

Diplomarbeit

Diagnostik der Urolithiasis mit low dose CT

**Vergleich konventioneller Rückprojektion mit iterativer
Bildrekonstruktion anhand nativer Harntrakt
Computertomographien bei Fragestellung nach Urolithiasis**

eingereicht von

Maximilian Porsch

zur Erlangung des akademischen Grades

Doktor der gesamten Heilkunde

(Dr. med. univ.)

an der

Medizinischen Universität Graz

ausgeführt an der

Universitätsklinik für Radiologie

LKH Univ. Klinikum Graz

unter der Anleitung von

ao. Univ. Prof. Dr. med. univ. Helmut Schöllnast

OA Dr. med. univ. Felix Thimary

Graz, 24.09.2015

Eidesstattliche Erklärung

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und ohne fremde Hilfe verfasst habe, andere als die angegebenen Quellen nicht verwendet habe und die den benutzten Quellen wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht habe.

Graz, am 24.09.2015

Maximilian Porsch eh

Danksagungen

An dieser Stelle möchte ich mich ganz herzlich bei all jenen bedanken, die mich während meines Studiums und während der Erstellung meiner Diplomarbeit unterstützt haben.

Mein ganz besonderer Dank geht an Dr. Felix Thimary, der mir stets mit guten Ratschlägen und profundem Wissen beiseite stand. Bei jeglichen kleinen Problemen, egal ob medizinischer oder technischer Natur, unterstützte er mich umgehend mit viel Geduld und Verständnis.

Des weiteren möchte ich mich ganz herzlich bei Prof. Helmut Schöllnast bedanken. Durch seine Erfahrungen auf dem Gebiet der wissenschaftlichen Arbeiten konnte er mir viele wertvolle Verbesserungsvorschläge geben und er zeigte mir, worauf es beim Verfassen einer wissenschaftlichen Studie ankommt. Seine kompetenten Anregungen waren eine große Hilfe bei der Fertigstellung dieser Diplomarbeit.

Ich möchte mich auch bei Dr. Peter Schedlbauer bedanken, der gemeinsam mit Dr. Felix Thimary die Bildqualität der in dieser Arbeit untersuchten Aufnahmen subjektiv bewertete.

Außerdem gilt mein Dank meinen Eltern und Geschwistern. Meine Mutter unterstützte mich unermüdlich auf meinem bisherigen Weg und stand mir stets mit Rat und Tat zur Seite. Ganz besonders möchte ich mich auch bei meinem Vater bedanken, der mir nicht nur menschlich, sondern auch fachlich sehr viel beibrachte und mir die Freude an der Medizin von Kindesbeinen an vermittelte. Natürlich möchte ich auch meinen Geschwistern danken, die immer, egal ob nah oder fern, eine große Rolle in meinem Leben spielen.

Ich möchte diese Arbeit meinem Großvater widmen. Er hat selbst vor vielen Jahren an der Medizinischen Universität Graz promoviert, gelehrt und dann über Jahre erfolgreich eine gynäkologische Abteilung eines steirischen Krankenhauses geleitet. Er ist mit seinem umfassenden medizinischen Wissen, seiner Güte, seinem Einfühlungsvermögen und seiner einzigartigen Persönlichkeit sowohl in menschlicher als auch in fachlicher Hinsicht ein großes Vorbild für mich.

Zusammenfassung

Der Goldstandard in der Diagnostik der Urolithiasis ist aufgrund der hohen Sensitivität und Spezifität die native Computertomographie. Neben den vielen Vorteilen hat diese Untersuchungsmethode aber den Nachteil der erhöhten Strahlenexposition verglichen mit dem Ausscheidungsurogramm. Diese kann man durch die Applikation moderner Techniken reduzieren ohne an diagnostischer Genauigkeit hinsichtlich des Steinleidens zu verlieren.

Material und Methoden: In dieser Arbeit wurden die Bilddaten von 103 PatientInnen, die aufgrund von akutem Flankenschmerz und Verdacht auf Urolithiasis, ein natives Stein-CT sowohl auf einem älteren, als auch auf einem modernen CT bekommen haben, analysiert und miteinander verglichen. Dabei wurde neben der Strahlendosis, der die PatientInnen ausgesetzt waren, auch die Bildqualität der Aufnahmen subjektiv und objektiv beurteilt. Zusätzlich wurden die diversen CT-Parameter einander gegenübergestellt und die jeweiligen Kalzifikationen vermessen.

Resultate: Die Studie ist zu dem überraschenden Ergebnis gekommen, dass die PatientInnen bei dem modernen Modell mehr Strahlung ausgesetzt waren als bei dem älteren (Gerät I 9.21 mGy VS 10.28 mGy bei Gerät II, $p < 0,001$). Es wurde aber auch verdeutlicht, dass die Bildqualität bei den Aufnahmen mit dem neuen Gerät sowohl subjektiv als auch objektiv besser beurteilt wurde.

Schlussfolgerung: Die Aufnahmen mit dem neuen Gerät zeigten deutlich, dass moderne Bildrekonstruktionsalgorithmen zwar Aufnahmen mit hoher Bildqualität ermöglichen, aber das mögliche Strahlendosiseinsparungspotenzial in den Standardeinstellungen nicht nützen. Bei der Diagnostik der Urolithiasis sollte nicht ausschließlich die Bildqualität im Vordergrund stehen, sondern im Hinblick auf eine Strahlungsreduktion für die PatientInnen auf eine zur Erlangung einer für eine ausreichende Diagnose erforderliche minimale Strahlungsenergie Wert gelegt werden. Daher sollten die Standarduntersuchungsprotokolle bei den Geräten überarbeitet und optimiert werden.

Stichworte: Urolithiasis, Computertomographie, Iterative Rekonstruktion, gefilterte Rückprojektion, Strahlendosis, Bildqualität, Dosisreduktion, Strahlenschutz

Abstract

Objective: Computer tomography has become the gold standard for the diagnosis of urolithiasis, mainly because of its high sensitivity and specificity. However, despite its numerous advantages, this examination method has the disadvantage of high radiation exposure for the patient compared to the previously used excretory urography. In order to reduce the computer tomography-induced radiation without reducing the diagnostic accuracy of this method, modern techniques can be used. The aim of this study was to compare the radiation exposure of an older and a newer CT with the use of these modern techniques.

Materials and Methods: In this study the image data of 103 patients who had acute flank pain and suspicion of urolithiasis were used. All patients underwent CT scans with an older and newer computertomograph. In order to compare these 2, the patient radiation dose was analyzed and the image quality of the scans was subjectively and objectively evaluated. CT parameters and calcifications were also investigated.

Results: Patients that underwent CT scans with the modern apparatus were exposed to higher radiation (10.28 mGy) compared to those that underwent scans with the older one (9.21 mGy) ($p < 0,001$). The image quality of the scans generated with the newer device was considered better under both subjective and objective evaluation.

Conclusion: The images with the new CT-scanner clearly show that modern image reconstruction algorithms allow to generate scans with higher image quality. However, as the radiation reduction parameters were not appropriately adjusted in the factory settings, patient radiation exposure was higher in those who underwent CT scans with the newer device. As the most important factors in the diagnosis of urolithiasis are diagnostic accuracy and radiation dose reduction, and not image quality, the factory settings should be revised and optimized.

Inhaltsverzeichnis

Danksagungen	ii
Zusammenfassung	ii
Abstract.....	iv
Inhaltsverzeichnis.....	v
Abkürzungen.....	vii
Abbildungsverzeichnis.....	ix
Tabellenverzeichnis	x
1 Einleitung	1
1.1 Urolithiasis.....	3
1.1.1 Epidemiologie.....	3
1.1.2 Risikofaktoren.....	4
1.1.3 Pathophysiologie.....	4
1.1.4 Steinarten.....	6
1.1.5 Steineinteilung:.....	6
1.1.6 Klinik.....	7
1.1.7 Komplikationen	8
1.1.8 Diagnostik	9
1.1.8.1 Allgemein	9
1.1.8.2 Historische Entwicklung der Steindiagnostik	9
1.1.8.3 Untersuchungsmethoden	11
1.1.8.3.1 Sonographie	11
1.1.8.3.2 Abdomenleeraufnahme.....	11
1.1.8.3.3 Ausscheidungsurogramm	12
1.1.8.3.4 Computertomographie: Nativuntersuchung	13
1.1.8.3.5 CT-Urographie.....	14
1.1.8.3.6 Dual Energy-CT.....	15
1.1.8.3.7 Magnetresonanz-Urographie.....	16
1.1.8.3.8 Nierenzintigraphie	16
1.1.9 Differentialdiagnosen.....	17
1.1.10 Therapie	17
1.1.11 Prognose	19
1.2 Computertomographie	20
1.2.1 Allgemein.....	20

1.2.2	Entwicklung der Computertomographie	21
1.2.3	Bildrekonstruktionsmethoden.....	24
1.2.3.1	Gefilterte Rückprojektion	24
1.2.3.2	Iterative Rekonstruktion.....	25
1.3	Strahlenschutz.....	30
1.3.1	Messung der Strahlendosis.....	31
1.3.2	Strahlenfolgen	33
1.3.3	Prävention von Strahlenschäden.....	34
2	Material und Methoden	36
3	Resultate.....	39
4	Diskussion.....	55
5	Literaturverzeichnis.....	64

Abkürzungen

AIDR 3D	Adaptive Iterative Dose Reduction 3D
ALARA	As Low As Reasonably Achievable
ASIR	Adaptive Statistical Iterative Reconstruction
AUG	Ausscheidungsurogramm
bzw.	beziehungsweise
CT	Computertomographie
CTDI	Computertomography Dose Index
DECT	Dualenergy-CT
DLP	Dosis-Längen-Produkt
DNS	Desoxyribonukleinsäure
ESWL	Elektrostößwellenlithotripsie
FBP	filtered back projection = gefilterete Rückprojektion
GE	General Electric
Gy	Gray
HU	Hounsfield Einheiten
IR	Iterative Rekonstruktion
IRIS	Iterative Reconstruction in Image Space
iv	intravenös
KUB	Kidney -Ureter-Bladder = Abdomenleeraufnahme
kV	Kilovolt (Maßeinheit für Spannung)
kVp	Peak kilovoltage (maximal angewandte Spannung)
mAs	Milliamperesekunde
MBIR	Model-based Iterative Reconstruction
MDCT	Multidetektorcomputertomograph
MET	Medical expulsive therapy
mGy	Milligray
mm	Millimeter
MR	Magnetresonanztomographie
MSCT	Multislice-CT
mSv	Millisievert (Maßeinheit verschiedener Strahlendosen)
pi	post injectionem
SAFIRE	Sinogramm Affirmed Iterative Reconstruction

SPECT	Single-Photonen-Emissions-Computertomographie
Sv	Sievert
URS	Ureterorenoskopie
z.B.	zum Beispiel

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Prinzip des Spiral-CTs[57]	23
Abbildung 2: schematische Darstellung der iterativen Rekonstruktion [63].	25
Abbildung 3: Hier wird die Zusammensetzung der durchschnittlichen Strahlenbelastung der Bevölkerung in Österreich gezeigt [75].	31
Abbildung 4: Verteilung der PatientInnen, bei denen aufgrund von akutem Flankenschmerz ein Stein-CT durchgeführt wurde	39
Abbildung 5: Altersverteilung der PatientInnen am Tag der Untersuchung mit dem jeweiligen Modell.....	40
Abbildung 6: Vergleich der mittleren Steingröße	42
Abbildung 7: Die Lage des gefundenen Harnleitersteins	43
Abbildung 8: durchschnittliche Steindichte	44
Abbildung 9: unterschiedliche Verteilung des CTDI _{vol} bei den zwei CT Geräten verdeutlicht.....	45
Abbildung 10: Vergleich des Dosis-Längen-Produkts der zwei Modelle	47
Abbildung 11: Darstellung des Total-DLP.....	47
Abbildung 12: Verteilung der Noten	48
Abbildung 13: Die objektive Bildqualität gemessen anhand des Bildrauschens im Fettgewebe	49
Abbildung 14: Die objektive Bildqualität gemessen anhand des Bildrauschens in der Rückenmuskulatur	50
Abbildung 15: mAs im Stein-CT	51
Abbildung 16.: Unterschied der Total-mAs.....	52
Abbildung 17: individuell einstellbaren, unterschiedlichen Referenz-mAs	53
Abbildung 18: der arithmetische Mittelwert der angewandten Röhrenspannung (kV) der beiden CT-Geräte.....	54
Abbildung 19: Unterschiedliche Bildqualität der transversalen Aufnahmen mit dem Modell I	57
Abbildung 20: Transversale Abdominalaufnahmen mit dem Modell II.....	58

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: verschiedene Iterative Rekonstruktionstechniken der jeweiligen Hersteller [64]	26
Tabelle 2: Standardeinstellungen der zwei verwendeten CT-Geräte.....	37
Tabelle 3: Steingröße	41
Tabelle 4: Steindichte.....	44
Tabelle 5: CTDI _{vol}	45
Tabelle 6: DLP.....	46
Tabelle 7: objektive Bildqualität, gemessen im abdominalen Fettgewebe	49
Tabelle 8: objektive Bildqualität, gemessen in der autochthonen Rückenmuskulatur	50
Tabelle 9: mAs	51
Tabelle 10: Total-mAs	52
Tabelle 11: ref-mAs	53
Tabelle 12: kV.....	54

1 Einleitung

Die Urolithiasis ist eine Erkrankung, die weltweit vorkommt und deren Inzidenz bei beiden Geschlechtern zunimmt [1].

Im Laufe der Jahre hat sich die Computertomographie (CT) als Goldstandard in der Diagnostik der Urolithiasis etabliert. Die Methode hat gegenüber anderen Methoden viele Vorteile. Man kann rasch und sicher Informationen über die Lokalisation, die Größe und, mit bestimmten Verfahren, auch Hinweise auf die Steinzusammensetzung erhalten, sowie Sekundärveränderungen oder andere für Harnstauung verantwortliche Erkrankungen diagnostizieren. Ein Nachteil ist die relativ höhere Strahlenbelastung im Vergleich zum Ausscheidungsurogramm [2].

PatientInnen mit Harnleitersteinen benötigen in der Regel wiederholt Aufnahmen, da die Rezidivrate relativ hoch ist [3]. Dadurch sind diese PatientInnen im Verlauf ihres Lebens einer gewissen Strahlenbelastung ausgesetzt, die man durch Applikation neuer Techniken deutlich reduzieren kann.

Die Reduktion der Strahlendosis ist ein allgegenwärtiges Thema. Nach dem ALARA Prinzip („As Low As Reasonably Achievable“) sollte man so wenig Strahlung, wie für eine ausreichende Diagnostik erforderlich, anwenden [4]. Das Ziel ist, die Strahlendosis zu minimieren, ohne diagnostische Genauigkeit zu verlieren.

Durch neuere Entwicklungen und Fortschritte auf dem Gebiet der CT kann man einiges an Strahlung einsparen. Technologien wie die neuen Bildrekonstruktionsverfahren unterstützen die Dosisersparung.

In dieser Übersichtsarbeit wird allgemein auf die Möglichkeiten in der Diagnostik der Urolithiasis eingegangen und im Speziellen die CT unter Anwendung neuer Techniken zur Reduktion der Strahlendosis als Diagnostikmethode analysiert.

Dabei wird hauptsächlich auf das Dosisersparungspotential neuer Bildrekonstruktionsalgorithmen hingewiesen. Dazu wird die Bildqualität und die Strahlendosis zweier verschiedener Generationen neuerer CT-Geräte, die mit unterschiedlichen Arten von Bildrekonstruktionen arbeiten, verglichen.

Mithilfe von statistischen Bilddaten, die retrospektiv analysiert wurden und von Fallbeispielen nativer Harntrakt-CTs werden die Unterschiede dargestellt. Dazu

wird die Bildqualität sowohl subjektiv als auch objektiv bewertet und miteinander verglichen.

1.1 Urolithiasis

Urolithiasis ist die lateinische Bezeichnung für Kalzifikationen oder Konkremente im Urogenitalsystem. Man unterscheidet zwischen Nephrolithiasis, Ureterolithiasis, Zystolithiasis und selten Urethralithiasis.

Die Erkrankung der Urolithiasis gibt es schon lange. Man fand ein Ureterkonkrement im Corpus einer ägyptischen Mumie, die vor etwa 7000 Jahren verstorben ist [5].

1.1.1 Epidemiologie

Die Urolithiasis kommt auf der ganzen Welt vor. In Deutschland hat die Prävalenz der Erkrankung von 1979 bis 2001 von 4% auf 4,7% zugenommen. Die Inzidenz betrug 2000 in Deutschland 1,47%, was im Vergleich zu 1979 (0,54%) ein deutliches Plus ist. Man kann diese Zunahme durch den Wandel der Ernährungsgewohnheiten und durch etwaige Umwelteinflüsse erklären. Ein weiterer Grund für das statistisch vermehrte Auftreten der Urolithiasis sind die besseren diagnostischen Methoden [6].

Das Vorkommen der Urolithiasis variiert zwischen den Geschlechtern, Rassen und dem Alter. So zeigt eine Studie von Curhan GC [7], dass die höchste Inzidenz bei weißen Männern liegt. Bei jungen, schwarzen Frauen hingegen ist die Häufigkeit der Neuerkrankten am geringsten. Männer erkranken im Durchschnitt zwischen dem 20. und dem 60. Lebensjahr, während Frauen vermehrt gegen Ende des dritten Lebensjahrzehnts erkranken und die Inzidenz ab dem 50. Lebensjahr auf etwa 1/1000/Jahr zurückgeht [7].

Die Rezidivrate ist relativ hoch. Sie beträgt etwa 50 Prozent in den ersten 5-10 Jahren nach der erfolgreichen Steinentfernung und bis zu 75 Prozent nach 20 Jahren [7].

1.1.2 Risikofaktoren

Es gibt eine Reihe von Risikofaktoren, die zur Entstehung von Urolithiasis beitragen können [7]. Lifestyle-Veränderungen und ein vermehrtes Auftreten von Adipositas tragen zu einer Zunahme der Steinbildung im Urogenitalsystem bei [1]. Die Urolithiasis wird heutzutage zu den typischen Wohlstandserkrankungen gerechnet. Ein Grund dafür ist zum einen die erhöhte Prävalenz in den westlichen Industriestaaten, zum anderen hängt die Erkrankung mit der regelmäßigen Zufuhr von tierischen Eiweißen zusammen. Bewegungsmangel sowie sitzende Tätigkeiten sind ebenfalls Faktoren, die die Steinbildung fördern können. Auch das Klima kann Einfluss auf die Kalzifikation nehmen, in den Sommermonaten sowie bei heißem Klima und Wassermangel steigt die Steinbildungsrate [8].

Neben den epidemiologischen Risikofaktoren gibt es auch jene, die mit einer anderen Krankheit assoziiert sind. Dazu zählen Erkrankungen wie Nephrokalzinose, Hyperparathyreoidismus, gastrointestinale Pathologien (Morbus Crohn und andere) aber auch Infektionen wie zum Beispiel die Sarkoidose [9].

Weiters gibt es auch einige genetische Faktoren, die eine Entstehung von Urolithiasis begünstigen. Zystische Fibrose, Cystinurie oder das Lesh-Nyhan-Syndrom sind nur ein paar Erkrankungen, die man in diesem Zusammenhang nennen sollte.

Ebenso gibt es anatomische Gegebenheiten, die einen Einfluss auf die Bildung von Konkrementen haben. Nierenbeckenabgangsstenosen oder Strikturen des Ureters sind zum Beispiel prädestiniert für die Entstehung eines Konkrements. Zusätzliche anatomische Risikofaktoren sind die Ureterozele, die neurogene Blase oder der vesicouretrale Reflux [9].

Experten diskutieren, ob gesüßte, kohlenensäurehaltige Getränke ebenfalls zu einer erhöhten Inzidenz der Urolithiasis beitragen. Laut einer Studie von Ferraro et al [10] nimmt das Risiko bei regelmäßigem Konsum solcher gesüßten Limonaden deutlich zu, während es bei Orangensaft, Tee, Kaffee, Wein oder Bier abnimmt.

1.1.3 Pathophysiologie

Die Harnsteinbildung beruht auf dem Kristallisationsprozess, der in einem mit steinbildenden Substanzen übersättigten Urin abläuft. Es kommt zu einer

Aggregation der Kristalle und einer epitaktischen Auflagerung, so dass es zu der typischen Schichtung der Harnsteine kommt.

Eine Übersättigung des Urins mit steinbildenden Ionen, wie Ca, NH₄, PO₄, Oxalat sowie Urat, fördert die Steinbildung, während Inhibitoren wie Zitrat, Pyrophosphat, saure Mukopolysaccharide etc eben jene hemmen.

Weitere Faktoren, die einen Einfluss auf den Kristallisationsprozess nehmen, sind:

- pH-Wert des Urins: Phosphate sind bei niedrigem pH-Wert besser löslich, Harnsäure dagegen bei hohem pH-Wert.
- Urinvolumen: eine größere Menge an Urin führt zu einer geringeren Konzentration von steinbildenden Substanzen. Ein hoher Sättigungsgrad begünstigt die Steinbildung.
- Komplexbildner: bilden mit steinbildenden Ionen leicht lösliche Verbindungen, diese behindern die Kristallisation

Die Konzentration der steinbildenden Substanzen wird neben der Diurese auch durch die Zufuhr mit der Nahrung, dem Grad der intestinalen Absorption und der endogenen Freisetzung bestimmt.

Bei nur rund 20 Prozent der Harnsteine ist die Entstehungsursache geklärt. Diese sind unter anderem eine Markschwammniere, Oxalose, primärer Hyperparathyreoidismus oder Hyperurikämie. Wichtige kausalgenetische Teilfaktoren sind einseitige Diät, Dehydratation, Harnstauung oder auch Immobilisation.

In den übrigen Fällen spricht man von idiopathischer Urolithiasis [11]. Kleine idiopathische Verkalkungen finden sich häufig in den Nierenpapillen, wo sie mit einer weißlichen Ablagerung verbunden sind. Jene Ablagerung nennt man Randall Plaque und sie befindet sich unter dem Urothel. Diese wurde bereits in den 1930er Jahren von Alexander Randall entdeckt. Matlaga et al. [12] untersuchten 24 Nieren mit idiopathischen Calciumoxalatsteinen und konnten in jeder einzelnen Niere Randall Plaques nachweisen. Diese sind nicht größer als 2mm und in der Regel asymptomatisch [13].

1.1.4 Steinarten

Steine im Harntrakt bestehen nur selten aus einer einzigen Substanz, meistens sind mehrere verbunden. Das mit Abstand am meisten vorkommende Element ist Calcium, dieses tritt besonders häufig mit Oxalsäure in Verbindung und bildet so den Calciumoxalatstein, der 40-60 % aller Nierensteine ausmacht. Etwas seltener treten Calciumphosphatsteine auf (20-60%) [3].

Magnesiumammoniumphosphatsteine, auch Struvite genannt, findet man schon deutlich seltener im menschlichen Harnableitungssystem (5-15%).

Besonders herausfordernd für die Radiologie sind reine Uratsteine, da diese aufgrund der geringen Dichte oder fehlender Verkalkung in der Abdomenleeraufnahme nicht erkennbar sind. Gerade die Detektion dieser Konkreme ist wichtig, da diese oft rein medikamentös behandelt werden können. Uratsteine treten in etwa 5-10 % der Fälle auf [3,14].

Weitere Steinarten, die strahlendurchlässig sein können, sind Cystin Kalkablagerungen (1-3%) oder Konkreme aus Medikamenten wie zum Beispiel Indinavir (Protease Inhibitor in der HIV-Therapie), diese sind auch im CT nicht sichtbar [15]. Weitere Medikamente sind auch Triamterene oder Sulfonamide [3,16].

1.1.5 Steineinteilung:

Nach Lokalisation:

Harnsteine können nach der Lokalisation eingeteilt werden. Werden sie in der Niere entdeckt, so kann man noch zwischen oberes, mittleres oder unteres Kelchsystem unterscheiden, des weiteren kann sich das Konkrement auch im Nierenbecken befinden.

Häufig findet man Kalzifikationen entlang des Ureters oder in der Harnblase. Bei Ureterkonkrementen unterscheidet man je nach Lage Konkreme im oberen, mittleren oder unteren Drittel [9,17].

Kleine Harnblasenkonkremente verursachen keine Beschwerden, große werden oft als Zufallsbefund entdeckt, können jedoch zu Blasenentleerungsstörungen führen.

Nach Röntgencharakteristika:

Man kann Harnsteine nach ihrer Darstellung auf konventionellen Röntgenaufnahmen einteilen. Durch ihre Zusammensetzung unterscheiden sich die verschiedenen Steinarten. Man differenziert zwischen schattengebenden und nicht schattengebenden Arten, woraus ein Rückschluss auf die Zusammensetzung des Steines (nicht schattengebend, zB. Uratsteine) gemacht werden kann [9].

Bei CT Aufnahmen ohne Kontrastmittel lassen sich verschiedene Konkreme anhand der Dichtewerte, gemessen in Hounsfield Einheiten (HU), charakterisieren [9].

Nach Ätiologie:

Wie bereits erwähnt gibt es verschiedene Entstehungsmechanismen für die Urolithiasis. Sofern man die Ursache kennt, sei es eine Infektion, ein genetischer Defekt oder als Nebenwirkung eines Medikaments, kann man die Kalzifikationen auch danach einteilen [9].

Nach Steinzusammensetzung:

Nur selten bestehen Steine nur aus einer einzigen Art, in der Regel sind sie aus mehreren Substanzen zusammengesetzt [11]. Die Mehrzahl der Steine bestehen aus Calcium, entweder mit Oxalat oder mit Phosphat verbunden. Zusammen treten diese zwei Steinarten in etwa 80 Prozent der Fälle auf. Zu den organischen Konkrementen zählen der Harnsäurestein, der in ungefähr 9 % vorkommt, sowie der Struvit Stein, der bei circa 10 % der Fälle auftritt. Das bedeutet, dass bei nur einem Prozent der PatientInnen die restlichen Mineralien wie zum Beispiel Zystin oder Ammoniumsteine vorkommen. [17,18].

1.1.6 Klinik

Nierensteine sind meist asymptomatisch. Größere Konkreme, insbesondere im Nierenbecken können jedoch zu einer Obstruktion mit kolikartigen Schmerzen und einer dauerhaften Nierenschädigung führen. Die typische Symptomatik eines

Harnleitersteines ist die Nierenkolik. Dies sind wehenartige, vernichtende Schmerzen, die in Wellen auftreten. Sie werden durch den erhöhten Druck auf die Ureterwand verursacht [19]. Eine Kolik tritt häufig in Ruhezustand oder nachts auf und kann ausstrahlen. Hoch sitzende Steine projizieren ihren Schmerz bevorzugt in den Rücken oder in die Unterbauchgegend der betroffenen Seite. Tiefsitzende Kalzifikationen hingegen können bis in das Skrotum bzw. die Labiae ausstrahlen. Der Schmerz ist meist abhängig von dem Grad der Obstruktion.

Begleitet werden solche Schmerzattacken in der Regel von Übelkeit, Erbrechen und Druckschmerz beim betroffenen Nierenlager. Distal gelegene Harnsteine können zu irritativen Miktionsbeschwerden führen [8,11].

Es gibt allerdings auch Konkremente, die keine Symptome hervorrufen oder spontan abgehen. Es ist bekannt, dass 95% der Steine, die kleiner als 4 mm sind, innerhalb von 40 Tagen spontan abgehen. In 50% der Fälle von Kalzifikationen, die größer als 5 mm sind, wird eine Intervention nötig [20].

Auffallend ist, dass PatientInnen mit Urolithiasis meist sehr unruhig sind. Sie versuchen durch ständigen Positionswechsel, den Schmerz zu verringern.

Häufig verursachen Steine in den ableitenden Harnwegen einen Schleimhautdefekt, der Mikro- oder Makrohämaturie verursachen kann. Eine Korrelation zwischen der Steingröße und Hämaturie konnte nicht nachgewiesen werden [20,21].

1.1.7 Komplikationen

Die schwerwiegendste Komplikation bei einer Urolithiasis kann die Infektion des Harnweges und die darauffolgende Urosepsis sein [8].

Des Weiteren kann es zu einer Perforation des Ureters, zu einer Fistel oder sogar zum Verlust der Niere durch eine chronische Obstruktion kommen [11].

1.1.8 Diagnostik

1.1.8.1 Allgemein

Für die Diagnostik der Urolithiasis sind neben einer ausführlichen Anamnese sowie diversen Laborbefunden, wie etwa eine Harnanalyse oder ein Blutbefund in der Regel auch bildgebende Verfahren von Bedeutung. PatientInnen präsentieren sich meist mit akutem Flankenschmerz, manche auch mit Übelkeit, Erbrechen und Fieber. Als Erstuntersuchung bietet sich die Sonographie, oft in Kombination mit einer Abdomenleeraufnahme an. Bei indirekten Zeichen eines Harnleitersteins (Harnstauung im Sonogramm bei nicht darstellbaren Konkrementen in der Leeraufnahme) stehen die IV Urographie und die CT zur Verfügung. Jede dieser Möglichkeiten hat Vor- und Nachteile, wobei sich zunehmend die low-dose CT als Methode der Wahl durchsetzt [17].

1.1.8.2 Historische Entwicklung der Steindiagnostik

Nur wenige Monate nach Wilhelm Conrad Röntgens Entdeckung der Röntgenstrahlung im Jahr 1895 wurde von John Macintyre die erste Aufnahme einer renalen Kalzifikation gemacht [22]. Falls man eine Verschattung erkennen konnte, so war es nicht möglich, den Ureter und die exakte Lokalisation darzustellen, daher führte man im nächsten Schritt eine Metallspitze in den Harnleiter ein, um diesen sichtbar zu machen. Bald ging man dazu über einen röntgendichten Katheter zu benutzen. Danach versuchte man, den Ureter mit Luft und später mit flüssigem Kontrastmittel darzustellen, auf diese Weise wurde das retrograde Pyelogramm entwickelt. Diese Technik war zwar brauchbar aber auch riskant. Das lag hauptsächlich am Silber enthaltenden Kontrastmittel. 1918 wurden zur Kontrastierung Natriumiodidlösungen verwendet. Schließlich kam der nächste Schritt in der Entwicklung der Diagnostik der Urolithiasis mit der intravenösen Applikation eines nierengängigen Kontrastmittels. Der indirekte Weg sollte sicherer und auch schneller sein. 1923 injizierte E. Osborne eine starke Dosis in die Vene, die Lösung wurde in den Nieren gefiltert und über das Harnsystem

ausgeschieden. Diese neue Idee führt zur weiteren Entwicklung von robusteren Mitteln, wie Iodpyridin-Verbindungen und schließlich Benzoessäure-Derivaten. Heute werden hauptsächlich nicht ionische, niedrig osmolare, iodhaltige Kontrastmittel verwendet, welche deutlich seltener Nebenwirkungen hervorrufen. Der Vorteil der Kontrastmittel Urographie liegt in der exakten Lokalisation von schattengebenden Steinen in den Harnwegen bzw. in der Unterscheidung von anderen in der Abdomenleeraufnahme nachweisbaren Verkalkungen wie zum Beispiel Phlebolithen oder Gefäßverkalkungen, sowie in der Diagnostik von nichtschattengebenden Konkrementen, welche als Kontrastmittelaussparung erkannt werden können. Allerdings sind häufig aufgrund einer verzögerten Kontrastmittelausscheidung über die gestaute Niere Spätaufnahmen bis 24 Stunden pi notwendig.

Lange Zeit nahm die IV Urographie die wichtigste Stellung in der Diagnostik der Uretersteine ein, da sie ausreichend Information für die Behandlung der PatientInnen gewährleistete. Doch bald nach der Einführung der CT fand man heraus, dass man damit nahezu alle Steine im Urogenitalsystem darstellen kann. Aufgrund langer Scan-Zeiten, Atemartefakten und relativ hoher Schichtdicke konnte sich die CT in der Steindiagnostik anfangs nicht durchsetzen. Dies änderte sich erst mit der Einführung der Spiral CT. Diese Untersuchung dauerte nur wenige Minuten und man konnte Rekonstruktionen in mehreren Raumebenen durchführen. Außerdem benötigte man zur Steindiagnostik kein Kontrastmittel und die Untersuchung war sicher und genau. Im Jahr 1994 begann dann der große Siegeszug der CT in der Diagnostik der Urolithiasis [23].

Endgültig setzte sich die CT mit der Entwicklung der Multidetektor CT durch, welche eine sehr kurze Untersuchungszeit bei hoher Ortsauflösung (dünne Schichten, Rekonstruktion in allen Raumebenen durch isotrope Voxel) aufweist [23].

Der Nachteil der CT war eine relativ hohe Strahlenexposition im Vergleich zu den anderen Untersuchungsmethoden wie zB. das Ausscheidungsurogramm, welche durch die Einführung von low-dose Protokollen mit neueren Rekonstruktionsverfahren in den letzten Jahren deutlich reduziert werden konnte [24].

1.1.8.3 Untersuchungsmethoden

1.1.8.3.1 Sonographie

Die Ultraschalluntersuchung bietet einige Vorteile in der Diagnostik der Urolithiasis, wie rasche Verfügbarkeit, fehlende Röntgenstrahlung und niedrige Kosten. Bei dieser Untersuchungsmethode gibt es große Einschränkungen durch körperliche Gegebenheiten (Adipositas, Darmgasüberlagerungen), die eine Darstellung der Ureteren verhindern können. Die Untersuchung ist sehr von der Erfahrung des Untersuchers und der Qualität des Gerätes abhängig. Ureterkonkremente können oft nur im prävesikalen Abschnitt bei gefüllter Harnblase dargestellt werden. Artefakt bedingt ist eine Größenbestimmung der Konkreme oft nicht möglich. Ein Pluspunkt des Ultraschalles ist die Darstellung von nicht verkalkten Uratsteinen [15,25,26].

Die Sensitivität und die Spezifität sind bei der Sonographie deutlich geringer als bei der CT (unter Berücksichtigung jeglicher Steingrößen 78% Sensitivität und 31% Spezifität) [25]. Diese versucht man zu erhöhen, indem man bei der Primärdiagnostik von Harnsteinerkrankungen eine Ultraschalluntersuchung mit einer Abdomenleeraufnahme kombiniert. Eine weitere Möglichkeit, die Sensitivität zu erhöhen, ist die Verwendung des Doppler-Modus. In diesem erkennt man nämlich das sogenannte „Twinkling-Artefakt“. Dieses ist ein buntes, hochintensives Signal, das hinter einer Kalzifikation erscheint und diese im Doppler Modus hervorhebt. Allerdings hängt die Darstellung dieses Artefaktes von der Farb-Sensitivität und der Schall-Leistung des Ultraschallgerätes ab [2,26,27].

Die Sonographie wird oft als primäre Suchmethode hinsichtlich einer Harnstauung, insbesondere bei Schwangeren und bei Kindern angewendet. Bei Kindern lassen sich oft auch die Ureteren insbesondere bei Harnstauungen zur Gänze darstellen [16].

1.1.8.3.2 Abdomenleeraufnahme

Die Abdomenleeraufnahme wird heute häufig in Kombination mit der Sonographie bei Verdacht auf Urolithiasis durchgeführt. Schattengebende Konkreme können

damit erkannt werden. Nachteilig für die Untersuchung sind überlagernde Strukturen, wie zum Beispiel Darminhalt bzw. fehlende Abgrenzbarkeit von Phlebolithen und Gefäßverkalkungen. Im Bereich der Nieren kann die Darmgasüberlagerung eventuell durch eine Zonographie (konventionelle Schichtaufnahme) kompensiert werden.

Die Abdomenleeraufnahme wird höchstens noch in Kombination mit dem Ultraschall als Follow-up Untersuchung verwendet. Der/die PatientIn ist damit einer geringeren Strahlendosis ausgesetzt. Faktoren wie Darmgas- und Knochenüberlagerungen beeinträchtigen die Beurteilung dieser Bilder [2,15,26].

Die Sensitivität des Abdomenleerröntgens, das auch KUB abgekürzt wird („Kidney-bladder-ureter“) liegt bei etwa 57% und die Spezifität bei 71%. Laut einer Studie aus Großbritannien zeigt dieses Verfahren nur 59% der Steine, die bereits in einer CT diagnostiziert wurden [28].

1.1.8.3.3 Ausscheidungsurogramm

Die Ausscheidungsurographie (AUG) war lange Zeit die Untersuchung der Wahl für die Diagnostik der Urolithiasis, bis sie zunehmend von der CT abgelöst wurde. Man bekommt bei dieser radiologischen Untersuchung durch den zeitlichen Verlauf und eventuell benötigte Spätaufnahmen eine gute Übersicht über die Funktion der Niere und die Anatomie des Nierenbeckens und der ableitenden Harnwege, daher kann man eine Obstruktion eindrucksvoll darstellen. Die Sensitivität und die Spezifität sind höher als bei einer alleinigen Abdomenleeraufnahme [16,25,29].

Ein Nachteil der Untersuchung ist, dass man dafür intravenös Kontrastmittel verabreichen muss, was ein gewisses Risiko einer allergischen Reaktion beinhaltet und insbesondere bei eingeschränkter Nierenfunktion zu einer weiteren Nierenfunktionsstörung führen kann. Eine Kontraindikation stellt eine niedrige glomeruläre Filtrationsrate von 40 bis 50 dar [30]. Bei einer manifesten Hyperthyreose muss eine Prämedikation durchgeführt werden [16].

Die Obstruktion verursacht oft eine verspätete Exkretion des Harns, so dass diese Untersuchung länger dauert und man mehrere Bilder aufnehmen muss.

Die Technik der AUG verlangt zumindest 3 Aufnahmen. Zuerst wird ein Abdomenleerröntgen durchgeführt, nach der Kontrastmittelgabe wird nach etwa 5

Minuten (Nierenpyramiden) ein weiteres Bild und nach 10 bis 12 Minuten eine dritte Aufnahme (Nierenbecken u Ureteren) gemacht. Sofern dies notwendig ist, werden auch Spätaufnahmen von 60 Minuten bis zu 24 Stunden pi durchgeführt. Häufig ist auch in diesen keine eindeutige Ursache der Ureterobstruktion erkennbar.

Die effektive Dosis ist bei Aufnahmen mit dem Ausscheidungsurogramm ungefähr die Hälfte von jenen eines MDCTs [31].

Unter normalen Umständen sind die Nieren, die Ureteren und die Harnblase kontrastiert. Bei verzögerter oder fehlender Ausscheidung muss man mehr Aufnahmen durchführen, was die Strahlendosis wiederum erhöht [32].

1.1.8.3.4 Computertomographie: Nativuntersuchung

Wie bereits erwähnt ist die CT mittlerweile der Goldstandard bei der Diagnostik der Urolithiasis. Sie ist sicher, schnell (Scandauer von nur wenigen Sekunden), zuverlässig und braucht kein Kontrastmittel. Mit dieser Untersuchungsmethode ist es möglich, etwaige Harnsteine genau zu lokalisieren und die Größe abzumessen, was für die weitere Therapie essentiell ist. Einer der wenigen Nachteile der CT ist die Strahlenexposition. Aufgrund moderner Software ist es bei neueren Geräten jedoch möglich, ein Protokoll mit noch weniger Strahlendosis als bei bisher verwendeten low-dose Protokollen zu benutzen. Dies ist besonders wichtig für PatientInnen, die immer wieder mit Verdacht auf Urolithiasis untersucht werden. Um Verkalkungen in den Harnwegen zu diagnostizieren, braucht man nicht die beste Bildqualität, die Kalzifikationen sind auch mit einem gewissen Maß an Hintergrundrauschen gut erkennbar [33]. Nur bei Steinen die kleiner als 2 mm sind, zeigt sich ein Nachteil des low-dose Protokolls, da man diese häufig übersehen kann. Bei jenen Konkrementen, die größer als 3 mm sind, ist die Trefferquote gleich wie bei einer Standard CT [34].

Die Sensitivität einer normalen CT Aufnahme liegt zwischen 94 und 100%, die Spezifität ist ähnlich hoch mit 97%. Auch bei den Protokollen mit einer geringeren Strahlendosis liegen diese Werte in ähnlicher beeindruckender Höhe [24,34].

Die CT hat noch einige weitere Vorteile. Sie ist eine schnelle, nichtinvasive Untersuchungsmethode, die bei der Frage nach Urolithiasis keine Kontrastmittelgabe benötigt. Ein Großteil der Steine kann diagnostiziert werden,

nur die wenigen von gewissen Medikamenten induzierten Kalzifikationen können strahlendurchlässig sein [35]. Dazu zählen unter anderem Steine die von Indinavir und ähnlichen Proteaseinhibitoren verursacht werden. Dennoch sieht man auch bei diesen Fällen Sekundärzeichen, die auf eine Harnsteinerkrankung hinweisen, wie zum Beispiel eine Hydronephrose, eine Dilatation des Ureters, ein periureterales Ödem („Rim sign“) oder ein „perinephritic Stranding“ (lymphatisches Extravasat um die Nieren) als indirektes Zeichen einer akuten Harnabflussstörung [15–17,36,37].

Außerdem bietet die CT den Vorteil auch andere Erkrankungen des Abdomens und Beckens, welche eine akute Symptomatik verursachen wie zB. Divertikulitis, Adnexitis, Appendizitis oder ein Aortenaneurysma zu diagnostizieren. Wie bereits erwähnt, gibt es einige Differentialdiagnosen, die einen akuten Flankenschmerz auslösen können. Eine CT-Untersuchung ermöglicht häufig eine adäquate Diagnostik und Differenzierung dieser [36].

Ein weiterer Vorteil der CT ist, dass es nur sehr selten falsch negative Ergebnisse gibt, diese können die Indinavir-Steine, technische Probleme oder eine Verwechslung mit einem Phlebolithen sein [24].

1.1.8.3.5 CT-Urographie

Die CT-Urographie wird primär in der Diagnostik von Tumoren oder entzündlichen Veränderungen des Harntraktes verwendet, manchmal wird sie auch im Anschluss an ein Stein-CT bei Harnstauung unklarer Ursache bzw. bei Komplikationen einer Harnstauungsniere eingesetzt. Dabei werden meist im Anschluss an ein Nativ-CT, Aufnahmen während der nephrographischen Phase (90 bis 100 Sekunden pi) und während der Ausscheidungsphase (5-15 Minuten pi) aufgenommen [38].

Der größte Nachteil der CT-Urographie ist die erhöhte Strahlenexposition. Diese kann man durch die Anwendung eines Dual-Energy CTs (Verzicht auf Nativ-Aufnahme) sowie durch eine Split-Bolus Technik reduzieren. Dabei wird nach der Nativaufnahme zuerst eine geringe Dosis an Kontrastmittel verabreicht und eine weitere Dosis nach 8 bis 10 Minuten. Dann wird ein CT in der Ausscheidungsphase durchgeführt, man kann damit auf eine eigene Aufnahme während der nephrographischen Phase verzichten. Der Nachteil ist eine etwaige

Überlagerung von Läsionen durch das Kontrastmittel im ableitenden Harnsystem [38].

Die Strahlendosis liegt je nach verwendetem CT-System bei ungefähr 14 mSv [39].

1.1.8.3.6 Dual Energy-CT

Für die Therapie der Urolithiasis ist die chemische Komposition des Steines von Bedeutung. Bei manchen Steinen reicht die medikamentöse Therapie, bei anderen muss man den/die Patienten/Patientin interventionell behandeln. Die CT kann über die Zusammensetzung des Harnsteins keine genaue Auskunft geben. Die Dual-Energy CT (DECT) hingegen liefert dahingehend bessere Resultate. Die Studie von Wisenbaugh et al. [40] zeigt eindeutig, dass mit der DECT in 74% der richtige Phänotyp des Steins bestimmt wird, während mit dem herkömmlichen Standard-CT nur 52% der Konkremente korrekt diagnostiziert wurden [41–44].

Bei dieser Untersuchung werden zwei Aufnahmen mit zwei unterschiedlichen Photonenspektren gemacht. Meistens werden ein hohes (140kVp) und ein niedriges Energiespektrum (80kVp) gewählt, so dass man die unterschiedlichen Materialien besser differenzieren kann. Das ganze Prinzip beruht auf der photoelektrischen Absorption. Diese beschreibt die Wechselwirkung von Röntgenstrahlen mit den Protonen eines Elements. Die DECT kann zwischen jenen Stoffen mit einer großen Anzahl an Protonen, wie zum Beispiel Calcium, und jenen mit einer geringen, wie unter anderem Wasserstoff, unterscheiden und lässt so eine genauere Analyse der Steinkomposition zu [25,41–43].

Man könnte meinen, dass bei dieser radiologischen Untersuchungsmethode der/die PatientIn einer höheren Strahlung ausgesetzt ist, verschiedene Protokolle erlauben jedoch sogar eine Strahlenreduktion. Durch die primäre low-dose Aufnahme und den darauffolgenden lokalisierten Dual-Energy Scan ist eine Verringerung der Strahlung um bis zu 50 % möglich [17,45]. Zusätzlich haben viele Jahre der Forschung und der technischen Entwicklung auch eine Optimierung der Bildqualität und eine verbesserte Beurteilung von Krankheiten gebracht [43,44].

1.1.8.3.7 Magnetresonanz-Urographie

In der MR-Urographie kann man Verkalkungen oft nicht direkt erkennen, diese sind als Aussparungen zu sehen [15]. Man muss allerdings kein Kontrastmittel verwenden, in den meisten Fällen reicht es, wenn man auf die sekundären Zeichen, wie z.B. einer Erweiterung des Ureters durch eine Obstruktion achtet. Sollte man doch ein Kontrastmittel verabreichen, so muss man bei der Betrachtung der Aufnahmen sowohl die T2- als auch die T1- gewichtete Sequenz verwenden.

Die MR-Urographie bietet sich weniger für die Klärung des Verdachts einer Harnsteinläsion als vielmehr zur Abklärung tumoröser Veränderungen oder zur Differenzierung von einer komplizierten Zyste im Bereich der Harnwege an [32].

Da bei der Magnetresonanztomographie keine ionisierende Strahlung verwendet wird, ist sie sehr gut für Kinder und schwangere Frauen geeignet.

Die MR-Urographie wird selten bei Verdacht auf Urolithiasis verwendet, da sie teuer und zeitaufwändig ist, sowie im Vergleich zu den anderen Untersuchungen seltener verfügbar ist. Das räumliche Auflösungsvermögen ist im Vergleich zur CT-Urographie reduziert [2,16,46,47].

1.1.8.3.8 Nierenzintigraphie

Die Nierenzintigraphie ist ein nuklearmedizinisches Verfahren, das sowohl anatomische als auch funktionelle Informationen liefert. Es wird ^{99m}Technetium mit Furosemid injiziert und danach werden fortlaufend Aufnahmen mit einer Gammakamera gemacht [32].

Es werden mehrere Phasen untersucht, dazu zählen die Frühphase, die Parenchymphase, und zum Schluss die Exkretions- oder Entleerungsphase. Erst die Anwendung eines Diuretikums erlaubt eine genaue Beurteilung einer Obstruktion.

Der Vorteil dieser Untersuchungsmethode ist, dass man sie bei Kindern wie auch bei Erwachsenen anwenden kann. Auch mit einer eingeschränkten Nierenfunktion kann man die Nierenzintigraphie einsetzen. Sie setzt den/die Patienten/Patientin außerdem einer relativ geringen Strahlendosis aus [48].

1.1.9 Differentialdiagnosen

Koliken werden nicht nur von Harnsteinen ausgelöst. Auch Steinformationen in der Gallenblase können solche Schmerzattacken auslösen. Der Unterschied zu den Kalzifikationen im Urogenitaltrakt ist, dass der Schmerz bis in die Schulter ausstrahlt und es oft zu einem Ikterus kommt.

Gynäkologische Erkrankungen, wie eine stielgedrehte Ovarialzyste oder eine Tubargravidität, können ähnliche Symptome wie die Urolithiasis auslösen.

Ein typischer Flankenschmerz tritt auch bei einer Infektion mit dem Herpes Zoster Virus auf.

Es kommen ebenso andere Nierenerkrankungen in Frage, doch mit der geeigneten Diagnostik kann man diese von einer Steinerkrankung differenzieren.

Eine Appendizitis hat ein ähnliches Bild, nur ist der/die PatientIn meist ruhig und versucht, sich nicht zu bewegen. Außerdem tritt bei der Entzündung des Appendix vermiformis sehr selten eine Mikrohämaturie oder ein Harnstau auf [8].

1.1.10 Therapie

Abhängig von der Größe und Lage des Steines wird bei kleinen Steinen primär eine konservative Therapie gewählt, um einen natürlichen Abgang des Konkrementes zu erreichen. Dafür geeignet sind besonders Steine die kleiner als 5 mm sind. Dafür ist es ratsam, neben vermehrter Flüssigkeitsaufnahme auch Bewegung zu machen und Wärme zu applizieren. Vor allem bei kleineren Konkrementen ist der spontane Abgang wahrscheinlich. Sollte dies nicht innerhalb von 1-2 Wochen passieren, sollte man eine aktive Intervention in Betracht ziehen [8,49].

Es wird im Allgemeinen empfohlen symptomatische Steinkoliken zu behandeln. Dazu sind nichtsteroidale Antirheumatika vor allem wegen der Nebenwirkungen besser geeignet als Opiate [8,50].

Studien haben außerdem ergeben, dass Alpha-Blocker oder Kalziumkanalblocker die Wahrscheinlichkeit um 65% erhöhen, dass sich das Konkrement spontan löst [51]. Man nennt dieses Vorgehen Medical Expulsive Therapy (MET) und es ist nur

indiziert, wenn kein akutes Handeln im Sinne einer aktiven Steinentfernung notwendig ist. Es wurde bewiesen, dass die zwei Alphablocker Tamsulosin und Silodosin die gleiche Effektivität haben, bei Silodosin aber ein vermehrtes Auftreten einer retrograden Ejakulation vorkommt [52].

Das Setzen eines JJ-Katheters ist eine weitere Möglichkeit eine analgetikaresistente Nierenkolik mit deutlichem Harnstau zu behandeln. Als Ultima Ratio ist eine Entlastung des Harntraktes mittels Nephrostoma möglich. Dies würde zu einer temporären Entlastung der Ureteren beitragen, allerdings haben beide Methoden neben ihren Vorteilen auch Nachteile, so dass es wichtig ist, alle Faktoren in die Behandlung miteinzubeziehen [14].

Für die aktive Entfernung der Urolithiasis gibt es je nach Lage des Steins verschiedene Indikationen. Liegt die Kalzifikation etwa in der Niere oder im Nierenbecken, so kann man diskutieren, ob ein konservatives Vorgehen oder eine aktive Therapie nötig ist. Falls das Konkrement wächst, eine Obstruktion, Symptome oder eine Infektion verursacht, ist es essentiell, dass man den Stein rasch entfernt. Für den Fall, dass man sich für ein konservatives Vorgehen entscheidet, ist eine regelmäßige Kontrolle notwendig.

Indikationen für die Entfernung von Harnsteinen im Ureter sind Schmerzen trotz adäquater Analgesie, persistierender Obstruktion und Niereninsuffizienz. Außerdem sollte man Steine, die eine gewisse Größe haben und damit nur eine geringe Wahrscheinlichkeit haben, spontan abzugehen, entfernen [9,14].

Die Behandlungsmethode ist auch abhängig von der Lage und der Größe des Steins. Jene Konkremente, die kleiner als 10 mm sind und sich im proximalen Ureter befinden, werden primär mit der ESWL (Extrakorporale Stoßwellenlithotripsie) behandelt und nur sekundär mit der URS (Ureterorenoskopie). Je weiter distal die Kalzifikation liegt, umso eher benutzt man die URS, um den Stein zu entfernen [9]. Von einer Operation, der Uretherolithotomie, sei es offen oder laparoskopisch, wird heutzutage eher Abstand genommen [49].

1.1.11 Prognose

Aufgrund der häufigen Rezidivrate von Harnsteinen ist eine Prophylaxe essentiell. Wichtige Maßnahmen dazu sind neben körperlicher Bewegung und Gewichtsnormalisierung auch eine Diät. Es wird empfohlen wenig Fleisch und Wurst sowie kochsalzarme, kaliumreiche Mahlzeiten zu sich zu nehmen. Besonders wichtig ist eine ausreichende Flüssigkeitsaufnahme. Man soll zumindest 2,5 Liter pro Tag trinken [8].

1.2 Computertomographie

1.2.1 Allgemein

Die CT ist aus dem heutigen Klinikalltag nicht mehr wegzudenken. Angefangen hat die rasante Entwicklung der CT mit dem Südafrikaner Allan MacLeod Cormack (1924-1998) und dem Engländer Godfrey Newbold Hounsfield (1919-2004). Die erste CT-Untersuchung fand am 1. Oktober 1971 in London, Großbritannien, bei einer Frau mit Verdacht auf einen Hirntumor statt. Die beiden Erfinder der CT erhielten für ihre Leistungen im Jahre 1979 den Nobelpreis für Medizin [53].

Die Grundlage der CT besteht darin, dass ein von einer Röntgenröhre erzeugtes, schmales, fächerförmiges Strahlenbündel durch den Körper des/der Patienten/Patientin geschickt wird. Die dadurch verursachte Schwächung der Strahlung wird dann mit Detektoren gemessen. Die Detektoren können sowohl Gas- (Xenon-Ionisationskammern) als auch Festkörperdetektoren (Szintillationsdetektoren) sein. Diese Messapparate wandeln das sogenannte Schwächungsprofil in elektrische Signale um, diese werden digitalisiert und enden bei der Bildrekonstruktion, wo die uns bekannten CT-Bilder entstehen. Durch die Rotation der Röntgenröhre werden Organe und Gewebe aus unterschiedlichen Richtungen aufgenommen. Aus diesen verschiedenen Projektionen errechnet der Computer dann ein Querschnittsbild dieser Schicht, wobei das Bild in verschiedenen Graustufen dargestellt wird.

Das Strahlenbündel entsteht aus einer Röntgenröhre und einem System von Blenden, dem Kollimator. Diese befinden sich mit einem Kühlsystem und dem Detektor in der sogenannten „Gantry“, wo sich eine oder zwei Röhren (Single- oder Dual Source CT) um den Körper des/der Patienten/Patientin drehen.

In der CT wird die Dichte als Schwächekoeffizient des Gewebes gemessen und in Relation zu Wasser in Hounsfield Einheiten dargestellt. Wasser hat demnach 0 HU. Die Skala reicht von etwa -1000 HU bis +3000 HU. Die Dichte wird in Grauwerten dargestellt, besonders dichte Strukturen werden weiß abgebildet, während durchlässigeres Gewebe dunkler ist.

Da das menschliche Auge deutlich weniger Grautöne erkennen kann, als die Hounsfield Skala Werte hat, wird die Fenstertechnik benutzt. Das bedeutet man

kann sich für das jeweils zu betrachtende Organ ein eigenes Fenster mittels der Fenstermitte („window center“) und der Fensterbreite („window width“) einstellen. Je kleiner die Fensterbreite, umso besser werden geringe Dichteunterschiede dargestellt.

Bevor man allerdings ein CT-Bild sieht, werden die gewonnenen Schwächungsprofile in einem Computer logarithmiert und auf eine Bildmatrix rückprojiziert. Davor müssen diese Profile gefiltert werden, dazu dienen Hoch- und Tiefpassfilter, diese werden auch Faltungskerne genannt. Es gibt verschiedenste Filter, die die Bildeigenschaften essentiell beeinflussen. Hochauflösende Filter erleichtern das Erkennen von kleinen Strukturen, während das Hintergrundrauschen erhöht ist und der Kontrast schlechter erkennbar ist. Glättende Filter auf der anderen Seite führen zu einer verbesserten Kontrastauflösung und weniger Rauschen. Der Nachteil dabei ist, dass man kleine Strukturen weniger gut erkennen kann [54,55].

1.2.2 Entwicklung der Computertomographie

Wie bereits erwähnt begann die Erfolgsgeschichte der CT mit Cormack und Hounsfield im Jahre 1971. Deren erste Maschine wurde von der Firma EMI entwickelt. Der erste Scanner (EMI Mac1) kam 1972 zur klinischen Anwendung, wobei zu dieser Zeit nur Schädel-CTs durchgeführt wurden. Die erste Generation funktionierte nach dem Translations- Rotationsprinzip, das heißt Detektor und Röhre bewegten sich in festem Abstand zueinander und es wurde ein von einer Röntgenröhre ausgesandter Nadelstrahl einem Detektor zugeordnet. Es wurde eine Aufnahme gemacht und dann der/die PatientIn entsprechend der Schichtdicke auf dem Untersuchungstisch verschoben und die Nächste gemacht. Die ersten Untersuchungen dauerten dementsprechend lange, da man für eine Schicht fast 5 Minuten Aufnahmezeit brauchte [55].

Wenige Jahre nach dieser bahnbrechenden Entwicklung kam die 2. Generation auf den Markt. Diese verwendete einen Fächerstrahl, welcher auf mehrere Detektoren fiel. Diesmal wurden 52 Detektoren hintereinander gelegt und die räumliche Auflösung wurde vervierfacht, sodass es bis zu 320 Bildpunkte gab. Auch die Aufnahmezeit wurde auf bis zu 18 Sekunden pro Schicht reduziert. Aber

wie auch in der 1. Generation bewegten sich die Röntgenröhre und der Tisch in getrennten Einzelbewegungen, nämlich in Translation und in Rotation.

1975 kam die 3. Generation auf den Markt. Neben der vermehrten Anzahl an Detektoren und der dadurch verkürzten Aufnahmezeit war jedoch die große Neuerung, dass die Röntgenröhre mit den Detektoren rotierte. Der Fächerstrahl wurde von auf der gegenüberliegenden Seite liegenden Detektoren aufgenommen. Mit diesen Geräten konnten erstmals Aufnahmen von Bauch und Becken aufgenommen werden.

1977 kam der nächste Schritt in der Entwicklung der CT. Die Detektoren waren nun zirkulär integriert und fest am Gerät montiert, wobei hier die Röhre um den/die Patienten/Patientin gedreht wurde. Die Aufnahmezeit für ein Schichtbild lag bei 2-5 Sekunden. Durch die Einführung der Schleifringtechnik, musste die Röhre nicht mehr nach jeder Umdrehung zurückgedreht werden. Diese ersten Dauerrotierer brachten eine weitere deutliche Verkürzung der Untersuchungszeit.

Der wahrscheinlich bedeutendste Fortschritt war die Einführung der Spiral-CT. Bereits 1989 wurden erste Untersuchungen damit durchgeführt. Es war nun möglich, die Untersuchungsfläche kontinuierlich in der Längsachse durch die Strahlenebene zu bewegen, während Strahlendetektor und -quelle mit konstanter Winkelgeschwindigkeit rotierten. Es wurde ein Volumendatensatz aufgenommen und Schichten beliebiger Dicke wurden dank Rekonstruktionsalgorithmen rekonstruiert. Ein Schleifringssystem, das der Röhre kontinuierlich Spannung zuführte, machte dies möglich. Neben der kürzeren Untersuchungszeit zählten auch eine lückenlose Erfassung von Volumendatensätzen in einer Atempause und die Möglichkeiten zur dreidimensionalen Rekonstruktion zu den wichtigen Vorteilen dieser neuen Technik. Die bei der Spiral-CT Technik anfangs häufig aufgetretenen Artefakte, konnten durch die Einführung eines Algorithmus namens „Z-Interpolation“ durch den deutschen Physiker Kalender reduziert werden [56]. Durch die nunmehr signifikant raschere Aufnahmezeit gab es deutlich weniger Bewegungsartefakte und neue Untersuchungen wie die CT-Angiographie wurden ermöglicht [55].

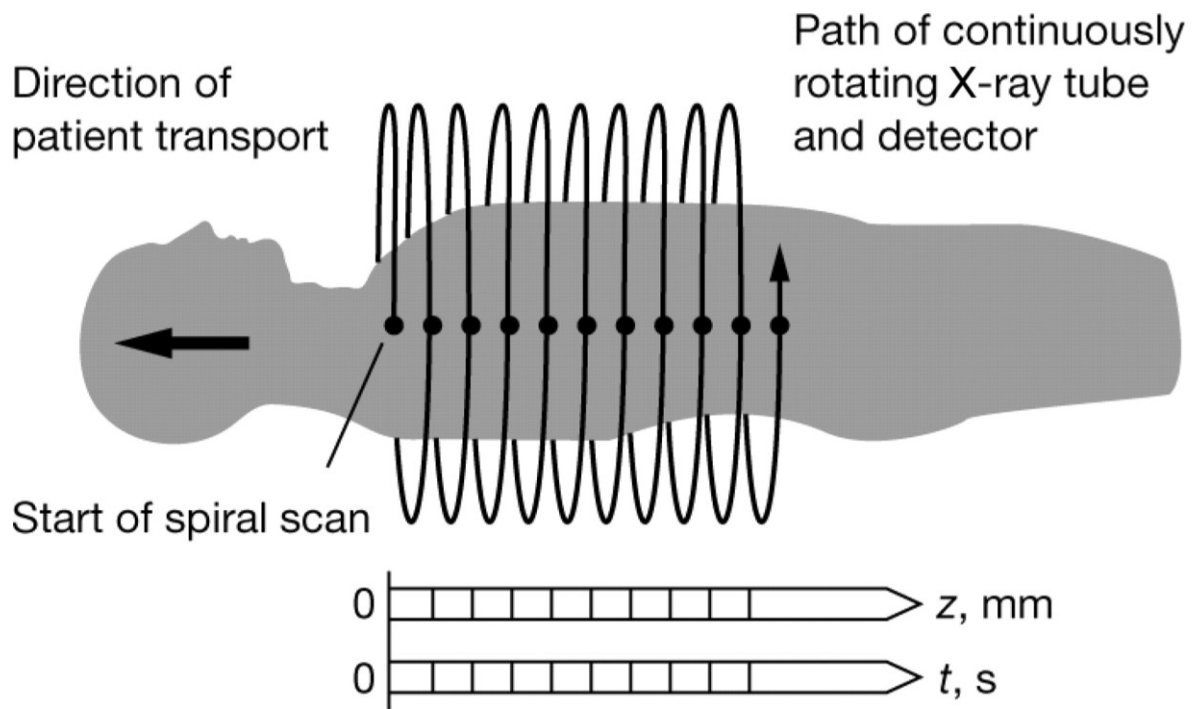


Abbildung 1: Prinzip des Spiral-CTs[57]

1998 kam dann mit dem Multidetektorcomputertomograph (MDCT) bzw. Mehrzeilenspiralcomputertomograph (MSCT) die nächste große Erneuerung auf dem Gebiet der CT. Dieser besaß wie die Geräte der 3. Generation eine rotierende Röhre mit einem gegenüberliegenden Detektor, dieser bestand aus mehreren nebeneinanderliegenden Detektorzeilen. Vorerst wurden mit 4 Zeilen gleichzeitig Aufnahmen gemacht, was die Untersuchungszeit deutlich verringerte. Bald darauf kamen Modelle mit 8,16 (2001) und 64 Zeilen (2006) auf den Markt. Neben der durch die kürzere Rotationszeit deutlich geringeren Untersuchungszeit eigneten sich diese Modelle auch für Untersuchung an bewegten Objekten wie zum Beispiel bei der Herzbildgebung. Heute stehen Geräte mit bis zu 640 Zeilen zu Verfügung [58].

Diese neuen Entwicklungen erlaubten dünnere Schichten sowie größere Untersuchungsvolumina darzustellen. Ein großer Vorteil der modernen Mehrschichtspiral CT ist das isotrope Voxel. Dadurch wurden auch in der CT aus transversalen Schichten sämtliche Bildebenen ohne Verlust an Auflösung rekonstruiert (Multiplanare Reformation) [59,60].

Im Jahre 2005 wurde das Dual-Source CT entwickelt, dieses integriert zwei Röntgenstrahler in einem System, womit noch deutlich schnellere Untersuchungszeiten erreicht werden können. Zusätzlich können diese

Röntgenstrahler mit unterschiedlichen Röhrenspannungen arbeiten, was zu einer besseren Differenzierung von Geweben bzw. Kalk und Kontrastmittel führt (Dual-Energy CT bzw. 2-Spektren CT). Damit lassen sich auch genauere Hinweise auf die Zusammensetzung von Nierensteinen gewinnen [54,55,61].

1.2.3 Bildrekonstruktionsmethoden

Durch die steigende Rechenleistung der Computer wurde im Jahre 2009 eine neue Art der Bildrekonstruktion entwickelt. Die bis dahin verwendete „gefilterte Rückprojektion“ wurde von der „iterativen Rekonstruktion“ abgelöst. Diese ermöglicht die Strahlendosis bei gleichbleibender Bildqualität zu reduzieren. Die Entwicklung der CT scheint noch lange nicht abgeschlossen [54,55,61].

1.2.3.1 Gefilterte Rückprojektion

Seit über 40 Jahren ist die gefilterte Rückprojektion, oder „filtered backprojection“ (FBP), die Grundlage für die Rekonstruktion der Schwächungswerte zu einem annehmbaren CT-Bild. Diese Technik ist nach wie vor weit verbreitet, da sie nicht nur sehr robust ist, sondern auch eine kurze Rekonstruktionszeit hat und in der Regel eine adäquate Bildqualität liefert.

Wie funktioniert diese FBP genau? Die Detektoren messen die geschwächte Röntgenstrahlung, diese wird gefiltert, man nennt dies eine Faltung. Danach werden die Daten zurückprojiziert, um ein zweidimensionales Schichtbild zu formen, dieses besteht aus vielen Volumenelementen (Voxel). Ein Volumenelement ist das Produkt aus einem Pixel und der Schichtdicke und zeigt das Ausmaß der Absorption bzw. wie viel Röntgenstrahlung abgeschwächt wird. Diese Schwächung wird in der bereits genannten Hounsfield Einheit angegeben.

Neben den bereits erwähnten Vorteilen hat diese Art der Rekonstruktion allerdings auch einige Nachteile. Wenn man eine Aufnahme mit weniger Strahlung macht und die gefilterte Rückprojektion verwendet, so muss man mit einem verstärkten Hintergrundrauschen rechnen. Dazu kommen häufig Streifenartefakte, die durch die Rückprojektion entstehen [54,55,62].

1.2.3.2 Iterative Rekonstruktion

Durch die Fortschritte auf dem Gebiet der Computerleistung wurde die iterative Rekonstruktion (IR) auch für die CT ermöglicht. Bereits lange davor, in den 1960er Jahren, begann man diese Technik in der Nuklearmedizin bei der SPECT („Single Photon Emission Computed Tomography“) zu verwenden. Da die damaligen Workstations viel zu schwach waren und damit die Rekonstruktionszeit viel zu lange gebraucht hätte, dauerte es fast 50 Jahre bis die iterative Rekonstruktion auch bei alltäglichen CT-Aufnahmen zur Verwendung kam [63].

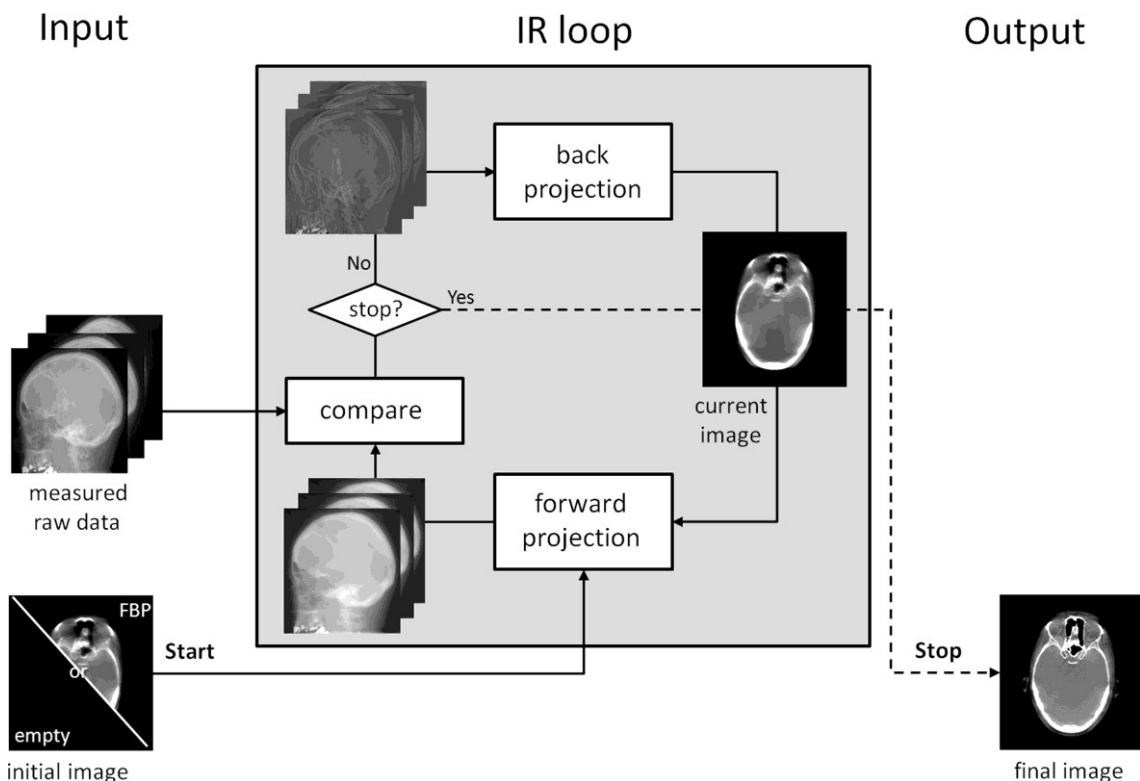


Abbildung 2: schematische Darstellung der iterativen Rekonstruktion. Es beginnt entweder mit einem leeren Bild oder mit einer gefilterten Rückprojektion. Danach findet eine Vorwärtsrekonstruktion zur Erstellung von Rohdaten statt, dieses wird verglichen mit den gemessenen Bilddaten. Wenn die erwünschte Qualität noch nicht erreicht ist, folgt eine Rückprojektion. Diese Schritte wiederholen sich beliebig oft, bis das Bild die Kriterien erfüllt [63].

Die iterative Rekonstruktion basiert auf dem Prinzip der Iteration, also der schrittweisen Annäherung an die bestmögliche Lösung. Dabei wird ein Verbesserungsschritt auf den nächsten gesetzt, bis man den gewünschten Grad an Genauigkeit erreicht hat [62].

Ursprünglich arbeitete die IR mit Vorwärts- und Rückwärtsrekonstruktionen (full IR). Erstere erzeugt Bilder von Projektionsdaten, während bei der

Rückwärtsrekonstruktion genau das Gegenteil passiert. Bilder werden von der Projektion generiert. Man wollte Aufnahmen erzeugen, die den gemessenen Daten genau entsprechen. Dieser iterative Rekonstruktionsalgorithmus beginnt mit einer FBP, um ein Modell des Objektes zu erstellen. Dieses wird dann durch die Vorwärtsrekonstruktion in Rohdaten transformiert und dann mit den gemessenen Projektionsdaten verglichen. Es wird verbessert und mittels Rückwärtsrekonstruktion in Bilddaten verwandelt. Diese Schritte werden wiederholt, bis sie die gewünschte Qualität erreicht haben [63].

Die heute verwendeten iterativen Rekonstruktionsalgorithmen fokussieren hauptsächlich auf die Bildqualität, die Reduktion der Hintergrundgeräusche und auf die Strahlendosisreduktion. Sie verwenden auch nicht so viele Rekonstruktionsschritte wie die „full IR“ sondern nur einen Ersten und einen Letzten. Dazwischen wird das Bild durch Vergleichen von gewünschten und den tatsächlichen Daten verbessert. Jede Wiederholung verbessert das Bild und reduziert das Rauschen. Je nach Hersteller oder Gerätetypus gibt es verschiedene Ansätze: entweder arbeitet der Algorithmus nur anhand der Rohdaten alleine, nur mit den Bilddaten oder aber aus einer Kombination von den beiden [62–64].

Die Tabelle 1 zeigt eine kurze Übersicht über die verschiedenen Techniken der marktführenden Anbieter:

<i>Iterative Rekonstruktion nur durch Bild-Daten</i>		
IRIS	Iterative Reconstruction in Image Space	Siemens
<i>Full-IR nur nach den Projektionsdaten</i>		
MBIR	Model-Based Iterative Reconstruction	GE Healthcare
<i>IR mit Projektions- und Bilddaten</i>		
SAFIRE	Sinogram-Affirmed Iterative Reconstruction	Siemens
ASIR	Adaptive Statistical Iterative Reconstruction	GE Healthcare
iDose ⁴		Philips Healthcare
AIDR 3D	Adaptive Iterative Dose Reduction 3D	Toshiba

Tabelle 1: verschiedene Iterative Rekonstruktionstechniken der jeweiligen Hersteller [64]

IRIS

Die „Iterative Reconstruction in Image Space“ von Siemens wiederholt nur die Bilddaten bis zu fünf Mal. Das erste Bild ist wie bei der FBP rekonstruiert, danach wird die Optimierung durchgeführt.

Studien haben ergeben, dass IRIS Artefakte und Rauschen reduziert, während es gleichzeitig das Kontrast-Rausch-Verhältnis (CNR) und das Signal-Stör-Verhältnis (SNR) im Vergleich zu gefilterten Rückprojektionsaufnahmen verbessert [64,65].

SAFIRE

SAFIRE („Sinogram-Affirmed Iterative Reconstruction“) rekonstruiert die Bilder sowohl aus den Bilddaten als auch aus den Rohdaten. Bei jedem Schritt wird das Hintergrundrauschen analysiert, mit den Rohdaten verglichen und dann entfernt.

Studien haben bewiesen, dass mit dieser von Siemens entwickelten Technik das Bildrauschen reduziert wird und das Kontrast-Rausch Verhältnis höher ist als bei der gefilterten Rückprojektion. Dadurch kann die Strahlungsdosis um bis zu 50% reduziert werden [64,66–68].

ASIR

Dieser Algorithmus von GE Healthcare benutzt Vorwärts- und Rückwärtsrekonstruktionen, um die CT-Bilder zu erstellen. Der Name steht für „Adaptive Statistical Iterative Reconstruction“. ASIR wurde bereits gründlich getestet.

Das Rauschen ist auch bei dieser Version im Vergleich zur FBP reduziert, da dieses von ASIR erkannt und entfernt wird [64,69,70]. Allerdings wurden auch bei einer Studie vermehrt Bewegungsartefakte bei ASIR mit einer hohen Dosis festgestellt [60].

MBIR

Die „Model Based Iterative Reconstruction“ zählt zu den am meisten fortgeschrittenen Algorithmen und ist ebenso eine „full IR“ mit einer Vorwärts- wie auch einer Rückwärtsrekonstruktion. Allerdings integriert diese Technik von GE Healthcare den Strahl selbst und seine Wechselwirkung mit dem/der Patienten/Patientin oder dem Detektor in seine Berechnung. Durch die vermehrte

Anzahl an den verschiedenen Rekonstruktionen braucht dieser Algorithmus mehr Zeit und eine höhere Computerleistung.

Obwohl die MBIR nachgewiesene Vorteile gegenüber den anderen Methoden hat, ist sie nicht für den Einsatz bei Traumen oder Notfällen geeignet, da die Rekonstruktionszeit zu lange ist [62,64].

iDose⁴

Diese Rekonstruktionsmethode bearbeitet sowohl die Rohdaten als auch die Bilddaten. Sie beginnt damit, die Rohdaten mit dem größten Rauschen zu korrigieren, diese werden dann rekonstruiert und das Hintergrundrauschen der Bilddaten wird mit jeder Wiederholung verringert.

Studien ergeben, dass low-dose CTs, die mit iDose⁴ arbeiten, ähnliche subjektive und objektive Bildqualität wie Geräte mit gefilterter Rückprojektion und normaler Strahlendosis zeigen [64,71].

AIDR 3D

Toshiba hat die „Adaptive Iterative Dose Reduction 3D“ entwickelt, diese rekonstruiert die CT-Bilder von den Roh- wie auch von den Bilddaten. Die erste Darstellung mit sehr viel Hintergrundrauschen wird in einigen Schritten zu einem Bild mit wenig Rauschen.

Eine Studie an einem Phantom zeigt, dass AIDR 3D die Bildqualität verbessert und ein Potential aufweist, die Strahlungsexposition zu reduzieren [64,72].

Die iterative Rekonstruktion bringt einige Vorteile mit sich. Einer der bedeutendsten Pluspunkte dieser Technik ist, dass man mit einer niedrigeren Strahlendosis die gleiche Bildqualität wie mit der gefilterten Rückprojektion bekommt. Das bedeutet wiederum, dass man bei gleichbleibender Strahlenbelastung für den/die Patienten/Patientin eine höhere Bildqualität erhält. Bei einer CT-Aufnahme mit normaler Strahlendosis ist sowohl die subjektive als auch die objektive Bildqualität verbessert. Die Reduktion der Strahlung macht dieses Verfahren ganz besonders auf dem Gebiet der Pädiatrie interessant, da man Kinder nicht zu großer Strahlung aussetzen möchte [62–64].

Außerdem reduziert die iterative Rekonstruktion das Hintergrundrauschen und Bewegungsartefakte und macht damit jede Aufnahme glatter und schärfer [62,64]. Der Hauptgrund, warum man die iterative Rekonstruktionstechnik noch nicht überall findet, ist dass, man dafür eine hohe Computerleistung braucht. Ansonsten dauert die Rekonstruktionszeit sehr lange, das gilt ganz besonders für MBIR („Model Based Iterative Reconstruction“) [64].

1.3 Strahlenschutz

Jeder Mensch ist konstant einem gewissen Maß an natürlicher Strahlung ausgesetzt. Diese Quellen wirken einerseits von außen auf den Körper durch kosmische oder terrestrische Strahlung, andererseits von innen durch Aufnahme von radioaktiven Elementen mit der Nahrung.

Kosmische Strahlung, auch Höhenstrahlung genannt, ist jene, die aus dem Weltraum auf die Erde trifft. Die Atmosphäre und auch das Erdmagnetfeld schützen uns teilweise davor. Dieser Schutz wird allerdings geringer, je höher man sich befindet, wie zum Beispiel bei Flügen oder auf Bergspitzen [73].

Die terrestrische Strahlung kommt von radioaktiven Stoffen, die im Gestein gespeichert sind. Hierbei gibt es starke regionale Unterschiede. Beispiele für solche Elemente sind Kalium, Thorium oder Radon.

Radon nimmt dabei eine ganz spezielle Rolle ein, da dieses Element ein Karzinom der Lunge verursachen kann. Man findet eine erhöhte Konzentration häufig in schlecht belüfteten Räumen, Minen oder Höhlen. Um das Risiko zu minimieren, sollte man stets für gute Belüftung sorgen [74].

Täglich nehmen wir radioaktive Stoffe mit unserer Nahrung auf. Dabei ist vor allem ⁴⁰Kalium oder Radium, welches mit dem Trinkwasser aufgenommen wird, herauszuheben [75,76].

Neben den natürlichen Strahlenquellen gibt es auch künstliche, durch die Zivilisation bedingte Quellen. Das sind zum größten Teil radiologische Untersuchungen. Obwohl die CT nur einen Bruchteil der Diagnostik ausmacht, ist sie für 54% der medizinischen Strahlenbelastung verantwortlich. Durch die vielen diagnostischen Fortschritte auf diesem Gebiet, wird die CT immer häufiger verwendet und die PatientInnen werden dadurch einer größeren Strahlung ausgesetzt [54,76].

Die durchschnittliche Strahlenexposition eines Österreicherers, dargestellt in Abbildung 3, liegt bei knapp über 4 Millisievert pro Jahr. Dies setzt sich aus etwa 3 mSv natürlicher und 1,2-1,3 mSv zivilisatorisch bedingter Strahlung zusammen [75].

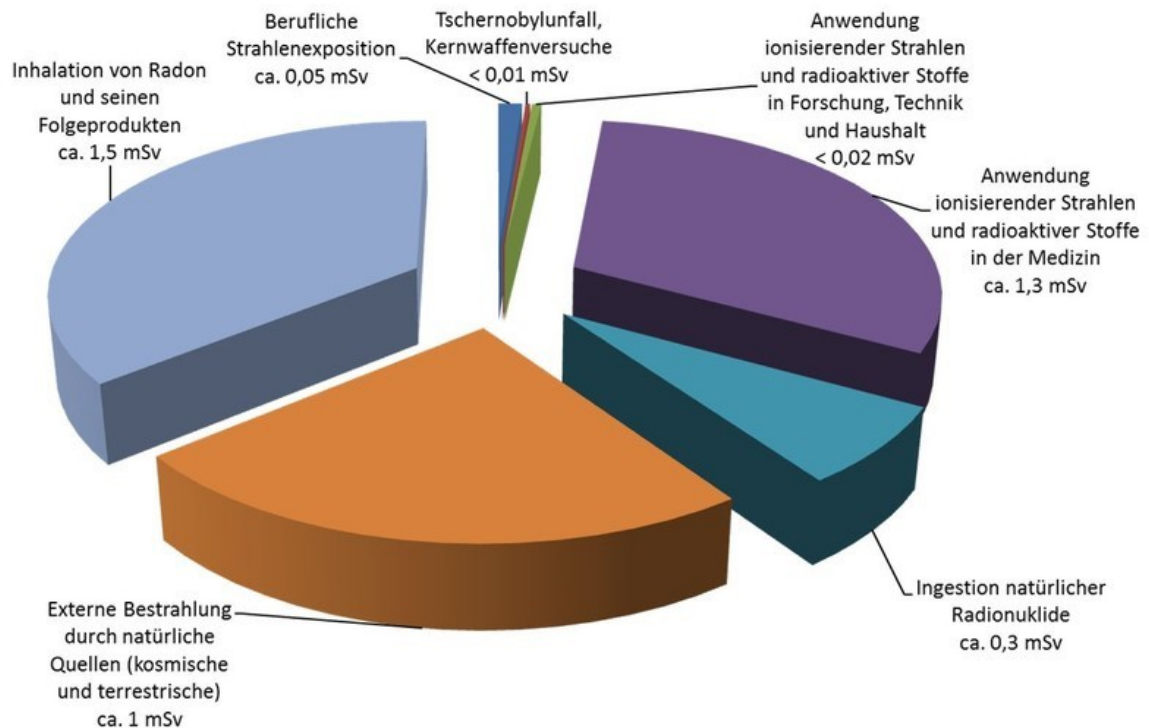


Abbildung 3: Hier wird die Zusammensetzung der durchschnittlichen Strahlenbelastung der Bevölkerung in Österreich gezeigt. Die Gesamtsumme beträgt ungefähr 4,2 mSv pro Jahr [75].

1.3.1 Messung der Strahlendosis

Es gibt mehrere Arten der Messung ionisierender Strahlung. Man wählt jene, die für die jeweilige Überprüfung am relevantesten ist. Die wichtigsten sind die Energiedosis (English: „absorbed dose“), die Äquivalentdosis, die effektive Dosis, der Computer-Tomographie- Dose Index (CTDI) und das Dosis - Längen – Produkt (DLP).

Energiedosis

Diese Messgröße beschreibt jene Energie per Masse, die von einem beliebigen Material absorbiert wird. Diese wird in der Praxis praktisch nie gemessen, sondern nur aus anderen Dosisgrößen errechnet. Die Einheit war früher das rad, heute benutzt man das Gray (1Gy = 1J/kg) [76].

Äquivalentdosis

Verschiedene Strahlungsarten wirken unterschiedlich, manche sind bei der gleichen Energiedosis stärker als andere. Um die Wirkung auf biologisches Gewebe zu quantifizieren, wird die Energiedosis mit einem festgelegten Strahlungswichtungsfaktor multipliziert und man erhält die Äquivalentdosis. Die Einheit ist das Sievert (Sv) [77].

Effektive Dosis

Um die Strahlenexposition verschiedener Organe miteinander zu vergleichen, benutzt man die effektive Dosis oder auch effektive Äquivalentdosis. Diese ist definiert durch die Summe der Organdosen (das sind die Äquivalentdosen einzelner Organe) mit den Gewebewichtungsfaktoren. Sie wird ebenso in der Einheit Sievert gemessen [77].

CTDI

Der Computertomographie Dose Index wurde ursprünglich verwendet, um die Strahlendosis in der CT zu veranschaulichen. Er berechnet die Organdosis in einem Phantom, das den menschlichen Körper darstellen soll. Die Strahlung wird nur in einer einzelnen Schicht gemessen. Da man aber auch den Pitch in die Messung miteinbeziehen sollte, wird der $CTDI_{vol}$ berechnet, dieser analysiert die Strahlendosis pro Pitchfaktor.

Da aber in der Realität kein Phantom die unzähligen verschiedenen Körpervarianten nachbauen kann, ist der CTDI nur bedingt geeignet, um die Strahlung für den/die Patienten/Patientin zu messen. Der große Vorteil dieser Messgröße ist allerdings die Darstellung der Strahlendosis. Damit kann man die Leistung von verschiedenen CT-Geräten miteinander vergleichen. Diese Messgröße ist demnach weniger dazu geeignet, die Dosis der auf die Organe wirkenden Strahlung zu messen. Sie dient vielmehr als wichtiges Maß für die Qualitätskontrolle.

Die Einheit, in der der CTDI gemessen wird ist das mGy, das Milli-Gray [78,79].

DLP

Da man in der CT in der Regel nicht nur eine einzelne Schicht aufnimmt, sollte man auch eine Messgröße für den gesamten Scan zu Verfügung haben. Da

kommt das sogenannte Dosis – Längen – Produkt zum Einsatz. Um das gesamte Volumen zu messen, multipliziert man das $CTDI_{vol}$ mit der bestrahlten Scanlänge. Dieses Ergebnis erlaubt dann eine ungefähre Abschätzung der effektiven Dosis, sofern man die geeigneten Umrechnungsfaktoren verwendet [79].

Zurzeit wird diskutiert, ob die letzten zwei genannten Messgrößen nicht schon veraltet sind und daher nicht mehr verwendet werden sollten, da sie weder die individuelle Körpergröße bzw. –masse noch die genaue Untersuchung berücksichtigen. Wie aber bereits erwähnt, sind der CTDI und das DLP für die Qualitätskontrolle nach wie vor gut geeignet [79].

1.3.2 Strahlenfolgen

Ionisierende Strahlung ist als jene Strahlung definiert, die genug Energie aufbringen kann, um Elektronen aus einer bestehenden Verbindung zu lösen. Diese kann durch Ionisations- und Anregungsvorgänge bestimmte Reaktion in einem Körper auslösen. Dabei steht insbesondere ihre karzinogene Wirkung im Mittelpunkt. Anhand einer großen Studie wurde bewiesen, dass jene Menschen, die nach einer Atombombe bereits geringer Strahlung exponiert waren, ein erhöhtes Risiko hatten, an einem Tumor zu erkranken [78].

Man kann zwei verschiedene Arten der Strahlenwirkung auf zellulärer Ebene unterscheiden. Auf der einen Seite bewirkt die direkte Strahlung, dass es durch die ionisierten Teilchen zu einer strukturellen Veränderung der DNS kommt. Dieser Vorgang geschieht allerdings nur relativ selten. Viel häufiger hingegen kommt es bei der indirekten Strahlungswirkung durch chemische Prozesse, wie zum Beispiel durch Radiolyse des Zellwassers zu einer Produktion von freien Radikalen. Diese instabilen Radikale diffundieren in die Zellorganellen und gelangen so zur DNS. Beide Arten der Strahlenwirkung können zu Einzel- oder auch Doppelstrangbrüchen führen. Die Zellen haben eigene Reparaturmechanismen, die etwaige Schäden meistens in Ordnung bringen können. Dies ist aber bei Doppelstrangbrüchen deutlich schwieriger, so dass es häufig zum Untergang der Zelle kommt. Sollten die Brüche falsch repariert werden, oder die Zelle nicht absterben, dann kann es zu einer Mutation kommen,

die die Zellproliferation stört und so die Entstehung eines Malignoms verursachen kann. Diese Entwicklung eines strahleninduzierten Tumors geschieht in der Regel erst Jahrzehnte nach der Exposition [76,79–81].

Es gibt zwei Prinzipien auf dem Gebiet der Strahlenwirkung. Die eine Form, jene der deterministischen Wirkung, besitzt einen Schwellenwert. Liegt der Wert der Strahlung darunter, so geschieht nichts, überschreitet er diese Grenze jedoch, so kommt es zu Schäden. Je höher die Dosis desto fataler sind die Folgen. Auf der anderen Seite entsteht die Karzinogenese durch stochastische Strahlenwirkung. Dieses zufallsabhängige Prinzip beruht darauf, dass theoretisch schon die kleinste Strahlendosis, unabhängig von der Energiedosis die Tumorbildung induzieren kann. In diesem Fall gibt es keinen Schwellenwert. Je höher die Strahlung, desto größer ist die Wahrscheinlichkeit einer Karzinogenese [76,81].

1.3.3 Prävention von Strahlenschäden

Den oben erwähnten strahlungsinduzierten Risiken durch die CT muss man den diagnostischen Nutzen dieser Untersuchungen gegenüberstellen. Die Methode hat heute in der Diagnostik von verschiedenen Erkrankungen vom Polytrauma bis zu Malignomdiagnostik einen wichtigen Stellenwert .

Die CT ermöglicht es, akut lebensrettende Diagnosen zu stellen. Sie ist heute in der Diagnostik verschiedenster Erkrankungen nicht mehr wegzudenken. Man sollte allerdings immer die Risiken gegenüber dem Nutzen der Untersuchung abwägen. Das individuelle Risiko, ein Karzinom aufgrund einer CT Aufnahme zu entwickeln, ist zwar vorhanden, aber extrem gering. Die Vorteile übertreffen die Gefahren bei weitem [82][33].

Ziel muss es sein, den PatientInnen der geringstmöglichen Strahlung auszusetzen. Ein wichtiges Paradigma nennt sich ALARA, es steht für „As Low As Reasonably Achievable“. Das bedeutet, dass man die Strahlendosis zwar so gering wie möglich halten sollte, allerdings nicht so niedrig, dass die diagnostische Information verloren geht und man dem/der Patienten/Patientin auf eine andere Art schadet [83].

Ein wichtiger Punkt ist also, die individuelle Strahlenexposition zu minimieren. Dies gelingt durch eindeutige Indikationsstellung zu Untersuchungen, so wenig

Schichten bzw. Aufnahmeserien wie möglich, exakter PatientInneneinstellung und Beschränkung auf die zu untersuchende Körperregion. Des Weiteren sollten passende Untersuchungsprotokolle zur Anwendung kommen, bei modernen CT-Geräten wird die Röhrenspannung automatisch an den Körperbau des/der Patienten/Patientin angepasst. Durch neue Software Entwicklungen kann man auch die Röhrenstrommodulation anpassen und so etwa 40% an Strahlendosis einsparen [4]. Die iterative Rekonstruktion als moderner Bildrekonstruktionsalgorithmus unterstützt die Minimierung der Strahlung ebenfalls, da ein durch eine verminderte Röhrenspannung auftretendes vermehrtes Bildrauschen rechnerisch ausgeglichen werden kann. Verglichen mit der gefilterten Rückprojektion erlaubt sie dem Untersucher, bei gleichbleibender diagnostischer Genauigkeit weniger Strahlung anzuwenden [33]. Eine weitere Möglichkeit, die Strahlenexposition der PatientInnen zu verringern, wäre sofern möglich und sinnvoll auf alternative Untersuchungen auszuweichen [78].

2 Material und Methoden

Das Ziel dieser Arbeit ist es, die Möglichkeiten der Strahlendosisreduktion bei PatientInnen mit Verdacht auf Urolithiasis bei einer nativen CT des Harntraktes aufzuzeigen. Aus diesem Grund wurden Daten von PatientInnen verglichen, die sowohl auf einem älteren als auch auf einem moderneren CT-Gerät ein sogenanntes „Stein-CT“ erhalten hatten.

Zu Vergleichszwecken wurden die Bilddaten von 103 PatientInnen der Universitätsklinik für Radiologie des Landeskrankenhauses Graz retrospektiv analysiert. Das PatientInnengut war bunt gemischt und die Geschlechterverteilung rein zufällig. Die Altersspanne reichte von 18 bis 99 Jahre.

Die Bilddaten wurden bereits vor Beginn der Arbeit, in einem Zeitraum von 2006 bis 2013 aufgenommen.

Jeder dieser 103 PatientInnen hatte sowohl eine Untersuchung auf dem älteren als auch auf dem neueren Gerät. Der zeitliche Unterschied zwischen den Aufnahmen betrug in keinem der Fälle mehr als 5 Jahre.

Es wurden keine Daten zu Körpergröße oder Gewicht der PatientInnen verwendet. Das einzige Ausschlusskriterium war die Verwendung von oralem oder iv Kontrastmittel bei der Untersuchung. Bei dem verwendeten PatientInnenkollektiv mussten niemand ausgeschlossen werden.

Die PatientInnendaten wurden anonymisiert, sodass es unmöglich war, die Daten auf spezifische Personen zurückzuführen.

Bei den zwei CT Geräten handelt es sich um Geräte der 5. Generation (Multislice Spiral CT). Bei dem älteren um einen 64 Zeiler (Siemens Somatom Sensation 64, Siemens, Erlangen, Germany), dieses wird im weiteren Verlauf Modell I genannt, bei dem Neueren um einen 128 Zeiler (Siemens Somatom Definition AS+, Siemens, Erlangen Germany). Dieses wird als Modell II bezeichnet.

Die Standarduntersuchungsparameter werden in Tabelle 2 dargestellt.

	Sensation 64 Modell I	Definition AS+ Modell II
Scan Time	16,04 s	8,53 s
Delay	6 s	4 s
Schichtdicke	3 mm	3 mm
Schichtkollimation	64 x 0,6 mm	128 x 0,6 mm
Rotationszeit	0,5 s	0,5 s
Pitch	0,75	0,6

Tabelle 2: Standardeinstellungen der zwei verwendeten CT-Geräte

Als Rekonstruktionsprogramm wird bei dem älteren Modell der B31f medium smooth + Kernel verwendet. Bei dem moderneren Gerät wird mit iterativer Rekonstruktion gearbeitet und das Programm SAFIRE verwendet. Es wird in der Stärke 2 genutzt. Der Algorithmus nennt sich i30 medium smooth.

Die Untersuchungstechnik beim sogenannten Stein-CT wird bei Verdacht auf Urolithiasis ohne Kontrastmittel durchgeführt. Nach einer Übersichtsaufnahme (Topogramm) werden Aufnahmen in Inspiration vom oberen Nierenpol bis unter die Symphyse, in einer Schichtdicke von 3 mm durchgeführt.

Um die Strahlendosis zwischen den zwei CT-Generationen vergleichen zu können, wurde der „Computer Tomography Dose Index“ (CTDI) verwendet. Dem Protokoll wurden außerdem noch das Dosis-Längen-Produkt, die mAs, die kV, die Total mAs und das Total-DLP entnommen.

Harnleitersteine, sofern welche vorhanden waren, wurden sowohl in ihrer Länge, in ihrer Breite und in deren Dichte im Standard Abdomenfenster gemessen. Auf die Steinlokalisierung wurde ebenso eingegangen. Es wurde zwischen einem hohen Konkrement (Nierenbeckenkelchsystem oder proximaler Teil des Ureters) und einem tiefen Ureterstein (distal der Gefäßkreuzung bzw. prävesikal) unterschieden.

Eine weitere Hauptzielgröße neben dem CTDI war die Bildqualität in den Untersuchungen. Diese wurde objektiv anhand des Signal-Rausch-Verhältnisses gemessen. Für diese Messung wurde eine „Region of Interest“ (kurz ROI) sowohl

im abdominalen Fett als auch in der autochthonen Rückenmuskulatur festgelegt. Die Standardabweichung der Dichtewerte in der ROI wurde als Maß für das Bildrauschen verwendet. Es wurde darauf geachtet, dass das Gewebe homogen war und weder andere anatomische Strukturen noch Pathologien oder Artefakte die Messung verfälschten.

Andererseits wurde die Bildqualität auch subjektiv von zwei Radiologen (F.T. & P.S.) mit langjähriger Berufserfahrung (F.T. mit 11 und P.S. mit 13 Jahren Berufserfahrung) bewertet. Diese vergaben nach dem österreichischen Schulnotensystem die Noten 1-5, wobei 1 die beste Note war, und 5 als unzureichend eingestuft wurde.

Die statistische Auswertung erfolgte mittels SPSS. Es wurde sowohl deskriptive als auch explorative Statistik verwendet. Außerdem wurde der Student'sche t-Test angewendet, um die Signifikanz darzustellen. Bei der Überprüfung der Zusammenhänge, wurden die Pearson-Korrelationen verwendet.

Für einige einfache statistische Berechnungen und die Erstellung der Diagramme wurde das Programm Excel von Microsoft (Microsoft® Excel® für Mac 2011, Version 14.2.0) benutzt.

Die Literaturrecherche erfolgte über die PubMed-Datenbank und war primär in englischer Sprache. Begriffe, nach denen gesucht wurde, waren: Urolithiasis, computer tomography, low dose CT, iterative reconstruction, filtered back projection, CT radiation dose, medical imaging, ionizing radiation, diagnostic of urolithiasis, renal sonography, image quality, dose reduction in CT, ALARA, dual energy CT, urography.

Ein Ethikkommissionsvotum war erforderlich und es gab keinen Einwand gegen die Durchführung dieser Studie.

3 Resultate

Die Studie umfasst 103 PatientInnen, die aufgrund von akuten Flankenschmerzen und Verdacht auf Urolithiasis eine native CT-Aufnahme des Harntraktes bekamen. Von diesen 103 Personen waren 69 männlich (67%) und 34 weiblich (33%) (Abbildung 4).

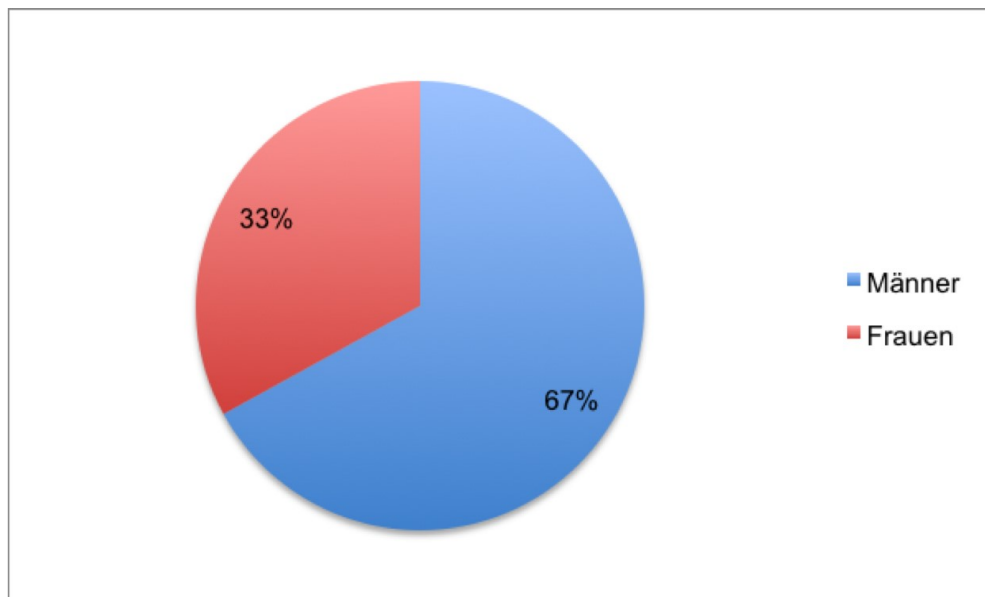


Abbildung 4: Verteilung der PatientInnen, bei denen aufgrund von akutem Flankenschmerz ein Stein-CT durchgeführt wurde

Das Durchschnittsalter der PatientInnen am Tag ihrer Untersuchung war bei dem Modell I (Siemens Somatom Sensation 64) 53,96 Jahre und bei dem Modell II (Siemens Definition AS+) 55,53 Jahre. Der jüngste Patient war 23, der älteste 88 Jahre alt.

Ein Großteil der untersuchten PatientInnen war über 50 Jahre alt. Dies wird auf Abbildung 5 verdeutlicht.

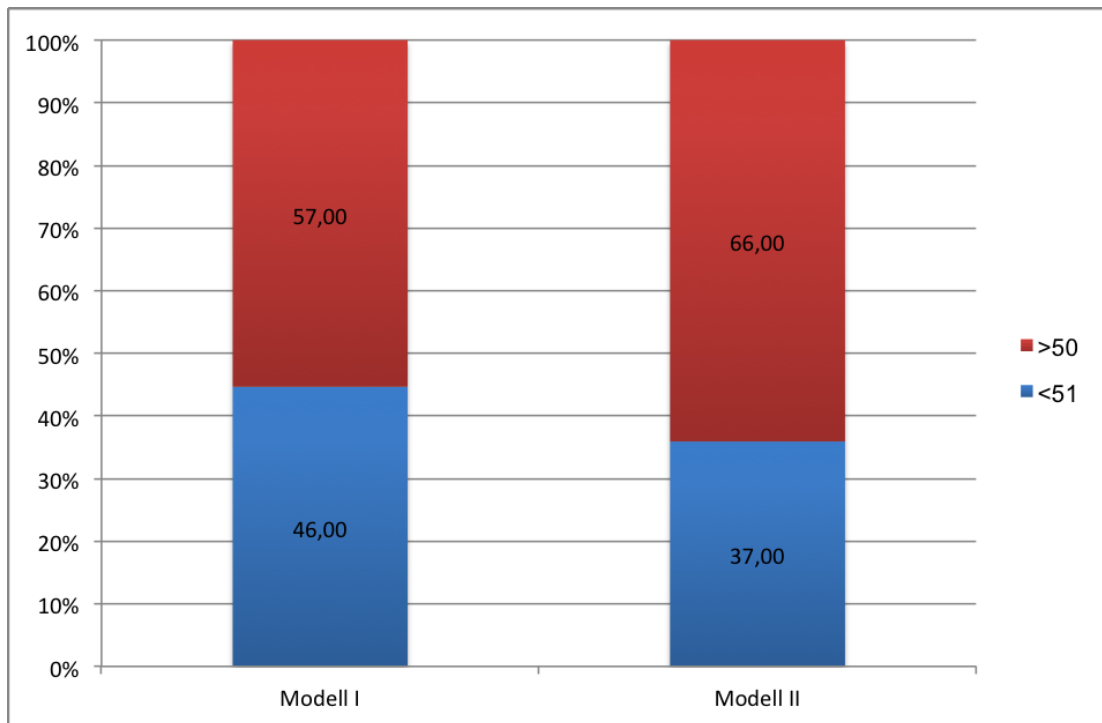


Abbildung 5: Altersverteilung der PatientInnen am Tag der Untersuchung mit dem jeweiligen Modell. Bei beiden Geräten war der Großteil älter als 50 Jahre alt.

Bei den 103 untersuchten PatientInnen wurden in 86 Fällen (83,35%) bei der Untersuchung mit Modell I Kalzifikationen gefunden. Bei dem Modell II waren es 87 PatientInnen, bei denen Konkremente gefunden wurden (84,47%).

Bezüglich der Steingröße waren bei Modell I 23 größer als 25 mm² während beim Modell II 31 Steine größer als 25 mm² waren.

Die mittlere gemessene Steingröße betrug bei Modell I 31,74mm², bei Modell II 27,89 mm², die Standardabweichung war 48,29 bzw. 33,89 bei Modell II.

Der p-Wert lag bei etwa 0,81, das bedeutet, dass das Ergebnis nicht signifikant ist.

Die geringste Steingröße wie auch -breite gemessen bei beiden Geräten lag bei 1 mm. Der größte Steinlänge gemessen am Modell I betrug 22 mm, jene gemessen bei dem zweiten Gerät II betrug 18 mm. Die maximale Breite war maximal 17 (I) bzw. 14 (II) mm.

Der größte im Modell I gemessene Stein hatte einen Durchmesser von 22 mal 10 mm. Bei den am Modell II durchgeführten Untersuchungen betrug die maximale Steingröße 18 mal 14 mm.

	Modell I	Modell II
Mittelwert (mm ²)	31,74	27,89
Standardabweichung (mm ²)	48,29	33,89
Maximaler Durchmesser (mm)	22 x 10	18 x 14
Maximale Länge (mm)	22	18
Maximale Breite (mm)	17	14

Tabelle 3: Steingröße

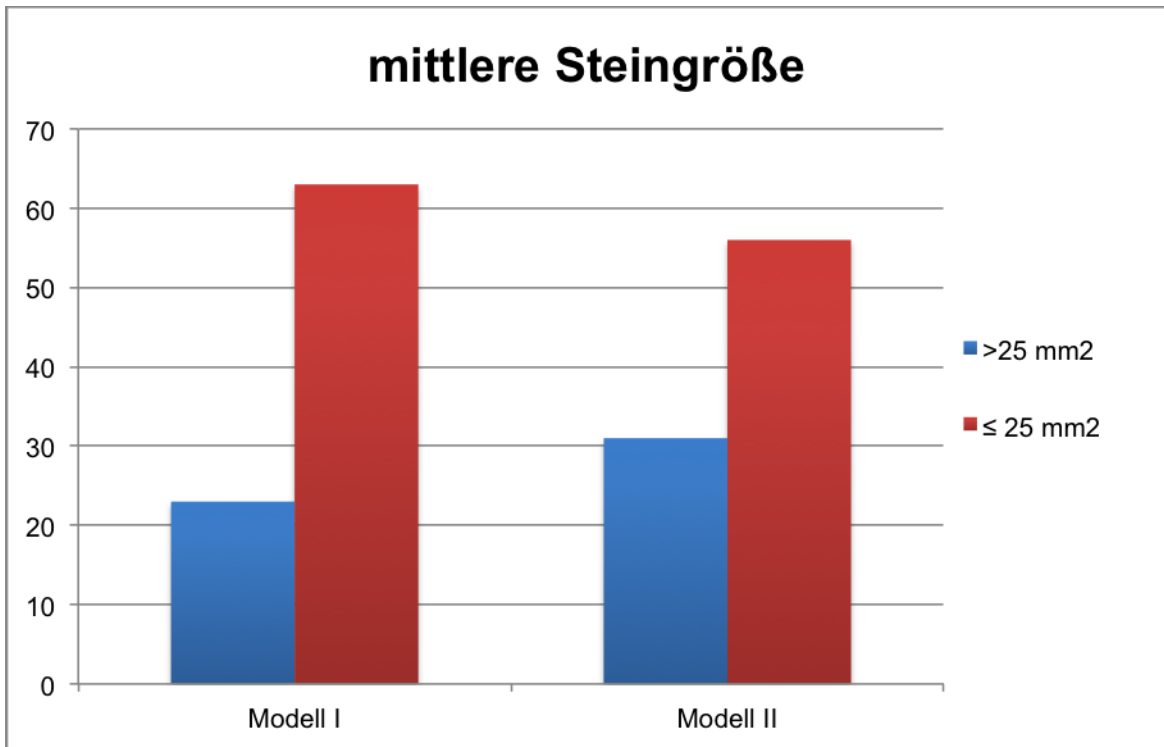


Abbildung 6: Vergleich der mittleren Steingröße

Von den 86 Harnsteinen, die bei den Aufnahmen mit dem Modell I festgestellt wurden, waren 51 (59,3%) im proximalen Teil des Ureters (Nierenbecken und proximaler Ureter bis zur Überkreuzung mit den Vasa iliaca im Bereich der Linea terminalis). Im Vergleich dazu lagen die beim Modell II festgestellten Konkreme zu 63,37% (56) im proximalen Teil und 35,63% (31) im distalen Bereich.

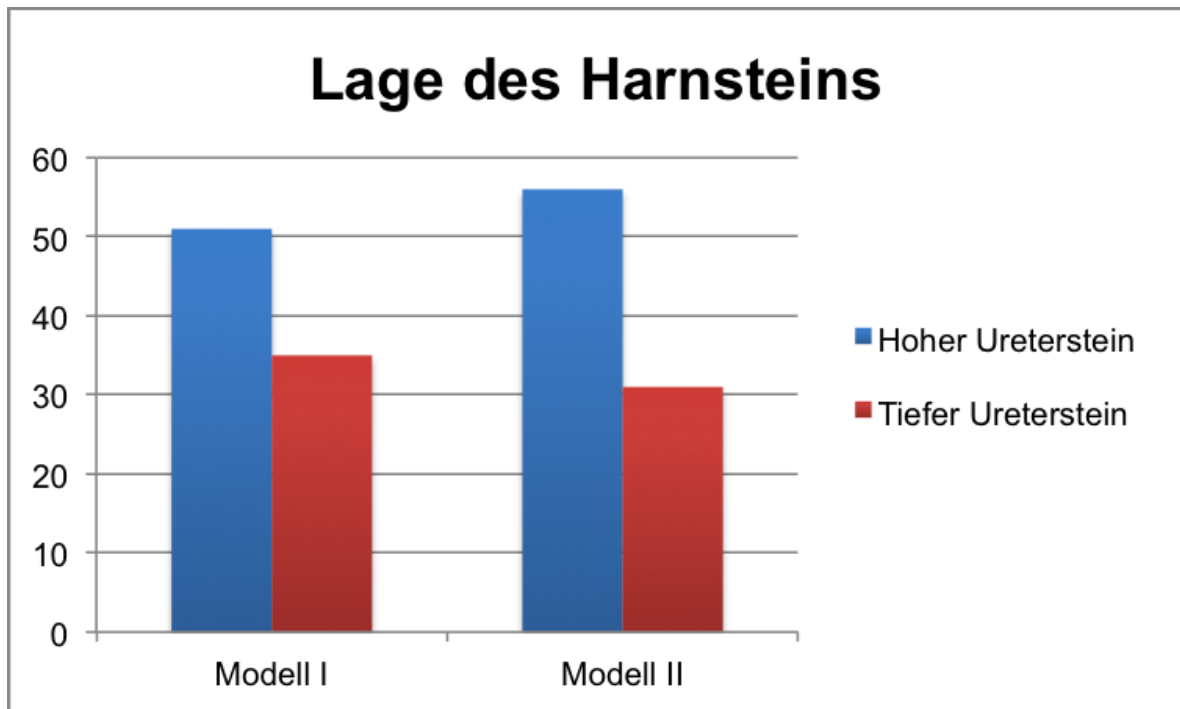


Abbildung 7: Die Lage des gefundenen Harnleitersteins. Hohe Steine lagen proximal der Linea terminalis und der Überkreuzung der Vasa iliaca

Bei der Messung der Steindichte ergab sich ein arithmetischer Mittelwert von 617,98 Hounsfield Einheiten (I) bzw. 610,48 HU (II). Die Standardabweichung betrug 316,89 bzw. 380,03.

Bei dem t-Test ergab sich eine Signifikanz von 0,507, was für keine signifikante Differenz sprach.

		Modell I	Modell II
Mittelwert (HU)		617,98	610,48
Standardabweichung (HU)		316,89	380,03
Median (HU)		538	507
Minimalwert (HU)		120	89
Maximalwert (HU)		1450	1759
95% Konfidenzintervall (HU)	Untergrenze	551	530,63
	Obergrenze	684,95	690,34

Tabelle 4: Steindichte

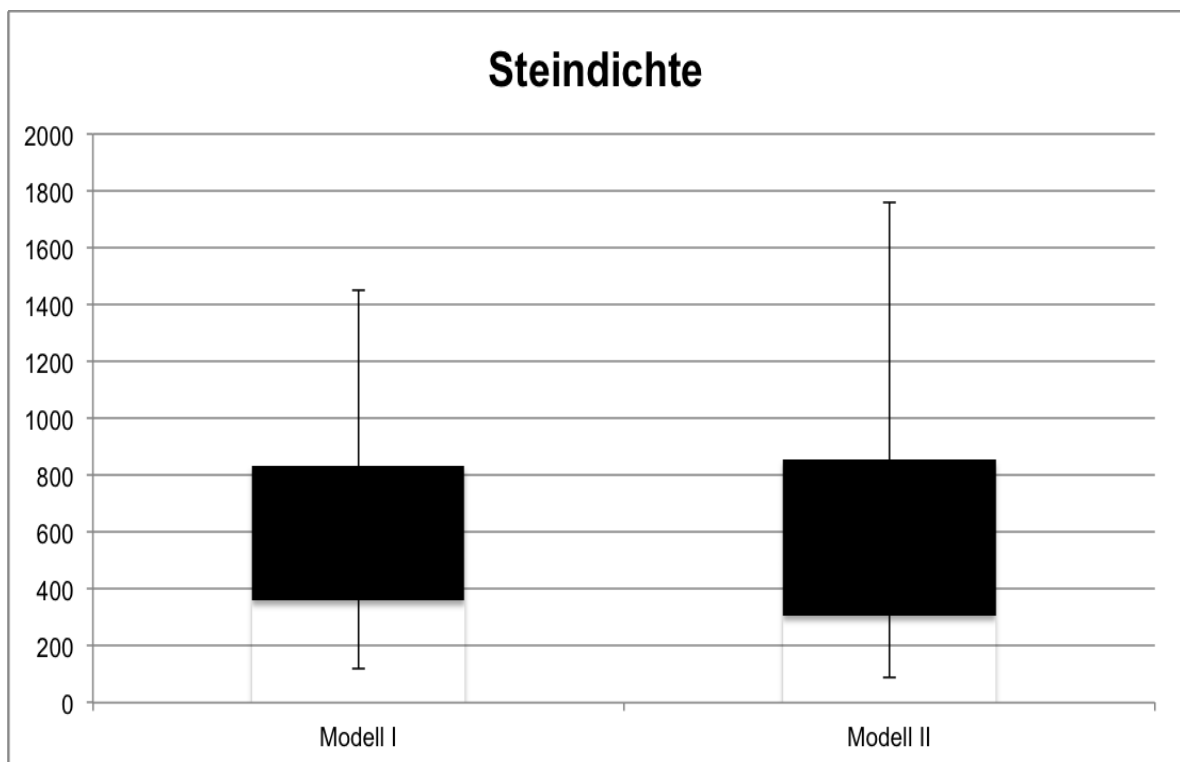


Abbildung 8: Hier wird die durchschnittliche Steindichte dargestellt.

Wie bereits erwähnt, wird der Computer Tomography Dose Index in der Regel dazu verwendet, die Strahlendosis von verschiedenen Geräten zu vergleichen.

Der Mittelwert des **CTDI_{vol}** lag bei Modell I bei 9,21 mGy. Die Standardabweichung betrug 2,76.

Der Mittelwert beim Modell II war 10,28 mGy. Die Streuung, repräsentiert durch die Standardabweichung, war bei Modell II deutlich größer als bei Modell I (4,23).

Der p-Wert war unter 0,001, das bedeutet, dass das Ergebnis signifikant war.

		Modell I	Modell II
Mittelwert (mGy)		9,21	10,28
Standardabweichung (mGy)		2,76	4,23
Median (mGy)		8,73	8,9
Minimalwert (mGy)		4,85	6,44
Maximalwert (mGy)		24,1	37,84
95% Konfidenzintervall (mGy)	Untergrenze	8,67	9,46
	Obergrenze	9,75	11,11

Tabelle 5: CTDI_{vol}

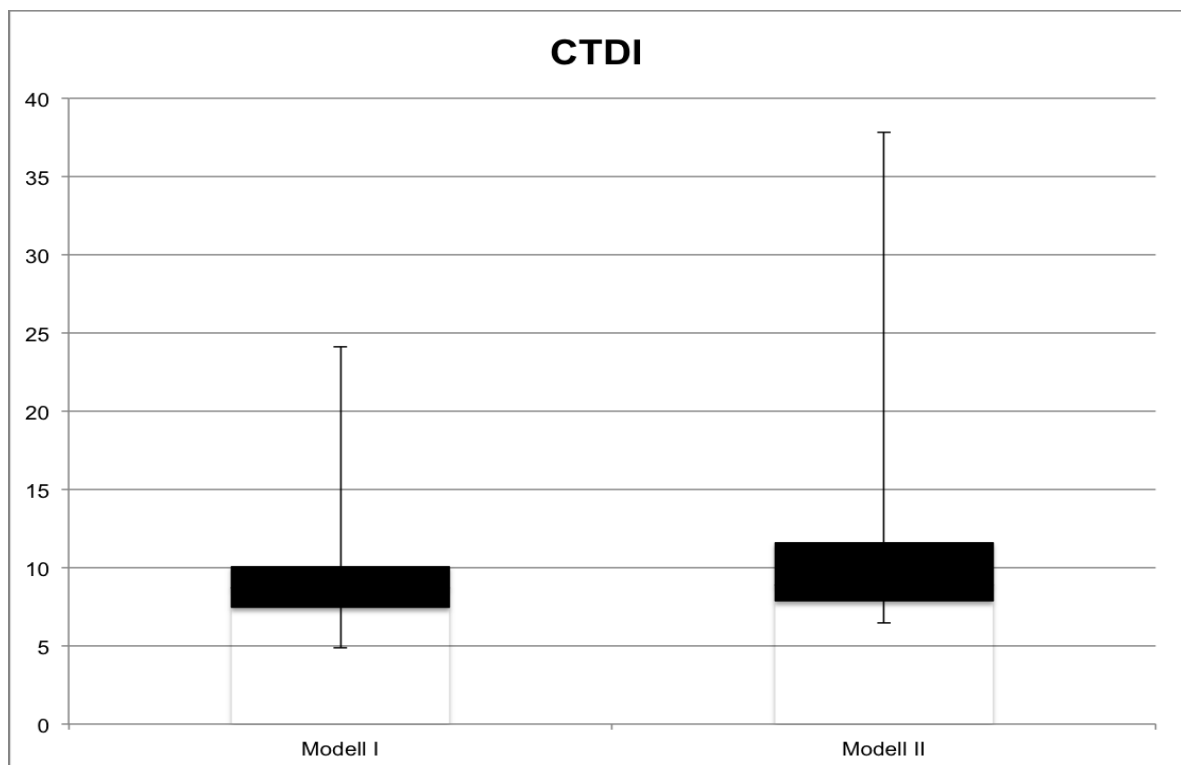


Abbildung 9: Hier wird die unterschiedliche Verteilung des CTDI_{vol} bei den zwei CT Geräten verdeutlicht. Bei dem Modell I waren die Ausreißer nach oben deutlich erkennbar.

Das **Dosis-Längen Produkt** misst die Strahlenbelastung im bestrahlten Volumen, im Gegensatz zu dem CTDI, der diese in einer einzelnen Schicht analysiert. Demnach ist dieser Wert auch sehr gut für die Qualitätskontrolle eines Computertomographen geeignet.

Beim Modell I ergab sich ein arithmetischer Mittelwert von 386,10 mGy*. Die Standardabweichung war 124,14.

Betrachtet man die Daten des Modells II, so sieht man auch hier einen deutlich erhöhten Mittelwert (414,41 mGy*cm). Die Streuung, repräsentiert durch die Standardabweichung, betrug 198,36 mGy*cm.

Der p-Wert lag in diesem Fall bei 0,032, dies ist größer als 0,001 aber immer noch kleiner als 0,05, demnach ist das Ergebnis signifikant.

		Modell I	Modell II
Mittelwert (mGy*cm)		386,10	414,41
Standardabweichung (mGy*cm)		124,14	198,36
Median (mGy*cm)		353	361
Minimalwert (mGy*cm)		204	208
Maximalwert (mGy*cm)		1068	1728
95% Konfidenzintervall (mGy*cm)	Untergrenze	361,83	375,64
	Obergrenze	410,36	453,17

Tabelle 6: DLP

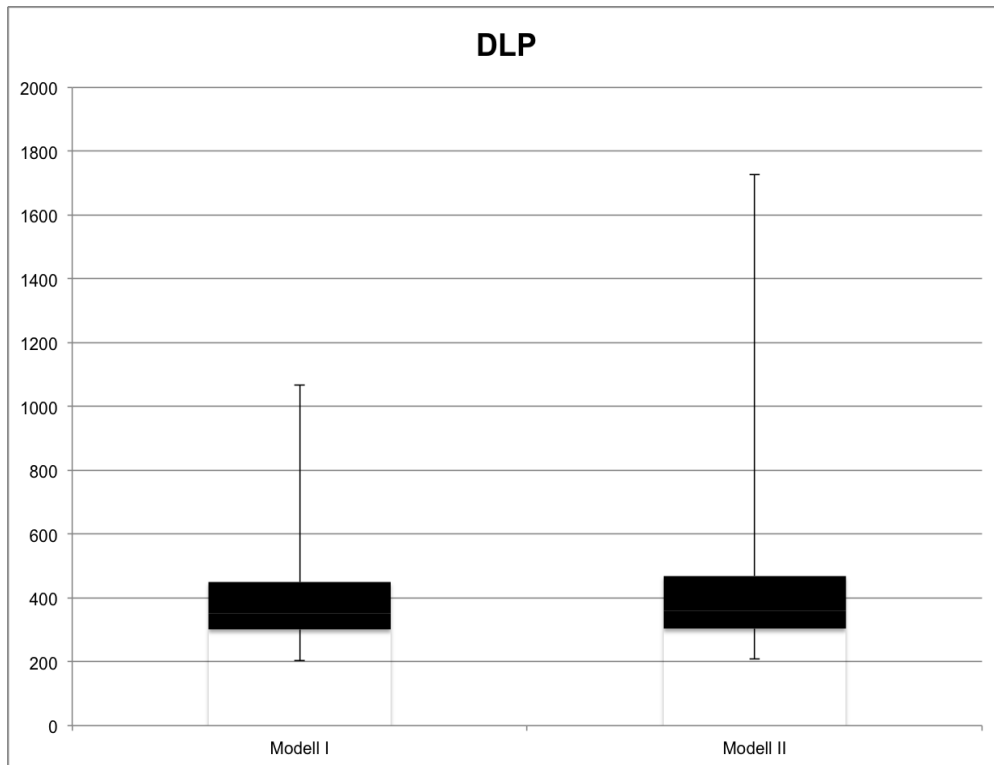


Abbildung 10: Vergleich des Dosis-Längen-Produkts der zwei Modelle. Es wird verdeutlicht, dass es bei beiden deutliche Ausreißer nach oben gab. Der Großteil der PatientInnen war einer sehr ähnlichen Strahlenbelastungen ausgesetzt.

Das Total Dosis-Längen Produkt, das in Abbildung 8 dargestellt wird, ist ein Indikator für die Strahlendosis, welche die Gesamtanzahl der Scans und die Schichtdicke berücksichtigt.

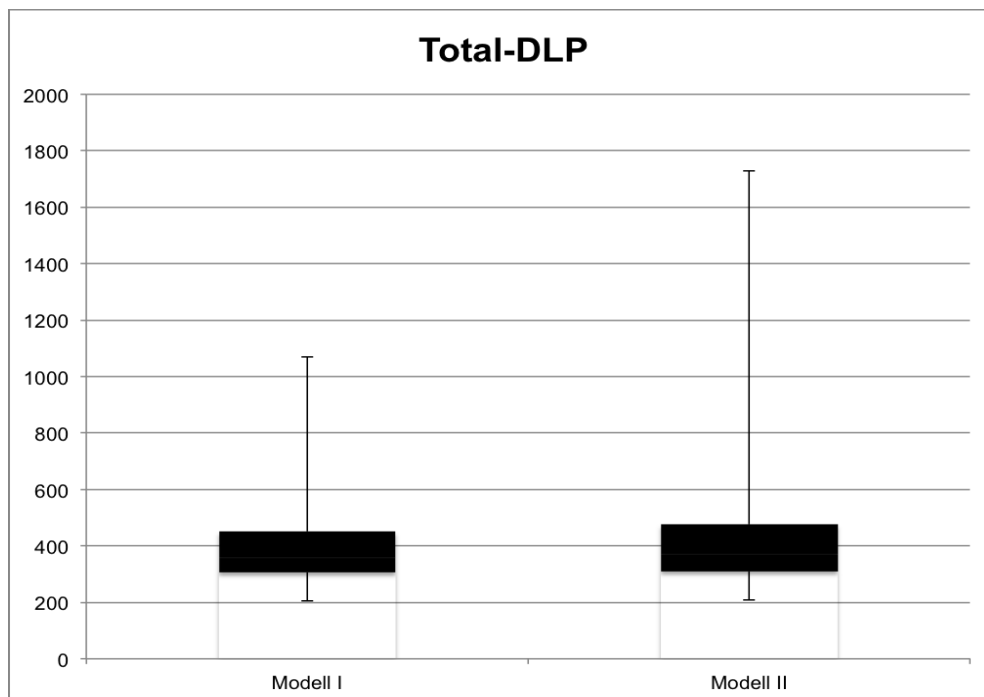


Abbildung 11: Die Darstellung des Total-DLP ist ident mit jener des normalen DLP. Die zusätzliche Strahlung, die durch das Topogramm entstanden war, veränderte die Strahlenexposition nicht.

Die **subjektive Bewertung** der Aufnahmen der zwei CT-Generationen erfolgte durch zwei erfahrene Radiologen, die die Bildqualität mittels Noten zwischen 1 und 5 bewerteten.

Bei Modell I war der arithmetische Mittelwert der Benotung durch den Radiologen 1 (F.T.) 2,57, was deutlich unter der Bewertung des neueren Geräts II (2,13) lag. Der zweite Facharzt (P.S.) bewertete die Bilder ähnlich mit 2,53 für das Modell I verglichen mit 2,09 für Gerät II. Ebenso bei dem Modalwert zeigte sich eine Übereinstimmung. Bei beiden kam die Note 3 bei dem älteren Gerät I am häufigsten vor und die Benotung 2 bei dem moderneren.

Es zeigte sich eine Übereinstimmung in der Beurteilung der Bildqualität der Untersuchungen an den jeweiligen CT-Geräten und den beiden Radiologen. Das Signifikanzniveau bei dem Vergleich der Benotung von F.T. zu jener von P.S. war auf dem Siemens Sensation 64 (I) 0,86 (p-Wert .000), was für einen sehr hohen Zusammenhang stand. Bei dem moderneren Modell II war ein ähnliches Resultat zu sehen, der Korrelationskoeffizient war 0,87 und der p-Wert erneut kleiner als 0,001.

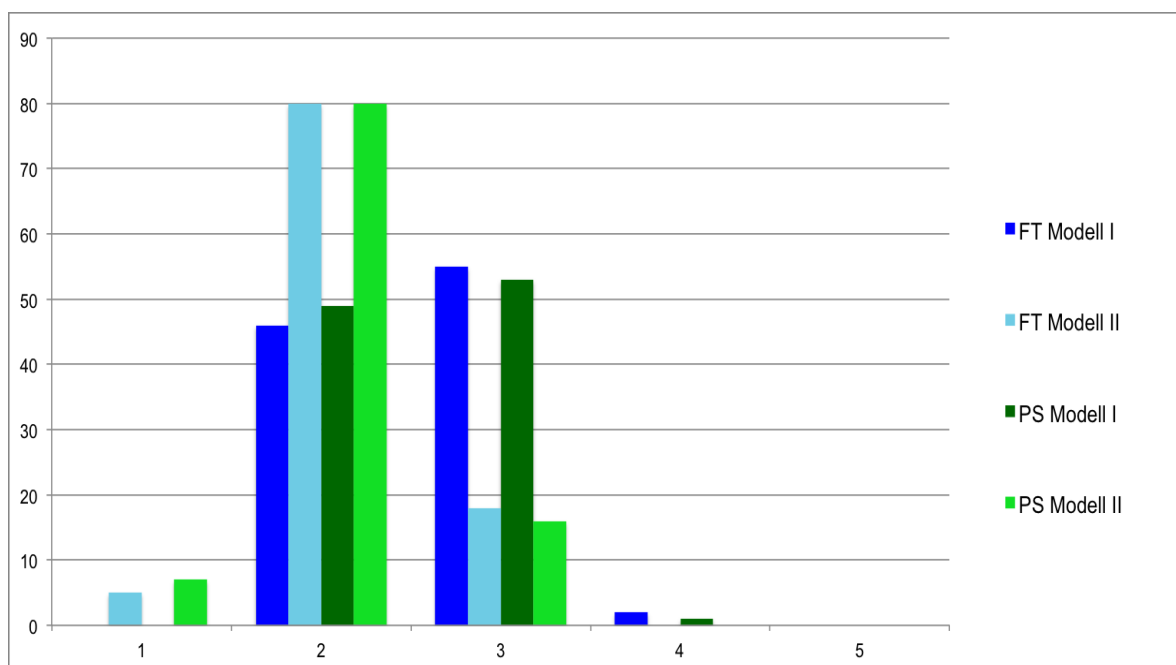


Abbildung 12: Dies zeigt die Verteilung der Noten. Dieses Diagramm verdeutlicht die bessere Bildqualität des modernen Modells II.

Die **objektive Bildqualität** wurde sowohl im abdominalen Fett, als auch in der autochthonen Rückenmuskulatur anhand der Standardabweichung der Dichte innerhalb einer ROI gemessen.

Der Vergleich der arithmetischen Mittelwerte zeigte bei den Messungen im Fettgewebe deutliche Unterschiede. Die Aufnahmen mit dem Modell I wiesen einen durchschnittlichen Dichtewert von 16,53 HU auf, bei dem Modell II hingegen war das Mittel nur 9,6 HU. Standardabweichung war beim Modell I 2,92, bei dem Modell II 1,7.

Der p-Wert lag im Student'schen t-Test weit unter 0,001, das bedeutet, dass dieses Ergebnis hoch signifikant war.

		Modell I	Modell II
Mittelwert		16,53	9,6
Standardabweichung		2,92	1,7
Median		16,62	9,48
Minimalwert		10,87	6,28
Maximalwert		26,58	14,2
95% Konfidenzintervall	Untergrenze	15,96	9,27
	Obergrenze	17,1	9,93

Tabelle 7: objektive Bildqualität, gemessen im abdominalen Fettgewebe

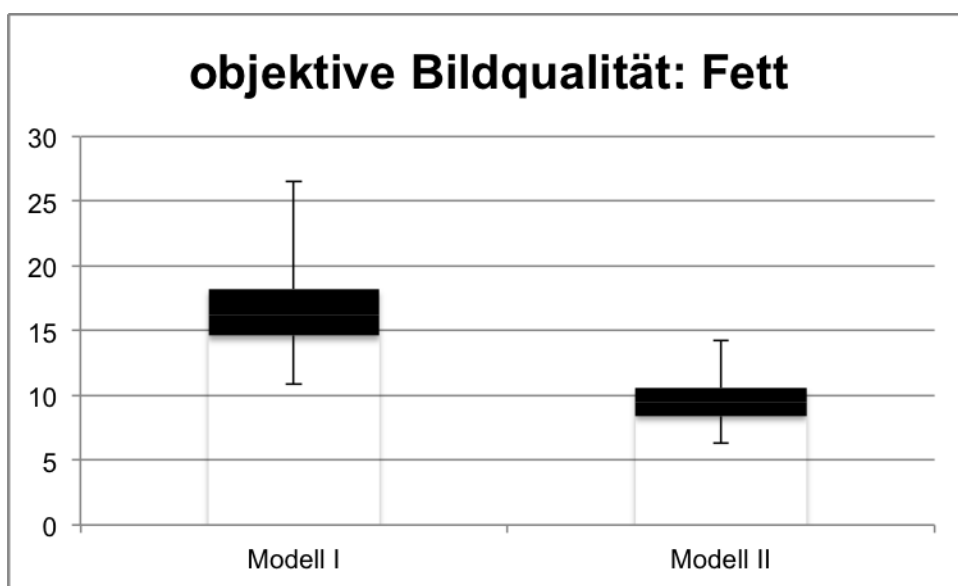


Abbildung 13: Die objektive Bildqualität gemessen anhand des Bildrauschens im Fettgewebe

Die Messung in der Muskulatur ergab einen Durchschnittswert von 20,99 HU beim Modell I. Die Standardabweichung war 4,27.

Bei den Scans mit dem Modell II lag der Mittelwert bei 13,22 Hounsfield Einheiten. Die Standardabweichung betrug 2,78.

Bei dem Vergleich der objektiven Bildqualität in der Muskulatur lag der p-Wert beim t-Test unter 0,001. Demnach war auch dieses Resultat hoch signifikant.

		Modell I	Modell II
Mittelwert		20,99	13,22
Standardabweichung		4,27	2,78
Median		20,68	12,8
Minimalwert		12,76	7,94
Maximalwert		37,80	23,28
95% Konfidenzintervall	Untergrenze	20,16	12,68
	Obergrenze	21,82	13,77

Tabelle 8: objektive Bildqualität, gemessen in der autochthonen Rückenmuskulatur

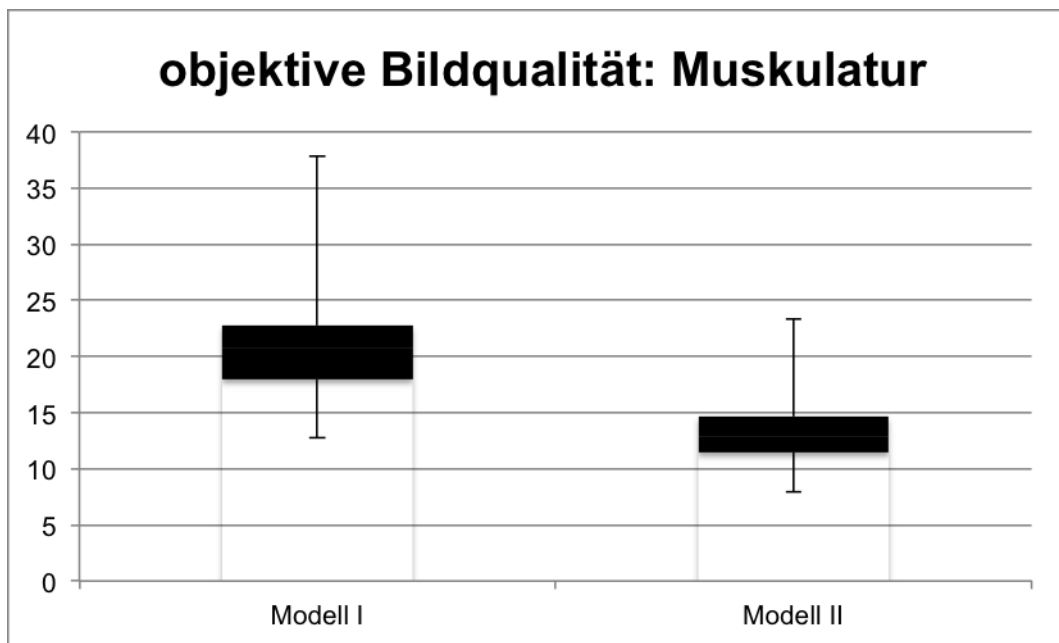


Abbildung 14: Die objektive Bildqualität gemessen anhand des Bildrauschens in der Rückenmuskulatur

Bei der Analyse der im Stein-CT gemessenen MilliampereSekunden (pro Schicht), kurz **mAs**, fiel ein deutlicher Unterschied auf. So war der Mittelwert der Aufnahmen mit dem Modell I, mit 120,15 mAs deutlich geringer, als jener von den Scans mit dem Modell II (196,44 mAs). Die Standardabweichung betrug 36,54 mAs bzw. 49,66 mAs.

Dieses Ergebnis war hoch signifikant, der p-Wert war kleiner als 0,001.

		Modell I	Modell II
Mittelwert (mAs)		120,15	196,44
Standardabweichung (mAs)		36,54	49,66
Median (mAs)		114	191
Minimalwert (mAs)		63	110
Maximalwert (mAs)		314	460
95% Konfidenzintervall (mAs)	Untergrenze	113,09	186,85
	Obergrenze	127,2	206,03

Tabelle 9: mAs

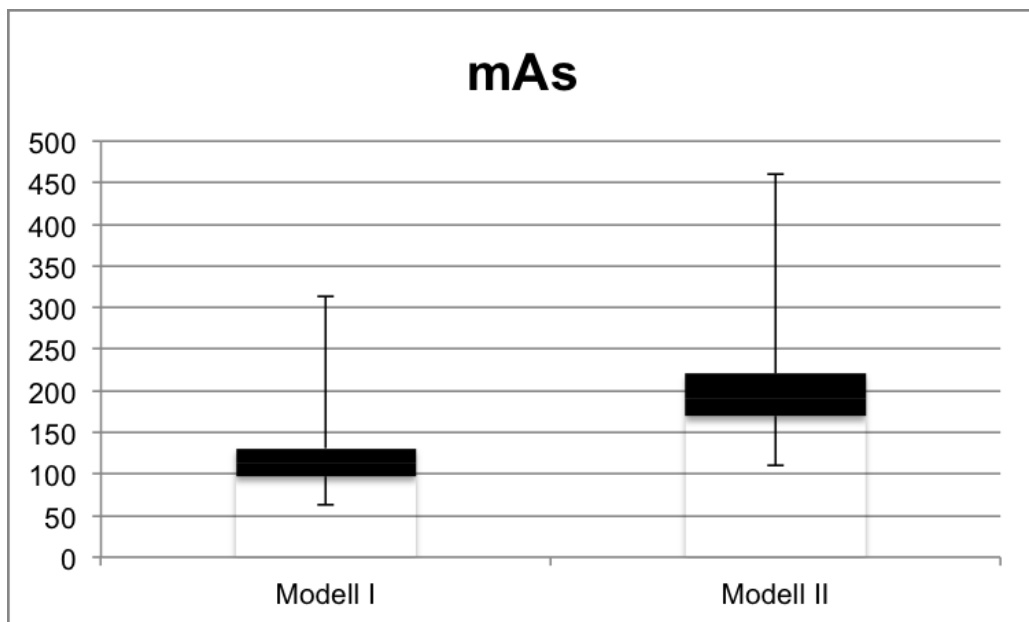


Abbildung 15: Dieses Diagramm stellt die mAs im Stein-CT dar.

Bei dem Vergleich der **Total-mAs** (Summe aller in der gesamten Untersuchung angewendeten mAs) zwischen den beiden CT-Geräten kann man ebenfalls einen Unterschied erkennen.

Der arithmetische Mittelwert lag bei den Aufnahmen mit dem Modell I bei 2799,8 mAs, während er bei jenen mit dem Modell II bei 2390,79 mAs war. Die Standardabweichung betrug 835,58 bzw. 733,47. Die Werte werden in Abbildung 13 und in Tabelle 8 dargestellt.

Der Student'sche t-Test bei diesem Vergleich war hoch signifikant, der p-Wert lag unter 0,001.

		Modell I	Modell II
Mittelwert (mAs)		2799,8	2390,79
Standardabweichung (mAs)		835,58	733,47
Median (mAs)		2602	2282
Minimalwert (mAs)		1583	1280
Maximalwert (mAs)		7465	6329
95% Konfidenzintervall (mAs)	Untergrenze	2638,43	2249,14
	Obergrenze	2961,16	2532,44

Tabelle 10: Total-mAs

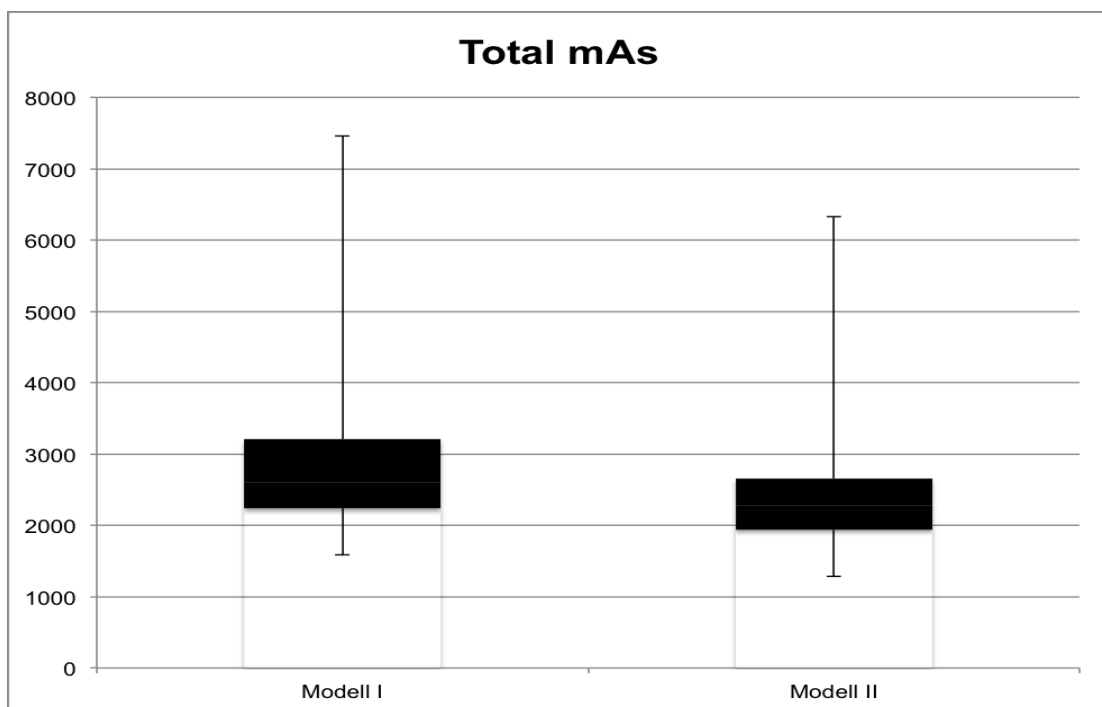


Abbildung 16.: Unterschied der Total-mAs. Man sieht deutlich, dass im Gegensatz zu den mAs, die Werte bei Modell I größer sind

Die **Qualitätsreferenz-mAs** (ein Bildqualitätsparameter, je höher dieser gewählt wird, desto besser die Bildqualität) werden im Protokoll nur mit ref abgekürzt.

Diese unterschieden sich ebenso bei beiden Geräten. So war der arithmetische Mittelwert bei Modell II mit 193,15 mAs höher als bei Modell I (148,25 mAs). Die Standardabweichung betrug bei Modell I 13,17, bei dem zweiten Modell 50,13.

In einem Großteil der Fälle (94) wurde ein Wert von 150 mAs eingestellt. Bei diesem Modell war der häufigste, eingegebene Wert 235 mAs (53 Mal).

Der p-Wert lag weit unter 0,001, somit war der t-Test signifikant.

		Modell I	Modell II
Mittelwert (mAs)		148,25	193,15
Standardabweichung (mAs)		13,17	50,13
Median (mAs)		150	235
Minimalwert (mAs)		100	97
Maximalwert (mAs)		220	285
95% Konfidenzintervall (mAs)	Untergrenze	145,71	183,47
	Obergrenze	150,8	202,83

Tabelle 11: ref-mAs

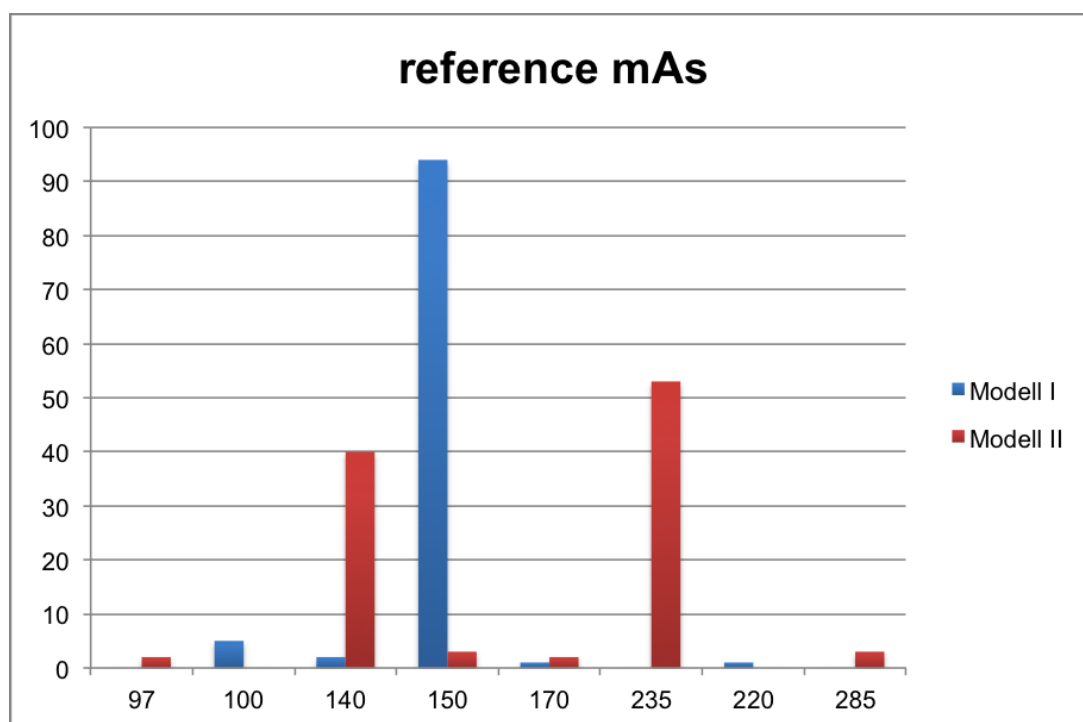


Abbildung 17: Dieses Diagramm zeigt die individuell einstellbaren, unterschiedlichen Referenz-mAs der zwei verschiedenen CT-Geräte.

Die **Röhrensspannung** wird in Kilovolt angegeben und zeigt auch deutliche Unterschiede zwischen den beiden CT-Generationen.

Das arithmetische Mittel dieses Wertes lag bei dem Modell I bei 120 kV. Es wurde derselbe Wert bei allen 103 PatientInnen angewandt. Bei dem Modell II war der Durchschnittswert 109,52 kV. Die Standardabweichung betrug 0 bzw. 10,79.

Der Modalwert bei dem neuen CT II war 100 kV, dieser wurde bei 56 PatientInnen angewandt.

Der t-Test wies signifikante Unterschiede zwischen den beiden Geräten auf, der p-Wert war unter 0,001.

		Modell I	Modell II
Mittelwert (kV)		120	109,51
Standardabweichung (kV)		0	10,79
Median (kV)		120	100
Minimalwert (kV)		120	100
Maximalwert (kV)		120	140
95% Konfidenzintervall (kV)	Untergrenze	96,83	86,34
	Obergrenze	143,17	132,69

Tabelle 12: kV

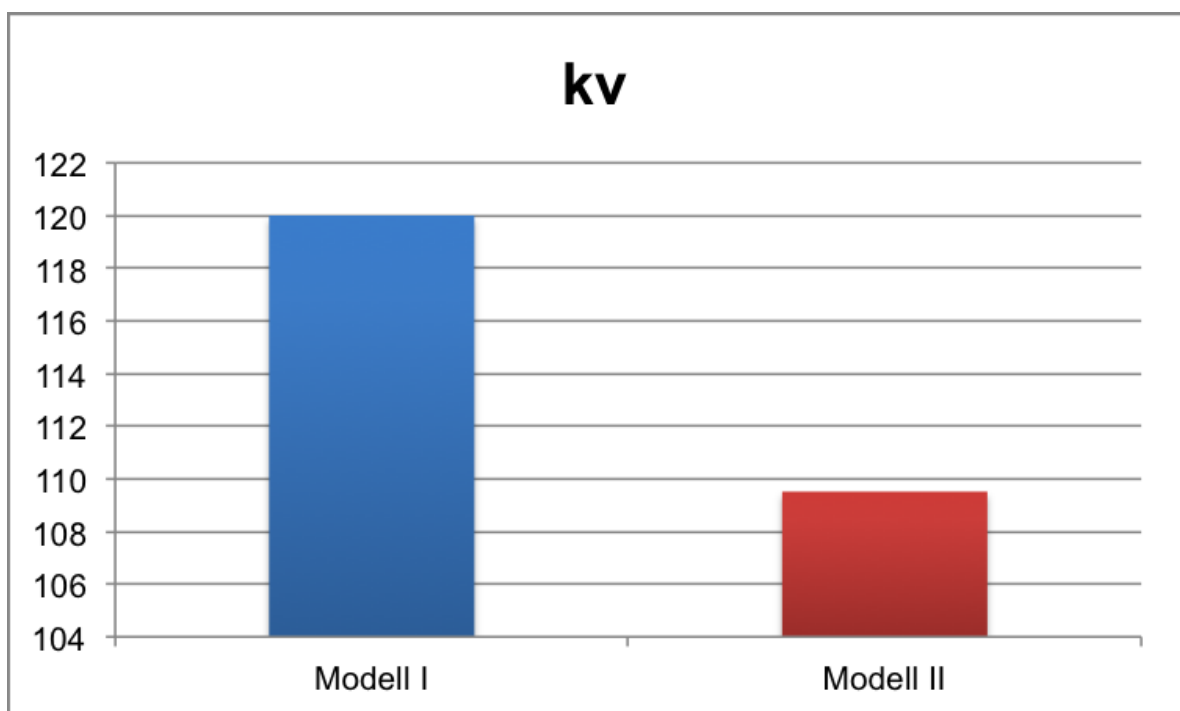


Abbildung 18: Hier wird der arithmetische Mittelwert der angewandten Röhrensspannung (kV) der beiden CT-Geräte miteinander verglichen

4 Diskussion

Obwohl die CT im Allgemeinen als Goldstandard in der Diagnostik der Urolithiasis angesehen wird, ist aus Gründen der Strahlenreduktion als Alternative die Sonographie (durchgeführt von erfahrenen Untersuchern) als primäre Untersuchungsmethode zu erwägen [84].

Die Untersuchung hat den Vorteil keine Strahlung zu benötigen, leicht verfügbar und billig zu sein. Allerdings sind als Nachteile dieser Methode die oft fehlende Einsehbarkeit der Harnleiter insbesondere im mittleren Abschnitt, bedingt durch Darmgasüberlagerung (bei Koliken besonders ausgeprägt), die Untersucherabhängigkeit und die eingeschränkte Messbarkeit der Steingröße zu erwähnen. Auch sind keine Rückschlüsse auf die Zusammensetzung der Steine möglich [84][27].

Nach wie vor wird daher die CT den Goldstandard der Urolithiasis-Diagnose darstellen [40].

Aus diesem Grund sollten weitere Bemühungen erfolgen, die Strahlendosis bei noch akzeptabler Bildqualität zu reduzieren.

Bei dieser retrospektiven Datenanalyse wurden die Bilddaten von 103 PatientInnen untersucht, die aufgrund von akuten Flankenschmerzen ein natives Harntrakt CT bekommen haben. Das Ziel war es, die angewandten Strahlendosen und die Bildqualität zu vergleichen und ein mögliches Strahlendosiseinsparungspotential durch neue CT-Technologien bzw. neue Bildrekonstruktionsalgorithmen darzustellen, ohne dabei Abstriche bei der diagnostischen Genauigkeit zu machen.

In der von uns durchgeführten Studie wurde ein Vergleich zwischen der zur Anwendung gekommenen Strahlendosis zweier CT-Geräte, welche mit unterschiedlichen Bildrekonstruktionsalgorithmen arbeiten, durchgeführt. Als Referenzwert wurde der $CTDI_{vol}$ (Computer Tomography Dose Index) verwendet, welcher unabhängig von der Größe der gescannten Region ist [79,85].

Überraschenderweise war der arithmetische Mittelwert des $CTDI_{vol}$ bei den Aufnahmen mit dem moderneren CT-Gerät (Modell II, 10,28 mGy) sogar etwas höher als bei jenen des älteren Geräts (Modell I, 9,21 mGy). Der Median lag bei

beiden Geräten niedriger als der Mittelwert, was dafür spricht, dass es einige Ausreißer nach oben gab. Bei Betrachtung aller Daten ist der $CTDI_{vol}$ bei den Aufnahmen mit dem neueren Gerät bei einem Großteil der Fälle höher als bei dem älteren Modell.

Der höhere CTDI Wert in den Untersuchungen mit dem neueren Gerät entsprach nicht unseren Erwartungen und auch nicht den Resultaten anderer Studien, bei denen von Reduktionen der Strahlendosis durch die iterative Rekonstruktion verglichen mit der gefilterten Rückprojektion von bis zu 76% gesprochen wurde [64,86,87].

Ein weiteres Maß zur Messung der angewandten Strahlendosis ist das Dosis-Längen Produkt (DLP). Dieses wird im Untersuchungsprotokoll entweder nur für die Aufnahme oder als Total-DLP inklusive der Strahlung, die bei dem Topogram benutzt wurde, vermerkt. Dieser Wert misst die Dosis, die abhängig von den körperlichen Gegebenheiten individuell bei verschiedenen PatientInnen angewandt wird.

In diesem Vergleich war der Mittelwert bei Gerät II ebenfalls höher als bei dem älteren Modell I (414,41 mGy*cm bzw. 386,10 mGy*cm), allerdings war der Wert nicht hoch signifikant (p Wert 0,032).

Die Verteilung bei dem Total-DLP ist genauso verteilt wie jene des DLP.

Eine weitere Zielgröße war der Vergleich der diagnostischen Genauigkeit und der Bildqualität. Dies erfolgte zum einen anhand einer subjektiven Beurteilung zweier erfahrener Fachärzte für Radiologie, zum anderen mittels einer objektiven Relativierung des Bildrauschens.

Die Verteilung der Noten bei der subjektiven Bewertung ist eindeutig zugunsten des moderneren Siemens Definition AS+ (II) erfolgt.

Die Benotung am neueren Gerät (II) ergab am häufigsten die Note 2, bei dem älteren Modell (I) die Note 3 (p-Wert < 0,001).

Die objektive Beurteilung bewertet anhand des Bildrauschens in einer Region of Interest (abdominales Fett, Rückenmuskulatur) ergab ein ähnliches Ergebnis. Das Bildrauschen im Fettgewebe ist bei Aufnahme mit dem Modell II deutlich geringer als bei dem Modell I. Der durchschnittliche Dichtewert differiert zwischen 9,6 HU

bei dem neueren Gerät II und 16, 5 HU bei dem Modell I. Dieses Ergebnis ist sehr signifikant, der p-Wert liegt erneut weit unter 0,001.

Ein Ähnliches ergibt sich für die Muskulatur. Der arithmetische Mittelwert lautet 20,99 HU bei dem Modell I und damit weit über Modell II, wo der Durchschnitt bei 13, 22 HU liegt.

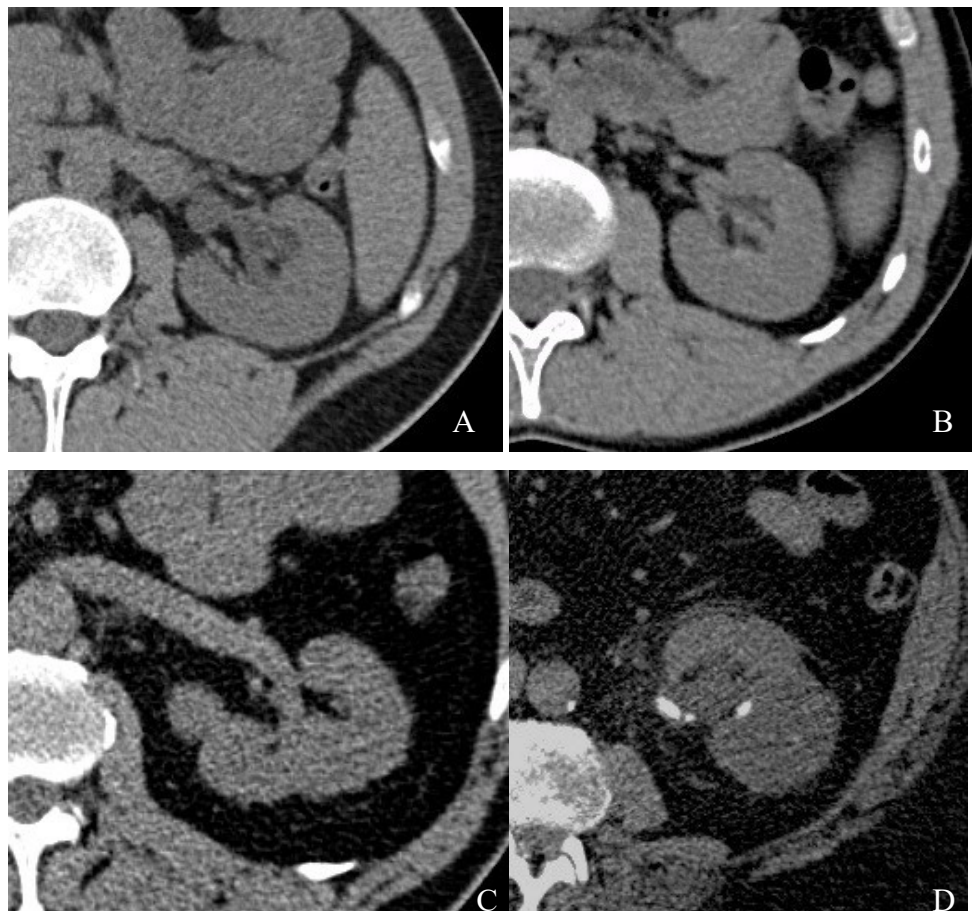


Abbildung 19: Unterschiedliche Bildqualität der transversalen Aufnahmen mit dem Modell I. Das Bild A wurde mit einer 2 benotet, die Bilder B und C mit einer 3 und das Bild D mit einer 4 bewertet. Die Nierensteine sind auch in der Qualität 4 befundbar.

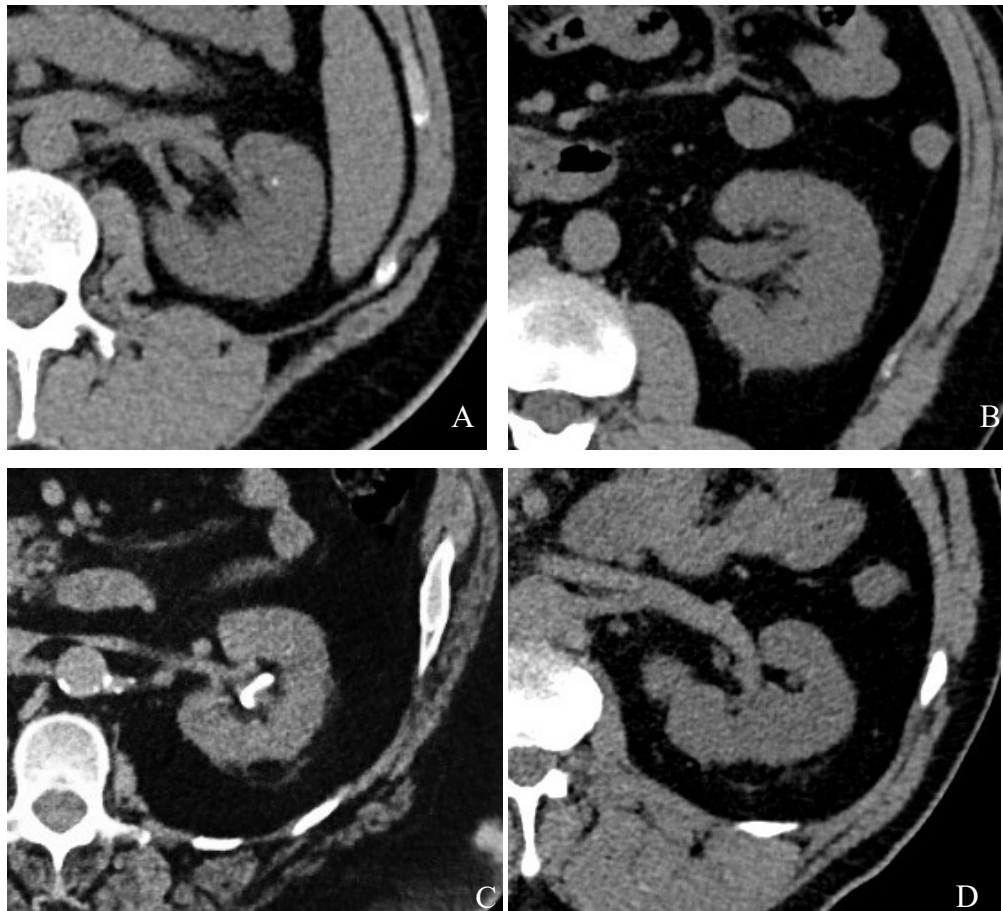


Abbildung 20: Transversale Abdominalaufnahmen mit dem Modell II. Bild A wurde mit einer 1 benotet, Bilder B und C mit einer 2, Bild D wurde mit einer 3 bewertet.

Die Milliamperesekunden, kurz mAs, dienen dazu, die emittierte Strahlungsenergie in einer Schicht zu messen. Dabei werden ähnlich dem Dosis-Längen-Produkt zusätzlich die Total-mAs gemessen. Diese setzen sich aus der angewandten Strahlungsenergie aus der gesamten CT-Untersuchung (Topogram und Schichtaufnahmen) zusammen.

Bei dem Vergleich der mAs, also ohne Berücksichtigung des Topograms, zwischen den zwei unterschiedlichen CT-Generationen sieht man, dass im Durchschnitt mehr Milliamperesekunden pro Schicht bei dem Modell II appliziert werden. Der mittlere Wert liegt bei dem Modell II bei 196,44 mAs bzw. bei 120,15 mAs (I).

Betrachtet man nun aber die Total-mAs, so ist der Wert bei dem älteren Modell I höher (arithmetischer Mittelwert 2799,8 mAs (I) gegenüber 2390,79 mAs bei

Modell II). Sowohl der kleinste als auch der größte Wert sind höher als jene bei den Aufnahmen mit dem Definition AS+ Modell I. Laut Student'schen t-Test ist das Ergebnis signifikant, der p-Wert liegt unter 0,001.

Ein weiterer Parameter, der verändert werden kann, ist das Referenz-mAs. Dieser Wert wird bei den modernen Geräten der Firma Siemens vor allem für die Einstellung der automatischen Röhrenstrommodulation bei einer CT-Untersuchung verwendet. [79]

In dieser Studie wurde auch dieser Wert verglichen und es zeigte, dass im Durchschnitt bei dem Modell II höhere Einstellungen verwendet wurden als bei dem Modell I (193,15 mAs (II) gegenüber 148,25 mAs (I)). In einem Großteil der Fälle wurde beim Modell I 150 mAs als Standard, bei dem neuen Modell II wurden entweder 140 mAs oder 235 mAs verwendet.

Die Strahlungs dosis ist durch die angegebene Röhrenspannung veränderbar [4,88,89]. Reduziert man die kV, wird die Strahlung geringer, das Bildrauschen steigt allerdings an. So ist bei einer Verminderung der kV von 120 auf 100 kV eine Dosisreduktion um 30% zu erwarten, eine kV-Reduktion ist insbesondere bei schlanken PatientInnen erstrebenswert, ohne einen wesentlichen Verlust an Bildqualität zu erleiden [90]. Benutzt man ein hohes Maß an Kilovolt, erhält man eine kürzere Aufnahmezeit und gute Bildqualität [88].

Bei dem Vergleich der angewandten Röhrenspannung bei den zwei unterschiedlichen CT-Generationen wurde ersichtlich, dass der arithmetische Mittelwert der kV bei dem Modell I deutlich höher war als jener bei dem moderneren Modell II. Dies lag vor allem daran, dass bei dem Modell I in allen 103 Fällen immer die gleiche Spannung von 120 kV verwendet wurde. Bei dem Modell II gab es unterschiedliche Werte, wobei der kleinste Wert 100 kV und der Maximalwert 140 kV war. In mehr als der Hälfte der Fälle wurden 100 kV eingestellt.

Das Ergebnis der Untersuchung deutete darauf hin, dass mit dem moderneren Modell II eine signifikant bessere Bildqualität erzielt wurde. Sowohl das objektiv ermittelte Bildrauschen als auch die subjektive Bildqualität waren signifikant besser als bei Modell I.

Demgegenüber stand, dass bei dem neueren Gerät eine höhere Dosis gemessen im $CTDI_{vol}$ zur Anwendung gelangte. Das Dosis-Längen Produkt unterschied sich nicht wesentlich, es wurde keine signifikante Dosisreduktion mit dem Modell II erzielt.

Betrachtet man die mAs, so fällt bei der Einzelschicht ein geringerer Mittelwert beim Somatom 64 (Modell I) auf, beim Gesamtwert (Total-mAs) war der Wert allerdings bei dem neueren Modell II niedriger.

Der vorgewählte Referenz-mAs Wert war beim Modell II deutlich höher (Mittelwert 193 (II) gegenüber 148 (I)).

Die Ergebnisse weisen darauf hin, dass bei dem moderneren Gerät unter Verwendung von neuen Rekonstruktionsmechanismen wie der iterativen Rekonstruktion zulasten einer gleichen oder auch höheren Strahlenbelastung deutlich bessere Bilder erzeugt wurden. Im Sinne einer Strahlendosisreduktion sollte man allerdings diskutieren, ob diese hohe Bildqualität für die Diagnose einer Urolithiasis überhaupt notwendig ist. Die Dosis könnte durch eine Reduktion der kV und des voreingestellten Referenz-mAs Wertes deutlich reduziert werden, das dadurch auftretende verstärkte Bildrauschen sollte zumindest teilweise durch die iterative Rekonstruktion verringert werden [17,91].

Durch den großen Kontrast zwischen den meisten Kalzifikationen und dem umgebenden Weichteilgewebe könnte man ein gewisses Maß an Bildrauschen aber durchaus tolerieren, ohne Verlust von diagnoserelevanten Befunden [92].

Weitere Möglichkeiten, die Strahlendosis zu reduzieren, wären neben einer kV-Reduktion auch eine Reduktion der Milliampere. Eine geringere Anzahl an Milliampere führt zu einem vermehrten Bildrauschen, was bei dem low-dose Protokoll akzeptiert wird [93]. Eine automatische Röhrenstrommodulation gelangt in beiden Scannern bereits zur Anwendung, dieses wird bei Siemens CareDose 4D genannt [94]. Dabei wird bei dem Topogramm die zu scannende Fläche gemessen und daraufhin je nach Körperbau oder Dichte des Gewebes der Röhrenstrom automatisch angepasst.

Vorsicht ist bei der automatischen Röhrenstrommodulation bei adipösen PatientInnen geboten, da diese durch die automatische Röhrenstrommodulation

deutlich höhere Werte erhalten können als bei einer fixen Röhrenstromeinstellung [34,95,96].

Dadurch lassen sich eventuell die in der Studie nachweisbaren Dosisausreißer nach oben erklären. Wichtig wäre, dass die Untersucher die Einstellungsparameter der automatischen Röhrenstrommodulation (Referenz mAs) der für die jeweilige Untersuchung erforderlichen Bildqualität anpassen.

Die in der Studie nachgewiesenen, voreingestellten, relativ hohen Referenz-mAs bei dem neueren Gerät sprechen dafür, dass von dem Hersteller einer Erzielung einer möglichst hohen Bildqualität Vorrang vor einer möglichen Strahlungsreduktion gegeben wurde. Bei einem reinen Steinprotokoll sollte die möglichst hohe Bildqualität diagnostisch nicht unbedingt notwendig sein (Abbildung 19D).

Studien von Kluner et al. [97] und Pooler et al. [98] haben gezeigt, dass mit einem ultralow-dose Protokoll, mit einer Strahlendosis im Bereich eines Abdomenleerröntgens, eine ähnliche Sensitivität und Spezifität in der Diagnose der Urolithiasis wie mit einer herkömmlichen CT -Aufnahme erzielt werden kann. Diese Studien zeigen, dass eine niedrigere Bildqualität zur Darstellung etwaiger Harnsteine reicht.

Weitere Dosisreduktionsmöglichkeiten wären die exakte Beschränkung des Untersuchungsfeldes auf den Urogenitaltrakt vorbestimmt im Topogram von Höhe des oberen Nierenpols bis zum Blasenboden.

Eine weitere theoretische Einsparungsmöglichkeit wäre die Verwendung eines höheren Pitch-Wertes (kürzere Bestrahlungsdauer durch schnellere Bildgebung). Allerdings wird bei vorliegenden Geräten das dadurch auftretende höhere Bildrauschen bereits durch die Anwendung einer automatische Anpassung des mAs-Wertes kompensiert und dadurch würde sich die Dosis nicht wesentlich ändern. Lediglich bei Dual-Source Scannern könnten höhere Pitch Werte erreicht werden [91,92].

Dosiseinsparungen sind auch durch Verwenden einer größeren Schichtdicke möglich. Allerdings könnten bei einer größeren Schichtdicke kleinere Steine übersehen werden. Nimmt man aber eine Dicke von 3 mm, so entgehen einem

höchstens winzige Konkremente, die in der Regel spontan abgehen [94,99]. Eine Studie von Ketelslegers et al. [100] hat nachgewiesen, dass bei einer Schichtdicke von nur 0,5 mm, 70% mehr Steine gefunden werden, dadurch aber die Strahlendosis deutlich erhöht ist. Prinzipiell kann man mit einer dünneren Schicht die Kalzifikationen besser charakterisieren und von Phlebolithen differenzieren [93].

Eine Limitation dieser Arbeit ist, dass durch die retrospektive Durchführung der Analyse keine Daten zu Größe und Gewicht der jeweiligen PatientInnen verfügbar waren, sodass keine exakte Korrelation der Bildqualität und Strahlendosis mit der individuellen körperlichen Konstitution möglich war. Zu einer genaueren Zuordnung der Strahlendosis wäre eine Miteinbeziehung des BMIs erwägenswert. Weitere Untersuchungen sollten klären, ob low-dose Protokolle auch bei stark adipösen PatientInnen eine ausreichende Bildqualität liefern. Studien weisen darauf hin, dass bei Menschen mit einem BMI größer als 30 das low-dose Protokoll nicht die gewünschte Bildqualität brachte. Es wurden daher Untersuchungen mit normaler Dosis empfohlen [34,96].

Die Untersuchung beschränkte sich rein auf Konkremente im Harntrakt, etwaige Sekundärzeichen oder andere Pathologien im Abdominalbereich wurden nicht berücksichtigt. Inwieweit hier im low-dose CT noch eine Beurteilbarkeit besteht, wäre eventuell in einer weiteren Studie zu hinterfragen.

Der zeitliche Unterschied zwischen den erfolgten Untersuchungen beträgt maximal 5 Jahre, das sollte keinen wesentlichen Einfluss haben, da ohnedies keine Korrelation zum körperlichen Habitus hergestellt wurde.

Da die CT nunmehr für einen Großteil der medizinisch verabreichten Strahlung verantwortlich ist, sollten auf jeden Fall weitere Anstrengungen zur Reduktion der Strahlendosis unternommen werden. Im Vordergrund sollte nicht immer die bestmögliche sondern die zur Diagnose ausreichende Bildqualität stehen.

Die Erkenntnisse dieser Arbeit werden zu einer Anpassung der Standardeinstellungen und zu einer Optimierung des Stein-CT Protokolls führen, so dass das volle Dosisreduktionspotential ausgenutzt werden kann.

Die Entwicklung der CT scheint noch lange nicht abgeschlossen und mit Spannung erwarten wir die neuesten Fortschritte und Erneuerungen, wobei das

Hauptaugenmerk auf weitere Strahlungseinsparungen für PatientInnen gelegt werden soll.

5 Literaturverzeichnis

1. Seitz C, Fajkovic H. Epidemiological gender-specific aspects in urolithiasis. *World J Urol.* 2013;31(5):1087–92.
2. Martin RRA, Conort P, Mozer P, Grenier P. Kidney stones and imaging : What can your radiologist do for you ? 2014;
3. Moe OW, Moe OW. Seminar Kidney stones: pathophysiology and medical management. *Pathophysiology.* 2006;367.
4. McCollough CH, Bruesewitz MR, Kofler JM. CT dose reduction and dose management tools: overview of available options. *Radiographics.* 2006;26(2):503–12.
5. Shattock SG. A Prehistoric Or Predynastic Egyptian Calculus. 1905.
6. Hesse A, Brändle E, Wilbert D, Köhrmann KU, Alken P. Study on the Prevalence and Incidence of Urolithiasis in Germany Comparing the Years 1979 vs. 2000. *Eur Urol.* 2003;44:709–13.
7. Curhan GC. Epidemiology of Stone Disease. *Urologic Clinics of North America.* 2007. p. 287–93.
8. Herold G et al. Urolithiasis. *Innere Medizin.* 2012. p. 638–40.
9. Türk C, Knoll T, Petrik a., Sarica K, Skolarikos a., Straub M, et al. Guidelines on Urolithiasis [Internet]. 2014. Available from: http://www.uroweb.org/gls/pdf/18_Urolithiasis.pdf
10. Ferraro PM, Taylor EN, Gambaro G, Curhan GC. Soda and other beverages and the risk of kidney stones. *Clin J Am Soc Nephrol.* 2013;8:1389–95.
11. T. G. Harnsteinerkrankungen (Urolithiasis). *Basiswissen Urologie.* 5th ed. Heidelberg; 2011. p. 66–83.
12. Matlaga BR, Williams JC, Kim SC, Kuo RL, Evan AP, Bledsoe SB, et al. Endoscopic Evidence of Calculus Attachment to Randall’s Plaque. *J Urol.* 2006;175:1720–4.
13. Prien EL. The riddle of Randall’s plaques. *J Urol.* 1975;114:500–7.
14. Jung H, Ooster PJS. Acute management of stones: When to treat or not to treat? *World J Urol.* 2014;
15. Kopsa W, Mölzer G, Tscholakoff D. Radiologische Bildgebung der Urolithiasis. *Verband für Bildgeb Diagnostik Österreich.* 2006;(17).
16. Cheng PM, Moin P, Dunn MD, Boswell WD, Duddalwar V a. What the radiologist needs to know about urolithiasis: part 1--pathogenesis, types, assessment, and variant anatomy. *AJR Am J Roentgenol [Internet].* 2012;198(June):W540–7. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22623568>
17. Kambadakone AR, Eisner BH, Catalano OA, Sahani D V. New and Evolving Concepts in the Imaging and Management of Urolithiasis: Urologists’ Perspective. *Radiographics.* 2010;30:603–23.
18. Evan AP. Physiopathology and etiology of stone formation in the kidney and the urinary tract. *Pediatr Nephrol.* 2010;25:831–41.
19. Pedersen KV, Drewes AM, Ooster PJS. Flank pain in renal and ureteral calculus. *Ugeskr Laeger.* 2011;173:503–5.
20. Knüchel-Clarke R, Hofstädter F, Hartmann A. Urolithiasis. In: Böcker, W., Denk, H., Heitz, PU., Moch H, editor. *Pathologie.* 4th ed. München, Jena: Urban&Fischer; 2008. p. 891–2.

21. Inci, MF., Ozkan F., Bozkurt, S. et al. Correlation of volume, position of stone, and hydronephrosis with microhematuria in patients with solitary urolithiasis. *Med Sci Monit.* 2013;April 19(19):295–9.
22. Pollak H. Uroradiology. In: Pollak H, editor. *Clinical urography: an atlas and textbook of urological imaging.* 3rd ed. Philadelphia: Saunders; 2000. p. 195–6.
23. Smith RC, Varanelli M. Diagnosis and management of acute ureterolithiasis: CT is truth. *Am J Roentgenol.* 2000;175(1):3.
24. Niemann T, Kollmann T, Bongartz G. Diagnostic performance of low-dose CT for the detection of urolithiasis: A meta-analysis. *Am J Roentgenol.* 2008;191(August):396–401.
25. Strittmatter F-, Gratzke C, Graser A, Stief CG, Johnson TRC. Bildgebung zur Diagnostik der Urolithiasis einschließlich Dual-Energy-CT. *Urologe.* 2013;52:541–5.
26. Ripollés T, Martínez-Pérez MJ, Vizuete J, Miralles S, Delgado F, Pastor-Navarro T. Sonographic diagnosis of symptomatic ureteral calculi: Usefulness of the twinkling artifact. *Abdom Imaging.* 2013;38(August 2012):863–9.
27. Smith-Bindman R, Aubin C, Bailitz J, Bengiamin RN, Camargo C a, Corbo J, et al. Ultrasonography versus Computed Tomography for Suspected Nephrolithiasis. *N Engl J Med [Internet].* 2014;371(12):1100–10. Available from: <http://eutils.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/eutils/elink.fcgi?dbfrom=pubmed&id=25229916&retmode=ref&cmd=prlinks>
28. Kennish SJ, Bhatnagar P, Wah TM, Bush S, Irving HC. Is the KUB radiograph redundant for investigating acute ureteric colic in the non-contrast enhanced computed tomography era? *Clin Radiol.* 2008;63:1131–5.
29. Sandhu C, Anson KM, Patel U. Urinary tract stones - Part I: Role of radiological imaging in diagnosis and treatment planning. *Clin Radiol.* 2003;58:415–21.
30. Stacul F, Van Der Molen AJ, Reimer P, Webb J a W, Thomsen HS, Morcos SK, et al. Contrast induced nephropathy: Updated ESUR Contrast Media Safety Committee guidelines. *Eur Radiol.* 2011;21(12):2527–41.
31. Eikefjord EN, Thorsen F, Rørvik J. Comparison of effective radiation doses in patients undergoing unenhanced MDCT and excretory urography for acute flank pain. *Am J Roentgenol.* 2007;188(4):934–9.
32. Engelbrecht V. Niere und ableitende Harnwege. *Radiologie.* 3. Auflage. 2011. p. 254–80.
33. Mayo-Smith W, Hara AK, Mahesh M, Sahani D V, Pavlicek W. How I Do It: Managing Radiation Dose in CT. *Radiology.* 2014;273(3):657–72.
34. Poletti PA, Platon A, Rutschmann OT, Schmidlin FR, Iselin CE, Becker CD. Low-dose versus standard-dose CT protocol in patients with clinically suspected renal colic. *Am J Roentgenol.* 2007;188(April):927–33.
35. Tamm EP, Silverman PM, Shuman WP. Evaluation of the patient with flank pain and possible ureteral calculus. *Radiology.* 2003;228(2):319–29.
36. Eisner BH, McQuaid JW, Hyams E, Matlaga BR. Nephrolithiasis: What surgeons need to know. *Am J Roentgenol.* 2011;196(June):1274–8.
37. Grosse a, Grosse C. [Imaging modalities and therapy options in patients with acute flank pain]. *Radiologe [Internet].* 2014;54:700–14. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24981448>

38. O'Connor OJ, Maher MM. CT urography. *AJR Am J Roentgenol*. 2010;195(5):W320–4.
39. Nawfel RD, Judy PF, Schleipman A. R, Silverman SG. Patient radiation dose at CT urography and conventional urography. *Radiology*. 2004;232(1):126–32.
40. Wisenbaugh ES, Paden RG, Silva AC, Humphreys MR. Dual-energy vs conventional computed tomography in determining stone composition. *Urology* [Internet]. Elsevier Inc.; 2014;83(6):1243–7. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.urology.2013.12.023>
41. Heye T, Nelson RC, Ho LM, Marin D, Boll DT. Dual-energy CT applications in the abdomen. *AJR Am J Roentgenol*. 2012;199(5 Suppl):64–70.
42. Graser A, Johnson TRC, Bader M, Staehler M, Haseke N, Nikolaou K, et al. Dual energy CT characterization of urinary calculi: initial in vitro and clinical experience. *Invest Radiol*. 2008;43(2):112–9.
43. Marin D, Boll DT, Nelson RC. State of the Art : Dual-Energy CT of. 2014;271(2).
44. McLaughlin PD, Mallinson P, Lourenco P, Nicolaou S. Dual-Energy Computed Tomography. *Radiol Clin North Am* [Internet]. Elsevier Inc; 2015;53(4):619–38. Available from: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0033838915000354>
45. Ascenti G, Siragusa C, Racchiusa S, Ielo I, Privitera G, Midili F, et al. Stone-targeted dual-energy CT: A new diagnostic approach to urinary calculosis. *Am J Roentgenol*. 2010;195(October):953–8.
46. Miura H. MR urography. *Japanese J Clin Urol*. 1997;51(7):471–80.
47. Potretzke AM, Monga M. Imaging modalities for urolithiasis: impact on management. *Curr Opin Urol*. 2008;18:199–204.
48. Sfakianaki E, Sfakianakis GN, Georgiou M, Hsiao B. Renal scintigraphy in the acute care setting. *Semin Nucl Med* [Internet]. Elsevier; 2013;43(2):114–28. Available from: <http://dx.doi.org/10.1053/j.semnuclmed.2013.01.001>
49. Straub M. Management des Uretersteins. 2013;415–25.
50. Holdgate A, Pollock T. Systematic review of the relative efficacy of non-steroidal anti-inflammatory drugs and opioids in the treatment of acute renal colic. *BMJ*. 2004;328:1401.
51. Hollingsworth JM, Rogers MA, Kaufman SR, Bradford TJ, Saint S, Wei JT, et al. Medical therapy to facilitate urinary stone passage: a meta-analysis. *Lancet*. 2006;368:1171–9.
52. Campschroer T, Zhu Y, Duijvesz D, Grobbee DE, Lock MTWT. Alpha-blockers as medical expulsive therapy for ureteral stones. *Cochrane database Syst Rev* [Internet]. 2014;4:CD008509. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24691989>
53. Cierniak R. X-ray computed tomography in biomedical engineering. *X-Ray Computed Tomography in Biomedical Engineering*. 2011. p. 7–19.
54. Reiser M, Kuhn F-P, Debus J. Computertomografie (CT). *Radiologie*. 2011. p. 73–9.
55. Fleischmann D. Computertomographie. *Lehrbuch der radiologisch-klinischen Diagnostik*. 2. ed. University Publisher 3.0; 2012. p. 49–55.
56. Kalender W, Seissler W, Klotz E, Vock P. Spiral volumetric CT with single-breath-hold technique, continuous transport, and continuous scanner rotation. *Radiology*. 1990;176(1):181–3.

57. Fishman EK. Multidetector-row computed tomography to detect coronary artery disease: The importance of heart rate. *Eur Hear Journal, Suppl.* 2005;7(G):4–12.
58. Orenstein B. Up and Running Fast - 640 Slice Scanners Are Coming Online in US Hospitals. *Radiol Today.* 2013;14(9):12.
59. Topics R, Katada K, Ct M, Ct T. Characteristics of Multislice CT. 2002;125(11):175–9.
60. Honda O, Yanagawa M, Inoue A, Kikuyama A, Yoshida S, Sumikawa H, et al. Image quality of multiplanar reconstruction of pulmonary CT scans using adaptive statistical iterative reconstruction. *Br J Radiol.* 2011;84(1000):335–41.
61. Die Geschichte der Computertomographie - von Godfrey Hounsfield zum 32-Zeiler [Internet]. [cited 2015 Jun 9]. Available from: <http://www.radiologie.de/hintergruende-und-fakten/geschichte-der-radiologie/computertomographie/computertomographie-1.html>
62. Nelson RC, Feuerlein S, Boll DT. New iterative reconstruction techniques for cardiovascular computed tomography: How do they work, and what are the advantages and disadvantages? *J Cardiovasc Comput Tomogr* [Internet]. Mosby, Inc; 2011;5(5):286–92. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jcct.2011.07.001>
63. Beister M, Kolditz D, Kalender W a. Iterative reconstruction methods in X-ray CT. *Phys Medica* [Internet]. Elsevier Ltd; 2012;28(2):94–108. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ejmp.2012.01.003>
64. Willemink MJ, De Jong P a., Leiner T, De Heer LM, Nievelstein R a J, Budde RPJ, et al. Iterative reconstruction techniques for computed tomography Part 1: Technical principles. *Eur Radiol.* 2013;23(6):1623–31.
65. Hu XH, Ding XF, Wu RZ, Zhang MM. Radiation dose of non-enhanced chest CT can be reduced 40% by using iterative reconstruction in image space. *Clin Radiol.* 2011;66:1023–9.
66. Moscariello A, Takx RAP, Schoepf UJ, Renker M, Zwerner PL, O'Brien TX, et al. Coronary CT angiography: Image quality, diagnostic accuracy, and potential for radiation dose reduction using a novel iterative image reconstruction technique-comparison with traditional filtered back projection. *Eur Radiol.* 2011;21(10):2130–8.
67. Winklehner A, Karlo C, Puipe G, Schmidt B, Flohr T, Goetti R, et al. Raw data-based iterative reconstruction in body CTA: Evaluation of radiation dose saving potential. *Eur Radiol.* 2011;21(12):2521–6.
68. Shin HJ, Chung YE, Lee YH, Choi JY, Park MS, Kim MJ, et al. Radiation dose reduction via sinogram affirmed iterative reconstruction and automatic tube voltage modulation (CARE kV) in abdominal CT. *Korean J Radiol.* 2013;14(6):886–93.
69. Silva AC, Lawder HJ, Hara A, Kujak J, Pavlicek W. Innovations in CT dose reduction strategy: application of the adaptive statistical iterative reconstruction algorithm. *AJR Am J Roentgenol.* 2010;194(1):191–9.
70. Sagara Y, Hara AK, Pavlicek W, Silva AC, Paden RG, Wu Q. Abdominal CT: Comparison of low-dose CT with adaptive statistical iterative reconstruction and routine-dose CT with filtered back projection in 53 patients. *Am J Roentgenol.* 2010;195(3):713–9.
71. Noël PB, Fingerle A a, Renger B, Münzel D, Rummeny EJ, Dobritz M. Initial performance characterization of a clinical noise-suppressing reconstruction

- algorithm for MDCT. *AJR Am J Roentgenol* [Internet]. 2011;197(6):1404–9. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22109296>
72. Gervaise A, Osemont B, Lecocq S, Noel A, Micard E, Felblinger J, et al. CT image quality improvement using adaptive iterative dose reduction with wide-volume acquisition on 320-detector CT. *Eur Radiol*. 2012;22(2):295–301.
 73. Trautwein A, Kreibitz U, Hüttermann J. *Natürliche Radionuklide. Physik für Mediziner, Biologen, Pharmazeuten*. 7. Auflage. Berlin: Walter de Gruyter GmbH & Co; 2008. p. 355–7.
 74. Vogianis EG, Nikolopoulos D. Radon Sources and Associated Risk in Terms of Exposure and Dose. *Front Public Heal* [Internet]. 2015;2(January):1–10. Available from: <http://journal.frontiersin.org/article/10.3389/fpubh.2014.00207/abstract>
 75. AGES. Strahlenbelastung in Österreich [Internet]. [cited 2015 Jun 14]. Available from: <http://www.ages.at/themen/strahlenschutz/strahlenbelastung-in-oesterreich/>
 76. Stadler A, Kainberger F. Medizinischer Strahlenschutz. In: Breitenseher M, Lechner G, Pokieser P, editors. *Lehrbuch der radiologisch-klinischen Diagnostik*. 2. Auflage. University Publisher 3.0; 2012. p. 91–102.
 77. Jäkel O, Karger C. *Grundlagen des Strahlenschutzes*. Radiologie. 3. Auflage. 2011. p. 52–62.
 78. Brenner DJ, Hall EJ. Computed tomography--an increasing source of radiation exposure. *N Engl J Med*. 2007;357(22):2277–84.
 79. Colagrande S, Origgi D, Zatelli G, Giovagnoni A, Salerno S. CT exposure in adult and paediatric patients: a review of the mechanisms of damage, relative dose and consequent possible risks. *Radiol Medica*. 2014;1–8.
 80. Shah DJ, Sachs RK, Wilson DJ. Radiation-induced cancer: A modern view. *British Journal of Radiology*. 2012.
 81. Albert JM. Radiation risk from CT: Implications for cancer screening. *Am J Roentgenol*. 2013;201(1):81–7.
 82. We N, Data H, Next W, Brenner DJ, Hall EJ. Cancer Risks from CT Scans : Editorial n Reviews. 2012;265(2):330–1.
 83. Huda W. Radiation Risks: What Is to Be Done? *Am J Roentgenol* [Internet]. 2015;204(1):124–7. Available from: <http://www.ajronline.org/doi/abs/10.2214/AJR.14.12834>
 84. Nicolau C, Claudon M, Derchi LE, Adam EJ, Nielsen MB, Mostbeck G, et al. Imaging patients with renal colic—consider ultrasound first. *Insights Imaging* [Internet]. 2015;(6):441–7. Available from: <http://link.springer.com/10.1007/s13244-015-0396-y>
 85. Brady Z, Ramanauskas F, Cain TM, Johnston PN. Assessment of paediatric CT dose indicators for the purpose of optimisation. *Br J Radiol*. 2012;85(1019):1488–98.
 86. Hara AK, Paden RG, Silva AC, Kujak JL, Lawder HJ, Pavlicek W. Iterative reconstruction technique for reducing body radiation dose at CT: Feasibility study. *Am J Roentgenol*. 2009;193(September):764–71.
 87. Willemink MJ, Leiner T, De Jong P a., De Heer LM, Nievelstein R a J, Schilham AMR, et al. Iterative reconstruction techniques for computed tomography part 2: Initial results in dose reduction and image quality. *Eur Radiol*. 2013;23:1632–42.

88. Frey GD. Basic CT Parameters. *AJR Am J Roentgenol* [Internet]. 2014;203(August):W126–7. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25055287>
89. Yu L, Liu X, Leng S, Kofler JM, Ramirez-Giraldo JC, Qu M, et al. Radiation dose reduction in computed tomography: techniques and future perspective. *Imaging Med* [Internet]. 2009;1(1):65–84. Available from: <http://www.futuremedicine.com/doi/abs/10.2217/iim.09.5>
90. Kubo T, Ohno Y, Kauczor HU, Hatabu H. Radiation dose reduction in chest CT-Review of available options. *Eur J Radiol* [Internet]. Elsevier Ireland Ltd; 2013;83(10):1953–61. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ejrad.2014.06.033>
91. Euler A, Schindera S, Pitch-werts A. Möglichkeiten der Strahlenreduktion bei der CT des Körperstamms Options for radiation dose reduction in CT. *Radiol up2date*. 2014;2:163–76.
92. Gervaise A, Naulet P, Beuret F, Henry C, Pernin M, Portron Y, et al. Low-dose CT with automatic tube current modulation, adaptive statistical iterative reconstruction, and low tube voltage for the diagnosis of renal colic: Impact of body mass index. *Am J Roentgenol*. 2014;202(March):553–60.
93. Mancini JG, Ferrandino MN. The impact of new methods of imaging on radiation dosage delivered to patients. *Curr Opin Urol*. 2010;20:163–8.
94. Ciaschini MW, Remer EM, Baker ME, Lieber M, Herts BR. Urinary Calculi : Radiation Dose Reduction of 50% and 75% at CT -- Effect on Sensitivity. *Radiology*. 2009;251(1):105–11.
95. Schindera ST, Nelson RC, Toth TL, Nguyen GT, Toncheva GI, DeLong DM, et al. Effect of patient size on radiation dose for abdominal MDCT with automatic tube current modulation: phantom study. *AJR Am J Roentgenol*. 2008;190(2):100–5.
96. Hamm M, Knopfle E, Wartenberg S, Wawroschek F, Weckermann D, Harzmann R. Low dose unenhanced helical computerized tomography for the evaluation of acute flank pain. *J Urol*. 2002;167(4):1687–91.
97. Kluner C, Hein P a, Gralla O, Hein E, Hamm B, Romano V, et al. 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(1):44–50.
98. Dustin Pooler B, Lubner MG, Kim DH, Ryckman EM, Sivalingam S, Tang J, et al. Prospective Trial for the Detection of Urolithiasis at Ultra-low-dose (Sub-mSv) Non-contrast CT: Direct Comparison against Routine Low-dose Reference Standard. *J Urol* [Internet]. Elsevier Ltd; 2014;192(5):1433–9. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24859440>
99. Mulkens TH, Daineffe S, De Wijngaert R, Bellinck P, Leonard A, Smet G, et al. Urinary stone disease: Comparison of standard-dose and low-dose with 4D MDCT tube current modulation. *Am J Roentgenol*. 2007;188(2):553–62.
100. Ketelslegers E. Urinary calculi : improved detection and characterization with thin-slice multidetector CT. 2006;161–5.

