; 209: 243-249
- 73 Begemann PG, Mahnken A, Ries T, Briem D, Nolte-Ernsting C, Adam G, Koops A. 16-Zeilen-Spiral-CT des knöchernen Beckens nach Schraubenosteosynthese der iliosakralen Gelenke – Untersuchungen zur Dosisanpassung an einem Ex-vivo-Modell. *Fortschr Röntgenstr* 2006; 178: 1022-1027
- 74 Gurung J, Khan MF, Maataoui A, Herzog C, Bux R, Bratzke H, Ackermann H, Vogl TJ. Multislice CT of the pelvis: dose reduction with regard to image quality using 16-row CT. *Eur Radiol* 2005; 15: 1898-1905

6.2 Tabellen und Abbildungen

Tab. 1: Anästhesieprotokoll.....	11
Tab. 2: Sequenzprotokoll der MR-Urographie bei 1,5 Tesla.....	12
Tab. 3: Sequenzparameter der unterschiedlichen T1 3D-GRE Sequenzen bei 3 Tesla.....	13
Tab. 4: Untersuchungsprotokoll der MDCT-Urographie.....	15
Tab. 5: Evaluation der Bildqualität der MR-Urographie bei 1,5 und 3 Tesla....	25
Tab. 6: Objektives Bildrauschen in Abhängigkeit des Stromzeitproduktes.....	42
Tab. 7: Verteilung der Mittelwerte aller drei Auswerter in der Beurteilung der vier Kriterien sowie Mittelwert aller Kriterien (Gesamtbildqualität) in aufsteigendem Stromzeitprodukt bei 120 kV.....	43
Tab. 8: Berechnung der effektiven Strahlendosis der MDCTU.....	59
Tab. 9: Überblick der in der aktuellen Literatur für die Durchführung der MDCTU beschriebenen Untersuchungsprotokolle.....	59
Abb. 1: Bestimmung des SNR und CNR.....	17
Abb. 2: Abgrenzbarkeit von NBKS und Ureteren bei 1,5 Tesla und 3 Tesla.....	24
Abb. 3: Vergrößertes Bildbeispiel eines NBKS bei 1,5 und 3T.....	26
Abb. 4: Balkendiagramm der mittleren Punktwerte der T1 3D-GRE sowie HR T1 3D-GRE Sequenz bei 1,5 und 3T in Abhängigkeit vom jeweiligen Segment.....	27
Abb. 5: Bildbeispiele der MRU bei 3T.....	28
Abb. 6: Artefaktbildung bei 3 Tesla.....	29
Abb. 7: Bildqualität der 1,5T MRU und der MDCTU am Beispiel des NBKS....	31
Abb. 8: Mittelwerte aller Segmente beider MRU Sequenzen bei 1,5T.....	32
Abb. 9: 3T MRU vs. MDCTU.....	34
Abb. 10: Mittelwerte aller Segmente der MRU Sequenzen bei 3T.....	36
Abb. 11: Mittelwerte aller drei Auswerter in der Beurteilung der Abgrenzbarkeit von NBKS, proximalem, mittlerem und distalem Ureterdrittel in der MDCTU.....	38
Abb. 12: Mittelwerte der drei Auswerter (A1, A2, A3) in der Benotung der subjektiven Bildqualität der MDCTU.....	39

Abb. 13: Logarithmische Darstellung der mittleren subjektiven Scores für Bildqualität und Rauschen im Vergleich zum objektiven Bildrauschen.....	41
Abb. 14: Axiale Schichtbilder auf Höhe des Nierenbeckens rechts in aufsteigender Reihenfolge des Stromzeitproduktes der MDCTU.....	41
Abb. 15: p-Werte für den Vergleich der Mittelwerte der Gesamtbildqualität in der MDCTU.....	43
Abb. 16: Beispiel des intraindividuellen Bildvergleichs der MDCTU bei 30 (e-f), 70 (c-d) und 200 (a-b) eff. mAs und 120 kV.....	44

7 Danksagung

Für die Möglichkeit diese Arbeit in seiner Abteilung durchführen zu dürfen und die Bereitstellung der notwendigen Ausrüstung möchte ich Herrn Prof. Dr. med. G. Adam herzlich danken.

Prof. Dr. med. C. Nolte-Ernsting danke ich für die Überlassung des Themas, fürsorgliche Anleitung sowie stete Hilfe und Diskussionsbereitschaft.

Ich danke PD Dr. med. J. Kemper für bedingungslose Unterstützung, engagierte Zusammenarbeit und Freundschaft.

Ebenfalls danke ich den Mitarbeitern der Versuchstierhaltung des Universitätsklinikums Hamburg-Eppendorf für die gute Zusammenarbeit.

Meiner Freundin Katharina Körner danke ich für liebevollen Rückhalt und Geduld.

Mein besonderer Dank gilt meiner Mutter Hiltrud Regier, die mich in jeder Lebenslage uneingeschränkt unterstützt

und

meinem Vater Prof. Dr. med. Dietrich Regier, dessen stolze Umarmung mein größtes Glück und sehnlichster Wunsch gewesen wäre. Querido padre, cada dia te extraño!

8 Curriculum Vitae

Persönliche Daten

Name Marc-Ulrich Regier

Anschrift Kreuzweg 7
21376 Salzhausen
Tel.: +49 178 2667583
mregier@uke.uni-hamburg.de

geboren am 20.03.1976 in Lübeck als Sohn von
Hiltrud Marie Regier, geborene Köhntopp, Studienrätin und
Prof. Dr. med. Dietrich Peter Regier, Chirurg.

Schulbildung

1982 – 1988: Grundschule Appen; Grundschule und Orientierungsstufe Salzhausen

1988 – 1995: Gymnasium Oedeme/Lüneburg; Erwerb der Hochschulreife 06/1995.

Studium

1997 – 2004: Studium der Humanmedizin an der Universität Hamburg

2003 – 2004: Praktisches Jahr;

1. Radiologie: Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf
2. Innere Medizin: AK Barmbek, LBK Hamburg
3. Chirurgie: Hospital Clinico, Universitat Autonoma de Barcelona/Spanien

Beruflicher Werdegang

Seit 11/2004: Assistenzarzt / Wissenschaftlicher Mitarbeiter der Klinik und Poliklinik

für Diagnostische und Interventionelle Radiologie;

Diagnostikzentrum;

Direktor: Prof. Dr. G. Adam;

Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf

EIDESSTATTLICHE VERSICHERUNG:

Ich versichere ausdrücklich, dass ich die Arbeit selbständig und ohne fremde Hilfe verfasst, andere als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel nicht benutzt und die aus den benutzten Werken wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen einzeln nach Ausgabe (Auflage und Jahr des Erscheinens), Band und Seite des benutzten Werkes kenntlich gemacht habe.

Ferner versichere ich, dass ich die Dissertation bisher nicht einem Fachvertreter an einer anderen Hochschule zur Überprüfung vorgelegt oder mich anderweitig um Zulassung zur Promotion beworben habe.

Unterschrift: