

Aus der Urologischen Klinik des Zentralklinikums Augsburg
Akademisches Lehrkrankenhaus der Ludwig-Maximilians-Universität München
Direktor: Prof. Dr. med. Rolf Harzmann

**Vergleich der Niedrigdosis-Spiral-Computertomographie mit der
konventionellen Spiral-Computertomographie in der Akutdiagnostik von
Flankenschmerzen**

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Susanne Wartenberg

aus

Werneck

2002

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. med. R. Harzmann

Mitberichterstatter: Priv. Doz. Dr. med. J. Scheidler

Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter: Dr. med. M. Hamm

Dekan: Prof. Dr. med. Dr. h. c. K. Peter

Tag der mündlichen Prüfung: 02.05.2002

Für meine Söhne
David, Moritz und Benjamin

Inhaltsverzeichnis	Seite
1. Einleitung	1
2. Material und Methode	
2.1 Patientenkollektiv	2
2.1.1 Patientenauswahl	2
2.1.2 Untersuchungskollektiv	3
2.2 Vergleichskollektiv	3
2.3 Darstellung des Untersuchungsverfahrens	4
2.3.1 Untersuchungstechnik der nativen Spiral-CT nach dem Niedrigdosis-Protokoll	4
2.3.2 Ermittlung der Effektiven Dosis pro Untersuchungsgang	5
2.4 Untersuchung	6
2.4.1 Patientenbehandlung	6
2.4.2 Radiologische Auswertung der Spiral-CT	6
2.4.2.1 Spezielle Anforderungen an den radiologischen Befund	6
2.4.2.2 Erst- und Zweitbefund der Niedrigdosis-Spiral-CT	7
2.4.3 Validierung der Befunde der Spiral-CT	7
2.4.4 Ermittlung des diagnostischen Stellenwerts der Niedrigdosis-Spiral-CT	8
2.5 Datenerfassung und Statistische Auswertung	8

3. Ergebnisse

3.1	Auswertung des Kollektivs	9
3.1.1	Verteilung der Harnleitersteine innerhalb des Kollektivs	9
3.1.2	Asservation von Steinmaterial	9
3.2.	Überprüfung der Aussagesicherheit der nativen Niedrigdosis-Spiral-CT	10
3.2.1	Vorbemerkung	10
3.2.2	Aussagesicherheit der nativen Niedrigdosis-Spiral-CT bei Patienten mit Harnleiterstein	10
3.2.3.	Nähere Charakterisierung falsch negativer Befunde	11
3.2.4	Aussagesicherheit der nativen Niedrigdosis-Spiral-CT bei Patienten ohne Harnleiterstein	13
3.2.5	Nähere Charakterisierung falsch positiver Befunde	14
3.3	Validierung der Befunde der Niedrigdosis-Spiral-CT	14
3.4	Andere durch die native Niedrigdosis-Spiral-CT nachgewiesene Pathologien	15
3.5	Ermittlung der durchschnittlichen effektiven Patientendosis des Niedrigdosis-Verfahrens	16

4. Diskussion

4.1	Das Symptom „akuter Flankenschmerz“	17
4.2	Urolithiasis	19
4.3	Ureterale Obstruktion	20
4.4	Diagnostik der Urolithiasis	21
4.5	Native Spiral-Computertomographie	24
4.6	Strahlenexposition in der Computertomographie	30
4.7	Grundlagen der Dosimetrie in der Computertomographie	32
4.8	Charakteristika der Dosisbelastung durch die Spiral-CT	37

4.9	Strahlenexposition bei radiologischer Abklärung akuter Flankenschmerzen	40
4.10	Niedrigdosisverfahren in der Spiral-Computertomographie	41
4.11	Native Niedrigdosis-Spiral-Computertomographie bei der Detektion von Harnleitersteinen	44
4.12	Stellenwert des Niedrigdosis-Verfahrens dieser Arbeit für die Detektion von Harnleitersteinen	46
4.13	Schlussfolgerungen	50
5. Zusammenfassung		51
6. Anhang		53
7. Literaturverzeichnis		57
8. Danksagungen		71
9. Lebenslauf		73

1. Einleitung

Ein wichtiger Fortschritt in der Diagnostik von Konkrementen der Nieren und den ableitenden Harnwegen war in den letzten Jahren die Einführung der nativen Spiral-Computertomographie (Spiral-CT).

Diese Methode wurde 1995 erstmals von Smith et al. im Rahmen einer Pilotstudie an Patienten mit akutem Flankenschmerz beschrieben (88). In einer 1996 veröffentlichten Untersuchung an 292 weiteren Patienten erzielten diese Autoren für die Harnleitersteindiagnostik eine Sensitivität von 97% und eine Spezifität von 96% (89). Das Ergebnis konnte von zahlreichen Arbeitsgruppen reproduziert werden. Zudem wurde vielfach gezeigt, dass die Spiral-CT in der diagnostischen Wertigkeit dem bis dahin für die Steindiagnostik etablierten Ausscheidungsurogramm (AUG) überlegen ist (2, 5, 7, 19, 28, 29, 59, 100).

Die native Spiral-CT gilt inzwischen als „Goldstandard“ in der Diagnostik des akuten Flankenschmerzes. Sie hat in vielen Zentren andere diagnostische Verfahren ersetzt. Vorteile der Spiral-CT sind ihre hohe diagnostische Treffsicherheit, die fehlende Kontrastmittelbelastung, kurze Untersuchungsdauer und die Option, zusätzliche urologische und nicht-urologische Pathologien festzustellen.

Die Computertomographie hat allerdings auch Nachteile. Sie setzt den Patienten trotz optimaler Strahlenschutzbedingungen einer relativ hohen Strahlenbelastung aus.

Ausgehend davon wurde von der Klinik für Diagnostische Radiologie und Neuroradiologie des Zentralklinikums Augsburg ein spezielles Untersuchungs-Protokoll für die native Spiral-CT der ableitenden Harnwege nach dem Niedrigdosis-Verfahren entwickelt. Ziel war die Reduktion der effektiven Patientenbelastung gegenüber dem bisher üblichen Standard-Protokoll mit konventioneller Dosisbelastung.

Eine geringere Strahlenbelastung macht allerdings nur dann Sinn, wenn daraus keine Einbuße der diagnostischen Aussagesicherheit gegenüber der Spiral-CT mit konventioneller Dosis resultiert.

Die Urologische Klinik des Zentralklinikums Augsburg veranlasste in Kooperation mit der Klinik für Diagnostische Radiologie und Neuroradiologie des Zentralklinikums Augsburg eine Studie, bei der ab November 2000 alle Patienten mit akutem Flankenschmerz - unter Beachtung der Ausschlusskriterien - mit der nativen Spiral-CT nach dem Niedrigdosis-Verfahren untersucht wurden.

Ziel dieser Untersuchung ist es, die Wertigkeit dieses neu entwickelten Untersuchungsverfahrens zu bestimmen. Hierzu sollen im Rahmen einer retrospektiven Erhebung die Befunde aller Patienten ausgewertet werden, die über einen Zeitraum von vier Monaten zur Abklärung akuter Flankenschmerzen orientiert am Niedrigdosis-Protokoll untersucht worden sind.

Als Vergleichskollektiv werden 150 Patienten herangezogen, die in einer eigenen Studie der beteiligten Kliniken im Jahr 2000 unter der gleichen Fragestellung mit der nativen Standard-Spiral-CT untersucht wurden (28).

2. Material und Methode

2.1 Patientenkollektiv

2.1.1 Patientenauswahl

Vom 01. November 2000 bis zum 28. Februar 2001 wurden in der Klinik für Diagnostische Radiologie und Neuroradiologie des Zentralklinikums Augsburg 124 Patienten mit akuten Flankenschmerzen mit der nativen Spiral-CT untersucht. Innerhalb dieses Zeitraumes wurde erstmals das neu entwickelte Niedrigdosis-Verfahren bei dieser Indikation eingesetzt.

In das Kollektiv wurden ausschließlich Patienten aufgenommen, bei denen die native Spiral-CT nach dem Niedrigdosis-Verfahren unter der konkreten Fragestellung Urolithiasis veranlasst wurde.

Insgesamt wurden 115 Patienten mit dem dosisreduzierten Spiral-CT-Verfahren untersucht. Sechs wurden ausgeschlossen, da sie die Einschlusskriterien nicht erfüllten:

In einem Fall handelte es sich um einen vierzehn Jahre alten Jungen. Eine Patientin wurde bei bereits liegendem Double-Jay Katheter untersucht. In vier Fällen lagen keine typischen kolikartigen Beschwerden vor. 3 dieser Patienten waren an einer malignen Grunderkrankung (Pankreas-Ca, Prostata-Ca bzw. Prostata-Ca und Urothel-Ca der Harnblase) und einer an einer fortgeschrittenen Lipomatosis pelvis erkrankt (Tab. 1).

Symptomatik	Akuter Flankenschmerz Kolikartige Schmerzen
Alter	> 18 Jahre
Anamnese	keine Harntrakt-Drainagesysteme
Indikation	Verdacht auf Ureterolithiasis
Untersuchungstechnik	Native Niedrigdosis-Spiral-CT der ableitenden Harnwege

Tab.1
Einschlusskriterien

Das Niedrigdosis-Protokoll zielt auf eine Reduktion der Strahlenexposition. Um dennoch eine adäquate Bildqualität sicherzustellen, müssen anders als bei der Untersuchung nach dem Standard-Protokoll spezielle Kriterien beachtet werden.

Der Patient muss während der Untersuchung die Arme hinter dem Kopf verschränken. Das kann im Einzelfall bei Schwerkranke oder Patienten fortgeschrittenen Alters problematisch sein. Bei Adipositas (Body mass index (BMI) $> 31 \text{ kg/m}^2$) oder ausgeprägtem Aszites sind die Bilder wegen zu hohem Rauschanteils nur eingeschränkt auswertbar. Metallische Implantate im Bereich des Untersuchungsfelds führen zu Artefakten (Strahlauflaufhärtung).

Insgesamt 9 der 124 Patienten konnten aus verfahrenstechnischen Gründen nicht so wie vorgesehen untersucht werden (Tab. 2): In fünf Fällen lag eine ausgeprägte Adipositas vor, in einem Fall Aszites. Ein Patient konnte die Arme nicht neben den Kopf legen und hatte Totalendoprothesen beidseits. In zwei Fällen ließ sich retrospektiv nicht klären, warum anstelle des neuen das Standard-Verfahren angewandt wurde.

Fremdkörperimplantation im Untersuchungsbereich (Totalendoprothese der Hüfte)
Adipositas (BMI > 31 kg/m ²)
Aszites
Spezielle Lagerung nicht möglich (Lagerung der Arme neben dem Kopf)

Tab.2

Verfahrenstechnische Gründe, die keine Anwendung des Niedrigdosis-Protokolls ermöglichen

2.1.2 Untersuchungskollektiv

Insgesamt wurden 109 Patienten im Alter von 20 - 84 Jahren in die Untersuchung einbezogen. Es handelt sich um 33 Frauen (30%) und 76 Männer (70%). Das mittlere Alter aller Patienten beträgt 49 Jahre. Das mittlere Alter der Frauen liegt bei 54, das der Männer bei 47 Jahren (Tab. 3).

Altersgruppe	Gesamt-Kollektiv (n)	Frauen (n)	Männer (n)
Bis 30 Jahre	15	6	9
Bis 40 Jahre	22	4	18
Bis 50 Jahre	18	4	14
Bis 60 Jahre	21	6	15
Bis 70 Jahre	15	8	7
Bis 80 Jahre	15	11	4
Bis 90 Jahre	3	1	2

Tab. 3

Alters- und Geschlechtsverteilung des Kollektivs

2.2 Vergleichskollektiv

Zwischen Oktober 1999 und Juni 2000 wurden im Rahmen einer Studie 150 Patienten mit einer nativen Standard-Spiral-CT untersucht (28). Dieses Kollektiv wird in der vorliegenden Untersuchung als Vergleichskollektiv herangezogen. Es dient zur Überprüfung des diagnostischen Stellenwerts des Niedrigdosis-Verfahrens.

Das Vergleichskollektiv setzt sich aus 50 Frauen (33%) und 100 Männern (66%) im Alter von 18-91 Jahren (mittleres Alter 55 Jahre) zusammen, bei denen zur Abklärung akuter Flankenschmerzen eine native Spiral-CT durchgeführt wurde. 107 mal (71%) wurde die CT-Diagnose durch eine retrograde Ureteropyelographie bestätigt. In den übrigen Fällen dienten der klinische und sonographische Verlauf als Beleg für die Richtigkeit des CT-Befunds. In 109 Fällen (73%) lag ein Harnleiterkonkrement vor, welches die native Spiral-CT in 108 Fällen richtig diagnostiziert hatte. Die mittlere Steingröße betrug $5,0 \text{ mm} \pm 3,2 \text{ mm}$.

In dieser Untersuchung erzielte die native Spiral-CT eine Sensitivität von 99% (108/109) und eine Spezifität von 98% (40/41).

Unter den Bedingungen einer Röhrenspannung von 140 kV und eines Röhrenstroms von 129 mA betrug die durchschnittliche effektive Strahlenexposition für eine Untersuchung bei Frauen $E_w = 4,3 \text{ mSv}$ und bei Männern $E_m = 3,1 \text{ mSv}$. Die effektive Strahlenbelastung wurde anhand einer Abschätzung aus dem Dosislängenprodukt_{Luft} (DLP_{Luft}) ermittelt (62, 63).

2.3 Darstellung des Untersuchungsverfahrens

2.3.1 Untersuchungstechnik der nativen Spiral-CT nach dem Niedrigdosis-Protokoll

Die Untersuchungen wurden am Patienten ohne spezielle Vorbereitung und ohne Kontrastmittelapplikation durchgeführt.

Es wurde ein Einzelschicht-Detektor Computertomograph (Somatom Plus 4, Firma Siemens, Erlangen, Deutschland) eingesetzt. Damit wurden axiale Schichten vom Nierenoberpol bis zum Symphysenunterrand im Spiralmodus innerhalb einer Atempause angefertigt.

Das Niedrigdosis-Protokoll wurde in Abänderung des bis dahin für diese Indikation üblichen Standard-Protokolls entwickelt. Eine detaillierte Beschreibung der Einzelheiten des Niedrigdosis-Protokolls und dessen Unterschiede zum Standard-Protokoll finden sich in 4.11 (Tab. 22).

Die charakteristischen Geräteeinstellungen zeigt Tab. 4:

Röhrenspannung	120 kV
Röhrenstrom	70 mA
Rotationszeit	0,75 s
Kollimation (Schichtdicke)	5 mm
Rekonstruktionsintervall	5 mm
Tischvorschub pro Rotation	10 mm
Pitchfaktor	2

Tab.4

Charakteristische Einstellungsparameter des Niedrigdosis-Protokolls

Die Bilder wurden in einem Rekonstruktionsintervall von 5 mm mit einem 180°-Rekonstruktionsalgorithmus (Slim 2) berechnet. Angewandt wurde der maximal glättende Faltungskern (AB 10). Das „Field of View“ (FOV, Bildausschnitt) wurde erheblich eingegrenzt, so dass gerade noch Anteile des lateralen Perirenalraums abgebildet wurden. Die Fensterweite betrug 300 Hounsfield Einheiten (HE), die Fenstermitte 40 HE. Der Untersuchungsumfang (Scan-Länge pro Untersuchung) entsprach im Durchschnitt 34,7 cm. Daraus ergab sich eine mittlere Anzahl von 34,7+1 Rotationen, also 35,7 Rotationen pro Untersuchung. Die mittlere Untersuchungsdauer betrug 26,7 s.

Die Aufnahmen wurden anhand von Hard Copies beurteilt. Bei Bedarf wurde zusätzlich die Cine-Funktion (Schnelldurchlauf der Bilder) am Monitor benutzt. Sekundärrekonstruktionen wurden nicht angefertigt.

2.3.2 Ermittlung der effektiven Dosis pro Untersuchungsgang

Die effektive Patientenbelastung (Effektive Dosis E) kann als solche nicht direkt gemessen werden, sondern muss unter Berücksichtigung physikalisch-technischer Messgrößen und der spezifischen Strahlenempfindlichkeiten der betroffenen Organsysteme annähernd berechnet werden.

Die Effektive Dosis (E) entspricht der Summe der organspezifisch gewichteten mittleren Äquivalentdosen in den einzelnen Organen und Geweben des exponierten anatomischen Bereichs. Hierbei wird entsprechend den international gültigen Empfehlungen der International Commission on Radiological Protection vorgegangen (33).

Bei der Spiral-CT der ableitenden Harnwege werden bei Frauen und Männern Organe unterschiedlicher Strahlensensibilität der Röntgenstrahlung ausgesetzt. Deshalb wird mit Hilfe eines geschlechtsspezifischen Konversionsfaktors ein für Frauen und Männer unterschiedlicher Wert ermittelt.

Abschätzung der Effektiven Dosis

Die durchschnittliche effektive Strahlenexposition pro Untersuchungsgang wird in dieser Arbeit folgendermaßen ermittelt:

Die hier verwendeten, für die Computertomographie spezifischen Dosisbegriffe und Formeln sind gebräuchliche Grundbegriffe und Verfahren (62, 63). Zum besseren Verständnis werden sie in 4.7 näher erläutert.

Das CT-System zeigt bei Einstellung der für das Niedrigdosis-Protokoll charakteristischen Parameter (Tab. 4) automatisch einen gewichteten effektiven Computed Tomography Dose Index (CTDI_{w,eff}) an.

Mit diesem lässt sich das gewichtete Dosislängenprodukt (DLP_w) bestimmen:

$$DLP_w = CTDI_{w,eff} \cdot n \cdot TV$$

(n = Zahl der Rotationen, TV = Tischvorschub pro Rotation,
CTDI_{w,eff} = gewichteter, effektiver Computed Tomography Dose Index)

Formel [2.1]

Mit Hilfe des für Somatom Plus 4 spezifischen Phantomfaktors P_x (hier: P_{Body} = 0,47) wird dann nach dieser Formel das DLP frei Luft (DLP_{Luft}) bestimmt:

$$DLP_{Luft} = \frac{1}{P_x} \cdot DLP_w$$

Formel [2.2]

Unter Zugrundelegung des geschlechtsspezifischen Konversionsfaktors f_{mittel} für die Untersuchung des gesamten Abdomens ergibt sich die Effektive Dosis E aus einer weiteren Formel. Eine gerätespezifische Korrektur erfolgt hier durch den Gerätefaktor k_{CT} . Für Somatom Plus 4 beträgt dieser 1,0 (56):

$$E = DLP_{Luft} \cdot f_{mittel} \cdot k_{CT}$$

(Frauen: $f_{mittel} = 0,011 \text{ mSv/mGy}\cdot\text{cm}$, Männer: $f_{mittel} = 0,0072 \text{ mSv/mGy}\cdot\text{cm}$)

Formel [2.3]

2.4 Untersuchung

2.4.1 Patientenbehandlung

Alle Männer und Frauen wurden vom urologischen Dienstarzt klinisch und sonographisch untersucht. Zusätzlich wurden eine Blutprobe (Blutbild, Retentionsparameter, Entzündungswerte) und ein Urinstatus abgenommen. Bei akuten Flankenschmerzen und Verdacht auf Konkremente im Bereich der ableitenden Harnwege erfolgte die native Spiral-CT.

2.4.2 Radiologische Auswertung der Spiral-CT

2.4.2.1 Spezielle Anforderungen an den radiologischen Befund

Bei der Interpretation der Aufnahmen musste obligat zu folgenden Aspekten Stellung genommen werden:

1. Direkter Steinnachweis (einschließlich Größe und Lokalisation)
2. Sekundäre CT-Zeichen für Ureterolithiasis (Hydronephrose/Hydroureter – Grad 0 bis 3, Perirenales/periureterales Ödem - vorhanden/nicht vorhanden?)
3. Nicht steinassoziierte Pathologien

Die Kombination der hier zu beschreibenden sekundären CT-Zeichen hat einen positiven Vorhersagewert von 99% für das Vorliegen einer Urolithiasis bzw. für den Zustand nach Abgang eines Steins (90).

2.4.2.2 Erst- und Zweitbefund der Niedrigdosis-Spiral-CT

Den Erstbefund lieferte der diensthabende radiologische Facharzt. In Augsburg ist dies ein Radiologe mit umfassender Erfahrung in der Beurteilung der nativen Spiral-CT der ableitenden Harnwege (Standard-Verfahren). Mit dem Niedrigdosis-Protokoll hatten diese Untersucher primär keine Erfahrung.

Im Rahmen der retrospektiven Auswertung der Spiral-CT-Aufnahmen dieser Untersuchung erfolgte eine erneute Interpretation aller CT-Aufnahmen ohne Kenntnis klinischer Hintergrundinformationen durch den Oberarzt der Radiologischen Klinik, der das Niedrigdosis-Verfahren entwickelt, in den Routinebetrieb der Radiologischen Abteilung eingeführt und die Schulung der Mitarbeiter vorgenommen hat (Oberarzt Dr. E. Knöpfle).

2.4.3 Validierung der Befunde der Spiral-CT

Die Behandlung der Patienten mit positivem Steinnachweis in der Spiral-CT erfolgte entsprechend den Therapierichtlinien der Deutschen Gesellschaft für Urologie (DGU) in Abhängigkeit von Lage und Größe des Konkремents sowie dem klinischen Bild.

Grundsätzliche Zielvorgabe waren die definitive Behandlung, also die Bergung oder Desintegration des Steins mit laborchemischer Analyse oder die Dokumentation eines Spontanabgangs.

In Fällen, in denen auf Grund der Lage und Konfiguration des Konkремents ein spontaner Abgang möglich erschien, wurde - unterstützt durch medikamentöse Maßnahmen - zunächst abgewartet. Die Therapiekontrolle und Bestätigung der Diagnose erfolgten durch den klinischen und/oder sonographischen Verlauf.

Die Indikation zur interventionellen Therapie von Harnleitersteinen besteht bei (10):

1. Steingröße > 8 mm
2. Rezidivierenden Koliken, die medikamentös nicht beherrscht werden
3. Lang andauernder Obstruktion
4. Obstruktion der ableitenden Harnwege und fieberhafter Harnwegsinfekt

Therapeutischer Standard ist die Kombination von retrograder Ureteropyelographie (UPG) und Ureterorenoskopie (URS). Diese diente letztlich auch der Spiral-CT-Befund-Kontrolle. Alternativ bzw. in Kombination mit den endoskopischen Verfahren wurde eine extrakorporale Stoßwellenlithotripsie (ESWL) vorgenommen.

2.4.4 Ermittlung des diagnostischen Stellenwerts der Niedrigdosis-Spiral-CT

Bewertung der Qualität des Erst- und Zweitbefunds des Niedrigdosis-CT-Verfahrens:

Die Zuverlässigkeit des CT-Befunds für die Harnleitersteindiagnostik wird anhand eines Vergleichs des radiologischen Untersuchungsergebnisses mit der jeweiligen Abschlussdiagnose für jeden Patienten des Kollektivs überprüft.

Der Erstbefund durch den radiologischen Dienstarzt dient der Überprüfung des Verfahrens, um unter klinischen Bedingungen eine möglichst realistische Aussage zu erhalten.

Die Nachbewertung durch einen spezialisierten Oberarzt erlaubt Aussagen zur grundsätzlichen Leistungsfähigkeit der Methode.

Vergleich mit der Aussagesicherheit des Standard-Protokolls anhand des Vergleichskollektivs:

Die Ergebnisse einer Überprüfung des diagnostischen Stellenwerts des Standard-CT-Verfahrens für den Nachweis von Harnleitersteinen liegen bereits vor. Es handelt sich dabei um eine frühere Untersuchung der auch jetzt beteiligten Kliniken aus dem Jahr 2000. Damals wurden für eine retrospektive Auswertung 150 Patienten herangezogen, deren Daten denen des aktuellen Kollektivs annähernd entsprechen.

Die Gegenüberstellung der diagnostischen Aussagesicherheit beider CT-Verfahren soll Informationen zum Stellenwert des dosisreduzierten Verfahrens liefern.

2.5 Datenerfassung und Statistische Auswertung

Die Datenerfassung wurde mittels Microsoft Excel 1997 durchgeführt.

Die statistische Auswertung erfolgte mit der Software SAS in der Version 8.01. Hierbei handelt es sich um ein statistisches Analysesystem von SAS Institute.

3. Ergebnisse

3.1 Auswertung des Kollektivs

3.1.1 Verteilung der Harnleitersteine innerhalb des Kollektivs

Als Ursache der kolikartigen Schmerzen ließen sich in 80 der 109 Fälle (73%) Harnleitersteine (HL-Stein) diagnostizieren (Tab. 5).

	HL-Stein positiv	HL-Stein negativ
Frauen	19	14
Männer	61	15
n =	80	29

Tab. 5

Anzahl der Harnleitersteine und Geschlechtsverteilung

In den radiologischen Zweitbefunden (erfahrener Oberarzt) wurden bei 77 der 80 Patienten Harnleitersteine korrekt detektiert:

36 mal lag ein rechtsseitiger, 41 mal ein linksseitiger Befund vor. Zwei Patienten (Pat. Nr. 81 und 88) wiesen zwei gleichseitige Konkremente links auf. Die Lokalisation der Harnleiter-Konkremente zeigt Tab. 6.

	rechter Ureter	linker Ureter
proximal	9	18
Mitte	3	2
distal	24	23
n =	36	43

Tab. 6

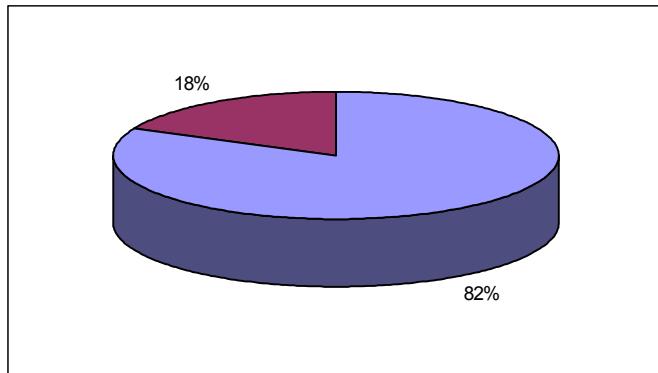
Lokalisation der mit dem Niedrigdosis-Protokoll detektierten Harnleitersteine (n = 79) (Zweitbefund)

Die mittlere axiale Steingröße betrug $4,4 \text{ mm} \pm 3 \text{ mm}$. Die Größe der Steine betrug minimal 2 mm und maximal 20 mm.

3.1.2 Asservation von Steinmaterial

Bei 42 der 80 Patienten (53%) konnte Steinmaterial asserviert werden. Mehrheitlich blieb das Konkrement vollständig erhalten. In Einzelfällen, besonders nach interventioneller Desintegration, wurden Steinanteile gewonnen. In zwei Fällen wurde der Abgang von Gries dokumentiert.

38 (90%) der asservierten Konkremente bzw. Konkrementbestandteile wurden im Institut für Laboratoriumsmedizin, Mikrobiologie und Umwelthygiene des Zentralklinikums diagnostiziert analysiert. In 31 Fällen (82%) handelte es sich um kalziumoxalat- bzw. kalziumphosphathaltige Kristalle. In 7 Fällen (18%) fanden sich Harnsäurekristalle (Abb. 1).



Kalziumoxalat/-phosphat n = 31 (82%)
Harnsäure n = 7 (18%)

Abb. 1
Chemische Zusammensetzung des Steinmaterials

3.2 Überprüfung der Aussagesicherheit der nativen Niedrigdosis-Spiral-CT

3.2.1 Vorbemerkung

Die Qualität einer Methode ergibt sich im Wesentlichen durch ihre diagnostische Treffsicherheit. Sie wird durch die Bestimmung verschiedener statistischer Größen ermittelt. Der Beurteilung des Niedrigdosis-Verfahrens werden das Ergebnis des radiologischen Erstbefunds (Dienstarzt) und die Zweitbewertung (in der CT-Diagnostik erfahrener Oberarzt) zu Grunde gelegt. Fehldiagnosen werden ausführlich erörtert.

3.2.2 Aussagesicherheit der nativen Niedrigdosis-Spiral-CT bei Patienten mit Harnleiterstein

80 mal fand sich eine Ureterolithiasis (2 mal lagen 2 gleichseitige Konkremente vor).

75 mal (94%) war die Diagnose (richtig positiv) im Erstbefund richtig. 1 mal wurde ein Konkrement vermutet. Dieser Befund wurde als falsch negativ gewertet.

77 mal (96%) war die Diagnose (richtig positiv) im Zweitbefund richtig. 2 mal wurde ein Konkrement vermutet. Diese Befunde wurden als falsch negativ gewertet (Tab. 7, Abb. 2).

	Sensitivität	positiver Vorhersagewert
Erstbefund	75/80 (94%)	75/76 (99%)
Zweitbefund	77/80 (96%)	77/78 (99%)

Tab. 7

Sensitivität und positiver Vorhersagewert der Niedrigdosis-Spiral-CT für Erst- und Zweitbefund

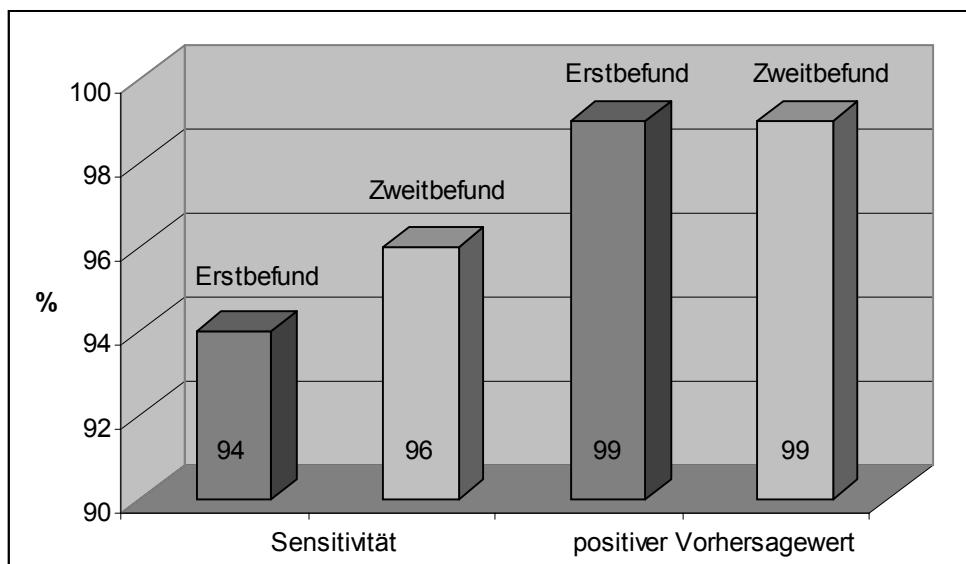


Abb. 2

Sensitivität und positiver Vorhersagewert der Niedrigdosis-Spiral-CT für Erst- und Zweitbefund

3.2.3 Nähere Charakterisierung falsch negativer Befunde

Patient Nr. 20

Bei einem 66jährigen Mann wurde in der Spiral-CT (Zweitbefund) im distalen Ureter rechts der Verdacht auf eine verdickte Ureterwand geäußert. Differentialdiagnostisch wurde ein Zustand nach Steinabgang oder ein Neoplasma genannt. Zusätzlich fanden sich ein perirenales Ödem und ein proximal erstgradig erweiterter Ureter. Ein direkter Steinnachweis erfolgte weder beim Erst- noch beim Zweitbefund.

Bei sonographisch deutlich dilatiertem Nierenhohlsystem und anhaltenden kolikartigen Beschwerden wurden eine Ureteropyelographie (UPG) und eine Ureterorenoskopie (URS) durchgeführt, wobei ein Harnleiterkonkrement geborgen werden konnte.

Es handelte sich hier um einen gesicherten Steinbefund, der der Erst- und der Zweitbefund der Spiral-CT entgangen ist.

Patient Nr. 34

Ein 63jähriger Mann hatte bei typischen Flankenschmerzen sonographisch eine erstgradige Aufweitung des rechten Nierenhohlsystems. Im Spiral-CT gelang im Erstbefund weder ein direkter Steinnachweis, noch wurden sekundäre Hinweise darauf gefunden.

Im Anschluss an die Spiral-CT hielten die Beschwerden zunächst an. Später trat vollkommene Beschwerdefreiheit ein, so dass ein Stein-Spontanabgang angenommen wurde. Bei der Nachbewertung der Spiral-CT wurde ein kleines Konkrement von 2 mm Kantenlänge identifiziert. Allerdings gelang keine exakte Lokalisation (distaler Harnleiter intramural, bzw. in der Harnblase).

Eine Spiral-CT in Bauchlage wäre hier hilfreich gewesen.

Patient Nr. 51

Bei einem 46jährigen Mann wurden trotz unauffälligen Erstbefunds im Spiral-CT wegen anhaltender intermittierender linksseitiger kolikartiger Schmerzen sowie diskreter sonographisch nachgewiesener Dilatation des gleichseitigen Nierenhohlsystems eine UPG und eine URS durchgeführt. Hierbei konnte ein Stein geborgen werden. Bei der Nachbefundung der Spiral-CT wurde ein prävesikales Konkrement von 2 mm Kantenlänge identifiziert, das im Erstbefund als Phlebolith fehlgedeutet worden war.

Patient Nr. 58

Ein 50jähriger Patient mit ausgeprägten linksseitigen kolikartigen Unterbauch-Beschwerden hatte sonographisch eine geringe Ektasie des linken Nierenhohlsystems.

Bei der Erstbeurteilung der Spiral-CT wurde der Verdacht auf ein distales Konkrement (3 mm Kantenlänge) geäußert. Der Nachuntersucher beurteilte die Spiral-CT als unauffällig. Im weiteren Verlauf kam es dann zum Spontanabgang eines Steins.

In diesem Fall hatte der Patient ein gesichertes Steinleiden.

Weder beim Erstbefund (hier wurde das Konkrement zwar vermutet) noch beim Zweitbefund konnte die korrekte Diagnose durch die Spiral-CT gestellt werden.

Patient Nr. 85

Ein 31jähriger Patient hatte bei rechtsseitigen Flankenschmerzen sonographisch eine erst- bis zweitgradige Dilatation des rechten Nierenbeckenkelchsystems. Im ersten Spiral-CT-Befund wurde eine Ektasie des Nierenbeckens ohne Konkrementnachweis im Ureter beschrieben. Während der stationären Beobachtung kam es zu einem Spontanabgang eines Steins.

Bei der zweiten Bewertung der Spiral-CT wurde vermutet, dass ein kleines intramurales Konkrement mit 2 mm Kantenlänge vorliegt.

Steine dieser Größe können im Rauschen untergehen. Unter Standard-CT-Bedingungen wäre dieses Konkrement möglicherweise entdeckt worden.

3.2.4 Aussagesicherheit der nativen Niedrigdosis-Spiral-CT bei Patienten ohne Harnleiterstein

Bei 29 der 109 Patienten (27%) lag keine Ureterolithiasis als Ursache der akuten Flankenschmerzen vor.

28 mal (97%) wurde die korrekte Diagnose (richtig negativ) in der ersten und zweiten Beurteilung gestellt.

1 mal wurde bei der ersten und zweiten Befundung fälschlicherweise ein Konkrement diagnostiziert (Tab. 8, Abb. 3).

	Spezifität	negativer Vorhersagewert
Erstbefund	28/29 (97%)	28/33 (85%)
Zweitbefund	28/29 (97%)	28/31 (90%)

Tab. 8

Spezifität und negativer Vorhersagewert der Niedrigdosis-Spiral-CT für den Erst- und Zweitbefund

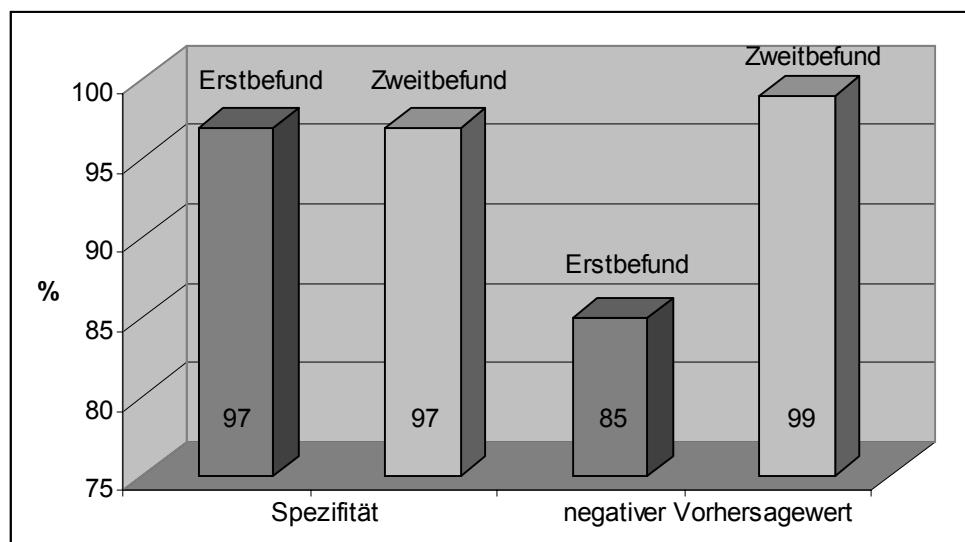


Abb. 3

Spezifität und negativer Vorhersagewert der Niedrigdosis-Spiral-CT für den Erst- und Zweitbefund

3.2.5 Nähere Charakterisierung falsch positiver Befunde

Patientin Nr. 18

Eine 65 jährige Patientin mit linksseitigen Flankenschmerzen hatte sonographisch eine erstgradige Stauung des linken Nierenhohlsystems. Bei beiden Befunden wurden in der Spiral-CT eine zweitgradige Erweiterung des linken Nierenbeckens und im linken Ureter in Höhe der Iliakalgefäßkreuzung ein Konkrement von 4 mm Durchmesser diagnostiziert.

Wegen der ausgeprägten Schmerzsymptomatik waren interventionelle Maßnahmen angezeigt. Im Rahmen einer UPG und einer URS stellte sich der betroffene Harnleiter in seinem Verlauf ohne Konkrementnachweis unauffällig dar. Es fand sich bei erweitertem Nierenbecken eine kurzstreckige Ureterabgangstenose, die mit dem Ureteroskop nicht überwunden werden konnte.

Der in der Spiral-CT festgestellten Struktur in Höhe der Iliakalgefäßkreuzung war retrospektiv eine Verkalkung der proximalen Arteria iliaca zuzuordnen.

3.3 Validierung der Befunde der Niedrigdosis-Spiral-CT

Die Überprüfung bzw. Diagnosesicherung des positiven Harnleiterstein nachweises in der Spiral-CT erfolgte in allen Fällen im Rahmen einer an den Leitlinien der DGU orientierten Behandlung (2.4.3).

Abhängig von Lage und Größe des Steins und von den klinischen Gegebenheiten wurde konservativ oder interventionell (UPG/URS, ESWL) behandelt.

Die Auswahl der Verfahren richtete sich nach etablierten Standards (20).

Die Häufigkeiten der jeweiligen Therapie zeigt Tab. 9.

Interventionell		Konservativ (medikamentöse Therapie)	
UPG/URS	38	Gesicherter Spontanabgang	12
UPG/URS + ESWL (URS-ESWL 3) (ESWL-URS 4)	8	V.a. Spontanabgang bei klinischer u./o. sonographischer Besserung	13
ESWL	9		
n =	55		25

(UPG = retrograde Ureteropyelographie, URS = Ureterorenoskopie, ESWL = Extrakorporale Stoßwellenlithotripsie)

Tab. 9

Therapiemaßnahmen bei positivem Steinnachweis (n = 80)

3.4 Andere durch die native Niedrigdosis-Spiral-CT nachgewiesene Pathologien

In 14 Fällen (13%) lieferte die Spiral-CT weitere bisher nicht bekannte Befunde. Zum Teil waren diese für die Beschwerden des Patienten verantwortlich.

Von besonderer Bedeutung waren die Erstdiagnosen eines M. Hodgkin und eines ausgedehnten Bauchaortenaneurysmas.

Tab. 10 nennt zusätzliche pathologische Prozesse, die bei der Auswertung der CT-Bilder festgestellt wurden.

Niere	Ureterabgangsenge (2 mal) Hydronephrose (2 mal) Angiomyolipom Rotationsanomalie bei Cystenniere
Nebenniere	Nebennierenadenom Verdacht auf Nebennierenmetastase
Gefäßsystem	Infrarenales Bauchaortenaneurysma (7x8 cm) Generalisierte Arteriosklerose
Darm	Sigmadivertikulitis Abszess bei Sigmadivertikulitis Sigmadivertikulose
Lymphknoten	Lymphknoten-Konglomerat (M. Hodgkin)
Gallenblase	Cholezystolithiasis
Ovar	Ovarieller Tumor
Lunge	Pleuraerguss beidseits

Tab. 10

Durch die native Niedrigdosis-Spiral-CT nachgewiesene Zusatz-Befunde

3.5 Ermittlung der durchschnittlichen effektiven Patientendosis des Niedrigdosis-Verfahrens

Die durchschnittliche effektive Patientendosis (Effektive Dosis E) wurde mit Hilfe der in 2.3.2 dargestellten Formeln [2.1 – 2.3] ermittelt.

Für die Röhrenspannung von 120 kV, den Röhrenstrom von 70 mA, eine Kollimation von 5 mm, bei einem Tischvorschub von 10 mm pro Röhrenrotation und einer Rotationszeit von 0,75 s zeigte das Gerät einen gewichteten effektiven Computed Tomography Dose Index (CTDI_{w,eff}) von 1,8 mGy an. Daraus lässt sich gemäß der Formel [2.1] das gewichtete Dosislängenprodukt (DLP_w) bestimmen. Für den konkreten Fall dieser Studie ergibt sich somit für 35,7 Rotationen:

$$DLP_w = 64,26 \text{ mGy cm}$$

Mit Hilfe des gerätespezifischen Phantomfaktors ($P_B = 0,47$) lässt sich dann nach der Formel [2.2] das Dosislängenprodukt frei Luft (DLP_{Luft}) bestimmen:

$$DLP_{Luft} = 136,72 \text{ mGy} \cdot \text{cm}$$

Für die effektive Patientenexposition ergeben sich entsprechend der Formel [2.3] unter Zugrundelegung der geschlechtsspezifischen Konversionsfaktoren f_{mittel} (Frauen: $f_{\text{mittel}} = 0,011 \text{ mSv/mGy} \cdot \text{cm}$, Männer: $f_{\text{mittel}} = 0,0072 \text{ mSv/mGy} \cdot \text{cm}$) die in Tab. 11 dargestellten Durchschnittswerte für die Effektiven Dosen (E) pro Untersuchung

Frauen	$E_w = 1,50 \text{ mSv}$
Männer	$E_m = 0,98 \text{ mSv}$

Tab. 11

Effektive Patientendosis einer durchschnittlichen Untersuchung der nativen Spiral-CT der ableitenden Harnwege nach dem Niedrigdosis-Protokoll für Frauen und Männer

4. Diskussion

4.1 Das Symptom „akuter Flankenschmerz“

Akuter Flankenschmerz ist eines der häufigsten Beschwerdebilder in Notfallambulanzen. Definitionsgemäß entspricht die Flanke dem seitlichen Rumpfteil zwischen dem Rippenbogen und dem Darmbeinkamm (74). Viele Krankheitsprozesse im Bereich dieser und angrenzender anatomischer Regionen resultieren in Flankenschmerzen, so dass dieses Symptom unspezifisch ist.

Bei der Abklärung dieser Beschwerden muss daher an einige Differentialdiagnosen gedacht werden. Dennoch ist bei einem kolikartigen Charakter des Beschwerdebilds die akute ureterale Obstruktion durch einen Harnleiterstein die wichtigste Verdachtsdiagnose (91).

Pathophysiologie

Die Wahrnehmung akuter Schmerzen ist ein lebensnotwendiges Warnsignal. Das Schmerzerlebnis umfasst eine Kette neurophysiologischer Vorgänge, die sich vom Ort der Reizeinwirkung über aufsteigende Bahnen bis zur Schmerzverarbeitung im zentralen Nervensystem erstrecken (101).

Viszerale Schmerzen werden häufig organfern als Schmerzzustände in bestimmten Körperoberflächenbereichen, den Head'schen Zonen, wahrgenommen. Neurophysiologisch entspricht dies dem sogenannten „übertragenen Schmerz“ (81).

Dies hängt damit zusammen, dass die afferenten, vegetativen Nervenfasern innerer Organe gemeinsam mit den afferenten Nervenfasern der entsprechenden Hautsegmente (Dermatome) durch die hinteren Wurzeln der Spinalganglien in das Rückenmark eintreten. So konvergieren in einem bestimmten Segment des Hinterhorns die afferenten Nervenfasern der inneren Organen mit denjenigen des zugehörigen Hautsegments. Auf diese Weise wird bei einer nociceptiven Reizung des Organs eine Projektion der Schmerzempfindung aus den viszeralen Segmenten in die entsprechenden Dermatome (Head'sche Zone) ermöglicht und dort als Schmerz wahrgenommen (15).

Die Plexus des autonomen Nervensystems innervieren unterschiedliche abdominelle Organe gleichzeitig. Somit kommt es zu einer überlappenden Nervenversorgung, wodurch verständlich wird, warum unterschiedliche Affektionen verschiedener Organe akute Flankenschmerzen hervorrufen und so eine ureterale Kolik simulieren können.

Schmerzverstärkend wirken biochemische Reaktionen, wie die Neosynthese von Schmerzmediatoren (Bradykinine, Prostaglandine, Serotonin, u.a.) und die reflektorische Spastik der glatten Muskulatur. Ausgelöst durch eine Ischämie dieses Organsystems kommt es zu einer Erregung der Nociceptoren mit der Folge einer übermäßigen Kontraktion (60).

Klinisches Bild

Der akute Flankenschmerz ist typischerweise einseitig, anfallsartig rezidivierend, wandernd und kolikartig. Gelegentlich treten die Beschwerden eher lokalisiert und bohrend-drückend auf.

Differentialdiagnose

Zahlreiche Krankheitsbilder können akute Flankenschmerzen hervorrufen (Tab. 12). Dementsprechend müssen sämtliche Organe dieser Region diagnostisch berücksichtigt werden. Dem klinischen Beschwerdebild, der Anamnese, dem Geschlecht und dem Alter des Patienten entsprechend werden zunächst naheliegende Verdachtsdiagnosen berücksichtigt.

Organbereich	Krankheitsbild
Niere	Pyelonephritis Becken-, Kelchstein Tumor Trauma Nierenarterienembolie Nierenvenenthrombose Papillennekrose
Ableitende Harnwege	Harnleiterstein Tumor Harnleiterabgangstenose Harnverhalt Zystitis
Verdauungstrakt	Ulcus ventriculi Ulcus duodeni Pankreatitis Gastroenteritis Enterokolitis Appendicitis Sigmadivertikulitis
Gallenblase	Cholelithiasis Cholecystitis
Gefäßsystem	Aortenaneurysma Aortendissektion Mesenterialinfarkt
Weibliches Genitale	Adnexitis Tubargravidität Ovarialzyste
Männliches Genitale	Samenstrangtorsion Epididymitis Prostatitis
Brustraum	Interkostalneuralgie Vertebraogene Affektionen Pleuritis Lungenembolie

Tab. 12

Differentialdiagnosen des akuten Flankenschmerzes

4.2 Urolithiasis

Die Urolithiasis ist eine Wohlstandserkrankung und somit in den westlichen Industrienationen weit verbreitet. Die tatsächliche Anzahl der Steinträger ist unbekannt, da das Harnsteinleiden klinisch stumm verlaufen kann. In den Vereinigten Staaten von Amerika sind Männer dreimal häufiger betroffen als Frauen. Der Manifestationsgipfel liegt in der dritten bis fünften Lebensdekade (14). 5% der Frauen und 12% der Männer erleiden mindestens einmal in ihrem Leben eine Harnsteinkolik (87). Die Erkrankung verläuft in der Regel chronisch. Die kumulative Rezidivrate einer Harnstein-Kolik innerhalb von fünf Jahren nach der ersten Episode wird auf 40% bis 50% geschätzt (92).

Die Genese des Harnsteinleidens ist umfassend erforscht worden. Dennoch sind Teilespekte nach wie vor ungeklärt (Tab. 13).

Belegt ist ein Zusammenhang mit verschiedenen Krankheitsbildern, insbesondere mit erblichen Stoffwechselanomalien. Auch geographische, klimatische und rassische Faktoren spielen eine Rolle. Des Weiteren tragen individuelle Ernährungs- und Lebensgewohnheiten zu einer Manifestation bei (37,92).

Erbliche Stoffwechselanomalien	Renale tubuläre Azidose Zystinurie Normokalzämische Hyperkalzurie Hyperoxalurie
Prädisponierende Grunderkrankungen	Gicht Rezidivierende Harnwegsinfekte Obstruktion der Harnwege Hyperparathyreoidismus (primär, sekundär) Neoplasien (Hyperkalzämie) Sarkoidose Vit-D Überdosierung
Geographische Prävalenz	USA Nordeuropa Mittelmeerländer China Nordindien Pakistan Nordaustralien
Risiken	Verminderte Flüssigkeitsaufnahme Hohe Zufuhr an tierischem Eiweiß Immobilisation

Tab. 13
Genese des Harnsteinleidens

Harnsteine setzen sich aus einer kristallinen, anorganischen Substanz (95%) und aus einem organischen Netzwerk (5%), der Steinmatrix, zusammen. Mögliche kristalline Komponenten sind Kalzium-Oxalat, Kalzium-Phosphat, Struvit (Magnesium-Ammonium-Phosphat), Harnsäure, Zystin und Xanthin. Die Steinmatrix setzt sich aus Proteinen, Zelltrümmern und anderen organischen Materialien zusammen (Tab. 14) (92).

Die Analyse eines Steins ermöglicht Rückschlüsse auf dessen Entstehung. Sie ist unverzichtbare Grundvoraussetzung für eine effektive Metaphylaxe. Nicht selten ist die Urolithiasis die Erstmanifestation einer bis dahin nicht bekannten Grunderkrankung. Verfahren zur Untersuchung des Steinmaterials sind die chemische Analyse, die Infrarotspektroskopie und die Röntgendiffraktion (10).

Steinart (chemische Analyse)	Prädisponierendes Urin pH	Relative Häufigkeit
Kalzium-Oxalat	Ca. 6,0	75%
Kalzium-Phosphat		
Magnesium-Ammonium-Phosphat	> 7,0	15%
Harnsäure	Ca. 5,5	5-10%
Zystin	Ca. 5,5	1%
Xanthin	Keine Angabe	Unter 1%

Tab. 14

Harnsteinarten (75, 92)

4.3 Ureterale Obstruktion

Harnsteine einer gewissen Größe, die in die ableitenden Harnwege ausgeschwemmt werden, können an einer Engstelle einklemmen und so zu akuten Symptomen führen. Typische Engen sind die Nierenkelchhälse, der Abgang des Ureters aus dem Nierenbecken, die Kreuzungsstelle des Harnleiters mit den Iliakalgefäßen und der ureterovesikale Übergang. Physiologischerweise wird der Urin durch die wellenförmige Peristaltik des Harnleiters kontinuierlich in kleinen Portionen zur Harnblase transportiert. Eine komplette oder partielle Verlegung des Harnleiters durch ein Konkrement führt dementsprechend zu einer Harntransportstörung. Als Konsequenz davon steigt der Ruhedruck des Ureters innerhalb von 20 bis 60 Minuten von 10 mmHg auf Werte von 30 bis 77 mmHg an, da die Harnproduktion zunächst konstant bleibt. Dieser Druckanstieg führt zur Stimulation spezieller Rezeptoren. Er ist der entscheidende Auslösefaktor für den Kolikschmerz. Wenn das maximale Druckniveau über 2 bis 5 Stunden konstant gehalten wird, reduziert sich der Innendruck des Ureters auf etwa die Hälfte (60, 92).

Die kontinuierliche Blutzufuhr zur Niere und die fortgesetzte Harnbildung führen in Verbindung mit der kompletten oder partiellen Obstruktion des Ureters zu einem anhaltenden Ausstrom von Flüssigkeit in das renale und ureterale Interstitium. Zum Schutz der Niere wird der Ausbildung eines interstitiellen Ödems durch eine kompensatorisch gesteigerte Flüssigkeitsdrainage über die lokalen Lymphbahnen entgegengewirkt. Allerdings ist dieser Mechanismus in seiner Kapazität und zeitlich limitiert, so dass sich eine Ödemausbildung in der Regel nicht verhindern lässt (91).

Das Leitsymptom des obstruierenden Harnleitersteins sind akut einsetzende, intermittierende, heftig stechende, wellenartige Flankenschmerzen, die wenige Minuten bis Stunden anhalten können. Sie treten häufig abrupt während einer Ruhephase, nachts oder früh am Morgen auf. Typischerweise strahlen sie aus und folgen der Passage des Steins durch den Ureter. Befindet sich der Stein im proximalen Ureter, werden die Beschwerden zunächst in der gleichseitigen Flanke und später im Abdomen lokalisiert. Durchwandert das Konkrement den mittleren Abschnitt des Ureters, projiziert sich die Symptomatik in die seitliche Flanke und in die

Perumbilikalregion. Mit Eintreten in den distalen Ureter strahlt der Schmerz in die Leiste, das Skrotum bzw. die Vulva oder die Innenseite des Oberschenkels aus. Nicht selten ist aber auch die gesamte Flanke, die Leistengegend und die Oberschenkelinnenseite schmerhaft. Während der Remissionsphase bleibt oft ein dumpfer Schmerz in der Flanke zurück.

Bei großen ruhenden Nierenbecken- oder Kelchsteinen bleibt die Symptomatik häufig auf die Flanke beschränkt. Gelegentlich klagen die Patienten über ein unangenehmes Organgefühl.

Über zentrale Rückkopplungseffekte werden das vegetative Nervensystem und die Psyche beeinträchtigt. Der Patient bewegt sich ruhelos hin und her und ist kaltschweißig. Übelkeit, Erbrechen, paralytischer Ileus und Hypotonie sind typisch. Nach dem abrupten Sistieren der Beschwerden ist der Patient erschöpft. Häufig werden irritative Miktionsbeschwerden oder eine Makrohämaturie angegeben. Als Folge einer Obstruktion der Harnwege können Harnwegsinfekte begünstigt werden (4, 37, 103).

4.4 Diagnostik der Urolithiasis

Akute Flankenschmerzen erfordern eine umgehende Ablärung. Sie zielt primär auf den Nachweis oder Ausschluss einer Urolithiasis. Der direkte Konkrementnachweis ist in Verbindung mit Aussagen über dessen exakte Position und Größe Grundvoraussetzung für die adäquate Planung der Therapie. Ebenso müssen pathophysiologische Folgeerscheinungen, wie die Obstruktion der Harnwege, erfasst werden.

In dieser Situation ist ein Untersuchungsverfahren zu fordern, das mit einer vertretbaren Belastung für den Patienten und einem überschaubarem technisch-personellen Aufwand ohne zusätzliche Diagnostikverfahren auskommt.

Als Standardverfahren für die Diagnostik der Urolithiasis haben sich konkurrierende Untersuchungsverfahren etablieren können. Diese sind bisher die Sonographie, die Abdomenübersichtsaufnahme (AÜS) und das Ausscheidungsurogramm (AUG). Die Spiral-CT tritt als Konkurrenzverfahren mehr und mehr in Erscheinung.

Sonographie

Die transabdominelle Sonographie ist eine wenig belastende Methode (kein Kontrastmittel, keine ionisierenden Strahlen), die allgemein verfügbar und kostengünstig ist und unabhängig von der Nierenfunktion durchgeführt werden kann. Bei akuten Flankenschmerzen wird sie als primäres Untersuchungsverfahren eingesetzt.

Ein Harnleiterkonkrement wird unabhängig von seiner chemischen Zusammensetzung als echogener Focus – größtentags mit oder ohne Schallschatten – abgebildet. Der direkte Harnleitersteinnachweis gelingt selten, da sehr kleine Steine leicht übersehen werden können und der Verlauf des Ureters besonders bei adipösen oder überblähten Patienten wegen Artefaktüberlagerung eingeschränkt einsehbar ist. Dies betrifft vor allem den mittleren Teil des Harnleiters. Konkremente im Bereich des Ureterabgangs und des Übergangs vom Ureter zur Harnblase lassen sich besser darstellen (90). Exakte Angaben zur Steingröße sind schwierig.

Indirekte Hinweise auf ein obstruierendes Steinleiden, wie eine Hydronephrose oder eine Dilatation des Ureters, sind die Domäne der Sonographie. Allerdings muss bis zu der Manifestation eine zeitliche Verzögerung in Kauf genommen werden, die bis zu 24 Stunden betragen kann (70, 92). Recht gut sind die Möglichkeiten der Sonographie, bei negativer Urolithiasis andere Krankheitsursachen - besonders im Bereich der Niere - zu diagnostizieren. Prozesse im Verlauf des Harnleiters werden im Allgemeinen schlecht abgebildet.

Neueren Studien zufolge lassen sich durch den Einsatz neuerer Ultraschallverfahren die diagnostischen Möglichkeiten der Sonographie noch verbessern. So gilt der dopplersonographische Nachweis einer Veränderung des renalen Blutflusses als aussagekräftiger Indikator für eine akute Obstruktion der ableitenden Harnwege (85, 103). Der prävesikale und der intramurale Harnleiter lassen sich gezielt durch eine transvaginale oder transrektale Endosonographie beurteilen. Auf diese Weise können distale Harnleiterprozesse dargestellt werden, die dem AUG entgangen waren (47). Literaturangaben zur diagnostischen Zuverlässigkeit der transabdominellen Sonographie bei der Detektion von Harnleitersteinen variieren erheblich (Tab. 15).

Arbeitsgruppe	Sensitivität	Spezifität
Svedström, E. (1990) (97)	63%	79%
Ghali, A.M. (1998) (24)	81%	98%
Sheafor, D.H. (2000) (83)	61%	100%
Hamm, M. (2001) (29)	11%	97%

Tab. 15

Literaturangaben zur Sensitivität und Spezifität der transabdominellen Sonographie bei Harnleiterkonkrementen

Abdomenübersichtsaufnahme (AÜS)

Da leistungsfähigere Methoden zunehmend verfügbar sind, ist die AÜS heutzutage ein eher rein orientierendes Verfahren. Ihr Vorteil liegt darin, dass etwa 90% der Konkremente schattengebend (röntgenpositiv) sind. Die Qualität der Abbildung steigt direkt mit dem Kalziumgehalt des Konkretums. Kalziumfreie Konkremente (Harnsäurekristalle) sind röntgennegativ, werden also nicht abgebildet (92). Die Darstellung von Steinen hängt von deren Lokalisation und Größe ab. Sie sind erst dann nachweisbar, wenn der größte Diameter mindestens 2 mm beträgt (70). Die röntgenologischen Dimensionen entsprechen nicht immer den tatsächlichen Größenverhältnissen. Die Diagnose beruht letztendlich auf der Identifikation eines verkalkten Herds entlang des mutmaßlichen Verlaufs des Ureters (90).

Verschiedene Strukturen können mit der Darstellung von Konkrementen interferieren oder mit solchen verwechselt werden. Skelettanteile oder Darmgas können die Nieren und/oder die Ureteren überlagern. Röntgendichte Veränderungen (Phlebolithen, verkalkte Lymphknoten) sind speziell im kleinen Becken Anlass zu Verwechslungen mit Steinen (91).

Die diagnostische Wertigkeit der AÜS in dieser Indikation wurde in verschiedenen Studien überprüft (Tab. 16).

Arbeitsgruppe	Sensitivität	Spezifität
Svedström, E. (1990) (97)	53%	74%
Levine, J.A. (1997) (53)	59%	71%
Ghali, A.M. (1998) (24)	79%	77%
Jackman, S.V. (1999) (36)	51%	k.A.
Hamm M. (2001) (29)	47%	76%

Tab. 16

Literaturangaben zur Sensitivität und Spezifität der AÜS für den Nachweis von Harnleiterkonkrementen
(k.A. = keine Angabe)

Ausscheidungsurogramm (AUG)

Seit seiner Einführung 1923 gilt das AUG als Standardverfahren in der Diagnostik akuter Flankenschmerzen. Seine Bedeutung liegt darin, dass Aussagen über strukturelle Veränderungen (anatomische Abnormitäten, tumoröse Neubildungen) im Bereich der Nieren und Ureteren möglich sind. Zusätzlich liefert es Informationen über das Ausmaß obstruktiver Veränderungen und Hinweise zur Nierenfunktion (70, 88, 91, 92).

Die Qualität dieses projektionsradiographischen Verfahrens hängt allerdings von einer guten Patientenvorbereitung (entblähende, abführende Maßnahmen) bzw. der Minimierung störender Überlagerungen durch Darmgas oder Stuhl ab. Konkremente, die nicht schattengebend sind oder deren Dichte bei der Abbildung auf dem Film derjenigen des Kontrastmittels entspricht, werden diagnostisch nicht erfasst. Zur Präzisierung des Befunds sind im Einzelfall Spätaufnahmen oder Tomographien erforderlich. Sie erhöhen die Strahlenexposition, verlängern die Untersuchungsdauer und verursachen somit zusätzliche organisatorische Probleme (9, 22, 23, 78).

Die Kontrastmittelapplikation hat Risiken, unter denen die Nephrotoxizität und die Gefahr anaphylaktischer Reaktionen besonders erwähnt werden müssen. Bei ausgeprägter Obstruktion besteht gerade in der Akutphase der Kolik die Gefahr einer Fornixruptur (19, 92). Falls kein obstruierendes Harnleiden vorliegt, sind sichere Aussagen zu differentialdiagnostisch wichtigen Prozessen nicht möglich, da neben dem Skelettsystem lediglich die durch Kontrastmittel dargestellten Harnwege beurteilt werden können.

Das AUG ist der Spiral-CT in der Abklärung akuter Flankenschmerzen unterlegen. Es sollte nur dann eingesetzt werden, wenn die Spiral-CT nicht verfügbar ist oder individuelle Gründe wie Klaustrophobie gegen deren Einsatz sprechen.

Eine wichtige Indikation für das AUG ist die Hämaturie bzw der Tumorverdacht. Hier liefert das AUG als Zusatzdiagnostik wertvolle Hinweise (1, 19). Alternativ kann auch eine Spiral-CT mit Kontrastmittel und Ablauphotographie durchgeführt werden.

Der diagnostische Stellenwert des AUG für die Detektion von Harnleitersteinen wurde umfassend untersucht (Tab. 17).

Arbeitsgruppe	Sensitivität	Spezifität
Svedström, E. (1990) (97)	87%	100%
Ghali, A.M. (1998) (24)	79%	79%
Yilmaz, S. (1998) (105)	52%	94%
Niall, O. (1999) (68)	64%	92%
Ruppert-Kohlmayr, A.J. (1999) (78)	56%	100%

Tab. 17

Literaturangaben zur Sensitivität und Spezifität des AUG für den Nachweis von Harnleiterkonkrementen

4.5 Native Spiral-Computertomographie

Die Computertomographie (CT) ist ein digitales Schnittbildverfahren. Ihr Prinzip besteht darin, die räumliche Verteilung der physikalischen Eigenschaften eines Objekts aus unterschiedlichen Richtungen zu messen und daraus überlagerungsfreie Bilder zu errechnen. Der Patient wird auf einem Untersuchungstisch durch eine Abtasteinheit (Gantry) gefahren, die aus Röntgenröhre, Detektoreinheit und Messerfassung besteht. Senkrecht zur Körperachse durchdringen gebündelte Röntgenstrahlen aus verschiedenen Richtungen eine Körperschicht. Durch ein geeignetes Blendensystem wird nur eine definierte Ebene (Scan-Ebene) durchstrahlt. Die Schwächung der Röntgenstrahlen wird auf der gegenüberliegenden Seite durch Detektoren registriert. Die so entstandenen CT-Rohdaten werden bei der Bildrekonstruktion entsprechend ihrer Dichte in CT-Werte (Hounsfield-Einheiten (HE)) umgerechnet und in Graustufen kodiert als Bild dargestellt.

Spiral-Volumentechnik

Die Spiral-CT ist eine computertomographische Aufnahmetechnik, bei der während der kontinuierlichen Drehung von Röhre und Detektor auch die Patientenliege bewegt wird. Hierdurch resultiert eine rasche lückenlose Volumendarstellung ohne Bewegungsartefakte der untersuchten Körperregion (Abb. 4).

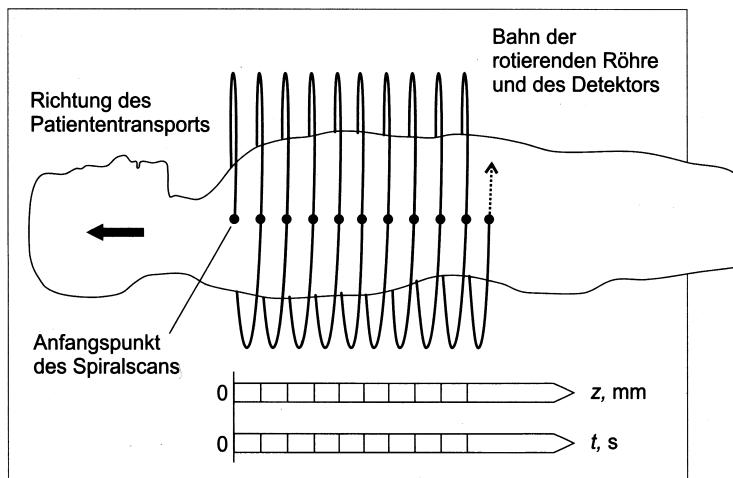


Abb.4
Aufnahmeprinzip der Spiral-CT (42)

Die Spiral-CT ist kein statisches Verfahren. Entsprechend den Anforderungen an das jeweilige Untersuchungsvorhaben sind im Rahmen der spezifischen technischen Gegebenheiten des CT-Systems verschiedene Parameter (z.B. Tischvorschub oder Kollimation) einzustellen. Diese sind zum Teil voneinander abhängig. Ihre Auswahl kann Einschränkungen unterliegen. Auf diesem Weg wird direkt Einfluss auf grundlegende Eigenschaften, wie die Bildqualität oder die effektive Strahlenexposition genommen. (42, 50). Eine Besonderheit der Spiral-CT ist die exzellente Darstellbarkeit auch kleiner Objekte. Es ist möglich, an jeder Stelle im Scan-Volumen durch Bildnachbearbeitung den maximal möglichen Kontrast einer Läsion zu erhalten. Retrospektiv kann aus dem Rohdatensatz eine

unbegrenzte Anzahl sich überlappender axialer CT-Schichten mit beliebig kleinen Abständen rekonstruiert werden (40).

Die Spiral-CT erfordert eine hohe Röntgenröhrenleistung. Typische Leistungswerte der Geräte liegen bei 20-60 kV, im Hochspannungsbereich bei 80-140 kV.

Die vom CT-System angebotenen Spitzenwerte entsprechen dessen Leistungsgrenze und können, vor allem wegen der Wärmebelastung, nicht über einen längeren Zeitraum aufrechterhalten werden. Dies stellt bei hohem Aufnahmeverolumen eine Limitation speziell des Einzelschichtverfahrens dar.

Für die neuen Mehrschicht-Spiral-CT-Geräte gilt dies im Wesentlichen nicht (41).

Bildentstehung bei der Spiral-CT

Gewisse Grundkenntnisse der Berechnung eines Bildes aus einem Spiraldatensatz sind für das Verständnis der Zusammenhänge des in dieser Untersuchung angewendeten Niedrigdosis-Protokolls erforderlich.

Zur Überführung der während der Abtastung eines Objekts erhaltenden Schwächungswerte in die räumliche und bildliche Darstellung müssen verschiedene Arbeitsschritte absolviert werden.

Die in den einzelnen Projektionen registrierten Schwächungswerte werden einem Computer zugeleitet.

Nach einer allgemeinen Vorverarbeitung der Daten muss ein für die Spiral-CT charakteristischer Zwischenschritt - die z-Interpolarisation - erfolgen. Hierbei wird mit Hilfe spezieller Rechenvorschriften (Spiral-Algorithmen) aus dem gemessenen Rohdatensatz ein planarer Datensatz gewonnen, bei dem alle Projektionen zu der gleichen Tischposition, also einer Einzelschicht, gehören.

Bei dem Scanner Somatom Plus 4 sind verschiedene Spiral-Algorithmen integriert („wide“, „slim“, „slim 2“ und „var“). In dieser Arbeit wird der Algorithmus „slim 2“ angewandt. Dies ist ein 180° LI-Algorithmus, der für eine Bildrekonstruktion die Daten von zwei halben Umdrehungen (180°) erfasst und durch lineare Interpolation (LI) in planare Daten umrechnet. Dieser Algorithmus liefert pitchunabhängig einen geringen Rauschanteil.

Für den letzten Schritt, die eigentliche Bildrekonstruktion, werden die Verfahren „Faltung“ und „Rückprojektion“ eingesetzt. Durch die Faltung, eine Hochpassfilterung, werden Unschärfen von Objektdetails vermieden. In Kombination mit einem 180°-LI-Algorithmus eignet sich ein glättendes Faltungsverfahren besonders für die Hervorhebung von Kontrasten in Weichteilgeweben.

Bei der abschließenden Rückprojektion werden die Einzelbeiträge der bearbeiteten Schwächungsprofile zu den verschiedenen Bildpunkten berechnet (44).

Details zu diesem Ablauf liefert Abb. 5.

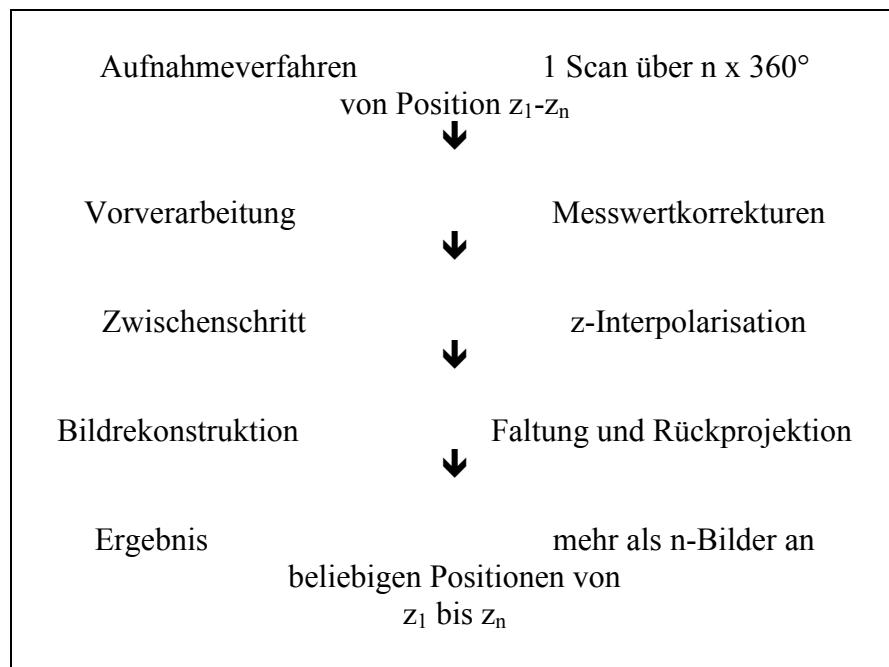


Abb. 5
Vorgang der Bildentstehung bei der Spiral-CT (42)

Spiral-CT im klinischen Alltag

Bei der Spiral-CT handelt es sich um ein wenig belastendes Verfahren. Die Untersuchung wird ohne spezielle Vorbereitung nativ durchgeführt. Sie eignet sich daher besonders für Patienten mit Kontraindikationen gegen eine Kontrastmittelgabe, also bei Kontrastmittelallergie, Schilddrüsenerkrankungen, Niereninsuffizienz und ausgeprägter Obstruktion der Harnwege (27).

Gleiches gilt für die Notfalldiagnostik bei Patienten mit akuter Kolik. Dies liegt sowohl an der exzellenten differentialdiagnostischen Aussagesicherheit, als auch an der kurzen Untersuchungsdauer (10-15 Minuten) (69).

In dieser Studie betrug die Untersuchungszeit inklusive Tischvorbereitung durchschnittlich 3 Minuten. Nach weiteren 4 Minuten waren sämtliche Aufnahmen der Scan-Serie komplett berechnet. Dementsprechend ist die Akzeptanz der Methode nicht nur bei Patienten ausgezeichnet.

Die Bilder bieten ausgehend von der Klinik eine solide Entscheidungsgrundlage für die Festlegung der Therapie (61, 96).

Die korrekte Interpretation der Bilder erfordert Erfahrung. Die Lernkurve ist kurz.

Bei der Auswertung durch verschiedene Radiologen besteht eine gute Übereinstimmung hinsichtlich der Ergebnisse, dennoch bleibt ein Zusammenhang zwischen der Qualität der Interpretation und der individuellen Erfahrung (38, 70, 77).

Stellenwert der nativen Spiral-CT bei der Detektion von Harnleitersteinen

Die native Spiral-CT gilt seit neuester Zeit als Untersuchungsmethode der Wahl bei der Abklärung akuter Flankenschmerzen. In zahlreichen Studien wurde übereinstimmend die diagnostische Überlegenheit belegt (69, 72, 89, 90, 95, 96). Dies gilt auch für die Untersuchung von Jugendlichen (55). Die native Spiral-CT zeichnet sich durch eine hohe diagnostische Zuverlässigkeit bei der Detektion von Harnleiterkonkrementen aus.

In der Literatur liegen die Angaben zur Aussagesicherheit in den folgenden Bereichen: Sensitivität 95-100%, Spezifität 92-100%, positiver Vorhersagewert 96-100% und negativer Vorhersagewert 91-100%. Tab. 18 nennt Literaturangaben zur Sensitivität und Spezifität des Verfahrens.

Arbeitsgruppe	Sensitivität	Spezifität
Smith, R.C. (1995) (88)	97%	96%
Fielding, J.R. (1997) (19)	98%	100%
Dalrymple, N. (1998) (7)	95%	98%
Miller, O. (1998) (59)	96%	100%
Vieweg, J. (1998) (100)	98%	98%
Yilmaz, S. (1998) (105)	94%	97%
Boulay, I. (1999) (2)	100%	96%
Chen, M. (1999) (5)	96%	99%
Niall, O. (1999) (68)	100%	92%
Liu, W. (2000) (54) (Niedrigdosis-Protokoll)	97%	96%
Miller, O. (2000) (58)	97%	92%
Hamm, M. (2001) (29)	99%	97%

Tab. 18

Literaturangaben zur Sensitivität und Spezifität der nativen Spiral-CT für den Nachweis von Harnleiterkonkrementen

Bildinterpretation bei Urolithiasis

Der typische Befund ist die direkte Steinabbildung im Ureter. Die Spiral-CT weist alle Konkremente, unabhängig von ihrer Zusammensetzung deswegen nach, weil ihre Dichte generell höher ist als die der umgebenden Weichteilstrukturen. Bereits kleine Steine mit 1mm Kantenlänge sind nachweisbar (84). Seltene Ausnahmen sind diese Sonderfälle: Reine Matrixsteine (Häufigkeit < 1%) und Steine, die ausschließlich aus Indinavir bestehen. Letztere entstehen aus einem nierengängigen Metaboliten des Proteaseinhibitors Indinavir, der in der HIV-Therapie eingesetzt wird (93).

Die Spiral-CT stellt alle Strukturen ohne Störung durch Darmgasüberlagerung oder knöcherne Strukturen dar. Sie ermöglicht die präzise Lokalisation und Größenbestimmung der Konkremente - eine unverzichtbare Voraussetzung für die weitere Therapie.

Speziell im kleinen Becken bereitet die Abgrenzung eines intraureteralen Konkretions gegenüber Gefäßverkalkungen (Phlebolithen) allerdings Schwierigkeiten. Dies betrifft besonders Patienten ohne wesentliche Harnstauung oder sehr schlanke Personen mit gering ausgeprägtem retroperitonealen Fettgewebe.

Eine Hilfestellung bietet hier das „soft-tissue rim sign“, eine das Konkrement umgebende ringförmige Weichteilrinde, welche den Ureter repräsentiert und entsprechend

Schwächungswerte von 20 bis 40 HE aufweist. Dieses Zeichen gilt als Indikator eines Ureterkonkремents und spricht gegen einen Phlebolithen (4, 30).

In der Detektion mutmaßlich kleiner Konkremente (insbesondere im distalen Harnleiter) oder zur genaueren Beurteilung der physiologischen Ureterengstellen bietet die Spiral-CT einen besonderen Vorteil: Durch nachträgliche Rekonstruktion von dünnen überlappenden Schichten kann die diagnostische Aussagekraft erheblich gesteigert werden (94).

Die Unterscheidung, ob ein distaler Harnleiterstein am ureterovesikalen Übergang festsitzt oder bereits in die Harnblase vorgedrungen ist, kann im Einzelfall problematisch sein. Zur genauen Steinlokalisation wird dann ein Wiederholungs-Scan in Bauchlage durchgeführt, wodurch der bereits passierte Stein Lageabhängig eine Position abseits vom Ostium einnimmt. Eine generelle Untersuchung von Patienten mit akuten Flankenschmerzen in Bauchlage würde dieses Problem bei gleicher diagnostischer Verlässlichkeit beseitigen (6, 52), allerdings zu Abstrichen des diagnostischen Komforts führen.

Zusätzlich zum direkten Steinnachweis lassen sekundäre CT-Zeichen - hervorgerufen durch die direkten pathophysiologischen Folgen einer Harnwegsobstruktion - auf ein Harnsteinleiden rückschließen. Diese sind für sich alleine betrachtet nicht spezifisch steinbedingt.

Allerdings haben fast alle gesicherten Spiral-CT-Befunde von Urolithiasis eine Kombination dieser sekundären Zeichen (69).

Sie ermöglichen die Diagnose auch in den Fällen, in denen sich das eigentliche Konkrement nicht abbilden lässt, der Ureterverlauf wegen mangelndem retroperitonealen Fettgewebe nicht darstellbar ist oder undefinierbare Verkalkungen vorliegen. Zudem dienen sie als Indiz für einen bereits erfolgten Steinabgang.

Umgekehrt lässt das Fehlen dieser Indikatoren bei negativem Steinnachweis den Ausschluss eines akuten Steinleidens zu (99).

Die diagnostische Verlässlichkeit der Zeichen wurde vielfach belegt (7, 38, 90).

Tab. 19 stellt bedeutende sekundäre CT-Zeichen mit dem jeweiligen Stellenwert für die Diagnose der Urolithiasis dar.

Die Kombination einer Ureterdilatation mit einem „perinephric stranding“ (gesteigerte Lymphdrainage) hat für die Diagnose einer akuten Urolithiasis einen positiven prädiktiven Wert von 99% und einen negativen prädiktiven Wert von 95% (90).

Sekundäres CT-Zeichen	Sensitivität	Spezifität
Ureterdilatation	90%	93%
„Perinephric stranding“ (gesteigerte Lymphdrainage)	82%	93%
Hydronephrose	83%	94%
Nierenvergrößerung	71%	89%

Tab. 19

Diagnostischer Stellenwert sekundärer Spiral- CT-Veränderungen für den Nachweis eines Harnleiterkonkремents

Zusatzdiagnosen durch die native Spiral-CT

Bei der Abklärung akuter Flankenschmerzen ist die native Spiral-CT als limitiertes Untersuchungsverfahren des Abdomens und Beckens ein Verfahren, das in der Lage ist, neben der Urolithiasis ein weites Spektrum alternativer und zusätzlicher Diagnosen innerhalb und außerhalb des Urogenitaltrakts verlässlich nachzuweisen. In dieser Hinsicht ist sie den herkömmlichen Verfahren überlegen. Bei unauffälligem Befund der nativen Spiral-CT können mit hoher Wahrscheinlichkeit zahlreiche Differentialdiagnosen des akuten Flankenschmerzes ausgeschlossen werden (61, 99).

Auf der anderen Seite wurden in einer Serie von 1000 fortlaufenden Untersuchungen in dieser Indikation in 10% der Fälle unerwartete Pathologien diagnostiziert (39). Dies gilt auch für die eigene Studie (3.4, Tab. 10), die 14 mal (13%) Befunde von erheblicher klinischer Relevanz nachgewiesen hat.

Ein Nachteil des nativen Verfahrens ist, dass die Dignität renaler und ureteraler Veränderungen nur eingeschränkt beurteilt werden kann. Beim Verdacht auf maligne Veränderungen ist eine Beurteilung von Spiral-CT-Aufnahmen mit und ohne Kontrastmittelenhancement notwendig. Erneute Scan-Serien nach Kontrastmittelapplikation ermöglichen die Beurteilung verschiedener Funktionsphasen der Niere (kortikomedulläre Phase, nephrographische Phase, Ausscheidungsphase). Diese Aufnahmen sind essentiell für die Beurteilung maligner Veränderungen (73).

Kostenanalyse Spiral-CT vs AUG

Als Nachteil der Spiral-CT werden die hohen Anschaffungskosten angeführt.

Der exakte Kostenaufwand einer Untersuchungsmethode ist für den Einzelfall schwierig zu ermitteln. Er differiert in den unterschiedlichen Einrichtungen erheblich. Hinzu kommen wesentliche Unterschiede bei der Abrechnung der CT-Leistungen.

Auch die Gesamtkosten des AUG variieren, da Art und Menge des Kontrastmittels unterschiedlich sind und keine oder zahlreiche Spätaufnahmen gleichbedeutend Personal- und Zeitaufwand erforderlich werden.

Für einen seriösen Kostenvergleich müssen deshalb Durchschnittswerte zu Grunde gelegt werden.

Die Gesamtkosten der Spiral-CT lassen sich wegen des weitgehend uniformen Untersuchungsablaufs besser vergleichen.

Analysen verschiedener europäischer und anglo-amerikanischer Arbeitsgruppen kamen überraschenderweise übereinstimmend zu der Aussage, dass die Kosten der Spiral-CT unter denjenigen des AUG liegen.

Dies liegt in erster Linie an den höheren unmittelbaren Kosten des AUG und der gleichzeitigen differentialdiagnostischen Überlegenheit der Spiral-CT, die signifikant weniger Zusatzdiagnostik erfordert (23, 78, 96).

4.6 Strahlenexposition in der Computertomographie

Heutzutage ist die Computertomographie wegen ihrer Leistungsfähigkeit ein unverzichtbares diagnostisches und interventionelles Radiologieverfahren. Daran hat auch die Tatsache der zunehmenden Verbreitung der Kernspintomographie nichts geändert. Vielmehr werden die Möglichkeiten der CT ständig weiter entwickelt. Das Hauptaugenmerk der Hersteller und Anwender lag zunächst auf der Leistungssteigerung und der Festlegung von Untersuchungsstrategien und der Standardisierung von Scan-Protokollen. Es lässt sich ein Trend dahin feststellen, dass Fortschritte in der CT-Gerätetechnik im Allgemeinen nicht zur Verringerung der Strahlenexposition, sondern zur Verkürzung der Scan-Zeiten und zur weiteren Verbesserung der Bildqualität genutzt werden (82).

Erstmals gegen Ende der achtziger Jahre wurden systematische Untersuchungen zur effektiven Strahlenbelastung der CT durchgeführt. Eine Untersuchung des Bundesministeriums für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit (BMU) ergab, dass 1994 in Deutschland der Anteil der Computertomographie an allen Röntgenuntersuchungen 4,2% betrug, gleichzeitig aber 37,8% der kollektiven effektiven Dosisbelastung auf dieses Untersuchungsverfahren entfielen (3).

Weitere Untersuchungen bestätigten dies (46, 65). Somit trägt die CT erheblich zu der kumulativen Strahlenbelastung der Gesamtbevölkerung bei.

Vor diesem Hintergrund erfährt die CT heute von Seiten des Strahlenschutzes besondere Aufmerksamkeit. Eine 1996/97 durchgeführte CT-Studie an acht Radiologischen Instituten zeigte, dass bei entsprechender Optimierung im Vergleich zur üblichen Praxis ein erheblicher Spielraum für Dosisreduzierungen besteht (80). Die Kommission der Europäischen Union hat in ihrer Richtlinie 97/43 über den Gesundheitsschutz von Personen bei medizinischer Exposition gegenüber ionisierenden Strahlen ab Mai 2000 die Ermittlung der Patientendosis und die Etablierung und Einhaltung von Referenzdosiswerten für die CT verbindlich vorgeschrieben (17).

Überlegungen zur Verbesserung des Strahlenschutzes erlangten einen hohen Stellenwert. Sie konzentrieren sich in erster Linie auf gerätetechnische Neuerungen und effektive Dosissparmaßnahmen durch eine differenzierte Einstellung der Röntgenanlage durch den Untersucher (65).

Physikalisch-technische Grundlagen ionisierender Strahlen

Röntgenstrahlen gehören dem Spektrum der elektromagnetischen Wellenstrahlung (Photonenstrahlung) an.

Sie werden in einer Röntgenröhre erzeugt. Diese besteht aus einem evakuierten Glaszyylinder, in dem eine Kathode (positiv) und eine Anode (negativ) angebracht sind.

Schnelle Elektronen werden aus der Kathode emittiert und am Brennfleck der Anode abgebremst.

Hierbei entstehen hohe Wärmeenergiemengen und zwei Arten von Röntgenstrahlung („Bremsstrahlung“ und „Charakteristische Strahlung“) (49).

„Bremsstrahlung“ entsteht durch Abbremsung energiereicher Elektronen im Coulomb-Feld von Atomkernen. Sie besitzt ein kontinuierliches Spektrum.

„Charakteristische Strahlung“ wird erzeugt, wenn schnelle Elektronen auf Materie mit hoher Dichte (Anode) prallen, in die Nähe der Atomkerne vordringen und ein kernnahes Elektron auf ein höheres Energieniveau heben. Beim Nachrücken kernferner Elektronen in die entstandene Lücke werden Energiequanten abgestrahlt, deren Wellenlängen ein

diskontinuierliches Spektrum ergeben, das für das Anodenmaterial der Röhre charakteristisch ist (48).

Röntgenstrahlung ist eine Materie durchdringende, indirekt ionisierende Photonenstrahlung. Sie verursacht wichtige Wechselwirkungen mit Materie, wie Absorption, Compton-Effekt, klassische Streuung und Paarbildung.

Bei der diagnostischen Anwendung von Röntgenstrahlen wird ein Teil gestreut, ein weiterer absorbiert und der Rest von dem bestrahlten Material in Abhängigkeit von dessen Beschaffenheit durchgelassen.

Der durchgelassene Strahlenanteil wird für die bildgebende Diagnostik genutzt.

Der absorbierter, niederenergetische Strahlungsanteil verursacht eine Gewebeschädigung, da er bereits in der Haut und oberflächlichen Gewebschichten absorbiert wird. Dieser Effekt wird bei der Strahlentherapie maligner Tumoren genutzt.

Durch Vorsetzen eines Filters vor das Strahlenaustrittsfenster der Röhre werden die niederenergetischen Strahlenanteile absorbiert.

Die Streustrahlung entsteht durch Schwächung der Strahlen beim Durchtritt durch Materie infolge Ablenkung aus ihrer ursprünglichen Richtung. Daraus resultiert eine zusätzliche Strahlenbelastung für den Patienten bzw. das medizinische Personal und ein Verlust an Bildqualität. Dies sind Gründe dafür, Streustrahlung zu vermeiden (71).

Die biologische Wirkung der Röntgenstrahlen beruht auf ihrer Absorption im Gewebe. Sie hängt von verschiedenen Faktoren ab (49):

- Dichte der Ionisationsprozesse (relative biologische Wirksamkeit, Qualitätsfaktor q)
- Durch Anregung und Ionisierung absorbierte Energie im Gewebe (Energiedosis)
- Modifizierende Faktoren (z.B. zeitliche Verteilung der Strahlung)

Strahlenschäden in menschlichen Geweben und Organstrukturen resultieren aus der Schädigung einzelner Zellen.

Strahlung kann prinzipiell alle Moleküle innerhalb einer Zelle schädigen. Allerdings können Defekte bestimmter Bestandteile durch Reparaturmechanismen kompensiert werden.

Die DNA stellt den die Empfindlichkeit bestimmenden Teil der Zelle dar, da nicht reparable oder fehlerhaft reparierte Schäden irreversible Chromosomenschäden hervorrufen.

Die Strahlensensibilität variiert innerhalb des Zellzyklus.

Sie ist während der Mitose am höchsten. Deshalb sind Organsysteme, die einen hohen Anteil an Zellen mit einer hohen Proliferationsrate haben, besonders gefährdet.

Für die verschiedenen Organe existieren demnach spezifische „kritische Dosen“ als Schwellenwerte für eine Schädigung.

Zur Charakterisierung ionisierender Strahlung wird deren Wirkung auf die bestrahlte Materie bestimmt. Hierfür dienen definierte Dosisgrößen, die in Tab. 20 erläutert werden:

Dosisbezeichnung	SI-Einheit	Definition	Anwendung
Ionendosis (I)	Coulomb/kg	Ladungsmenge, die von einer Strahlung in einem Luftvolumen erzeugt wird im Verhältnis zur Masse der durchstrahlten Luft	Messtechnik
Energiedosis (D)	J/kg, Gray (Gy)	Maß für die im Volumenelement eines Materials absorbierte Strahlungs-Energie. Ist als lokale Größe von der Längenausdehnung des bestrahlten Bereichs unabhängig	Dosimetrie Strahlentherapie
Äquivalenzdosis (H)	J/kg, Sievert (Sv)	Produkt aus der Energiedosis D und dem dimensionslosem Qualitätsfaktor q , welcher die unterschiedlichen biologischen Wirkungen der verschiedenen Strahlenarten erfasst ($q_{\text{Röntgenstrahlung}} = 1$)	Dosimetrie Strahlentherapie
Effektive Dosis (E)	J/kg, Sievert (Sv)	Korrektur der Äquivalentdosis durch spezifische Wichtungsfaktoren der durchstrahlten Organe und Gewebe	Strahlenschutz

Tab. 20

Dosisbegriffe zur Charakterisierung ionisierender Strahlung

4.7 Grundlagen der Dosimetrie in der Computertomographie

Da es sich um ein Schnittbildverfahren handelt, liegt bei der CT die Strahlenbelastung um den Faktor 5-10 höher als bei konventionellen Röntgenaufnahmen.

In der konventionellen Radiologie etablierte Messverfahren zur Strahlenexposition lassen sich auf die Computertomographie nicht übertragen.

Infolgedessen wurden spezifische Kenngrößen und Formeln für die Dosisbestimmung in der Computertomographie entwickelt.

Die bei der CT anfallende Dosis und die effektive Strahlenbelastung des Patienten sind Größen, deren Bestimmung weitaus schwieriger ist als bei konventionellen Röntgenverfahren. Grundsätzlich gibt es eine lineare Beziehung zwischen dem geschalteten Strom-Zeit-Produkt und der Strahlendosis.

Zusätzlich wird die Strahlenbelastung durch technische Gegebenheiten des jeweiligen CT-Geräts und die Einstellungsparameter des zu Grunde liegenden Scan-Protokolls erheblich modifiziert.

Dosisverteilung bei der Computertomographie

Bei der CT mit Rotationsgeometrie (Spiralmodus) durchdringen gebündelte Röntgenstrahlen eine einzelne Körperschicht über einen Umfang von 360° senkrecht zur Körperachse. Hierbei addieren sich die Dosisbeiträge aus allen Richtungen, so dass eine weitgehend homogene Verteilung in der Schnittebene resultiert. Im Zentrum kommt es trotz der Schwächung durch die darüberliegenden Schichten zu einer geringfügigen Aufsummierung der Dosis.

Das Dosisprofil einer Einzelschicht ist infolge Streustrahlung und Strahlungsdivergenz deutlich breiter als die Schichtkollimation (nominelle Einzelschicht) oder das Schichtprofil (Abb. 6).

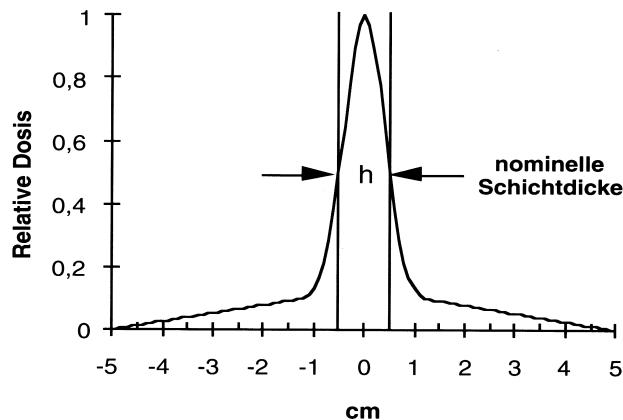


Abb. 6

Dosisprofil einer Einzelschicht mit nomineller Schichtdicke $h = 10 \text{ mm}$ (62)

Infolgedessen nimmt die lokale Dosis bei Abtastung größerer Körperabschnitte durch Beiträge aus den Nachbarschichten zu. Durch die Aneinanderreihung mehrerer Einzelschichten ergibt sich eine Dosisüberhöhung gegenüber der Einzelschicht.

Das longitudinale Dosisprofil einer Scan-Serie gibt die patientenrelevante Verteilung der Dosis in Vorschubrichtung (z-Richtung) an (Abb. 7).

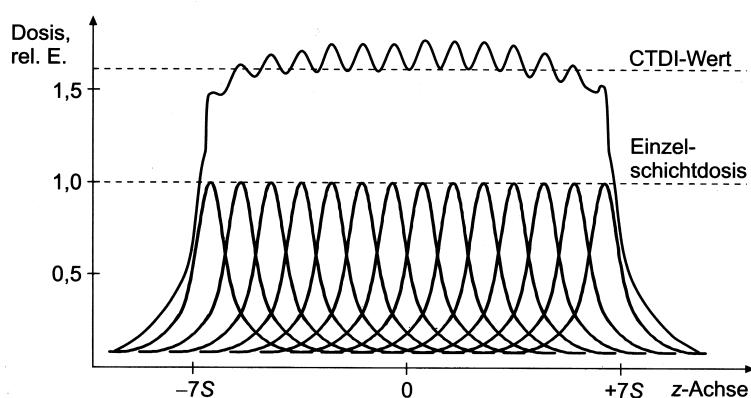


Abb. 7

Longitudinales Dosisprofil einer Scan-Serie (43)

Dosiskenngrößen in der Computertomographie

- Computed Tomography Dose Index (CTDI):

Dem Phänomen der Zunahme der lokalen Dosis in einer Einzelschicht durch Streustrahlungsbeiträge aus den Nachbarschichten wird durch die Definition des Computed Tomography Dose Index (CTDI) Rechnung getragen. Der CTDI ist der Äquivalentwert der Dosis innerhalb der nominellen Schicht, der sich ergeben würde, wenn die gesamte absorbierte Strahlung in einem rechteckigen Profil mit der nominellen Schichtdicke als Breite konzentriert wäre (Abb. 8).

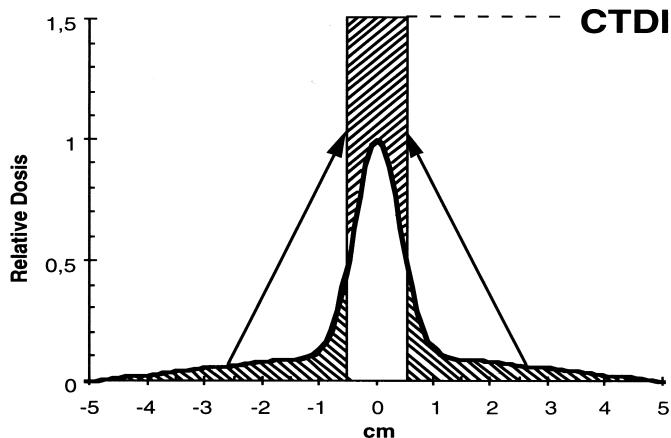


Abb. 8

Veranschaulichung des Begriffs Computed Tomography Dose Index (62)

Erstmals wurde der CTDI von der Food and Drugs Administration (FDA) der USA definiert. Der CTDI wird als Integral über das Dosisprofil über 14 Schichtdicken berechnet (86):

$$CTDI_{FDA} = \frac{1}{h} \cdot \int_{-7h}^{+7h} D(z) \cdot dz$$

(h = nominelle Schichtdicke, $D(z)$ = Wert der Dosis am Punkt z)

Formel [3.1]

Als Standard für die Dosismessung haben sich international CTDI-Phantome etabliert. Dies sind Zylinder in den Ausführungen als Kopfphantom (Durchmesser 16 cm) und Körperphantom (Durchmesser 32 cm) über eine axiale Ausdehnung von mindestens 14 cm. Sie werden aus Plexiglas (PMMA) hergestellt. Über Messungen in Bohrungen im Zentrum und unterhalb der Oberfläche kann die Dosisverteilung in einer Schicht und in axialer Ausdehnung (z -Richtung) ermittelt werden.

- CTDI über eine feste Integrationslänge von 100 mm ($CTDI_{100}$):

Der nach der Definition der FDA auszuwertende Bereich des Dosisprofils hängt direkt von der Schichtdicke ab. Bei dünnen Schichten wird der Messbereich recht klein und daher ein großer Teil der Streustrahlung, welche wesentlich zur Strahlenbelastung beiträgt, nicht berücksichtigt. Somit wird bei dünnen Schichten die Dosis unterschätzt.

Um diesen systematischen Fehler auszuschließen, wurde der CTDI über eine feste Integrationslänge von 100 mm ($CTDI_{100}$) eingeführt. Die Streustrahlung wird hier auch bei dünnen Schichten erfasst, so dass sich - bei gleicher tatsächlicher Patientendosis - höhere Dosiswerte als nach dem $CTDI_{FDA}$ ergeben.

Als Messgröße zur quantitativen Erfassung der der ionisierenden Strahlung dient hier die Luftkerma K_a . Anstelle der Messung in Plexiglas wird das Referenzmaterial Luft verwendet (35).

$$CTDI_{100} = \frac{1}{h} \cdot \int_{-50\text{ mm}}^{+50\text{ mm}} K_a(z) \cdot dz$$

Formel [3.2]

- Normierter CTDI ($_{n}CTDI_{100}$)

In Europa muss zur Kennzeichnung jedes CT-Geräts der - für ein geschaltetes Strom-Zeit-Produkt von 100 mAs am Phantom gemessene - normierte CTDI ($_{n}CTDI_{100}$) für die im Gerät verfügbaren Kollimationen im Abnahmeprotokoll verzeichnet werden. Erforderlich ist auch die Angabe der der Messung zugrundegelegten Strahlenqualitäten (kV, Vorfilterung), da der normierte CTDI nur unter diesen Bedingungen gültig ist. Der $_{n}CTDI_{100}$ ist eine charakteristische Kenngröße (Dosisleistungskonstante) des Scanners (62).

$$_{n}CTDI_{100} = \frac{1}{S} \cdot \int_{-50\text{ mm}}^{+50\text{ mm}} D(z) dz$$

Formel [3.3]

- Gewichteter CTDI ($_{n}CTDI_{100,w}$)

Insbesonders bei dem umfangreicheren Körperphantom divergiert der unter der Oberfläche von dem im Zentrum gemessenen CTDI-Wert. Zur Berücksichtigung dieser Differenz wurde ein modifizierter CTDI-Wert entwickelt. Hierbei wird der zentrale $CTDI_{100,c}$ mit einem Drittel und der periphere $CTDI_{100,p}$ mit zwei Dritteln gewichtet, bevor beide addiert werden (62).

$$_{n}CTDI_{100,w} = 1/3 \cdot _nCTDI_{100,c} + 2/3 \cdot _nCTDI_{100,p}$$

Formel [3.4]

- Dosis frei Luft auf der Systemachse ($CTDI_{Luft}$)

Die Dosis frei Luft auf der Systemachse ist eine spezifisch deutsche Messgröße. Sie wird bei der Abnahmeprüfung für jedes CT-Gerät gefordert und dient als Eingangsgröße bei den hierzulande benutzten Umrechnungstabellen für Organdosiswerte. Gemessen wird mit einem Röntgenfilm - also nicht am Phantom. Das Referenzmaterial für die Dosisangabe ist Luft. Die Messgröße ist die Luftkerma K_a , die Angabe erfolgt in mGy.

Der $CTDI_{Luft}$ hat seine Bedeutung, weil er bei weiterführenden Rechnungen zur Organdosis und Effektiven Dosis in allen verfügbaren Tabellenwerken als Grundlage für die Bestimmung der Konversionsfaktoren (106) verlangt wird (62).

$$CTDI_{Luft} = \frac{1}{h} \cdot \int_{-50}^{+50} K_a(z) \cdot dz$$

Formel [3.5]

- Dosislängenprodukt (DLP)

Die Strahlenexposition des Patienten nimmt nicht nur mit der Dosis sondern auch mit der Länge des bestrahlten Bereichs zu. Für eine Abschätzung der Gesamtdosis einer CT-Untersuchung wurde das Dosislängenprodukt (DLP), das dem Produkt aus Intensität und Ausdehnung einer Bestrahlung entspricht, eingeführt. Bei Mehrfachuntersuchungen müssen alle Scan-Durchgänge berücksichtigt werden. Das DLP spielt als Indikator für die Strahlenbelastung des Patienten eine wichtige Rolle. Berechnet werden kann das DLP gemäß folgender Gleichung (16):

$$DLP_w = CTDI_{w,eff} \cdot n \cdot TV$$

(n = Anzahl der Rotationen, TV = Tischvorschub)

Formel [3.6]

- Organdosis

Die Organdosis entspricht der in einem bestimmten Organ absorbierten Energie, dividiert durch die Masse des Organs.

$$D_{org} = \frac{\text{absorbierte Energie}}{\text{Masse des Organs}}$$

Formel [3.7]

Sie wird an der Systemachse am CTDI-Phantom gemessen und durch organspezifische Konversionsfaktoren korrigiert. Die Angabe erfolgt in mSv:

$$D_{org} = \frac{1}{p} \cdot CTDI_{Luft} \cdot \sum_{z-}^{z+} f(Organ, z) \cdot \Delta z$$

($f(Organ, z)$ = organspezifischer Konversionsfaktor in Abhängigkeit von der Schichtlage, Δz = Schrittweite, $z-$ / $z+$ = unterer / oberer Bereich des abgescannten Bereichs)

Formel [3.8]

- Effektive Dosis E

Die Effektive Dosis ist eine patientenbezogene Dosisgröße und entspricht der Summe der gewichteten mittleren Organdosen der exponierten Patientenregion. Die Gewichtung spiegelt normierte organspezifische Strahlenempfindlichkeitswerte wieder (34).

Mit der Effektiven Dosis können die Organdosen von einer partiellen Bestrahlung des Körpers in die einheitliche Strahlenbelastung des gesamten Körpers konvertiert werden. Die Dosisangabe erfolgt in mSv.

Diese Größe erlaubt als einzige Dosisangabe den direkten Vergleich mit der Exposition konventioneller Röntgenverfahren.

Die Effektive Dosis kann als solche nicht direkt gemessen, aber auf unterschiedliche Weise ermittelt werden.

Die in dieser Arbeit angewandte Methode – eine Abschätzung aus dem DLP _{Luft} – lautet (63):

$$E = DLP_{Luft} \cdot f_{mittel} \cdot k_{CT}$$

(f_{mittel} = Mittelwerte der Konversionsfaktoren für die betroffenen Körperabschnitte, k_{CT} = Gerätefaktor)

Formel [3.9]

4.8 Charakteristika der Dosisbelastung durch die Spiral-CT

CT-Messgrößen und –verfahren sowie mathematische Formeln zur Bestimmung der effektiven Patientendosis wurden primär für die konventionelle CT (Schichtbildverfahren) entwickelt.

Die Spiral-CT erzeugt Volumenaufnahmen. Durch die kontinuierliche Abtastung ist die Dosisverteilung in z-Richtung (Vorschubrichtung) homogen – ohne die beim konventionellen Verfahren auftretenden Spitzen und Senken. Allerdings ergibt sich in der Peripherie eine Modulation der Dosisverteilung.

Grundsätzlich liegen kaum Unterschiede in der Strahlenexposition beider CT-Verfahren vor, so dass sich für die Spiral-CT keine prinzipiell neuen Aspekte für die Dosisbestimmung ergeben.

Die Dosisbelastung beider Verfahren steigt gleichermaßen mit Röhrenstrom, -spannung, Scan-Zeit und Größe des Untersuchungsbereich.

Die Konversionsfaktoren für die Umrechnung des Strom-Zeit-Produkts in CTDI-Wert und Dosis sind identisch.

Wählt man in Untersuchungsprotokollen für beide CT-Verfahren jeweils gleiche Parameter für die Schichtdicke, die Tischgeschwindigkeit, das Strom-Zeit-Produkt pro Schichtdicke oder Rotation sowie den Untersuchungsbereich, sind die Dosisbelastungen beider Aufnahmeverfahren vergleichbar.

Einfluss der Einstellungsparameter

Die Strahlenexposition durch die Spiral-CT wird entscheidend von dem applizierten Röntgenspektrum, d.h. der Röhrenspannung, dem Röhrenstrom und der Filterung sowie der Ausdehnung des gescannten Bereichs und der Untersuchungsdauer beeinflusst.

In Tab. 21 sind die Einflüsse der wichtigsten Einstellungsparameter (Scan-Parameter) auf die Dosisbelastung zusammengestellt (43).

Scan-Parameter	Dosiseffekt
Spannung	Hochspannung ist günstig (ermöglicht erniedrigtes mAs-Produkt bei erhaltener Bildqualität)
Filter	höhere Vorfilterung ist günstig
Röhrenstrom	linearer Dosisanstieg mit dem mAs-Produkt
Scan-Zeit	linearer Dosisanstieg mit der Scan-Zeit
Aufnahmenvolumen	Dosisanstieg mit dem Aufnahmenvolumen

Tab. 21

Einfluss von Scan-Parametern auf die Patientendosisbelastung

Einflussmöglichkeiten durch den Untersucher

Die Qualität und Dosisbelastung einer Untersuchung hängen wesentlich von individuellen Entscheidungen des Untersuchers ab. Dazu gehören die einzelnen Einstellungsparameter im Untersuchungsprotokoll, die Art und Anzahl der Scan-Durchläufe und die Größe des exponierten Körperbereichs.

Bei der Bedienung des Scanners kann über dosisbegrenzende Maßnahmen der installierten Software hinaus Einfluss auf die Geräteeinstellungen genommen und damit die Patientendosis beeinflusst werden. Dies betrifft sowohl den Aufnahmenvorgang als auch die Nachbearbeitung der CT-Rohdaten.

Bei der Planung sollte der Untersuchungsbereich auf das nötige Minimum eingegrenzt werden, da die Strahlenexposition direkt proportional zur Größe des Untersuchungsbereichs ist. Ebenso müssen die Art, Anzahl und Notwendigkeit durchgeföhrter Scan-Durchgänge (z.B. KM-Scan, biphasischer Scan, Spät-Scan) kritisch hinterfragt und auf ein Mindestmaß beschränkt werden (21).

Auf den CT-Scanner wird bereits vom Hersteller spezielle Software (Scan-Protokolle) zur Beschleunigung des Arbeitsablaufs im Routinebetrieb installiert. Diese ist auf gängige klinische Fragestellungen und Standarduntersuchungen zugeschnitten und beinhaltet fixe Kombinationen an Parametereinstellungen für die Datengewinnung, Bildrekonstruktion und –wiedergabe. Sie orientiert sich an einem Durchschnitts-Patienten und berücksichtigt individuelle Besonderheiten nicht.

Die primäre Zielsetzung ist eine gute Bildqualität bei hoher diagnostischer Zuverlässigkeit. Der Preis dafür ist die im Einzelfall vergleichsweise hohe Dosisbelastung. Es liegt in der Verantwortung des Untersuchers, bei der Anwendung des CT-Systems die Protokolle manuell an die individuellen Gegebenheiten der Patienten anzupassen.

Besonderheiten der Dosisbelastung durch das Spiral-CT-Verfahren

Die Dosisbelastung der Spiral-CT hängt direkt von dem für das jeweilige Untersuchungsvorhaben gewählten Pitchfaktor (p) ab.

P ist eine dimensionslose Größe und entspricht dem Quotienten aus dem Tischvorschub (d) in mm pro 360° Rotation und dem Produkt aus der kollimierten Schichtdicke (S) in mm und der Anzahl der gleichzeitig gescannten Schichten (M).

$$p = \frac{d}{M \cdot S}$$

Formel [3.10]

Die Wahl eines $p < 1$ bedeutet, dass eine überlappende Bestrahlung der Schichten vorgenommen wird. Damit ist eine Erhöhung der Strahlendosis verbunden. Üblicherweise werden deshalb Pitchfaktoren > 1 gewählt, wodurch eine Reduktion der Strahlenexposition erzielt wird.

Der kontinuierlich rotierende Abtastvorgang bei der Spiral-CT gewährleistet eine lückenlose Information. Auch bei der Verwendung eines Pitchfaktors > 1 entstehen deshalb keine freien Räume zwischen den Schichten. Nachteilig ist lediglich eine reduzierte Ortsauflösung in Richtung der Systemachse, welche aber gezielt bei der Bildrekonstruktion herausgerechnet werden kann.

Durch die Wahl eines $p > 1$ resultiert eine Dosisabnahme zum einen durch die kürzere Untersuchungszeit, zum anderen direkt durch den höheren Pitchfaktor (Formel [3.11]).

Für den Fall einer Verdoppelung des Pitchfaktors von 1 auf 2 kann die Anzahl der notwendigen Rotationen durch eine Streckung der Rotationsspirale auf die Hälfte reduziert werden (Abb. 9).

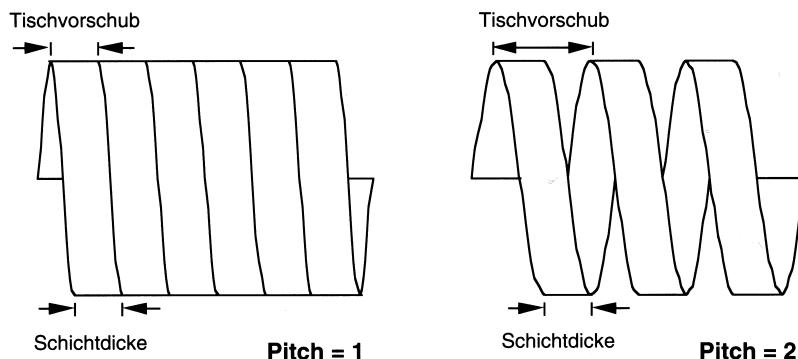


Abb. 9
Bedeutung des Pitchfaktors (64)

Unter Berücksichtigung des Pitchfaktors gilt für das Verhältnis der Dosis der Spiral-CT zu der Dosis der konventionellen CT die folgende Gleichung:

$$D_{\text{Spiral-CT}} = D_{\text{konv. CT}} / p$$

Formel [3.11]

Die Erstellung überlappender Bilder ist bei der Spiral-CT grundsätzlich nicht erforderlich, da infolge des lückenlosen Datensatzes Bilder beliebig rekonstruiert werden können.

Auf nachträgliche Wiederholungs-Scans, wie sie bei konventionellen CT-Verfahren wegen Bewegungsartefakten häufig erforderlich sind, kann infolge der kurzen Untersuchungszeit verzichtet werden.

In diesem Kontext muss auch ein spezieller Nachteil der Spiral-CT angeführt werden. Für die Bildberechnung wird grundsätzlich jeder Bildpunkt genutzt. Im Start- und Endsegment der Gesamtspirale allerdings mit geringerer Gewichtung, so dass hier ein erweiterter Scanbereich pro Bild benötigt wird. Zur Produktion der Bildpunkte, die für die z-Interpolations (4.5) im Start- und Endsegment erforderlich sind, muss im ungünstigsten Fall eine zusätzliche Rotation durchgeführt werden. Die dadurch induzierte Dosissteigerung liegt normalerweise unter 10% der Gesamtdosis. Sie kann durch Modifikation der z-Interpolation für die Randbereiche noch erheblich (bis unter 1%) reduziert werden. Dieses Phänomen gewinnt besonders bei kurzen Scan-Bereichen an Bedeutung. Im Allgemeinen ergibt sich deshalb bei relativ kleinem Untersuchungsbereich keine Indikation zur Durchführung einer Spiral-CT.

Die Röhrenleistung bei der Spiral-CT ist wegen der hohen Anforderungen an die Röntgenröhre besonders bei hohem Scan-Umfang limitiert. Häufig muss deshalb der Röhrenstrom reduziert werden, woraus eine Dosiseinsparung resultiert.

4.9 Strahlenexposition bei radiologischer Abklärung akuter Flankenschmerzen

Bei der Abklärung akuter Flankenschmerzen müssen diese Fragen beantwortet werden: Handelt es sich um eine Harnleiterkolik, wo liegt die Obstruktion und was ist deren Auslöser? Welche alternative Ursache innerhalb oder außerhalb des Urogenitaltrakts ist für die Beschwerden bei Ausschluss eines Steinleidens verantwortlich?

Verlässliches Untersuchungsverfahren war 70 Jahre lang das AUG. In neuester Zeit hat sich die Spiral-CT mehr und mehr etabliert. Der diagnostischen Überlegenheit dieses Verfahrens steht die hohe Strahlenbelastung gegenüber.

In den letzten Jahren ist die Dosisbelastung beider Verfahren wesentlicher Diskussionspunkt geworden. Die Aussagen der Literatur zu dieser Frage sind diskreptant.

Im Allgemeinen gilt, dass das AUG (3 Aufnahmen je Untersuchung) etwa ein Drittel der Dosis der Spiral-CT erfordert (9, 26, 89, 103). Einzelne Autoren haben jedoch für beide Verfahren eine vergleichbare Dosisbelastung ermittelt, wobei zum Teil allerdings 5 Aufnahmen für das AUG zu Grunde gelegt wurden (19, 25, 59, 100).

Allerdings erlauben derartige Gegenüberstellungen keinen direkten Vergleich der effektiven Dosisbelastung, da unterschiedliche CT-Systeme eingesetzt wurden. Diese sind jeweils durch spezifische dosisrelevante Geräte-Kenndaten (Gerätefaktor k_{CT} , Phantomfaktor P_x , n_{CTDI_w}) charakterisiert, welche die „Dosiseffizienz“, d.h. die erforderliche Dosismenge zur Erzielung einer bestimmten Bildqualität, beeinflussen. Ein objektiver Gerätevergleich ist mangels zuverlässiger Verfahren derzeit nicht möglich (56).

Zudem weisen die Scan-Protokolle unterschiedliche Einstellungsparameter auf. Detaillierte Angaben über die zugrundeliegenden Protokolle fehlen häufig.

Angaben zur Effektiven Dosis einer Untersuchung - speziell des Thorax, Abdomens und des Beckens - differieren geschlechtsspezifisch infolge unterschiedlich exponierter Organe. Geschlechtsspezifische Dosisangaben finden sich in der Literatur nur spärlich.

Die vergleichsweise niedrigen Dosisangaben für das AUG beziehen sich im Allgemeinen auf eine „durchschnittliche“ Untersuchung mit 2 - 3 Aufnahmen nach KM-Applikation zuzüglich Übersichtsaufnahme (9, 26, 89, 103). Solche Angaben lassen sich kaum verallgemeinern, da im klinischen Alltag häufig Spätaufnahmen oder Tomographien erforderlich werden. Sie

erhöhen die Dosisbelastung. Für das AUG muss sie höher angesetzt werden, wodurch der Dosisspareffekt des AUG gegenüber der Spiral-CT abnehmen würde (22, 59). Diesem Sachverhalt tragen andere Untersuchergruppen dadurch Rechnung, dass sie die durchschnittliche Dosisbelastung des AUG höher ansetzen. Die Exposition beider Verfahren ist dann vergleichbar (19, 25, 59, 100).

Effektive Patientenbelastung durch die Spiral-CT

Genaue Aussagen zu der bei einer Untersuchung mit der Spiral-CT anfallenden Patientendosis sind problematisch, da sie durch vielfältige Faktoren beeinflusst wird. In erster Linie sind dies die dosisrelevanten Kenndaten des eingesetzten Computertomographen, die im Protokoll festgelegten Geräteeinstellungen, der untersuchte anatomische Bereich mit den spezifischen Strahlensensibilitäten der betroffenen Organe und der Körperumfang des Patienten.

An Phantomen ermittelte physikalische Messgrößen erlauben nur bedingt Rückschlüsse auf die bei einer Untersuchung anfallende Patientendosis, da Geometrie und Material der Phantome nur näherungsweise den menschlichen Bedingungen entsprechen. Spezielle anatomische Gegebenheiten und materielle Besonderheiten der Gewebe und Organsysteme werden nicht berücksichtigt. Eine direkte Umrechnung in Patientendosiswerte ist somit nicht möglich.

Die effektive Patientenbelastung (Effektive Dosis E) kann also als solche nicht direkt gemessen werden. Sie muss vielmehr unter Berücksichtigung physikalisch-technischer Messgrößen und der spezifischen Strahlenempfindlichkeiten der betroffenen Organsysteme annähernd berechnet, eigentlich aber abgeschätzt werden.

Die Effektive Dosis lässt sich auf unterschiedliche Weise ermitteln. Die Methoden hierfür reichen von einer einfachen Abschätzung der Größenordnung bis zu einer annähernden Berechnung durch spezielle Computerprogramme (66). In der eigenen Untersuchung wurde die Effektive Dosis E anhand einer Abschätzung aus dem Dosislängenprodukt frei Luft ermittelt (Abschnitt 2.3.2).

4.10 Niedrigdosisverfahren in der Spiral-Computertomographie

Unter einer Niedrigdosis-Spiral-CT versteht man eine Untersuchung, die mit einer deutlich niedrigeren Dosisbelastung als unter Standardbedingungen auskommt, dennoch aber eine optimale Bildqualität gewährleistet. Die Bildqualität wird hauptsächlich durch die Größen Rauschamplitude, Auflösung oder Spiralartefakte beeinflusst.

Limitierungen der Dosisreduktion

Bei experimentellen Spiral-CT Untersuchungen an Phantomen ließ sich zeigen, dass unterschiedliche Läsionen (Bohrlöcher im Phantom, die mit andersartigen Flüssigkeiten gefüllt waren) bei ausgeprägten Dichteunterschieden besser von umgebenden Strukturen abgrenzbar sind (98). Dieser Sachverhalt ist direkt auf die Spiral-CT beim Menschen übertragbar.

Liegt ein hoher Detailkontrast vor, kann eine Niedrigdosis-CT eingesetzt werden.

Dosisreduktion macht jedoch eine Zunahme des Bildpunkttrauschens, was zu einer generellen Unschärfe und Abnahme des Kontrasts führt.

Objekte mit hohem Kontrast zu umgebenden Strukturen sind weniger rauschanfällig als solche, die einen ähnlichen Kontrast wie die Umgebung aufweisen. Aus diesem Grund eignen sich Körperregionen mit anatomisch vorgegebenen hohen Absorptionsunterschieden oder

Verfahren, bei denen der Kontrast künstlich angehoben wird (Kontrastmittel), in besonderem Maße für Niedrigdosis-Verfahren.

Der Kontrast der Spiral-CT-Bilder hängt allerdings nicht nur von den Schwächungseigenschaften der untersuchten Materie ab. Bis zu der Erstellung der Bilder ist eine Vielzahl an Messvorgängen und Berechnungsverfahren erforderlich. Die Bildqualität wird von unterschiedlichen Faktoren beeinflusst, die teilweise im Sinne einer Bildoptimierung manipulierbar sind.

Dies bringt mit sich, dass die Abänderung eines Gerätparameters zum Zweck einer Dosisreduktion nicht unabhängig von den übrigen Einstellungen erfolgen darf. Vielmehr müssen bestimmte Gesetzmäßigkeiten des Aufnahmeverfahrens der Spiral-CT beachtet werden. Durch die Wahl eines höheren Pitchfaktors kommt es beispielsweise zu einer Verbreiterung des Schichtprofils. Das Ausmaß des Rauschens kann hierbei durch die Wahl des z-Interpolationsalgorithmus variiert werden. Es werden „weite“ (360°) und „schmale“ (180°), sowie adaptiv filternde Rekonstruktions-Algorithmen unterschieden.

Unter Umständen wird die Abnahme des Rauschens mit einem erheblichen Verlust an Auflösung erkauft, weswegen dann die Dosis gesteigert werden müsste.

Anwendungsbedingte Einflussfaktoren auf Dosis, Strahlenbelastung und Bildqualität

- Senkung des mAs-Produkts

Die Strahlendosis verhält sich proportional zum Strom-Zeit-Produkt (mAs-Produkt). Dieses entspricht dem Produkt aus Röhrenstrom (mA) und Abtastzeit (s).

Eine Reduktion des mAs-Werts um den Faktor zwei bedeutet eine ebenso hohe Verringerung der Dosis allerdings in Verbindung mit einer Zunahme des Bildrauschens um den Faktor $\sqrt{2}$. Die Absenkung des Röhrenstroms kann innerhalb des verfügbaren Einstellungsbereichs des Scanners erfolgen.

Deutlich verminderte mAs-Werte sind bei schlanken Patienten und Kindern angezeigt.

- Verringerung der Röhrenspannung

Handelt es sich um einen Scanner, bei dem die niedrigste Einstellungsmöglichkeit für das mAs-Produkt noch zu hoch erscheint, kann eine weitere Dosiseinsparung durch Reduktion der Spannung erzielt werden. Eine Verringerung der Spannung von 120 kV auf 80 kV reduziert die Patientendosis bei gleichbleibendem mAs-Produkt auf etwa ein Drittel (31).

- Anhebung des Pitchfaktors

Für eine Anhebung des Pitchfaktors (Formel [3.10]) bei Konstanz der übrigen Parameter wurde vielfach eine Abnahme der effektiven Dosisbelastung beschrieben. Der Pitchfaktor sollte mehr als 1, besser noch 1,5 bis 2 betragen.

Diese Alternativen bewirken eine Zunahme des Pitchfaktors:

Eine geringere Schichtdicke führt bei gleichzeitiger Konstanthaltung des abgebildeten Volumens zu verbesserter Auflösung (Schärfe).

Eine Anhebung der Tischgeschwindigkeit vergrößert bei gleichzeitiger Beibehaltung der Schichtdicke das abgetastete Volumen pro Zeiteinheit und setzt somit die Expositionszeit herab (13, 98).

- Algorithmen zur Bildrekonstruktion

Mathematische Verfahren (Algorithmen) zur Bildrekonstruktion aus den gemessenen CT-Rohdaten werden auch als Faltungskern bezeichnet. Deren Auswirkung auf die Bildqualität kann gezielt für die Nachbearbeitung der Schwächungswerte genutzt werden. „Hochauflösende“ Faltungskerne verbessern die Ortsauflösung (Schärfe), erhöhen aber gleichzeitig auch das Bildrauschen. Im Gegenzug verringern „glättende“ Faltungskerne das Bildrauschen, führen aber auch zu einer reduzierten Ortsauflösung.

Glättende Faltungskerne erfordern also - wegen der Abnahme des Rauschens - weniger Dosis und tragen zu einer Reduktion der Strahlenexposition bei.

- Bleiabdeckung

Bleiabdeckungen induzieren eine effektive Dosisreduktion an oberflächlich gelegenen Organen. Sie werden in erster Linie für die Abschirmung von Schilddrüse, Mammæ und Hoden verwandt.

Eine Bleiabdeckung des Beckens bietet keinen geeigneten Schutz für die - tieferliegenden - Ovarien, da diese hauptsächlich der Streustrahlung aus dem Körperinneren ausgesetzt werden.

- Technische Neuheiten

Technische Neuheiten zielen insbesondere auf eine untersucherunabhängige automatische Dosisreduktion (Absenkung des mAs-Produkts).

Ein Ansatz ist eine an die individuelle Anatomie des Patienten angepasste schwächungswertbasierte Röhrenstromregelung, für die bereits ein hohes Potential zur Dosisreduktion nachgewiesen wurde (67).

Eine weitere Möglichkeit ist eine Belichtungs- oder Dosisautomatik (z.B. „Smart Scan“, Fa. Siemens, Erlangen, Deutschland), die eine adäquate Anpassung des Strom-Zeit-Produkts an die jeweiligen Gegebenheiten erlaubt (43, 98).

Wissenschaftliche Studien zur Niedrigdosis-Spiral-CT

Die wesentlichen wissenschaftlichen Untersuchungen zur Wertigkeit von Niedrigdosis-Protokollen wurden bisher in der Thorax-Diagnostik durchgeführt. Diese Region eignet sich, infolge ausgeprägter Unterschiede in der Strahlenabsorption zwischen dem (lufthaltigen) Lungenparenchym und den dort gelegenen pathologischen Veränderungen für Niedrigdosis-Protokolle besonders.

Für eine isolierte Anhebung des Pitchfaktors bei Untersuchungen des Thorax konnte in zahlreichen Untersuchungen eine Abnahme des Äquivalents für die Effektive Dosis belegt werden (104).

Die diagnostische Zuverlässigkeit einer alleinigen Reduktion des mAs-Produkts wurden vielfach am Beispiel der Thorax-Diagnostik nach folgendem Ansatz überprüft:

Die Untersuchungen wurden mit einem gängigen Standard-Protokoll und – nach Reduktion der mAs-Belastung (Faktor 5 bis 20) – mit einem Niedrigdosis-Protokoll durchgeführt. Übereinstimmend wurde festgestellt, dass pulmonale Veränderungen durch das Niedrigdosis-Protokoll mit vergleichbarer Zuverlässigkeit wie unter Standardbedingungen sichtbar gemacht werden können (11, 32, 51, 57, 76, 79).

Untersuchungen am kindlichen Becken und am adulten Skelettsystem hatten vergleichbare Ergebnisse (12, 18, 45).

4.11 Native Niedrigdosis-Spiral-CT bei der Detektion von Harnleitersteinen

Die Strahlenexposition ist in dieser Indikation besonders kritisch zu sehen, weil die Patienten vergleichsweise jung sind und wegen des meist chronischen Verlaufs der Urolithiasis häufiger untersucht werden. Die native Spiral-CT gilt dabei inzwischen als die Untersuchungsmethode der Wahl.

Darstellungen der ableitenden Harnwege unter der Fragestellung Harnleiterstein eignen sich in besonderer Weise für den Einsatz von Niedrigdosis-CT-Protokollen. Dies liegt an den ausgeprägten Kontrastunterschieden zwischen Harnleiterstein (hoch) und umliegendem Weichteilgewebe (niedrig).

Allerdings wurde dieser Einsatzbereich bisher nur wenig beachtet, so dass bisher kaum Erkenntnisse zu Möglichkeiten und Grenzen einer Dosisreduktion vorliegen (31).

Eine kanadische Arbeitsgruppe hat ihre Ergebnisse mit einem Niedrigdosis-Protokoll zur Detektion von Harnleitersteinen mitgeteilt (54):

Mit den Einstellungsparametern (Kollimation 7 mm, Pitchfaktor 2, 120 kV, 280 mAs) wurde eine Dosiseinsparung gegenüber bewährten Protokollen anderer Untersucher erzielt. Die effektive Dosisbelastung einer Spiral-CT entsprach hier 2,8 mSv (demgegenüber AUG: 1,33 mSv – 1 Übersicht, 5 Spätaufnahmen). Die Aussagesicherheit dieses Protokolls entsprach derjenigen anderer Protokolle (Sensitivität 97%, Spezifität 96%) (4.5, Tab.18).

Die vergleichsweise hohe Kollimation (Schichtdicke) bringt die potentielle Gefahr mit sich, dass kleinere Steine übersehen werden können. In unklaren Fällen verschafften sich die Autoren deshalb zur besseren Darstellung des Ureters Abhilfe mittels nachträglicher Bildrekonstruktionen.

Überlegungen zur Erstellung eines Niedrigdosis-Protokolls

Im Zuge der technischen Weiterentwicklung der Spiral-CT, besonders infolge des Fortschritts bei der Bildrekonstruktion (180°-Algorithmus), ist es heute möglich, zunehmend höhere Pitchfaktoren (p) zu wählen. Diese sollten möglichst 1,5 bis 2 betragen - ein Bereich, der für Untersuchungen des Abdomens und des Beckens durchaus üblich ist und als probates Mittel für eine Dosiseinsparung gilt.

Trotz modernster Spiral-CT-Systeme gibt es allgemein Vorbehalte gegen einen $p > 2$, weil befürchtet wird, dass sich die Bildqualität verschlechtert.

Kürzlich wurde eine Studie publiziert, die erstmalig den Einfluß höherer Pitchfaktoren ($p = 2,5$ und 3) auf die Bildqualität einer nativen Spiral-CT der ableitenden Harnwege untersuchte. Ergebnis war, dass die diagnostische Ausbeute bei hohen Pitchfaktoren genauso gut war wie unter Standardbedingungen.

Allerdings fiel die Bildqualität bei $p = 3$ geringfügig schlechter aus als bei $p = 2,5$. Ein $p = 2,5$ bewirkte eine 67% Senkung der Dosisexposition gegenüber einem $p = 1,5$ (13).

Aus eigenen und den Erfahrungen anderer Autoren resultiert die Empfehlung, die native Spiral-CT der ableitenden Harnwege generell mit einer Kollimation von 5 mm durchzuführen (29, 38, 88, 89, 100).

Entsprechend den in 4.10 angeführten Erläuterungen empfiehlt es sich demnach, den Pitchfaktor durch eine Erhöhung der Tischvorschubgeschwindigkeit anzuheben.

Das Niedrigdosis-Protokoll dieser Studie

In der vorliegenden Untersuchung wurde ein neuerstelltes Niedrigdosis-Protokoll für die Spiral-CT zur Detektion von Harnleiterkonkrementen bei akuten Flankenschmerzen im Rahmen des ersten klinischen Einsatzes auf seine diagnostische Wertigkeit überprüft.

Es wurde in Abänderung des bis dahin für diese Fragestellung üblichen Standard-Protokolls entwickelt. Hierbei wurden die Grundprinzipien für Dosisparmaßnahmen und die gerätetypischen Eigenschaften des Scanners Somatom Plus 4 berücksichtigt. Auf eine anforderungsgerechte, ausreichende Bildqualität wurde besonderer Wert gelegt.

Das Standard-Protokoll wurde abgewandelt, indem gleichzeitig eine Erniedrigung des Strom-Zeit-Produkts und der Spannung erfolgte. Zusätzlich wurden die Kollimation, das Rekonstruktionsintervall und die Tischvorschubgeschwindigkeit erhöht. Der Pitchfaktor blieb hiervon unbeeinflusst.

Der Untersuchungsbereich und der Rekonstruktionsalgorithmus wurden beibehalten.

Tab. 22 zeigt eine Gegenüberstellung der Einzelheiten beider Scan-Protokolle:

	Niedrigdosis-Protokoll	Standard-Protokoll
Scannerbezeichnung	Somatom Plus 4	Somatom Plus 4
Aufnahmeverfahren	Spiralmodus Einzelschichtverfahren	Spiralmodus Einzelschichtverfahren
Röhrenspannung	120 kV	140 kV
Röhrenstrom	70 mA	129 mA
Kollimation	5 mm	3 mm
Tischvorschub pro Rotation	10 mm	6 mm
Pitchfaktor	2	2
Rotationszeit	0,75 s	0,75 s
Field of View	Einblendung auf den lateralen Perirenalraum	Einblendung auf den lateralen Perirenalraum
Rekonstruktionsalgorithmus	maximal glättend (AB 10) 180°- Algorithmus (Slim 2)	maximal glättend (AB 10) 180°- Algorithmus (Slim 2)
Rekonstruktionsintervall	5 mm	3 mm
Untersuchungsbereich	Deckplatte d. 1.LWK bis Unterkante d. Symphyse	Deckplatte d. 1.LWK bis Unterkante d.Symphyse
Kontrastmittelapplikation	nein	nein

Tab. 22

Einzelheiten des Niedrigdosis- und Standard-Protokolls für die Spiral-CT

Im Anhang finden sich beispielhafte Abbildungen, die mit den beiden Spiral-CT-Verfahren erzeugt wurden.

Abbildung 11 zeigt ein Harnleiterkonkrement (Kalzium-Oxalat) eines 70-jährigen Mannes im rechten proximalen Harnleiter. Die Untersuchung wurde nach dem Niedrigdosis-Protokoll durchgeführt.

Abbildung 12 zeigt ein Harnleiterkonkrement (Kalzium-Oxalat) eines 39-jährigen Patienten im linken proximalen Harnleiter. Die Untersuchung wurde nach dem Standard-Protokoll durchgeführt.

Auf den Abbildungen beider Aufnahmeverfahren sind die Konkremente deutlich sichtbar. Sie lassen sich eindeutig von den umgebenden Weichteilstrukturen abgrenzen.

4.12 Stellenwert des Niedrigdosis-Verfahrens dieser Arbeit für die Detektion von Harnleitersteinen

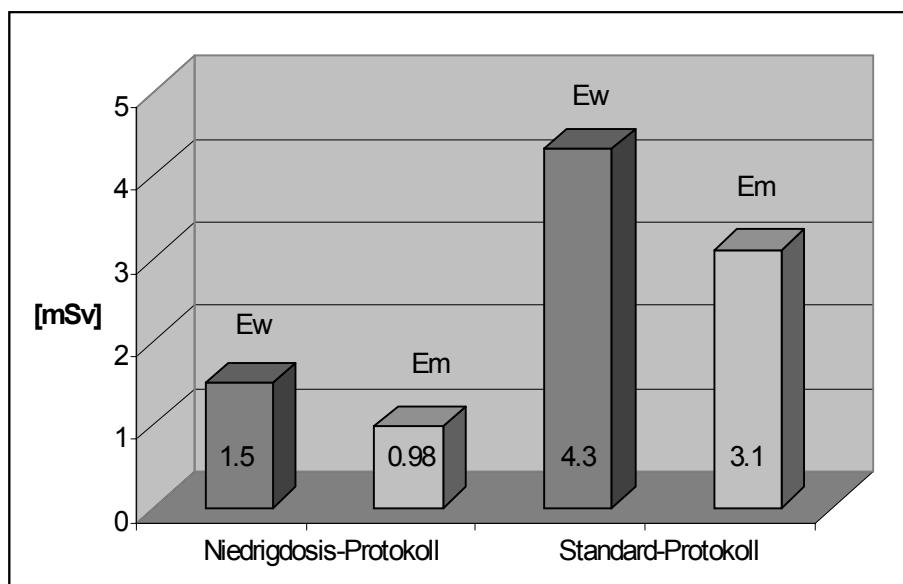
Bewertung der effektiven Patientendosis

Ein Untersuchungsgang mit dem Niedrigdosis-Protokoll der vorliegenden Untersuchung belastet eine Frau mit einer effektiven Dosis von 1,5 mSv und einen Mann mit 0,98 mSv. Dies sind Durchschnittswerte, welche nach dem in 3.5 demonstrierten Rechenverfahren (Abschätzung nach dem DLP_{Luft}) ermittelt wurden.

Wie bereits (in 4.9) diskutiert, sind die in der Literatur verfügbaren Daten zur effektiven Dosisbelastung der Scan-Protokolle anderer Arbeitsgruppen (konventionelle Dosis) nur bedingt zu vergleichen. Die Angaben schwanken von 4,7 mSv bis 6,5 mSv (8, 9, 26, 102), wobei geschlechtsspezifische Angaben im Allgemeinen fehlen.

Das Vergleichskollektiv, das der Überprüfung des Niedrigdosis-Protokolls dieser Arbeit zugrunde gelegt wurde, hatte eine ähnliche Strahlenbelastung ($E_w = 4,3$ mSv, $E_m = 3,1$ mSv) (28).

Die effektive Strahlenbelastung des Niedrigdosis-Protokolls dieser Arbeit und des Standard-Protokolls (28) wird in Abb. 10 gegenübergestellt.



(E_w = Effektive Dosis für Frauen, E_m = Effektive Dosis für Männer)

Abb.10:

Vergleich der durchschnittlichen Strahlenexpositionen nach dem Niedrigdosis- und dem Standard-Protokoll pro Untersuchungsgang

Zum Niedrigdosis-Verfahren bei der Diagnose der Ureterolithiasis ist unseres Wissens bisher lediglich eine Studie veröffentlicht worden. Die Autoren erzielten eine Patientenbelastung von 2,8 mSv (keine geschlechtsspezifischen Angaben) pro Untersuchung (54).

Tab. 23 fasst die Dosisangaben verschiedener Autoren zusammen:

Autor	E_w	E_m	$E_{o.g.A.}$	CT-Verfahren
Denton, E.R. (1999) (9)	-	-	4,7 mSv	SD
Greenwell, T.J. (2000) (26)	-	-	4,7 mSv	SD
Deckart, A.B. (2001) (8)	-	-	6,5 mSv	SD
Wedderburn, A.W. (2001) (102)	-	-	5 mSv	SD
Hamm, M. (2001) (28)	4,3 mSv	3,1 mSv		SD
Liu, W. (2000) (54)			2,8 mSv	ND
vorliegende Arbeit	1,5 mSv	0,98 mSv		ND

(E_w = Effektive Dosis für Frauen, E_m = Effektive Dosis für Männer, $E_{o.g.A.}$ = Effektive Dosis ohne geschlechtsspezifische Angabe, SD = Standarddosis, ND = Niedrigdosis)

Tab. 23

Effektive Dosisbelastung der CT-Protokolle unterschiedlicher Autoren

Der direkte Vergleich der unterschiedlichen Dosisangaben zeigt, dass die effektive Patientenbelastung durch das Niedrigdosis-Protokoll dieser Arbeit nur etwa ein Drittel bis ein Viertel der Dosisbelastung sonst üblicher Untersuchungs-Protokolle beträgt.

Dieser Aspekt gewinnt besonders an Bedeutung, wenn man demgegenüber die durchschnittliche Dosisbelastung eines AUG heranzieht. Sie wird im Allgemeinen in einem Bereich von 1,3 mSv bis 2,1 mSv (9, 54, 78) angegeben. Somit übersteigt sie die effektive Dosisbelastung des hier untersuchten Protokolls.

Validierung der radiologischen Befunde des Niedrigdosis-Verfahrens

Alle Patienten des Kollektivs, bei denen anhand der Erstinterpretation der Spiral-CT-Aufnahmen die Diagnose einer Ureterolithiasis gestellt wurde, wurden mit dem Ziel einer definitiven Steinfreiheit therapiert. Hierbei wurden die Empfehlungen der DGU berücksichtigt (10). Während der Therapie erfolgte gleichzeitig die Überprüfung dieser Anfangsdiagnose wie in 2.4.3 dargestellt.

Bei 67 der 80 Patienten mit Ureterolithiasis (84%) wurde die Diagnose bestätigt. In 12 Fällen (15%) kam es unter konservativen Maßnahmen zum spontanen Steinabgang, bei 55 Patienten (69%) wurden urologische Interventionen (UPG/URS: n = 46, ESWL: n = 9) mit direkter Bestätigung der Diagnose durchgeführt.

Bei den restlichen 13 Patienten (16%) war der klinische bzw. sonographische Verlauf eindeutig, so dass ein Spontanabgang mit hinreichender Sicherheit angenommen werden konnte (3.3, Tab. 9).

In der vorliegenden Untersuchung wurden sämtliche Aussagen der nativen Niedrigdosis-Spiral-CT zur Frage einer Ureterolithiasis anhand der endgültigen Diagnose nach Abschluss der Therapie validiert. Es handelt sich also um eine Untersuchung, deren Ergebnisse weitestgehend abgesichert sind.

Diagnostische Aussagesicherheit des Niedrigdosis-Verfahrens

Tab. 24 gibt einen Überblick über die Aussagesicherheit der radiologischen Befunde.

	Sensitivität	Spezifität	positiver Vorhersagewert	negativer Vorhersagewert
Erstbefund	75/80 (94%)	28/29 (97%)	75/76 (99%)	28/33 (85%)
Zweitbefund	77/80 (96%)	28/29 (97%)	77/78 (99%)	28/31 (90%)

Tab. 24

Sensitivität, Spezifität, positiver und negativer Vorhersagewert der nativen Spiral-CT nach dem Niedrigdosis-Protokoll für die Detektion von Harnleitersteinen

Um den diagnostischen Stellenwert dieser Resultate einordnen zu können, muss auch die Aussagesicherheit des vorher in der Klinik üblichen Standard-Protokolls (Vergleichskollektiv) berücksichtigt werden. Tab. 25 zeigt die Ergebnisse des Standard-Verfahrens.

Sensitivität	Spezifität	positiver Vorhersagewert	negativer Vorhersagewert
108/109 (99%)	40/41 (98%)	108/109 (99%)	40/41 (98%)

Tab. 25

Sensitivität, Spezifität, positiver und negativer Vorhersagewert der nativen Spiral-CT nach dem Standard-Verfahren für die Detektion von Harnleitersteinen

Weiterhin ist ein direkter Vergleich mit den Ergebnissen anderer Autoren erforderlich. Eine diesbezügliche Aufstellung findet sich in 4.5, Tab. 18. Die Sensitivität und die Spezifität der nativen Spiral-CT für die Detektion von Harnleitersteinen werden jeweils im Bereich von 96% bis 100% angegeben.

Grundsätzlich ist zu berücksichtigen, dass alle Untersuchungen mit einer drei- bis vierfach höheren effektiven Dosisbelastung durchgeführt wurden.

Betrachtet man die Erstbefunde, die unter klinischen Bedingungen vom diensthabenden Radiologen erhoben worden sind, zeigt sich, dass die hier erreichte Sensitivität (94%) geringfügig unterhalb der Vergleichswerte (96%-100%) liegt. Die Spezifität (97%) hingegen entspricht dem üblichen Bereich (92%-100%).

Legt man dem Vergleich dagegen die Zweitbefunde durch den besonders erfahrenen Radiologen zu Grunde, zeigt sich, dass die Sensitivität (96%) und die Spezifität (97%) durchaus in dem Bereich liegen, der mit den Protokollen mit konventioneller Dosis erzielt wird.

Der positive Vorhersagewert des Niedrigdosis-Protokolls entspricht exakt demjenigen des Standard-Protokolls. Dagegen fällt der negative Vorhersagewert im entsprechenden Vergleich niedriger aus.

Die Qualität des radiologischen Erstbefunds (Sensitivität) liegt geringfügig unter der des Standard-Protokolls. Die Qualität des radiologischen Zweitbefunds befindet sich innerhalb der in der Literatur angegebenen Aussagesicherheit.

Als mögliche Erklärung für das geringfügig schlechtere Abschneiden der radiologischen Dienstärzte mag diese Überlegung dienen: In der vorliegenden Arbeit handelt es sich um die Auswertung eines Pilotversuchs, d.h. die erstmalige Einführung eines Verfahrens in den klinischen Routineablauf. Die Existenz einer Lernkurve bei der Qualität der Beurteilung von Spiral-CT-Aufnahmen ist bewiesen (77). Die radiologischen Dienstärzte hatten zum Zeitpunkt der Durchführung dieser Untersuchung kaum praktische Erfahrung mit dem Niedrigdosis-Verfahren. Diese Einschätzung unterstützt das bessere Abschneiden des radiologischen Zweitbefunds, der von einem in dieser Methode erfahrenen Diagnostiker erhoben wurde. Mit hinreichender Sicherheit ist daher anzunehmen, dass die Anzahl korrekter Diagnosen zukünftig zunehmen wird.

Diskussion der Ursachen der Fehldiagnosen bei der Beurteilung der nativen Niedrigdosis-Spiral-CT

Bei allen Patienten des Harnleiterstein-Kollektivs konnte die Richtigkeit der erhobenen Spiral-CT-Befunde abgesichert werden. Die Fehldiagnosen sind in 3.2.3 (falsch negative Befunde) und 3.2.5 (falsch positive Befunde) ausführlich erläutert worden.

Nur in einem Fall (Pat. Nr. 85) ist der falsch negative Befund eindeutige Folge des Niedrigdosis-Verfahrens. Hierbei handelt es sich um ein kleines, intramural gelegenes Harnleiterkonkrement. Infolge der Dosisreduktion war die Qualität der Spiral-CT-Bilder durch einen hohen Rauschanteil beeinträchtigt. Von dem erfahrenen Diagnostiker konnte die Existenz des kleinen Steins nur vermutet werden, zumal sich dieser an einer Stelle (ureterovesikaler Übergang) befand, die der nativen Spiral-CT naturgemäß schwer zugänglich ist. Wäre dieser Patient nach dem Standard-Protokoll untersucht worden, wäre das Konkrement deutlicher dargestellt und daher gefunden worden.

Bei den Patienten Nr. 20, 34, 51 und 58 lagen jeweils distale Harnleiterkonkremente vor. Diese sind bei den insgesamt 8 Befunden (Erst- und Zweitbefunde) in 4 Fällen übersehen, in 1 Fall nur vermutet und 1 mal als Phlebolith fehlgedeutet worden. 2 Befunde wiesen die Steine korrekt nach.

Wie in 4.5 (Bildinterpretation bei Urolithiasis) dargelegt, ist die Aussagesicherheit der nativen Spiral-CT bei der Detektion kleiner Konkremente im distalen Harnleiter generell limitiert. Dies betrifft sowohl das konventionelle, als auch das Niedrigdosis-Verfahren.

Eine Abhilfe bietet hier die nachträgliche Anfertigung multiplanarer Bildrekonstruktionen. Hierdurch ist eine Steigerung der Aussagesicherheit des Verfahrens belegt (93). Sekundärrekonstruktionen wurden in der vorliegenden Untersuchung nicht vorgenommen, da die primäre Wertigkeit der Methode überprüft werden sollte.

Bei einer Patientin (Nr. 18) wurde bei beiden Befunden fälschlicherweise ein Konkrement auf der Höhe der Kreuzung des Ureters mit den Iliacalgefäßen (physiologische Ureterengstelle) angegeben. Der Aufstau des Nierenbeckens war durch eine Ureterabgangsenge hervorgerufen. Er wurde als sekundäres CT-Hinweiszeichen für das Vorliegen eines Konkremens missgedeutet.

4.13 Schlussfolgerungen

Durch Abwandlung eines bewährten Standard-Protokolls wurde ein Niedrigdosis-Protokoll für die native Spiral-CT zur Detektion von Harnleiterkonkrementen entwickelt. Folge war, dass der Patient pro Untersuchungsgang nur mit einem Drittel der vorher üblichen Effektiven Dosis belastet wurde. Zudem wurde die durchschnittliche Dosisbelastung eines AUG unterschritten.

Diese erhebliche Dosiseinsparung - erwünschte Hauptwirkung des Niedrigdosis-Verfahrens – resultiert aus der gezielten Wahl bestimmter Scan-Parameter. Ein verfahrensbedingter unbeabsichtigter Nebeneffekt ist die geringfügige Abnahme der Bildqualität.

Ein direkter Vergleich der diagnostischen Aussagesicherheit des Niedrigdosis-Verfahrens mit derjenigen von Standard-Protokollen für die Detektion von Harnleitersteinen ergab, dass die Sensitivität der Methode bei der Beurteilung durch einen erfahrenen Radiologen im Bereich des mit den anderen Verfahren erzielbaren Niveaus liegt. Die Qualität der Beurteilung des Niedrigdosis-Verfahrens durch weniger erfahrene Radiologen war etwas schlechter.

Bei der Berücksichtigung bestimmter Ausschlusskriterien bei der Patientenauswahl ist die mit dem Niedrigdosis-Verfahren erzielte Bildqualität durchaus ausreichend.

Eine genaue Betrachtung der Ursachen, die den Fehldiagnosen zu Grunde liegen, lässt die Schlussfolgerung zu, dass diese weniger eine unmittelbare Folge des Niedrigdosis-Verfahrens an sich sind, sondern durch prinzipiell im Verfahren begründete Schwierigkeiten bei der Interpretation der nativen Spiral-CT verursacht wurden.

5. Zusammenfassung

Die Bedeutung der nativen Spiral-CT für die Diagnostik akuter Flankenschmerzen und speziell für die Detektion von Harnleitersteinen ist nach heutigem Kenntnisstand unbestritten. Vielfach wurden die exzellente Treffsicherheit und die differentialdiagnostischen Fähigkeiten dieser Methode bestätigt. Die Überlegenheit gegenüber den konkurrierenden Verfahren ist eindeutig.

Trotz der unbestrittenen diagnostischen Vorteile gilt die verhältnismäßig hohe Strahlenexposition als bedeutender Nachteil der Spiral-CT. Dieser Sachverhalt wiegt schwer, weil die betroffenen Patienten vergleichsweise jung sind und infolge des chronischen Verlaufs des Harnsteinleidens wiederholt untersucht werden müssen.

Aus diesem Grund, gibt es seit geraumer Zeit Bestrebungen, Untersuchungs-Protokolle für die Spiral-CT zu entwickeln, die mit einer minimalen Strahlenbelastung auskommen. Selbstverständlich müssen bei einem Niedrigdosis-Verfahren eine hohe Bildqualität und letztendlich eine den Standard-Protokollen mit konventioneller Dosisbelastung ebenbürtige diagnostische Aussagesicherheit gewährleistet werden. Für die native Spiral-CT der ableitenden Harnwege gibt es diesbezüglich bisher kaum Erfahrungen.

Das Niedrigdosis-Verfahren wird bevorzugt zur Beurteilung von anatomischen Regionen mit ausgeprägten Unterschieden im Detailkontrast der einzelnen Strukturen eingesetzt. Eine besonders geeignete Indikation ist demnach der Nachweis von Harnleiterkonkrementen.

Gegenstand der vorliegenden Untersuchung ist die Überprüfung eines eigens entwickelten Niedrigdosis-Protokolls zur Abklärung akuter Flankenschmerzen unter dem speziellen Gesichtspunkt der Aussagesicherheit des Harnstein-Nachweises.

Zum besseren Verständnis dieser Fragestellung werden die Grundzüge der Spiral-CT und des Niedrigdosis-Verfahrens dargelegt.

In der hier vorgelegten Studie wurde ein Kollektiv von 109 Patienten mit akuten Flankenschmerzen mit einer nativen Spiral-CT nach dem Niedrigdosis-Protokoll untersucht. In 80 Fällen (73%) lag ein akutes Harnsteinleiden vor. Die Prävalenz der Urolithiasis ist bei diesen Patienten vergleichsweise hoch. In anderen Studien zur Überprüfung des diagnostischen Stellenwerts der nativen Spiral-CT liegt sie in einem Bereich von 39%-69% (26, 59, 54, 89, 100). Dies liegt daran, dass es sich hier um ein hochselektiertes Kollektiv handelt, da die Indikation zur Durchführung der nativen Spiral-CT ausschließlich von Urologen unter dem Aspekt Urolithiasis gestellt wurde.

Mit dem hier vorgestellten Niedrigdosis-Verfahren wird pro Untersuchungsgang eine Reduktion der effektiven Dosisbelastung des Patienten auf ein Drittel bzw. ein Viertel der sonst gebräuchlichen konventionellen CT-Protokolle erzielt.

Der diagnostische Stellenwert des Niedrigdosis-Verfahrens wurde anhand einer Beurteilung der Sensitivität und Spezifität für den Nachweis von Harnleitersteinen bestimmt. Daher wurden für einen direkten Vergleich entsprechende Ergebnisse bewährter Standard-Protokolle mit konventioneller Dosis herangezogen.

Es zeigt sich, dass die diagnostische Aussagesicherheit der nativen Spiral-CT nach dem Niedrigdosis-Verfahren bei der Beurteilung durch einen erfahrenen Untersucher im Bereich des für etablierte Standard-Protokolle üblichen Niveaus liegt.

Die native Spiral-CT ist auch im Niedrigdosis-Protokoll ein hervorragendes Verfahren zur primären Untersuchung von Patienten mit akuten Flankenschmerzen. Für diese Methode konnte eine hohe Aussagesicherheit für den Nachweis von Harnleitersteinen und weitere nicht steinassoziierte pathologische Prozesse nachgewiesen werden. Der entscheidende Gewinn ist die erhebliche Reduktion der effektiven Dosisbelastung.

Mit dieser Methode gelingt es, den wichtigsten Nachteil der konventionellen nativen Spiral-CT - die verhältnismäßig hohe Dosisbelastung - zu beseitigen.

Die weitere Verbreitung dieses Verfahrens ist wünschenswert. Dies gilt insbesondere auch unter dem Aspekt der Zuverlässigkeit und Schnelligkeit der Methode. Sie ermöglicht eine Beschleunigung der Diagnostik und somit ein zügiges Einleiten der erforderlichen Therapie.

6. Anhang



Abb. 11

Native Spiral-CT nach dem Niedrigdosis-Protokoll
70-jähriger Patient mit einem Konkrement im rechten proximalen Ureter



Abb. 12

Native Spiral-CT nach dem Standard-Protokoll
39-jähriger Patient mit einem Konkrement im linken proximalen Ureter

7. Literaturverzeichnis

- /1/ Amis, E.S. (1999)
Epitaph for the urogram
Radiology, 213, 639-640
- /2/ Boulay, I., Holtz, P., Foley, W.D., et al. (1999)
Ureteral calculi: Diagnostic efficacy of helical CT and implications for treatment of patients
AJR, 172, 1485-1490
- /3/ Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit (BMU) (1996)
Umweltradioaktivität und Strahlenbelastung im Jahre 1996
Deutscher Bundestag 13. Wahlperiode. 1996; Drucksache 13/8630
- /4/ Chen, M., Scharling, E., Zagoria, R. et.al. (2000)
CT diagnosis of acute flank pain from urolithiasis
Semin Ultrasound CT MR , 21, 2-19
- /5/ Chen, M., Zagoria, R., Saunders, H.S. et al. (1999)
Trends in the use of unenhanced helical CT for acute urinary colic
AJR, 173, 1447-1450
- /6/ Dalrymple, N.C., Casford, B., Raiken, D.P., et al. (2000)
Pearls and pitfalls in the diagnosis of ureterolithiasis with unenhanced helical CT
RadioGraphics, 20, 439-447
- /7/ Dalrymple, N.C., Verga, M., Anderson, K., et al. (1998)
The value of unenhanced helical computerized tomography in the management of acute flank pain
J Urol, 159, 735-740
- /8/ Deckart, A.B., Pfister, S., Laschke, S., et al. (2001)
Unenhanced helical computed tomography(CT) versus intravenous urography (IVU) in patients with acute flank pain: Accuracy and economic impact
J Urol, 165, Suppl, 392
- /9/ Denton, E.R., Mackenzie, A., Greenwell, T., et al. (1999)
Unenhanced helical CT for renal colic – is the radiation dose justifiable?
Clin Radiol, 54, 440-447

- /10/ Deutsche Gesellschaft für Urologie (DGU) (1997)
Leitlinien zur Diagnostik und Therapie urologischer Erkrankungen
Urologe [A], 36: 578-593
- /11/ Diederich, C.G., Lenzen, H., Puskas, Z., et al. (1996)
Niedrigdosis-Computertomographie des Thorax
Radiologe, 36, 475-482
- /12/ Diederichs, C.G., Bruhn, H., Funke, M., et al. (1996)
Spiral-CT mit reduzierter Strahlendosis
Fortschr Röntgenstr, 164, 183-188
- /13/ Diel, J., Perlmutter, S., Venkataraman, N., et.al (2000)
Unenhanced helical CT using increased pitch for suspected renal colic: An effektive
technique for radiation dose reduction?
J Comput Assist Tomogr, 24, 795-801
- /14/ Drach, G.W. (1992)
Urinary lithiasis: Etiology, diagnosis and medical management, pp. 2085-2156
In: Walsh, P.C. (ed.): Campell's Urology
6th ed., W.B. Saunders, Philadelphia
- /15/ Duus P. (1987)
Der übertragene Schmerz, S. 300
In: Duus, P.: Neurologisch-topische Diagnostik
4. Aufl., Georg Thieme, Stuttgart, New York
- /16/ European Commission's Study Group (Hrsg.) (1998)
Quality criteria for computed tomography
EUR 16262. 1998
- /17/ European Communities (ed.) (1997)
Council Directive 97/43/Euratom of 30 June 1997 on health protection of individuals
against the dangers of ionising radiation in relation to medical exposure
Official Journal of the European communities No. L 180/22 1997
- /18/ Felsenberg, D., Kalender, W.A., Trinkwalter, W., et al. (1990)
CT-Untersuchungen mit reduzierter Strahlendosis
Fortschr Röntgenstr, 153, 516-521

- /19/ Fielding, J.R., Steele, L.A., Heller, H., et al. (1997)
Spiral computerized tomography in the evaluation of acute flank pain: a replacement for excretory urography
J Urol, 157, 2071-2073
- /20/ Fetschner, M., Hamm, M., Wawroschek F., Weckermann, D. (2001)
Endourologische Eingriffe bei Urolithiasis
Klinikarzt, 30, 77-80
- /21/ Galanski, M., Prokop, M. (Hrsg.) (1998)
Untersuchungstechnik-Strahlenexposition des Patienten, S. 61-63
In: Ganzkörper-Computertomographie
1. Aufl., Georg Thieme, Stuttgart, New York
- /22/ Gallagher, H.J., Tolley, D.A. (2000)
2000 AD: still a role for the intravenous urogram in stone management?
Curr Opin Urol, 10, 551-555
- /23/ Gavant, M.L. (1993)
Low-osmolar contrast media in the 1990s: Guidelines for urography in a cost-sensitive environment
Invest Radiol, 28, 13-19
- /24/ Ghali, A.M., Elmalik, E.M., Ibrahim, A.I., et al. (1998)
Cost-effective emergency diagnosis plan for urinary stone patients presenting with ureteric colic
Eur Urol, 33, 529-537
- /25/ Grisi, G., Stacul, F., Cuttin, R., et al. (2000)
Cost analysis of different protocols for imaging a patient with acute flank pain
Eur Radiol 10, 1620-1627
- /26/ Greenwell, T.J., Woodhams, S., Denton, E.R., et al. (2000)
One year's clinical experience with unenhanced spiral computed tomography for the assessment of acute loin pain suggestive of renal colic
BJU International, 85, 632-636
- /27/ Hamm, M., Häckel, T., Wawroschek, F., et al. (2001)
Native Spiral-Computertomographie in der Akutdiagnostik von Flankenschmerzen
Urologe [A], 40, 388-393

- /28/ Hamm, M., Lampart, L., Knöpfle, E., et al. (2001)
Stellenwert der nativen Spiral-Computertomographie
Klinikarzt, 30, 72-76
- /29/ Hamm, M., Wawroschek, F., Weckermann, D., et al. (2001)
Unenhanced helical computed tomography in the evaluation of acute flank pain
Eur Urol, 39, 460-465
- /30/ Heneghan, J.P., Dalrymple, N.C., Verga, M., et al. (1997)
Soft-tissue „rim“ sign in the diagnosis of ureteral calculi with the use of unenhanced helical CT
Radiology, 202, 709-711
- /31/ Hidajat, N., Galanski, M. (1999)
Niedrigdosis-CT im klinischen Alltag, S. 45-53
In: Nagel, H.D. (Hrsg.) Strahlenexposition in der Computertomographie
1. Aufl., Offizin Paul Hartung Druck GmbH & Co. KG, Hamburg
- /32/ Hidajat, N., Galanski, M. (2000)
Low-Dose CT in clinical routine, S. 45-54
In: Nagel, HD. (Hrsg.): Radiation exposure in computed tomography
2. Aufl., Offizin Paul Hartung Druck GmbH & Co. KG, Hamburg
- /33/ International Commission on Radiological Protection (ICRP) (1990)
Publication 60.
Pergamon Press, Oxford
- /34/ International Comission on Radiological Protection (ICRP) (1991)
1990 recommendations of the International Commission on Radiological Protection.
Publication 60, Pergamon Press, Oxford
- /35/ International Electrotechnical Commission (IEC) (1999)
Medical electrical equipment – part 2:
Particular requirements for the safety of X-ray equipment for computed tomography.
IEC standard 60601-2-44.
Geneva: IEC, 1999
- /36/ Jackman, S.V., Potter, S.R., Regan, F., et al. (1999)
KUB vs. CT scout: Sensitivity for stone localisation after non-contrast spiral-CT (abstract)
J Urol, 161, Suppl., 364

- /37/ Joost, J. (1986)
Urolithiasis, S. 242-263
In: Altwein, J., Jacobi, G. (Hrsg.): Urologie
2. Aufl., Ferdinand Enke, Stuttgart
- /38/ Katz, D.S., Lane, M.J., Sommer, F.G. (1996)
Unenhanced helical CT of ureteral stones: Incidence of associated urinary tract findings
AJR, 166, 1319-1322
- /39/ Katz, D.S., Scheer, M., Lumerman, J.H., et al. (2000)
Alternative or additional diagnoses on unenhanced helical computed tomography for suspected renal colic: Experience with 1000 consecutive examinations
Urology, 56, 53-57
- /40/ Kalender, W.A. (1995)
Principles and performance of Spiral-CT, 379-408
In: Medical and Ultrasound: Current Technology and Applications
Advanced Medical Publishing
- /41/ Kalender, W. (2000)
Technische Konzepte, S. 35-65
In: Computertomographie
1. Aufl., Publicis MCD, München
- /42/ Kalender, W.A. (2000)
Spiral-CT, S. 65-81
In: Computertomographie
1. Aufl., Publicis MCD, München
- /43/ Kalender, W. (2000)
Dosis, S. 118-145
In: Computertomographie
1. Aufl., Publicis MCD, München
- /44/ Kalender, W. (2000)
Glossar, S. 190-213
In: Computertomographie
1. Aufl., Publicis MCD, München
- /45/ Kamel, I.R., Hernandez, R.J., Martin, J.E., et al. (1994)
Radiation dose reduction in CT of the pediatric pelvis
Radiology, 190, 683-687

- /46/ Kaul, A., Bauer, J., Bernhardt, D., et al. (1997)
Effective doses to members of the public from the diagnostic application of the ionizing
radiation in Germany
Eur Radiol, 7, 1127-1132
- /47/ Krämer, S.C., Volkmer, B., Mattes, R., et al. (1999)
3D-Endosonographie zur Klärung distaler Harnleiterprozesse
Fortschr Röntgenstr, 170, 470-473
- /48/ Kuchling, H. (1980)
Atomhülle, S. 460-474
In: Kuchling H.: Physik
15. Auflage, VEB Fachbuchverlag, Leipzig
- /49/ Lassere A., Blohm L. (2000)
Physikalische und biologische Grundlagen, S. 1-16
In: Lassere, A., Blohm, L.: Kurzlehrbuch-Allgemeine und spezielle Radiologie
2. Auflage, Urban & Fischer, München-Jena
- /50/ Lassere A., Blohm L. (2000)
Untersuchungsmethoden, S. 21-44
In: Lassere, A., Blohm, L.: Kurzlehrbuch-Allgemeine und spezielle Radiologie
2. Auflage, Urban & Fischer, München-Jena
- /51/ Lee, K.S., Primack, S.L., Staples, C.A., et al. (1994)
Chronic infiltrative lung disease: Comparison of diagnostic accuracies of radiography
and low- and conventional-dose thin- section CT
Radiology, 191, 669-673
- /52/ Levine, J., Neitlich, G., Smith, R.C. (1999)
The value of prone scanning to distinguish ureterovesical junction stones from ureteral
stones that have passed into the bladder: Leave no stone unturned
AJR, 172, 977-981
- /53/ Levine, J.A., Neitlich, J., Verga, M., et al. (1997)
Ureteral calculi in patients with flank pain: Correlation of plain radiography with
unenhanced helical CT
Radiology, 204, 27-31
- /54/ Liu, W., Esler, S.J., Kenny, B.J. (2000)
Low-dose nonenhanced helical-CT of renal colic: Assessment of ureteric stone
detection and measurement of effective dose equivalent
Radiology, 215, 51-54

- /55/ Lumerman, J., Gershbaum, M.D., Hines J., et al. (2001)
Unenhanced helical computed tomography for the evaluation of suspected renal colic in the adolescent population: a pilot study
Urology, 57, 342-346
- /56/ Maier, W., Nagel, H.D. (1999)
Dosisrelevante Geräte-Kenndaten, S. 67-72
In: Nagel, H.D. (Hrsg.) Strahlenexposition in der Computertomographie
1. Aufl., Offizin Paul Hartung Druck GmbH & Co. KG, Hamburg
- /57/ Mayo, J.R., Hartman, T.E., Lee, K.S., Primack, S.L., et.al. (1995)
CT of the chest: Minimal tube current required for good image quality with the least radiation dose
AJR, 164, 603-607
- /58/ Miller, O.F., Kane, C. (2000)
Unenhanced helical computed tomography in the evaluation of acute flank pain
Curr Opin Urol, 10, 123-129
- /59/ Miller, O.F., Rineer, S.K., Reichard, S.R., et al (1998)
Prospective comparison of unenhanced spiral computed tomography and intravenous urogram in the evaluation of acute flank pain
Urology, 52, 982-987
- /60/ Moormann, O. (2001)
Harnsteinkolik - Pathophysiologie, Diagnostik und medikamentöse Schmerztherapie
Klinikarzt, 30, 90-93
- /61/ Nachmann, M.M., Harkaway, R.C., Summerton, S.L., et al. (2000)
Helical CT scanning: The primary imaging modality for acute flank pain
Am J Emerg Med, 18, 649-652
- /62/ Nagel, H.D. (1999)
Dosimetrische Grundlagen, S.5-13
In: Nagel, H.D. (Hrsg.) Strahlenexposition in der Computertomographie
1. Aufl., Offizin Paul Hartung Druck GmbH & Co. KG, Hamburg
- /63/ Nagel, H.D. (1999)
Dosiswerte bei CT-Untersuchungen, S. 15-23
In: Nagel, H.D. (Hrsg.) Strahlenexposition in der Computertomographie
1. Aufl., Offizin Paul Hartung Druck GmbH & Co. KG, Hamburg

- /64/ Nagel, H.D. (1999)
Dosisbeeinflussende Faktoren, S. 25-42
In: Nagel, H.D. (Hrsg.) Strahlenexposition in der Computertomographie
1. Aufl., Offizin Paul Hartung Druck GmbH & Co. KG, Hamburg
- /65/ Nagel, H.D. (2000)
Fundamentals of CT dosimetry, S. 5-13
In: Nagel, H.D. (ed.) Radiation exposure in computed tomography
ZVEI Fachverband Elektromedizinische Technik, Hamburg
- /66/ Nagel, H.D. (2000)
Dose values from CT examinations, S. 15-23
In: Nagel, H.D. (ed.) Radiation exposure in computed tomography
ZVEI Fachverband Elektromedizinische Technik, Hamburg
- /67/ Nagel, H.D. (2000)
Factors influencing patient dose in CT, S. 25-42
In: Nagel, H.D. (ed.) Radiation exposure in computed tomography
2. Aufl., Offizin Paul Hartung Druck GmbH & Co. KG, Hamburg
- /68/ Niall, O., Russell, J., MacGregor, R., et al. (1999)
A comparison of noncontrast computerized tomography with excretory urography in
the assessment of acute flank pain
J Urol, 161, 534-537
- /69/ Novelline, R.A., Rhea, J.T., Rao, P.M., et al. (1999)
Helical CT in emergency radiology
Radiology, 213, 321-339
- /70/ Older, R.A., Jenkins, A.D. (2000)
Stone disease
Urol Clin North Am, 27, 215-229
- /71/ Pschyrembel Klinisches Wörterbuch, (1990), S. 1460
Zink, C. (Bearb.)
256.Aufl., de Gruyter, Berlin, New York, 1990
- /72/ Preminger, G.M., Vieweg, J., Leder, R.A., et al. (1998)
Urolithiasis: Detection and management with unenhanced spiral-CT – a urologic
perspective
Radiology, 207, 308-309

- /73/ Rankin, S.C., Webb, J.A., Reznik, R.H. (2000)
Spiral computed tomography in the diagnosis of renal masses
BJU International, 86 Suppl., 48-57
- /74/ Roche Lexikon Medizin (1984), S. 527
Hoffmann-La Roche AG und Urban & Schwarzenberg (Hrsg.)
1. Auflage, Urban & Schwarzenberg, München, Wien, Baltimore
- /75/ Roche Lexikon Medizin (1984), S. 1128
Hoffmann-La Roche AG und Urban & Schwarzenberg (Hrsg.)
1. Auflage, Urban & Schwarzenberg, München, Wien, Baltimore
- /76/ Rogalla, P., Stöver, B., Scheer, I., et al. (1997)
Niedrigdosis-Spiral-CT in der pädiatrischen Thoraxdiagnostik
Kontraste, 11, 10-15
- /77/ Rosser, C.R., Zagoria, R., Dixon, R., et al. (2000)
Is there a learning curve in diagnosing urolithiasis with noncontrast helical computed tomography?
Can Assoc Radiol J, 51, 177-181
- /78/ Ruppert-Kohlmayr, A.J., Stacher, R., Preidler, K.W., et al. (1999)
Nativ-Spiral-Computertomographie bei Patienten mit akutem Flankenschmerz – Sinn oder Unsinn?
Fortschr Röntgenstr, 170, 168-173
- /79/ Rusinek, H., Naidich, D.P., Mc Guiness, G., et al. (1998)
Pulmonary nodule detection: Low-dose versus conventional CT
Radiology, 209, 243-249
- /80/ Scheck, R., Coppenrath, E.M., Bäuml, A. et al. (1998)
Radiation dose and image quality in spiral computed tomography: results of a multicenter study at eight radiological institutions
Radiation Protection Dosimetry, 80, 283-286
- /81/ Schmidt, R.F. (1985)
Somato-viscerale Sensibilität, S. 229-255
In: Schmidt, R.F., Thews, G. (Hrsg.): Physiologie des Menschen
22. Aufl., Springer, Berlin, Heidelberg, New York, Tokyo

- /82/ Schmidt, T. (2000)
A few remarks on radiation exposure in CT, S. 1-3
In: Nagel, HD. (Hrsg.): Radiation exposure in computed tomography
2. Aufl., Offizin Paul Hartung Druck GmbH & Co. KG, Hamburg
- /83/ Sheafor, D., Hertzberg, B., Freed, K.S. , et al. (2000)
Nonenhanced helical CT and US in the emergency evaluation of patients with renal colic: prospective comparison
Radiology, 217, 792-797
- /84/ Sheley, R.C., Semonsen, K.G., Quinn, S.F. (1999)
Helical CT in the evaluation of renal colic
Am J Emerg Med, 17, 279-282
- /85/ Shokeir, A.A., Abdulmaaboud, M. (2001)
Prospective comparison of nonenhanced helical computerized tomography and doppler ultrasonography for the diagnosis of renal colic
J Urol, 165, 1082-1084
- /86/ Shope, T.B., Gagne, R.M., Johnson, G.C. (1981)
A method for describing the doses delivered by transmission x-ray computed tomography
Med Phys, 8, 488-495
- /87/ Smith, L.H. (1989)
The medical aspects of urolithiasis: An overview.
J Urol, 141, 707-710
- /88/ Smith, R.C., Rosenfield, A.T., Choe, K.A., et al. (1995)
Acute flank pain: comparison of non-contrast-enhanced CT and intravenous urography
Radiology, 194, 789-794
- /89/ Smith, R.C., Verga, M., Mc McCarthy, S., et al. (1996)
Diagnosis of acute flank pain: value of unenhanced helical CT
AJR, 166, 97-101
- /90/ Smith, R.C., Verga, M., Dalrymple, N.C., et al. (1996)
Acute ureteral obstruction: Value of secondary signs on helical unenhanced CT
AJR, 167, 1109-1113

- /91/ Smith, R.C., Levine, J., Dalrymple, N.C., et al. (1999)
Acute flank pain: a modern approach to diagnosis and management
Seminars in Ultrasound, CT and MRI, 20, 108-135
- /92/ Smith, R.C., Levine, J., Rosenfeld, A.T. (1999)
Helical CT of urinary tract stones. Epidemiology, origin, pathophysiology, diagnosis and management.
Radiol Clin North Am, 37, 911-952
- /93/ Smith, R.C., Coll, D.M. (2000)
Helical computed tomography in the diagnosis of ureteric colic
BJU International, 86 Suppl. 1, 33-41
- /94/ Sommer, F.G., Jeffrey, R.B., Rubin, G.D. (1995)
Detection of ureteral calculi in patients with suspected renal colic: value of reformatted noncontrast helical CT
AJR, 165, 509-513
- /95/ Sommer, G., Olcott, E. (1997)
Helical computerized tomography in stone disease
Curr Opin Urol, 7, 68-73
- /96/ Spencer, B.A., Bradford, J., Dretler, S.P. (2000)
Helical CT and ureteral colic
Urol Clin North Am, 27, 231-241
- /97/ Svedström, E., Alanen, A., Nurmi, M. (1990)
Radiologic diagnostic of renal colic: the role of plain films, excretory urography and sonography
Eur Radiol, 11, 180-183
- /98/ Tiitola, M., Vehmas, T., Kivisaari, et al. (1997)
Optimising imaging parameters in experimental spiral-CT
Acta Radiologica, 38, 913-917
- /99/ Truman, S.B., Smith, R.C. (1999)
Unenhanced helical CT in the diagnosis of acute ureterolithiasis
Contemp Urol, 11, 19-39
- /100/ Vieweg, J., Teh, C., Freed, K., et al. (1998)
Unenhanced helical CT for the evaluation of patients with acute flank pain
J Urol, 160, 679-684

- /101/ Weckermann, D., Wawroschek, F., Harzmann, R. (1999)
Pathophysiologie des Schmerzes – Grundlagen der Tumorschmerztherapie
Urologe [B], 39, 101-106
- /102/ Wedderburn, A.W., Mendelson, R., Arnold-Reed D., et al. (2001)
Renal colic: a randomised trial of non-enhanced spiral CT compared with intravenous urography
J Urol, 165, Suppl., 391
- /103/ Whitfield, H.N. (1999)
The management of ureteric stones. Part I: diagnosis
BJU International, 84, 911-915
- /104/ Wright, A.R., Collie, D.A., Williams, J.R., et al. (1996)
Pulmonary nodules: effect on detection of spiral-CT pitch
Radiology, 199, 837-841
- /105/ Yilmaz, S., Sindel, T., Arslan, G., et al. (1998)
Renal colic: Comparison of spiral-CT, US and IVU in the detection of ureteral calculi
Eur Radiol, 8, 3-13
- /106/ Zankl, M., Panzer, W., Drexler, G. (1991)
The calculation of dose from external photon exposures using reference human phantoms and Monte Carlo Methods part IV: Organ doses from computed tomographic examinations
GSF-Bericht 30/93. Oberschleißheim: GSF-Forschungszentrum, 1991

8. Danksagungen

Ich möchte all denen herzlich danken, ohne deren Hilfe diese Arbeit nicht hätte entstehen können:

Herrn Prof. Dr. R. Harzmann für die Überlassung des Themas und die kritische Kontrolle der ihm vorgelegten Texte.

Herrn Priv. Doz. Dr. med. J. Scheidler für die Übernahme des Korreferats.

Herrn OA Dr. M. Hamm für sein konstruktives Interesse am Fortgang dieser Arbeit, die intensive Unterstützung bei der Durchführung und die in vielen Diskussionen geäußerten Anregungen. Ich danke ihm weiterhin für die kritische Durchsicht des Manuskripts.

Herrn OA Dr. E. Knöpfle für die Beurteilung aller Spiral-CT Aufnahmen dieser Studie und seine kompetente radiologische Beratung.

Meinem Mann und meinen Eltern, die diese Arbeit mit Geduld, Rücksichtnahme und Fürsorge entscheidend gefördert haben.

9. Lebenslauf

22.03.1964	geboren als Tochter der Apotheker Klaus Wartenberg und Helga Wartenberg, geb. Genius, in Werneck
1970 - 1974	Kerschensteiner-Grundschule Schweinfurt
1974 – 1983	Celtis-Gymnasium Schweinfurt
Juli 1983	Allgemeine Hochschulreife
1984 – 1990	Studium der Humanmedizin an den Universitäten Göttingen und Heidelberg-Mannheim
August 1986	Ärztliche Vorprüfung
September 1987	I. Staatsexamen
August 1989	II. Staatsexamen
November 1990	III. Staatsexamen
1991 – 1992	Ärztin im Praktikum an der Kinderklinik des Leopoldina-Krankenhauses, Schweinfurt und der Medizinischen Abteilung der Universitätsklinik, Mannheim
August 1992	Approbation
1992 – 1996	Medizinische Assistenzarztstelle an der Universitätsklinik, Mannheim
Seit 1997	Erziehungsurlaub
November 2000	Facharztprüfung für Innere Medizin