

Aus dem Institut für Röntgendiagnostik
der Universität Würzburg
Vorstand: Professor Dr. med. D. Hahn

**INDIVIDUELLE ANPASSUNG DES RÖHRENSTROMS
ZUR DOSISREDUKTION BEI CT-UNTERSUCHUNGEN**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde der
Medizinischen Fakultät
der Bayerischen Julius-Maximilians-Universität
zu Würzburg

vorgelegt von

Sabina Tschammler
aus Höchberg

Würzburg, im August 2004

Referent: Priv.-Doz. Dr. W. Kenn

Koreferent: Prof. Dr. F. Schardt

Dekan: Prof. Dr. S. Silbernagl

Tag der mündlichen Prüfung: 28. Febr. 2005

Die Promovendin ist Ärztin.

In Dankbarkeit meinen Eltern

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Methode	3
2.1	Patienten	3
2.2	Grundlagen der Computertomographie	3
2.3	Spiralcomputertomographie	5
2.4	Dosimetrie in der CT	6
2.5	Untersuchungsprotokolle	7
2.6	Auswertung	15
3	Ergebnisse	16
3.1	Veränderung der Bildqualität nach Dosisreduktion	16
3.2	Erforderliche Dosis ohne Einbuße an Bildqualität	21
4	Diskussion	25
4.1	Methoden der Dosisreduktion	25
4.2	Dosisreduktion in verschiedenen Körperregionen	29
4.2.1	CT des Gehirnschädels	29
4.2.2	CT des Thorax	29
4.2.3	CT des Abdomens	31
4.2.4	Andere Körperregionen und spezielle Untersuchungsverfahren	33
5	Zusammenfassung	34
6	Literaturverzeichnis	36
	Bildbeispiele	47

1 Einleitung

Die Computertomographie (CT) ist eines der wichtigsten Untersuchungsverfahren in der Röntgendiagnostik. Ihre große Aussagekraft hat mit der Weiterentwicklung im Jahre 1989 zur Spiraltechnik und 1998 zur Mehrzeilendetektortechnik noch an Bedeutung gewonnen. Mittels Einzelschicht- und insbesondere durch Mehrzeilen-Spiral-CT können große anatomische Regionen in einer Atempause dargestellt werden. Selbst bei Patienten mit eingeschränkter Kooperationsfähigkeit kann der Thorax in wenigen Sekunden mit guter Bildqualität dargestellt werden. Die CT-Durchleuchtung kann bei CT-gesteuerten Biopsien und Drainageanlage hilfreich sein. Software- und Systemverbesserungen haben zur Durchführung von CT-Coloskopien, CT-Angiographien und anderen klinisch wertvollen Anwendungen geführt. Die erweiterten Einsatzmöglichkeiten erhöhen kontinuierlich die Zahl der durchgeführten CT-Untersuchungen.

Dieses äußerst effektive Verfahren ist bedauerlicherweise mit einer erheblichen Strahlenexposition verbunden. Nach einer Erhebung des Bundesamtes für Strahlenschutz zur Häufigkeit von Röntgenuntersuchungen in Deutschland in den Jahren 1991 bis 1994 beträgt der Anteil der CT-Untersuchungen nur 4,2 %, aber verursacht 37,8 % der kollektiven effektiven Dosis der Bevölkerung (1, 2). Nach einer 1999 bundesweiten Umfrage zur CT-Expositionspraxis in der Bundesrepublik Deutschland durch die Deutsche Röntgengesellschaft (DRG) und dem Fachverband Elektromedizinische Technik im ZVEI e.V. wurden jährlich 90 CT-Untersuchungen pro 1000 Einwohner durchgeführt, was einer Zunahme um 60% verglichen zu den Jahren 1990/92 entspricht (3). In der Zukunft könnte der Anteil der CT an der Strahlenexposition noch ansteigen, wenn sich die Computertomographie als Screeningverfahren etabliert (4). Beispielsweise erfolgen derzeit Überlegungen bezüglich des Einsatzes der CT zur Früherkennung von Bronchialkarzinomen (5, 6), wobei die Einführung des Verfahrens unter dem Aspekt der Strahlenbelastung kritisch diskutiert wird (4).

In Europa besteht seit Jahren eine kritische Einstellung gegenüber der Strahlenexposition (2). Eine Verringerung der Strahlenexposition kann durch Verwendung anderer Methoden, wie Ultraschall und Magnetresonanztomographie, bewirkt werden. Kann auf computertomographische Untersuchungen nicht verzichtet werden, sollte die Strahlenexposition des Patienten so gering wie möglich ausfallen. Veröffentlichungen im Jahre 2001 im American Journal of Roentgenology (7, 8, 9, 10, 11, 12, 13) zeigen, dass dieses Thema nun auch die amerikanischen Radiologen beschäftigt. Die novellierte deutsche Röntgenverordnung fordert mit in Kraft treten seit dem 01. Juli 2002 im Paragraph 2c prinzipiell "bei gerechtfertigter Strahlenexposition ist die Dosis so niedrig wie möglich zu halten" (14).

In der vorliegenden Arbeit wurde systematisch nach der individuell erforderlichen Dosis für den einzelnen Patienten gesucht, die vollständige diagnostische Informationen bei minimaler Strahlenexposition liefert. Bekanntlicherweise ist das Signal-Rausch-Verhältnis eines CT-Bildes direkt proportional zur Strahlendosis, die auf dem Detektor auftrifft. Jede Dosisreduktion führt zu vermehrten Bildrauschen, das mit Informationsverlusten einhergehen kann (15). In der täglichen Praxis werden organspezifische Einstellungen von Röhrenspannung und Röhrenstrom eingesetzt, vom Patientendurchmesser abhängige Unterschiede der Strahlenabsorption werden vernachlässigt. Hypothese der Arbeit war, dass bei schlanken Patienten eine geringere Dosis ausreicht um qualitativ gleichwertige CT-Bilder zu erzeugen. Darüber hinaus wurde geprüft, ob durch einen neu eingesetzten Detektortyp, der laut Herstellerangaben eine bessere Dosisausnutzung erlaubt, eine generelle Dosiseinsparung möglich ist (16). Selbstverständlich darf eine Dosisreduktion niemals so weit gehen, dass die Diagnosesicherheit in Frage gestellt ist bzw. die Beantwortung der klinischen Fragestellung eingeschränkt ist. Um die mögliche Dosiseinsparung zu quantifizieren wurden die Ergebnisse mit einer Referenzdosis verglichen, die sich bei Einsatz des jahrelang benutzten Standardprotokolls vor Einführung einer neuen Detektortechnik (Ultra Fast Ceramics=UFC) ergeben hätte.

2 Methode

2.1 Patienten

In die prospektive Studie wurden 262 Patienten (Männer:Frauen=161:101) aufgenommen. Alle Patienten wurden mit medizinischen Indikationen dem Institut für Röntgendiagnostik für computertomographische Untersuchungen des Abdomens, des Thorax, des Schädels oder des Halses mit unterschiedlichen Fragestellungen zugewiesen. Falls gewünscht, wurden mehrere Regionen je Patient untersucht. Es wurden bei 119 Patienten Computertomographien des Abdomens erstellt. Bei 67 Patienten wurde der Thorax untersucht, wobei jeweils ein Lungen- und ein Mediastinalfenster angefertigt wurde. 50 Patienten erhielten ein craniales Computertomogramm. Bei 26 Patienten wurden Computertomographien des Halses durchgeführt. Aufgrund einer Zwischenauswertung wurde der Studienarm Hals vorzeitig abgebrochen und aus der Auswertung herausgenommen, da durch die Dosisreduktion die Bildqualität erheblich durch Aufhärtungsartefakte im Schulter- und Kieferbereich beeinträchtigt wurde.

Die Ethikkommission der Universität Würzburg hat die Studiendurchführung genehmigt. Die Patienten wurden von dem jeweils in der Abteilung tätigen Assistenzarzt mündlich aufgeklärt. Daraufhin erfolgte eine schriftliche Einwilligung des Patienten zur Teilnahme an der Studie. Ausschlußkriterien waren Patienten von der Intensivstation, minderjährige, polytraumatisierte oder verwirrte Patienten.

2.2 Grundlagen der Computertomographie

Seit den 70er Jahren verwendet man die Computertomographie (CT) als Verfahren zur Herstellung von überlagerungsfreien Querschnittsbildern des Körpers mittels Röntgenstrahlen. Die CT-Anlage besteht im Wesentlichen aus einer Röntgenröhre,

einen Detektor und einem Rechner. Um den auf den Untersuchungstisch liegenden Patienten, der millimetergenau positioniert werden kann, kreist das Röntgenröhren-Detektor-System. Der Detektor, ein Festkörper- oder Gasdetektor, mißt die durch den Patienten geschwächte Strahlung und setzt sie in elektrische Signale um. Diese werden über einen Analog-Digital-Wandler dem Rechner übermittelt. Der Computer erstellt ein Querschnittsbild mit verschiedenen Graustufen, die der unterschiedlichen Strahlenabsorption des dargestellten Gewebes entsprechen. Die Schwächungswerte werden für quantitative Dichteangaben in Beziehung zur Röntgenabsorption von Wasser und Luft gesetzt. Wasser hat den Referenzwert von 0 Hounsfield Einheiten (HE) erhalten und Luft den Referenzwert von -1000 HE (also eine niedrigere Röntgenabsorption als Wasser).

Bei der anschließenden Bildnachverarbeitung kann durch Wahl geeigneter Faltungskerne (Kernel) die Gewebstdarstellung optimiert werden, indem man Kanten betont (beispielsweise für Knochen, Lunge) oder durch Glättung eine homogene Darstellung parenchymatöser Organe erreicht.

Um einen höheren Bildkontrast zu erzielen, bedient man sich der sogenannten Fenstertechnik. Fenster (windows) sind zusammenhängende Teilbereiche aus der Dichteskala (Schwächungsskala). Die Fensterbreite und -lage kann frei gewählt werden. Zur Differenzierung von bestimmten pathologischen Veränderungen, deren spezifische Hounsfield Einheiten bekannt sind, bedient man sich der elektronischen Dichtemessung von bestimmten Regionen (ROI = region of interest). Neben den bislang erwähnten Verfahren kann man weitere Bildmanipulationen durchführen, wie Bilddetails vergrößern oder verkleinern, Helligkeit verändern und mittels verschiebbarer Markierungen Strukturen vermessen. Eine Erhöhung der Dichteunterschiede von Organstrukturen wird durch die intravenöse oder orale Gabe von Kontrastmitteln erreicht (17).

2.3 Spiralcomputertomographie

Mit der Einführung der Spiral-CT (oder Helikal-CT) 1989 hat sich die Technik von einer zwei- zu einer dreidimensionalen Abtastung des Patienten weiterentwickelt. Während des Umlaufs der Röntgenröhre um den Patienten bewegt sich gleichzeitig der Untersuchungstisch mit konstanter Geschwindigkeit durch das Meßfeld, so dass Daten während der spiralförmigen (oder helikalen) Abtastung gewonnen werden können. So entsteht ein dreidimensionaler Datensatz des gescannten Volumens. Diese Rohdaten werden durch Meßwertinterpolation (18) in transversale Schichtbilder umgerechnet. Das Siemens Somatom Plus 4 Gerät - wie in unserer Studie verwendet - benötigt für eine 360 ° Umdrehung 750 ms, dies ermöglicht eine lückenlose bewegungsartefaktarme Aufnahme von kompletten Volumina. Es ist mit einem neuen Festkörperdetektor aus Keramik ausgestattet, der nach Herstellerangaben keine Nachleucht Korrektur erfordert. Das neue Festkörperdetektorsystem besitzt gegenüber den Gasdetektoren eine höhere intrinsische Quanteneffizienz, wodurch die Strahlenexposition bei konstanter Bildgüte vermindert werden kann (16).

Ein Vorteil der Spiraltechnik gegenüber der sequentiellen CT ist die Option Partialvolumeneffekte zu reduzieren. Durch die retrospektive Rekonstruktion beliebiger Schichtpositionen, mit Ausnahme des ersten und letzten Spiralsegmentes, können kleinste pathologische Befunde besser dargestellt werden. Der Partialvolumeneffekt ist eine methodebedingte Ungenauigkeit der Darstellung des menschlichen Körpers, da ein Mittelwert aller im Volumenelement (Voxel) gemessener Dichtewerte - in der definierten Schichtdicke - ermittelt und im zugehörigen Bildpunkt (Pixel) dargestellt wird, obwohl im Voxel Strukturen unterschiedlicher Dichte vorhanden sind. Bei Gewebsübergängen und bei Läsionen (beispielsweise Metastasen, Bronchiektasen), die kleiner sind als die Schichtdicke, werden Dichtewerte ermittelt, die keiner der gemessenen Strukturen entsprechen. Mögliche Informationsverluste durch den Partialvolumeneffekt sind bei der sequentiellen CT-Untersuchung größer als bei in Spiraltechnik gefertigten CT-Aufnahmen (17, 19).

Voxel (Volumenelement) = Pixel (Bildelement) x Schichtdicke

Bei der Spiral-CT kann der Tischvorschub je Röhrenrotation unabhängig von der Schichtkollimation gewählt werden. Das Verhältnis von Tischvorschub (TF) pro Röhrenrotation und Schichtkollimation (SC) bezeichnet man als Pitchfaktor (P).

$$P = TF / SC$$

Studien zeigten, dass bei einem Pitch von 1 und gleichen Betriebsparametern die Spiral-CT zur gleichen Strahlenexposition wie die sequentielle CT mit unmittelbar aneinandergrenzenden Schichten führt (18). Eine Verringerung des Pitchfaktors unter 1 mit überlappender Datenaquisition erhöht die Strahlenexposition. Eine Erhöhung des Pitchfaktors führt demnach zur Reduzierung der Strahlenbelastung, verbreitert allerdings die effektiv erfasste Schichtdicke je Röhrenrotation und reduziert hierdurch die räumliche Auflösung in der z-Achse (Körperlängsrichtung). Der Hersteller empfiehlt einen Pitch von 1,5 zu verwenden. Eine weitere Erhöhung auf 2,0 würde zwar die Dosis halbieren, aber bereits zur Bildung von Artefakten führen (20).

2.4 Dosimetrie in der CT

Mittels des CT-Dosisindex (CTDI) können verschiedene Scanprotokolle bzw. Scannertypen verglichen werden. Er wird in der Einheit Milligray (mGy) angegeben ($1 \text{ Gy} = 1 \text{ J / kg}$). Der CTDI beschreibt die Strahlendosis, die durch einen einzelnen CT-Schnitt appliziert wurde, normiert auf die Breite der eingesetzten Schichtkollimation (SC). Der CT-Dosisindex beinhaltet die innerhalb der eingeblendeten Schicht auftreffende Dosis und den Gesamtteil an Streustrahlung, der durch diesen einen Schnitt verursacht wird. Er ist vom Hersteller gerätespezifisch anzugeben sowie bei der

Abnahmeprüfung zu messen. (2, 21). Beim sog. gewichteten CT-Dosisindex ($CTDI_W$) wird berücksichtigt, dass die Strahlenexposition bei Phantommessungen von der Phantomboberfläche in Richtung auf das Zentrum abnimmt (21). $CTDI_P$ entspricht der Dosis 1 cm unter der Phantomboberfläche und $CTDI_C$ wird als Wert im Phantomzentrum angegeben.

$$CTDI_W = 2/3 \cdot CTDI_P + 1/3 \cdot CTDI_C$$

Der effektive CTDI ($CTDI_{eff}$) berücksichtigt die Dosisreduktion beim Spiral-CT bei höheren Pitchfaktoren als 1 (2, 21). Bei dem in dieser Studie verwandten CT-Gerät kann der effektive gewichtete CTDI an der Bedienerkonsole abgelesen werden.

$$CTDI_{W,eff} = CTDI_W / P$$

2.5 Untersuchungsprotokolle

Die vorliegende prospektive Studie wurde mit einem Spiral-CT vom Typ Somatom Plus 4 (Siemens Medical Systems) mit dem Ultra Fast Ceramics (UFC)-Detektor durchgeführt.

Das Ziel der Studie, die Patientendosis zu reduzieren, sollte erreicht werden, indem der Röhrenstrom erniedrigt wurde, während alle anderen Parameter (Aufnahme-, Rekonstruktions- und Fenstereinstellungen) konstant blieben. Der Röhrenstrom wurde als variable Größe gewählt, weil die Dosis und der Photonenfluß sich direkt proportional mit dem Röhrenstrom verändern. Halbiert man den Röhrenstrom und somit den Photonenfluß, so steigt das Bildrauschen um den Faktor $\sqrt{2}$ (nach 22). Deshalb wurde in dieser Arbeit der minimal mögliche Röhrenstrom gesucht, der unter

Berücksichtigung der individuellen Konstitution des Patienten eine Darstellung der Untersuchungsregion ohne Beeinträchtigungen der Bildqualität erlaubt. Es wurde nur der Röhrenstrom variiert, um Interpretationsprobleme durch gleichzeitige Veränderung mehrerer Parameter zu vermeiden.

Das Rekonstruktionsinkrement war bei allen Untersuchungen konstant 8 mm (außer bei Aufnahmen des Halses und der Schädelbasis 5 mm). Für die einzelnen Aufnahmen wurden folgende gleichbleibende Einstellungen gewählt (Tab. 1):

	Thorax		Cerebrum
	Mediastinalfenster	Lungenfenster	
Röhrenspannung	140 kVp		120 kVp
Scanzeit	0,75 s		1,5 s
Schichtdicke	8,0 mm		8,0 mm
Pitch	1,5		sequentiell
Kernel	AB 50ULM	AB 82ULM	AH 40ULO
Fensterbreite (W)	350 HU	1500 HU	90 HU
Fenstermitte (C)	50 HU	-400 HU	40 HU

	Abdomen	Hals
Röhrenspannung	120 kVp	140 kVp
Scanzeit	0,75 s	1,5 s
Schichtdicke	8,0 mm	5.0 mm
Pitch	1,5	1,5
Kernel	AB 40ULM	AB 70ULM
Fensterbreite (W)	160 HU	250 HU
Fenstermitte (C)	30 HU	50 HU

Tab. 1: konstante Aufnahme-, Rekonstruktions- und Fenstereinstellungen je Körperregion

Eine Schädeluntersuchung wird in sequentieller Technik mit 2 Röhrenumläufen je Schicht von der Schädelbasis bis zur Oberkante des Os petrosus in 5 mm Schichtdicke und anschließend bis zur Oberkante der Kalotte in 8 mm Schichtdicke angefertigt. Es werden in der Regel 20 bis 30 Schichten aufgenommen. Im Bereich der Schädelbasis erfolgte während der Studie keine Dosisreduktion, weil hier bereits bei Verwendung der üblichen Parameter Aufhärungsartefakte unvermeidbar sind.

Die Computertomographie des Thorax umfaßt die gesamte Lunge von der Lungenspitze bis zum dorsalen Rezessus costophrenicalis und Anteile des Oberbauchs einschließlich beider Nebennieren. Üblicherweise werden 30 bis 40 Scans angefertigt, die anschließend jeweils im Lungen- und Mediastinalfenster abgefilmt werden. Für die Kollimation und Rekonstruktion wurden 8 mm Schichtdicke bei 12 mm Tischvorschub gewählt.

Eine Abdomenuntersuchung erfolgt von oberhalb der Zwerchfellkuppe bis unterhalb des Sitzbeins. Die Leber wird - je nach Fragestellung - in 3 bzw. 4 Phasen vor und nach intravenöser Kontrastmittelinjektion abgebildet, so dass sich insgesamt für eine abdominelle Untersuchung je nach Körpergröße des Patienten 80 bis 150 Schichten ergeben.

Für die Röhrenstromreduktion wurde für jede Körperregion ein Algorithmus (Abb. 1 - 4) mit standardisierten Iterationsschritten erarbeitet. Die möglichen Iterationsschritte ergaben sich aus den technischen Möglichkeiten des Geräts. Der Endpunkt der Iteration wurde vom jeweiligen diensthabenden Arzt subjektiv und individuell für jeden einzelnen Patienten entschieden. Ausgangspunkt des Algorithmuses waren die vor Einsatz des neuen Detektors üblichen Standarddosiswerte für die jeweilige Körperregion. Nach jedem Iterationsschritt wurde entschieden, ob die Bildqualität diagnostisch ausreichend oder unzureichend ist. Dies wird an dem Beispiel einer Abdomenuntersuchung (Abb. 1) dargestellt.

Prüfplan Thorax-CT

Referenzscan (140 kV, mA variabel, s. Kästchen)

Bildqualität:

(+) diagn. ausreichend

(-) schlecht

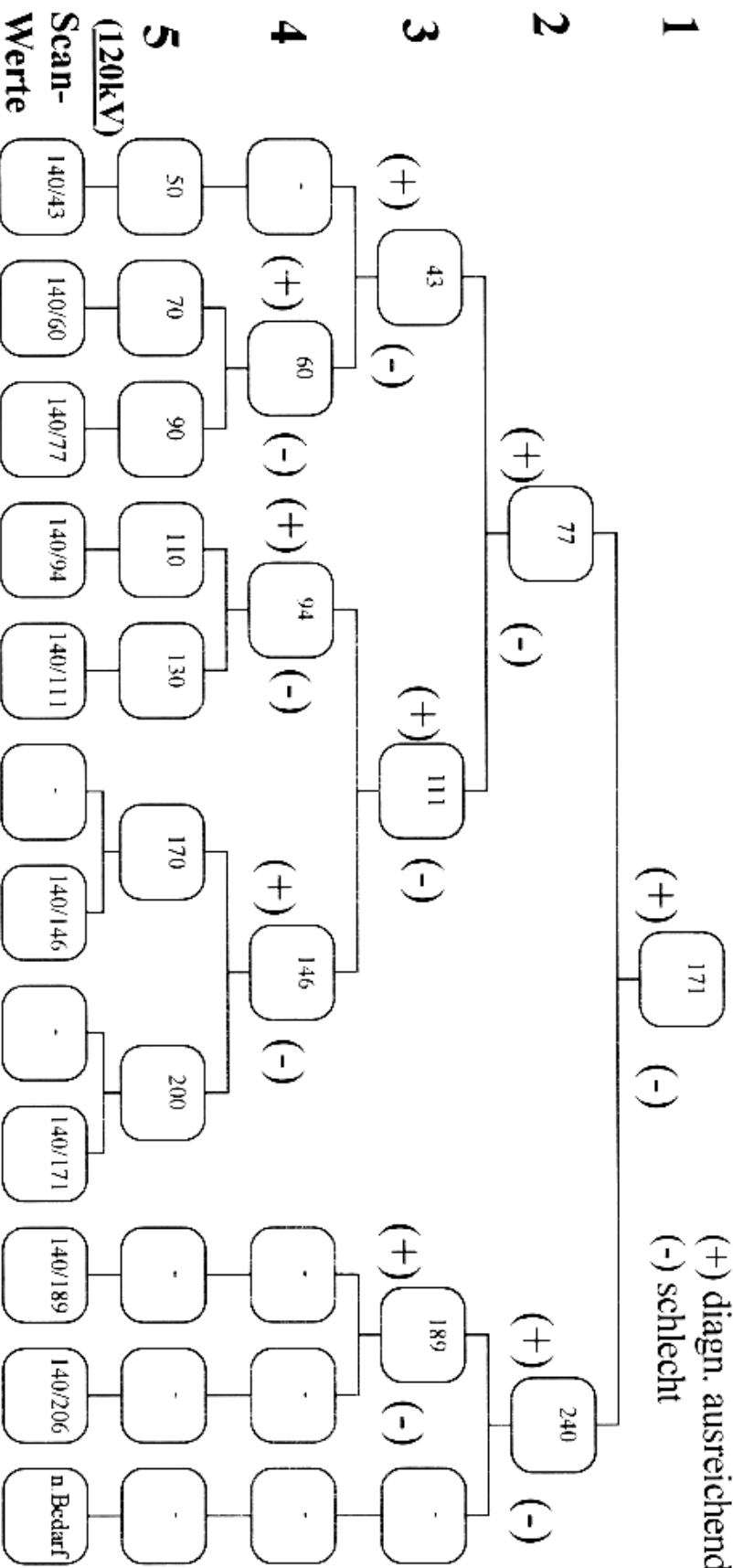


Abb. 2: Prüfplan Thorax-CT

Prüfplan Schädel-CT

Referenzscan (120 kV, mA variabel, s. Kästchen)

Bildqualität:

(+) diagn. ausreichend

(-) schlecht

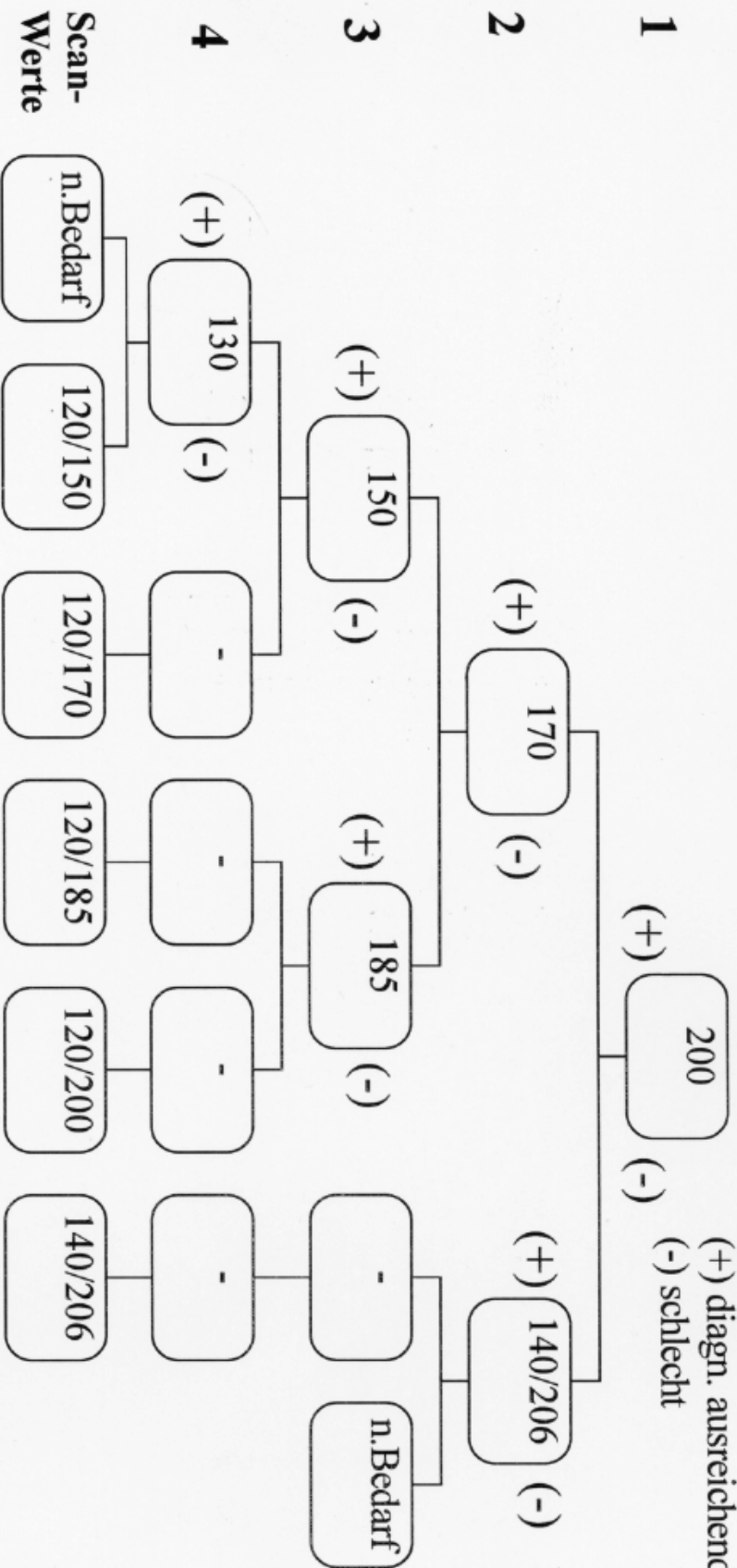


Abb. 3: Prüfplan Schädel-CT

Prüfplan Hals-CT

Referenzscan (140 kV, mA variabel, s. Kästchen)

Bildqualität:

(+) diagn. ausreichend

(-) schlecht

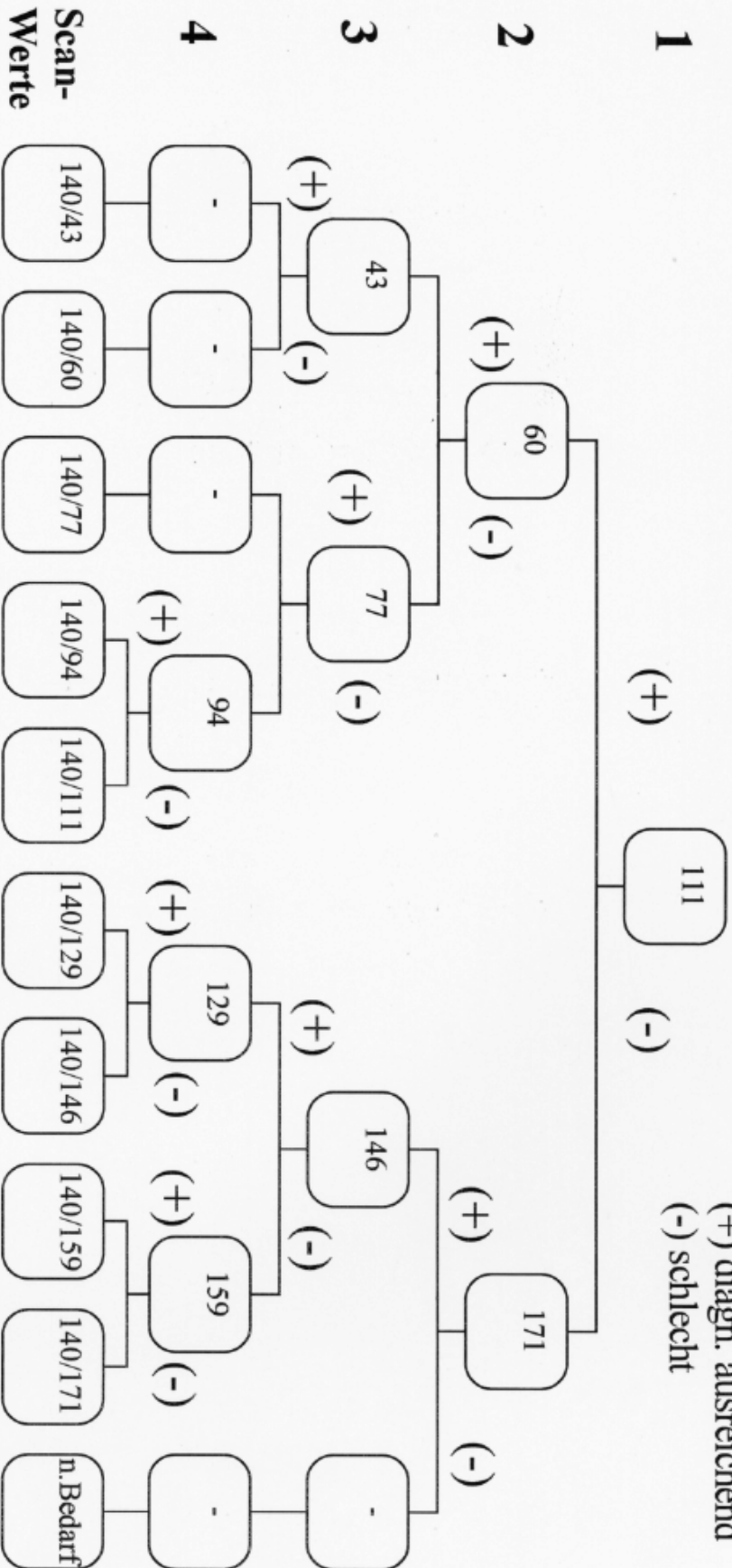


Abb. 4: Prüfplan Hals-CT

Der erste Referenzscan wird mit den Standardparametern 200 mA Röhrenstrom und 120 kVp Röhrenspannung durchgeführt. Die Bildqualität wird als gut beurteilt, worauf im nächsten Schritt der Röhrenstrom auf 130 mA reduziert wird. Wegen deutlich erkennbaren Artefakten muß er im nächsten Schritt zwischen die beiden bisherigen Größen auf 170 mA angehoben werden. Bei guter Beurteilbarkeit des Bildes wird im nächsten Schritt nochmals versucht den Röhrenstrom auf 150 mA abzusenken. Dieser Röhrenstrom wird bei diagnostisch ausreichender Bildqualität für die gesamte CT-Untersuchung des Abdomens in mehreren Phasen beibehalten.

Wie man den Algorithmen entnehmen kann, wurden je Patient zusätzlich zu dem üblichen Referenzscan 1 bis maximal 4 weitere Einzelscans dieser Schicht erstellt. Dagegen wurde die gesamte nachfolgende Untersuchung der entsprechenden Körperregion mit 20 - 150 Scans mit der so ermittelten, in der Regel reduzierten, Dosis durchgeführt.

Die Referenzscans wurden für eine Abdomenuntersuchung in Höhe des zweiten Lendenwirbels, für eine Thoraxuntersuchung in Hilushöhe, für eine Schädeluntersuchung in Ventrikelhöhe und für eine Untersuchung des Halses in Mandibulahöhe erstellt.

In der Studie wurde auch ein Arm vorgesehen, in dem die Dosis gegenüber dem Standardprotokoll erhöht werden konnte, um aussagekräftigere Untersuchungen, insbesondere bei extrem adipösen Patienten, zu erlangen. Im Verlauf der Studie stellte sich heraus, dass die Dosissteigerung vorwiegend bei Untersuchungen des Abdomens eingesetzt wurde. Bei CT-Untersuchungen des Abdomens konnte der Röhrenstrom nicht über 200 mA gesteigert werden, weil bei mehreren aufeinanderfolgenden Spiral-CT-Untersuchungen für die verschiedenen Phasen, die Gefahr bestand, dass die Röhre überhitzt. Die statt dessen gewählten Aufnahmeparameter von 206 mA und 140 kVp wurden für die statistische Auswertung durch 300 mA und 120 kVp ersetzt. Diese beiden Kombinationen aus Röhrenstrom und Röhrenspannung ergeben den gleichen $CTDI_{W,eff}$ von 11,7 mGy in Spiral-CT-Technik mit einem Pitch von 1,5.

2.6 Auswertung

In die Auswertung gingen 3 Scans je Patient ein, die jeweils die gleiche entsprechend dem Studienprotokoll festgelegte anatomische Region darstellten. Der Referenzscan mit der üblichen Standarddosis wurde als Bild 1 definiert. Als Bild 2 wurde der Referenzscan nach Festlegen der gerade noch ausreichenden Dosis, die anhand des oben dargestellten Algorithmus ermittelt wurde, definiert. Die Spiral-CT-Untersuchung mit gleichen Aufnahmeparametern, wie in Bild 2 verwendet, führt wegen des Pitch von 1,5 nochmals zu einer erniedrigten Dosis je Einzelschicht. Die entsprechende Schicht aus der Spiral-CT-Untersuchung wurde als Bild 3 bezeichnet. Bild 3 entfällt bei Schädel-CT-Untersuchungen, die routinemäßig in sequentieller Technik durchgeführt werden.

Bild 1 und 2 der anatomischen Regionen (Cerebrum, Thorax, Abdomen) waren als Referenzscan zwangsläufig ohne Kontrastmittel erstellt worden. Bei abdominalen Untersuchungen wird auch bei späterer Kontrastmittelgabe routinemäßig immer ein natives Spiral-CT des Oberbauchs angefertigt, aus dem Bild 3 ausgewählt wurde. Dagegen erfolgte die Datenaquisition für Bild 3 der Thoraxuntersuchung in der Regel nach Kontrastmittelgabe.

Zur Beurteilung der Bildqualität wurden die Scans aller Patienten in einer konstanten Reihenfolge drei Mal mit einer Laserkamera auf Film (Format 43 cm x 36 cm) in der routinemäßig eingesetzten Größe von 20 Aufnahmen je Film belichtet. Beim Thorax-CT wurde jeweils pro Patient ein Lungen- und ein Mediastinalfenster erstellt. Die Fenstereinstellungen für die entsprechenden Aufnahme Regionen waren standardisiert (siehe Tab. 1). Durch Randomisieren wurde für jeden Patienten einzeln festgelegt, welches der oben beschriebenen Bilder 1 - 3 aufzunehmen war. Um eine unvoreingenommene Auswertung durch die beurteilenden Ärzte zu gewährleisten, wurden die Aufnahmeparameter vor der Belichtung der Filme ausgeblendet. Die Bildqualität wurde von drei, in der Interpretation von Computertomographien erfahrenen, aus verschiedenen Röntgenabteilungen kommenden Fachärzten unabhängig von einander bewertet. Sie beurteilten die Bildgüte nach einem vordefiniertem

Auswertungsprotokoll. Es konnte zwischen 4 Beurteilungsmöglichkeiten gewählt werden. Qualitätswert 1 stand für eine uneingeschränkte Aussagekraft. Zeigte das Computertomogramm geringes Rauschen ohne Beeinträchtigung der diagnostischen Aussage wurde dies mit dem Qualitätswert 2 kodiert. Qualitätswert 3 bedeutete, dass die diagnostische Beurteilbarkeit durch deutliches Rauschen eingeschränkt war. Ungenügende Aufnahmen wurden mit dem Qualitätswert 4 beurteilt. Bei den computertomographischen Aufnahmen des Thorax konnte nur ein Wert, gemeinsam für Lungen- und Mediastinalfenster, vergeben werden. Es wurde jeweils der Median, der von den drei Untersuchern vergebenen Qualitätswerte, in die weitere Auswertung einbezogen. Eine Beurteilung mit dem Qualitätswert 4 durch mindestens einen Facharzt führte in jedem Fall zur ungenügenden Wertung der Untersuchung.

In den vorliegenden Scans wurde bei jedem Patienten und jeder anatomischen Region (außer Cerebrum) der maximale Durchmesser (Hautgrenze bis Hautgrenze) in 2 Ebenen (anterior-posterior und transversal) ausgemessen. Die Durchmesser wurden später mit der notwendigen Dosis korreliert.

3 Ergebnisse

3.1 Veränderung der Bildqualität nach Dosisreduktion

Zunächst erfolgte eine Auswertung der von den Fachärzten abgegebenen Beurteilung der Bildgüte nach dem Qualitätswert (Tab. 2). Die drei Radiologen vergaben beim Bild 1 (Sequenztechnik mit üblichem Röhrenstrom) den Qualitätswert 1 in 40 - 77 % und den Qualitätswert 2 in 18 - 47 %. Es zeigte sich, dass die Abdomenuntersuchungen bereits beim Bild 1 deutlich schlechter eingestuft wurden als die anderen Regionen. Hier wurden sogar 13 % mit dem Qualitätswert 3 bewertet. Dementsprechend wurde die Option der Dosiserhöhung (siehe Prüfpläne, Abb. 1 - 4) zum Untersuchungszeitpunkt bei 22 abdominalen Scans, 1 thorakalen Scan und 2 Schädelscans eingesetzt, um die sichtbaren Artefakte zu reduzieren. In der abschließenden fachärztlichen Auswertung

wurde von diesen 22 abdominalen Untersuchungen 7 als Qualitätswert 2, 14 als Qualitätswert 3 und 1 als Qualitätswert 4 gewertet.

Qualitätswert	Abdomen (n = 119)	Schädel (n = 50)	Thorax (n = 67)
1 (artefaktfrei)	40,1 %	70,0 %	76,6 %
2 (geringes Rauschen)	46,5 %	29,3 %	17,9 %
3 (eingeschränkt beurteilbar)	12,9 %	0,0 %	1,0 %
4 (ungenügend beurteilbar)	0,6 %	0,7 %	0,0 %

Tab. 2: Verteilung der Bildqualität bei Beurteilung der verschiedenen anatomischen Regionen durch 3 Untersucher. Bild 1 entspricht Referenzscan mit Standarddosis (Summe teilweise kleiner als 100 % wegen fehlender Werte durch inkomplette Archivierung)

Der mit optimiertem Röhrenstrom erstellte Scan in Sequenztechnik (Bild 2) erhielt in 49 - 63 % den Qualitätswert 1 mit Ausnahme der Abdomenuntersuchungen (33 %). In 31 - 55 % wurde der Qualitätswert 2 vergeben. Eine eingeschränkte Beurteilbarkeit (Qualitätswerte 3) und eine ungenügende diagnostische Aussagekraft (Qualitätswert 4) wurden nur vereinzelt festgestellt, wie in Tabelle 3 ersichtlich ist.

In Folge der eingesetzten Dosiserhöhung nahm die Anzahl abdominalen Untersuchungen, die mit dem Qualitätswert 3 beurteilt waren, im Vergleich zu Bild 1 ab.

Qualitätswert	Abdomen (n = 119)	Schädel (n = 50)	Thorax (n = 67)
1 (artefaktfrei)	33,1 %	63,3 %	49,3 %
2 (geringes Rauschen)	55,2 %	30,7 %	45,3 %
3 (eingeschränkt beurteilbar)	10,1 %	4,0 %	3,0 %
4 (ungenügend beurteilbar)	0,6 %	0,0 %	0,0 %

Tab. 3: Verteilung der Bildgüte bei Beurteilung der verschiedenen anatomischen Regionen durch 3 Untersucher im Bild 2, dosisoptimierter Scan in Sequenztechnik (Summe teilweise kleiner als 100 % wegen fehlender Werte durch inkomplette Archivierung)

Über die Hälfte der thorakalen CT-Untersuchungen erhielten beim Bild 3 (Spiraltechnik mit verminderter Dosis) den Qualitätswert 1 und nur knapp ein Viertel der abdominalen Aufnahmen, die aber bereits beim dosisüblichen Referenzscan schlechter beurteilt wurden. 40 bis 57 % der Thorax- bzw. Abdomenscans zeigten eine gute Beurteilbarkeit (Qualitätswert 2). Eine eingeschränkte Beurteilbarkeit (Qualitätswert 3) stellte sich in 19 % der Abdomenscans heraus (Tab. 4). Die Abdomenuntersuchung eines extrem adipösen Patienten wurde, trotz Dosissteigerung auf 140 kV/223 mA, in allen drei Bildern mit Qualitätswert 4 beurteilt. Cranielle Scans wurden nicht in Spiraltechnik erstellt.

Qualitätswert	Abdomen (n = 119)	Thorax (n = 67)
1 (artefaktfrei)	23,5 %	58,7 %
2 (geringes Rauschen)	56,6 %	39,8 %
3 (eingeschränkt beurteilbar)	18,8 %	1,0 %
4 (ungenügend beurteilbar)	0,6 %	0,0 %

Tab. 4: Verteilung der Bildqualität bei Beurteilung der Abdomen- und Thoraxscans durch 3 Untersucher im Bild 3, dosisoptimierter Scan in Spiraltechnik (Summe teilweise kleiner als 100 % wegen fehlender Werte durch inkomplette Archivierung)

Um beurteilen zu können, ob die Bildqualität sich infolge der Dosisreduktion geändert hat, wurde differenziert nach anatomischer Region Bild 1 (mit dem üblichem Röhrenstrom) mit Bild 2 (dosisoptimiert in sequentieller CT-Technik) verglichen (Tab. 5). Bei den abdominalen Aufnahmen wurden nach Dosissteigerung nur 2 von 22 Scans besser beurteilt.

	-1 Stufe	gleich	+1 Stufe	
Schädel	3	43	4	
Thorax	24	35	4	4 fehlende Werte
Abdomen	12	102	4	1 fehlender Wert

Tab. 5: Änderung der Bildqualität zwischen Bild 1 und Bild 2 nach anatomischer Region gegliedert, - 1 Stufe bedeutet Verschlechterung des Medians der von den 3 Auswertern vergebenen Qualitätswerte um max. einen Qualitätswert, + 1 Stufe bedeutet Verbesserung des Medians, der von den 3 Auswertern vergebenen Qualitätswerte, fehlende Werte entstanden wegen inkompletter Archivierung

Bei Aufnahmen des Cerebrum hat die Dosisreduktion selten Einfluß auf die Bildqualität. In allen 3 Fällen, in denen eine Verschlechterung der Bildqualität festgestellt wurde, hatte mindestens ein Untersucher Zweifel an der uneingeschränkten diagnostischen Aussagekraft (entspricht Qualitätswert 3). Daher wurden diese 3 Untersuchungen in die nachfolgende Berechnung der erforderlichen Mindestdosis nicht miteinbezogen. Bei den Thorax- und Abdomenaufnahmen gab es relativ häufig eine Verschlechterung des dosisreduzierten Bildes (Tab.5). Die diagnostische Aussagekraft dieser sequentiell erstellten Bilder wurde nicht weiter ausgewertet, weil diese Einzelschichten nur zur Positionierung des Scans und zur Überprüfung der Bildqualität angefertigt wurden (Referenzscan).

Die Diagnostik im Thorax- und Abdomenbereich erfolgte in Spiraltechnik. Die Veränderungen der Bildqualität zwischen Bild 1 und Bild 3 (in Spiraltechnik mit Röhrenstromoptimierung und Pitch 1,5) der entsprechenden Regionen sind in der nachfolgenden Tabelle 6 dargestellt. 6 der abdominalen Scans, die eine Dosiserhöhung erfuhren, wurden besser beurteilt, eine Untersuchung wurde trotz Dosiserhöhung als verschlechtert eingestuft und wegen eingeschränkter Beurteilbarkeit von der Berechnung der notwendigen Dosis ausgeschlossen.

	-1 Stufe	gleich	+1 Stufe	
Thorax	12	48	4	3 fehlende Werte
Abdomen	26	87	6	

Tab.6: Änderung der Bildqualität zwischen Bild 1 und Bild 3 nach anatomischer Region gegliedert, - 1 Stufe bedeutet Verschlechterung des Medians der von den 3 Auswertern vergebenen Qualitätswerte um max. einen Qualitätswert, + 1 Stufe bedeutet Verbesserung des Medians der von den 3 Auswertern vergebenen Qualitätswerte, fehlende Werte entstanden wegen inkompletter Archivierung

Bei Aufnahmen des Thorax verschlechterte die Dosisreduktion bei 12 Patienten die Bildqualität um maximal einen Qualitätswert. In 2 dieser 12 Fälle hatte mindestens einer der beurteilenden Fachärzte Zweifel an der uneingeschränkten diagnostischen Aussagekraft (entspricht Qualitätsstufe 3). Daher flossen diese beiden Untersuchungen in die nachfolgende Berechnung der erforderlichen Dosis nicht mit ein, ebenso wie die 9 Untersuchungen, die trotz Dosiserhöhung artefaktüberlagert blieben.

Bei 25 Aufnahmen des Abdomens bewirkte die Dosisersparung eine Verschlechterung des Qualitätswerts um maximal eine Stufe. 17 dieser 26 Abdomenaufnahmen erhielten von mindestens einem Untersucher den Bildqualitätswert 3, so dass diese in der nachfolgenden Berechnung der ausreichenden Dosis nicht berücksichtigt wurden. In keinem Fall mußten Untersuchungen, die mit der reduzierten Dosis durchgeführt wurden, wiederholt werden.

3.2 Erforderliche Dosis ohne Einbuße an Bildqualität

Wie im obigen Text ausgeführt wurde, mußten 3 Schädelaufnahmen, 2 Thoraxaufnahmen und 17 Abdomenaufnahmen von der Auswertung ausgeschlossen werden, da mindestens ein beurteilender Radiologe durch die Verwendung eines niedrigeren Röhrenstroms eine Verschlechterung der Bildqualität feststellte und mit dem Qualitätswert 3 bewertete. 10 weitere Abdomenuntersuchungen wurden trotz Dosiserhöhung mit den Qualitätswerten 3 oder 4 beurteilt und ebenfalls von der Berechnung der notwendigen Dosis ausgeschlossen. Es konnte bei Schädeluntersuchungen durchschnittlich 13 %, bei Thoraxaufnahmen sogar im Mittel 57 % und bei Abdomenscans im Schnitt 7 % der bislang üblichen Dosen gespart werden. Bei nur einer Thoraxaufnahme mußte der Röhrenstrom aufgrund des großen Thoraxdurchmessers bzw. Weichteilummantelung erhöht werden, um ein diagnostisch aussagekräftiges Bild zu erhalten. Hingegen konnte bei schlanken Patienten der Röhrenstrom bei Thoraxaufnahmen um bis zu 75 % reduziert werden. Bei den abdominalen Untersuchungen zeigte sich eine Schwankungsbreite von 45 %

Röhrenstromreduktion bei schlanken und über 60 % Röhrenstromerhöhung bei adipösen Patienten.

Region	Mittelwert	Relative Dosis	Standardabw.	Max.	Min.
Schädel	173,8 mA	86,9 %	23,5 mA	206 mA	110 mA
Thorax	73,4 mA	42,9 %	32,2 mA	240 mA	43 mA
Abdomen	186,4 mA	93,2 %	57,7 mA	325 mA	110 mA

Tab. 7: Durchschnittlich notwendiger Röhrenstrom bei Untersuchungen des Gehirnschädels (n=47), des Thorax (n=65) und des Abdomens (n=92) in Relation zu den Standarddosen (Schädel=200 mA, Thorax=171 mA, Abdomen=200 mA). Relative Dosis entspricht dem Verhältnis aus Mittelwert und Standardröhrenstrom in %.
Max. ist der maximal eingesetzte Röhrenstrom in Milliampere.
Min. ist der minimal verwendete Röhrenstrom in Milliampere.

Bereits die Standardwerte liegen im untersten Quartil der deutschen Expositionspraxis (3): unsere Standardeinstellung des Hirnschädels entspricht einem $CTDI_W$ von 41,7 mGy, das unterste Quartil geht bis 45,0 mGy. Unsere Standardeinstellung des Thorax liegt mit 9,7 mGy deutlich unter der Quartilsgrenze von 13,4 mGy. Auch bei den Abdomenuntersuchungen ergeben unsere Standardeinstellungen bereits einen $CTDI_W$ von 11,7 mGy, der unter der Quartilsgrenze von 15,0 mGy liegt.

Für Schädeluntersuchungen betrug die diagnostisch ausreichende Dosis ($CTDI_W$) durchschnittlich 36,2 mGy (von 22,9 bis 43,0 mGy), für Thoraxuntersuchungen im Mittel 4,2 mGy (von 2,4 bis 13,6 mGy) und für Untersuchungen des Abdomens von 6,4 bis 17,6 mGy (Mittelwert 10,9 mGy).

Im Gegensatz zu den Thoraxaufnahmen wurde für die Abdomenuntersuchungen ein hochsignifikanter ($p < 0,01$) linearer Zusammenhang zwischen dem Körperdurchmesser in 2 Ebenen (anterior-posteriore und transversale Durchmesser) und dem erforderlichen Röhrenstrom festgestellt. Dieser ist in den beiden folgenden Abbildungen zu sehen (Abb. 5 und 6).

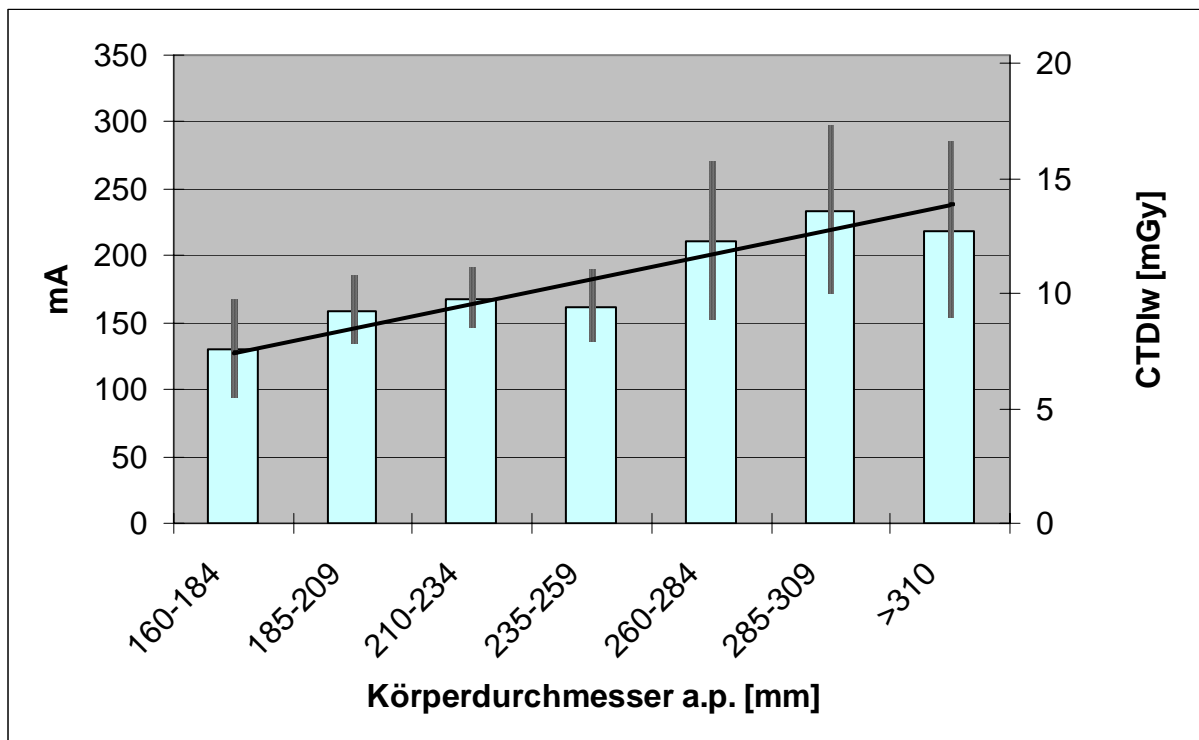


Abb. 5: Mittelwert und Standardabweichung des diagnostisch ausreichenden Röhrenstroms in Relation zum in a.p. Richtung im Oberbauch gemessenen Körperdurchmesser. Regressionsgerade zwischen den ungemittelten Werten für Körperdurchmesser und Röhrenstrom ($r = 0,54$; $y = 0,74x - 0,34$; $p < 0,001$; $n=92$).

Der anterior-posteriore Körperdurchmesser des Abdomens wies eine Streuung von 11,7 bis 39,2 cm auf. Es besteht eine Korrelation zum erforderlichen Röhrenstrom mit einem Korrelationsfaktor nach Pearson von $r = 0,54$. Die berechnete Regressionsgleichung $y = 0,74x - 0,34$ läßt sich für das untersuchte Gerät in folgende praktikable Handlungsanweisung übersetzen: Bis zu einem a.p. Durchmesser des Patienten von 27 cm auf Höhe von LWK 2 reicht die Standarddosis von 120 kV / 200 mA in aller Regel

aus. Je 2,5 cm geringeren Körperdurchmesser kann der Röhrenstrom um eine gerätespezifische mA-Stufe (das sind jeweils 15-20 mA) gesenkt werden. Überschreitet der Körperdurchmesser in der a.p.-Aufnahme 35 cm und in der seitlichen Aufnahme 42 cm, so konnte bei keinem Patienten eine uneingeschränkte diagnostisch ausreichende Bildqualität erreicht werden. Der Durchmesser kann mühelos in dem routinemäßig angefertigten Referenzscan bestimmt werden.

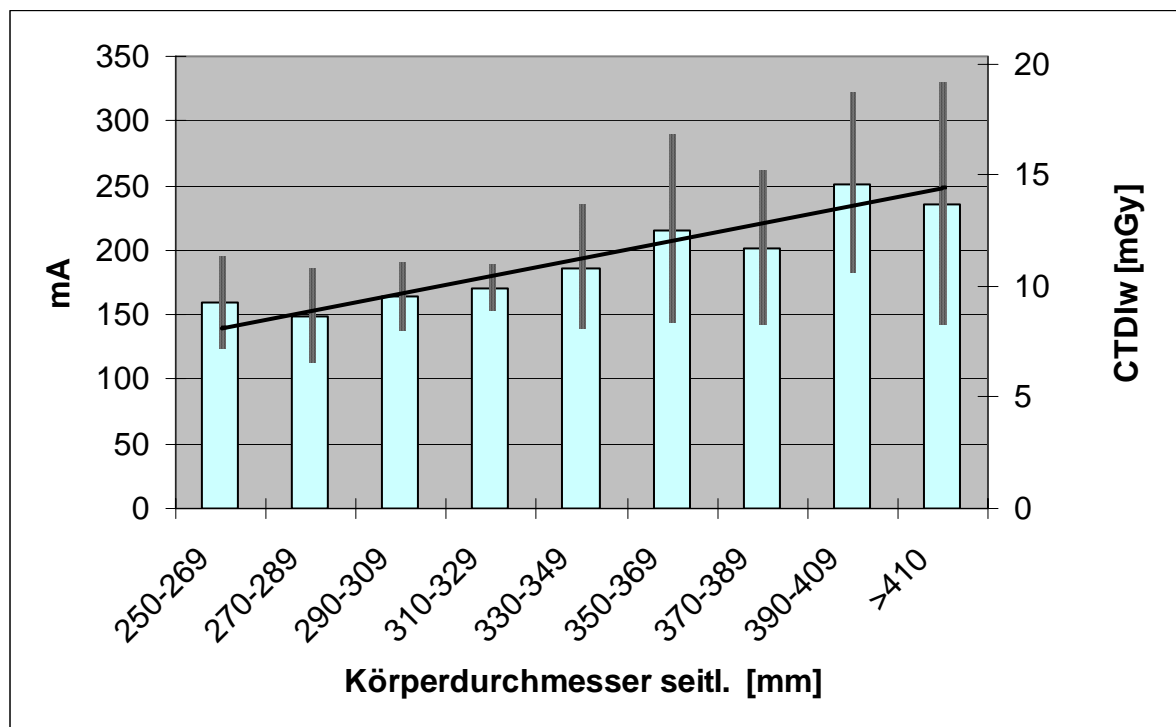


Abb. 6: Mittelwert und Standardabweichung des diagnostisch ausreichenden Röhrenstroms in Relation zum in seitlicher Richtung im Oberbauch gemessenen Körperdurchmesser. Regressionsgerade zwischen den ungemittelten Werten für Körperdurchmesser und Röhrenstrom ($r = 0,46$; $y = 0,68x - 37$; $p < 0.001$; $n=92$).

Der transversale Körperdurchmesser wies eine Streuung von 10,5 bis 44,5 cm auf. Es besteht eine Korrelation zum erforderlichen Röhrenstrom mit einem Korrelationsfaktor nach Pearson von $r = 0,46$; der geringer ist als derjenige der zuvor dargestellten Korrelation zwischen Röhrenstrom und anterior-posterioren Durchmesser.

4 Diskussion

4.1 Methoden der Dosisreduktion

Bereits durch den Wechsel von sequentieller auf Spiral-CT Technik ergab sich eine deutliche Dosisreduktion (23). In der nachfolgenden Tabelle 8 sind für die verschiedenen Körperregionen, die in unserem Hause üblichen Untersuchungsparameter für ein sequentiell arbeitendes Somatom Plus, für das Spiral-CT Somatom Plus 4 vor Einführung des neuen UFC-Detektors den Untersuchungsparametern gegenüber gestellt, die als Ergebnis dieser Studie mit dem UFC-Detektor erforderlich sind.

	sequentielle CT	Referenzdosis Spiral-CT ohne UFC	Studienergebnis Spiral-CT mit UFC
Schädel	120 kV / 330 mAs	120 kV / 300 mAs	120 kV / 261 mAs
Hals	120 kV / 420 mAs	140 kV / 166 mAs	abgebrochen
Thorax	120 kV / 330 mAs	140 kV / 128 mAs	140 kV / 55 mAs
Abdomen	120 kV / 330 mAs	120 kV / 150 mAs	120 kV / 140 mAs

Tab. 8: Untersuchungsparameter für die verschiedenen Körperregionen an verschiedenen CT-Scannern

Bezogen auf die steigende Zahl an radiologisch diagnostischen Untersuchungen (1, 2, 3) ist es erstrebenswert die Strahlenbelastung des Patienten zu reduzieren. Hierzu gibt es

weltweit Bestrebungen und teilweise gesetzliche Vorschriften, wie die deutsche Röntgenverordnung (24) und die Richtlinie 97/43/Euratom (25), in denen gefordert wird, die Dosis auf das niedrigste notwendige Maß nach dem ALARA-Prinzip (as low as reasonably achievable) zu minimieren bzw. "eine unnötige Strahlenexposition zu vermeiden" (24). Eine besondere Rolle bei der Dosisreduktion spielen dosisintensive Verfahren wie die CT.

International werden gerade in der Kinderradiologie Konzepte zu einer gewichts- oder durchmesserangepaßten Dosisreduktion bei CT-Untersuchungen diskutiert (26). Schlanke Erwachsene profitieren von dieser Entwicklung bisher nicht ausreichend, in den USA die Food and Drug Administration bereits 2001 forderte, Dosisanpassungen für schlanke Erwachsene zu erarbeiten und zu nutzen, um den notwendigen Röhrenstrom in Abhängigkeit vom Gewicht bzw. Körperdurchmesser festzulegen (27). Es sollte nicht eine optimale Bildqualität angestrebt werden, sondern ein diagnostisch akzeptables Signal-Rausch-Verhältnis (26, 28). Schlanke Menschen werden bei Untersuchung mit festen organspezifischen CT-Protokollen nicht nur unnötig hohen Eintrittsdosen ausgesetzt, sondern die effektive Dosis ist bei identischen Expositionsparametern zusätzlich höher als bei Patienten mit größerem Körperdurchmesser (15, 29).

Zur Strahlenexposition bei CT-Untersuchungen wurden in verschiedenen Ländern Umfragen und Untersuchungen durchgeführt, die erhebliche protokoll- und scannerabhängige Unterschiede in der Dosis zeigten (4, 30, 31, 32, 33, 34, 35, 36, 37, 38, 39, 40, 41), so dass eine direkte Übernahme der Geräteeinstellungen nicht möglich ist. Es zeigten sich Unterschiede in der Scannergeometrie, im Scannertyp, im Scanprotokoll, in der Gantry und in den verwendeten Filtern. Scheck et al. (36) stellten fest, dass unterschiedliche Scanparameter der verschiedenen Untersuchungsprotokolle mehr Einfluß auf die Patientendosis hatten, als unterschiedliche Scannertypen. Grundsätzlich sollten bei Fragestellungen, die keine therapeutischen Konsequenzen nach sich ziehen oder die durch andere bildgebende Verfahren mit geringerer Strahlenexposition beantwortet werden können, CT-Untersuchungen nicht durchgeführt

werden (sog. rechtfertigende Indikation nach der Röntgenverordnung).

Selbstverständlich sollten unnötige Mehrfachuntersuchungen vermieden werden.

Eine weitere Möglichkeit der Dosisersparung ist die restriktive Definition des zu untersuchenden Volumens (42, 43). Bei Spiral-CT-Untersuchung des Abdomens, sind bis zu 4 Untersuchungsphasen des Oberbauchs üblich (nativ, früharteriell, portalvenös, Parenchymphase). Hier kann eine erhebliche Einsparung durch Adaptation des Untersuchungsprotokolls an die klinische Fragestellung erreicht werden, dies sollte vor allem bei Kontrolluntersuchungen bedacht werden. Eine Reduzierung der Schichtzahl führt auch zu einer Verringerung der gesamten Energiedosis und des dosisaufbauenden Effekts im Scanbereich (38). Langkowski et al. fordern aufgrund von Phantomstudien zur Erfassung der Dosisverteilung in verschiedenen Körperregionen, dass aus Strahlenschutzgründen risikorelevante Organe (z. B. Auge, Schilddrüse) an den Rand des Scanbereichs gelegt werden sollten (38), wobei Dosisverminderungen um den Faktor 8 - 10 erreicht werden können (39).

Durch eine abschirmende Auflage direkt über dem Untersuchungsfeld kann die Strahlenbelastung reduziert werden, aber auch die Bildqualität negativ - durch Artefaktbildung - beeinflusst werden (43). Hierfür werden speziell für die CT ein Hoden-, Mamma-, Schilddrüsen- und Augenlinsenschutz angeboten.

Andere Möglichkeiten der Dosisreduktion, neben der von uns gewählten Reduktion der Stromstärke, bestehen in der Herabsetzung der Röhrenspannung (22, 26), der Verkürzung der Rotationszeit, der Erhöhung der Schichtdicke (= collimation) (44) oder des Pitchfaktor (43, 44, 45), also des Verhältnisses von Tischvorschub während einer Rotation zur exponierten Gewebesichtdicke. Eine Erhöhung des Pitchfaktors auf 2 halbiert die Dosis (20). Verdun et al. (46), aber auch die Gruppe um Vade (47) und Reynolds (44) fanden in ihren Studien, dass die Verwendung von Pitchwerten zwischen 1,3 und 1,6 zu einer akzeptablen Bildqualität führt. Bei der Suche nach Nierensteinen bei Nierenkoliken werden Pitchwerte von 1,6 bis 2,5 empfohlen (48, 49). In unserer Studie wurde ein Pitch von 1,5 gewählt, entsprechend einer Dosisreduktion um 33 % beim Spiral-CT gegenüber dem sequentiellen CT.

Wegen der geringen diagnostischen Aussagekraft des Scoutscans bietet es sich an, diesen in der Dosis zu reduzieren. Bei der Arbeit von Perisinakis et al. (50) konnte gezeigt werden, dass bis zu 88 % der effektiven Dosis des Scoutviews bzw. bis zu 3,5 % der effektiven Dosis der kompletten CT Untersuchung, vor allem bei Untersuchungen mit kleinen Schichtzahlen, eingespart werden kann.

Einen anderen technischen Ansatz der Dosisreduktion bietet das sog. Smart-Scan Verfahren (51, 52, 53). Hierbei handelt es sich um eine dynamische Anpassung des Röhrenstroms aufgrund der unterschiedlichen Geometrie und der inhomogenen Dichteverteilung des menschlichen Körpers und somit unterschiedlichen Absorptionsverhaltens der verschiedenen Körperregionen. Mittels einer Röntgenabsorptionsbestimmung in 2 orthogonalen Scoutviews wird bei der nachfolgenden Untersuchung während jeder 360 °-Rotation der Röhrenstrom an die anatomischen Gegebenheiten angepaßt. Eine weitere Entwicklung der Dosisminimierung stellt die anatomisch angepaßte Röhrenstrommodulation (54, 55, 56, 57, 58, 59) dar. Die Schwächungsdaten werden hier, nicht wie in der Smart-Scan Technik angenähert, sondern in Echtzeit während des Röhrenumlaufs gemessen, ausgewertet und mit einem Winkelversatz von 180 ° zur anatomischen Anpassung des Röhrenstroms genutzt. Grees et al. (56) berichten von durchschnittlich 15 % Dosisersparung verglichen mit 11 % mit dem Smart-Scan Verfahren bei Abdomenaufnahmen und durchschnittlich 22 % Dosisersparung (9 % im Durchschnitt beim Smart-Scan Verfahren) bei Thoraxaufnahmen.

4.2 Dosisreduktion in verschiedenen Körperregionen

4.2.1 CT des Gehirnschädels

Arbeiten, die die Expositionspraxis (36, 60) bei CT-Aufnahmen des Cerebrums erfassten, zeigen, dass unsere Standardeinstellungen (120 kVp, 300 mAs, Schichtdicke 8 mm), entsprechend einem $CTDI_W$ von 41,7 mGy, bereits an der unteren Grenze des erfaßten Expositionsspektrums liegen und nur von einer untersuchten Institution unterschritten werden. Daher ist es nicht verwunderlich, dass in der vorliegenden Studie nur ein weiteres Einsparpotential von 13 % der Dosis gefunden wurde, wobei in unserer Studie der minimale $CTDI_W$ 22,9 mGy betrug. Cohnen et al. (61) zeigt in einer Studie an einer älteren Gerätegeneration und bei unterschiedlicher Schichtdicke (5 bzw. 7 mm) am formalinfixierten Leichenschädel, dass ähnliche Geräteeinstellungen, wie sie in unserer Studie eingesetzt wurden, für eine gute Bildqualität ausreichen. Der von uns verwendete Ansatz der Dosisminimierung konnte bei Recherchen nicht gefunden werden.

4.2.2 CT des Thorax

Unsere Ergebnisse zeigen, dass gegenüber der vom Gerätehersteller empfohlenen Standardeinstellung bei der Spiral-CT des Thorax der Röhrenstrom um durchschnittlich 57 % gesenkt werden kann. Der $CTDI_W$ bei der Standardeinstellung beträgt 9,7 mGy und kann um maximal 74 % gesenkt werden.

Möglicherweise wurde Bild 3 (mit Röhrenstromreduktion in Spiraltechnik) der thorakalen CT-Untersuchungen zu gut beurteilt, da durch die vorangegangene

Kontrastmittelgabe die Abgrenzung mediastinaler Strukturen im Vergleich zur Nativuntersuchung verbessert war. Aus Strahlenschutzgründen wurden keine zusätzlichen Scans ohne Kontrastmittel erstellt, nur um gleiche Studienbedingungen für die Beurteilung der Aufnahmen zu gewährleisten.

Grees et al. (57) verwendeten in ihrer Studie dasselbe CT-Gerät und fast identische Geräteparameter (Pitch 1,25 gegenüber 1,5 bei unserer Arbeit) für die Standardeinstellung, so dass ein Vergleich der Dosisersparung durchaus möglich erscheint. Mittels der von Grees et al. angewandten anatomisch angepaßten Röhrenstrommodulation, konnte die Dosis um nur 21 % erniedrigt werden, während in unserer Studie durchschnittlich 57 % Reduktion erreicht wurden.

Mayo et al. (62, 63) zeigten bei ihren Studien am konventionellen Computertomographen, dass das mAs-Produkt um 65 - 80 % (bei Ausgangswerten von 400 bzw. 200 mAs) reduziert werden kann, ohne dass es zu Bildqualitätsverlusten bei durchschnittlich wiegenden Patienten käme.

Es liegt eine Phantomstudie (36) mit der Spiral-CT-Technik an 4 verschiedenen Scannertypen vor. Die Bandbreite der eingesetzten Scanprotokolle schließt die von uns gewählten Parameter ein. Trotz Dosisunterschieden um den Faktor 3, die das von uns gefundene Einsparpotential von 57 % überschreiten, konnten in dieser Studie weder im Niedrig- noch im Hochkontrastbereich relevante Unterschiede der Auflösung festgestellt werden.

Ravenel et al. (13) fanden in einem kleineren Patientenkollektiv, dass bei einer Röhrenspannung von 120 kVp das Röhrenstrom-Zeit-Produkt von 280 auf 120 mAs ohne Bildqualitätsverluste gesenkt werden kann. Ein Vergleich mit unseren Werten (Absenkung des Röhrenstrom-Zeit-Produkts von 128 mAs auf durchschnittlich 55 mAs bei 140 kVp) ist wegen der unterschiedlichen Röhrenspannung und unterschiedlicher Scannertypen nur eingeschränkt möglich. Angaben des CTDI fehlen bedauerlicherweise.

Beschränkt man sich bei der Beurteilung des Thorax-CTs auf die Lunge und nimmt eine verschlechterte Kontrastauflösung im Mediastinum in Kauf (6, 64, 65) ist eine noch weitere Dosisreduktion als in unserer Studie möglich. Dieses sog. Niedrigdosis-CT (low-dose CT) wird z.B. für das Screening des Bronchialkarzinoms empfohlen (5, 6, 21). Die Lunge weist einen großen Kontrast zwischen dem lufthaltigen Alveolarraum und den weichteildichten Strukturen, wie Gefäßen, Bronchialwänden und Lobulärsepten, auf (64). Mehrere Arbeiten favorisieren den Einsatz der low-dose CT (120 kVp, 25 -50 mA, pitch 1,5 - 2) als Möglichkeit der Dosisreduktion bei der Suche nach intrapulmonalen Rundherden oder Bronchiektasen (64, 66, 67, 68, 69). Am Alderson Phantom wurden von Lenzen et al. (70) mit typischen Parametern eines low-dose-CTs effektive Dosen von 0,6 mSv beim Mann und von 1,1 mSv bei Frauen gemessen. Im low-dose-Verfahren liegt die Nachweisgrenze für intrapulmonale Rundherde bei 5 mm (66, 69).

Im Gegensatz zu CT-Untersuchungen des Abdomens fand sich bei Thoraxuntersuchungen kein Zusammenhang zwischen Körperdurchmesser und erforderlicher Dosis. Dies ist vermutlich teilweise darauf zurückzuführen, dass im Thorax mit der Lunge ein Organ mit hohen Absorptionsunterschieden dominiert. Hochkontraststrukturen sind weniger empfindlich gegen eine Zunahme des Rauschens. Zum anderen wird zu großen Teilen der Thoraxdurchmesser von gering strahlenabsorbierendem Gewebe, wie belüftete Lunge und subcutanes Fett, bestimmt.

4.2.3 CT des Abdomens

Bereits Anfang der 80er Jahre fand Haaga et al. (71) bei in vivo- und in vitro-Studien am konventionellen CT, dass bei Abdomenaufnahmen eine Korrelation zwischen dem Patientendurchmesser bzw. dem Körpergewicht (29) und der benötigten Röhrenstromstärke besteht. Haaga postulierte, dass eine große Anzahl an Patienten eine höhere Strahlungsexposition erhalten, als für die diagnostische Information von Nöten wäre. Bedauerlicherweise sind diese Erkenntnisse erst spät oder unzureichend im

klinischen Alltag bzw. bei der technischen Entwicklung von Geräten berücksichtigt worden.

Wilting et al. (72) bestätigt unser Studienergebnis, dass in der täglichen Routine von den standardisierten Einstellungen abgerückt werden und Untersuchungen mit individuellen Einstellungen, angepaßt an die spezielle Fragestellung und den Patientendurchmesser (z.B. schlanke oder adipöse Patienten), durchgeführt werden sollten, ohne dass es zu Bildqualitätsverlusten kommt. Die genannte Arbeit wurde an einem anderen Scannertyp mit geringerer Schichtdicke (Collimation 5 mm gegenüber 8 mm) durchgeführt, dennoch lassen sich durch die Angabe des CTDI_W-Wertes Vergleiche anstellen. Wilting ging von einer Standardeinstellung mit einem CTDI_W von 23,9 mGy aus, der höher liegt als in unserer Studie (17,0 mGy). Nach Dosisreduktion auf einen CTDI_W von 13,5 mGy wurde weiterhin eine gute Bildqualität bei Patientendurchmessern bis 30 cm gefunden. Eine Arbeit um Coppenrath et al. (73) unterstreicht die Forderung der Röhrenstromreduktion bei Patienten bis 80 kg und gegebenenfalls einer mA-Erhöhung bei adipösen Patienten.

Bei Phantomstudien mit verschiedenen Scannerprotokollen an 4 verschiedenen Geräten zeigten sich um den Faktor 3 verschiedene Dosen bei abdominalen Untersuchungen (36). Diese Phantomstudien zeigten, dass es bei Low-contrast Strukturen des Abdomen Unterschiede zwischen den verschiedenen Geräten bei Verwendung hoher und niedriger Dosen gibt. Die gleichen Dosisunterschiede führten zu keinen signifikanten Unterschieden der Hochkontrastauflösung (36).

Theoretisch führt bei homogener Gewebezusammensetzung jede Dickenzunahme um eine Halbwertsdicke zu einer Halbierung der durchtretenden Strahlendosis. Jedoch zeigte die statistische Ergebnisauswertung nicht wie erwartet einen exponentiellen Zusammenhang zwischen notwendigem Röhrenstrom und Körperdurchmesser, sondern eine lineare Beziehung zwischen diesen beiden Parametern, wobei eine starke Streuung der Meßwerte vor allem bei großem Körperdurchmesser ins Auge fällt. Als mögliche Ursache komme die relativ kleine Streubreite des Körperdurchmessers als auch der nicht zwingend proportionale Zusammenhang zwischen Durchmesser und

Strahlenabsorption in Frage. Die Zusammensetzung der Gewebeschichten bei gleichem Körperdurchmesser und auf gleicher Schichthöhe gestaltet sich unterschiedlich. Ein sportlich aktiver Mensch mit hoher Muskelmasse und Knochendichte läßt eine höhere Strahlenabsorption im Gewebe erwarten als ein Patient mit Osteoporose oder mit hohem Fettanteil. Außerdem lassen bei Scans von adipösen Patienten die Organgrenzen durch das angrenzende Fettgewebe subjektiv kontrastreicher und dadurch besser beurteilbar erscheinen.

Eine Arbeit befaßte sich mit der Dosisreduktion bei der Darstellung von Nierensteinen, sog. Hochkontraststrukturen, mit dem Spiral-CT (gleiches Gerät) ohne Verwendung von Kontrastmitteln (74). Hierbei erfolgte eine gute Darstellung bei normalgewichtigen Patienten bei Verwendung der CT-Parameter 120 KVp, 70 mA, Schichtdicke 5 mm, Pitch 2.

4.2.4 Andere Körperregionen und spezielle Untersuchungsverfahren

Bereits 1990 belegte Felsenberg et al. (75) am konventionellen CT Dosisersparungen durch Verwendung eines „Low-Dose Modes“ (85 kV, 55 und 96 mAs) bei Knochenmineralmessungen sowie bei otorhinologischen und orthopädischen Fragestellungen. Auch Diederichs et al. (22) zeigte, dass bei knöchernen Strukturen mit hohen Dichteunterschieden mittels hochauflösenden Spiral-CT eine Strahlendosisreduktion ohne diagnostisch relevante Qualitätseinbuße durchgeführt werden kann. Eine Minimierung der Dosis kann auch beim Einsatz von hochauflösender CT der Lunge bei der Diagnose von Atemwegserkrankungen eingesetzt werden (76). Weitere Studien haben sich mit Dosisreduktion beim CT des Gesichtsschädels bzw. Dental-CT beschäftigt (39, 77, 78, 79, 80, 81, 82).

Im Gegensatz zu den Thorax-CT-Untersuchungen unserer Studie wird die HRCT (high-resolution-CT) zur Beurteilung generalisierter Lungenerkrankungen, beispielsweise Alveolitis, Fibrose, Lungenemphysem etc., angewandt (20). Die Lunge wird

diskontinuierlich in dünnen Schichten gescannt (21, 83), deshalb werden im Vergleich zum konventionellen CT 50 - 100 % höhere Röhrenstrom-Zeit-Produkte eingesetzt. Die Rekonstruktion erfolgt mit einem hochauflösenden Faltungskern. Aufgrund des größeren Schichtabstandes und der engen Kollimation ist die Strahlenexposition 8 bis 16-fach niedriger als bei einer vollständigen CT-Untersuchung des Thorax (21, 18, 83).

Dosisreduktion bei Kindern ist besonders bedeutungsvoll, da kleinere Körpermaße eine geringere Dosis benötigen als größere. Zudem ist das Risiko von strahleninduzierten Defekten aufgrund der längeren Lebenserwartung gegenüber Erwachsenen sowie durch die biologisch höhere Strahlenempfindlichkeit erhöht (7, 8, 9, 10, 11, 15, 29, 42, 43, 51, 84, 85, 86, 87, 88, 89). Pediatric Radiology berichtete 2002 in ihrer Aprilausgabe von einer multidisziplinären Konferenz der Gesellschaft der Kinderradiologen, die sich mit dem "ALARA (as low as reasonably achievable) concept in pediatric CT intelligent dose reduction" befaßte (26) um auf das Problem aufmerksam zu machen und verschiedene Ansätze der Dosisreduktion zu diskutieren.

5 Zusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit sollte untersucht werden, welcher individuelle Röhrenstrom für unterschiedliche anatomische Regionen (Schädel, Hals, Thorax und Abdomen) nötig ist um diagnostisch aussagekräftige CT-Aufnahmen zu erzeugen. In diese prospektive Studie wurden 262 erwachsene Patienten aufgenommen. Ausgehend von seit Jahren bewährten Standardparametern wurde für jede anatomische Region anhand eines Iterationsschemas der minimal notwendige Röhrenstrom durch mehrmalige Wiederholung des Referenzscans ermittelt und mit diesem Wert die Untersuchung durchgeführt. Drei voneinander unabhängige Radiologen beurteilten die Bildqualität vor und nach Röhrenstromanpassung ohne Kenntnis der Expositionsparameter. Für Untersuchungen des Schädels (n=50) ergab sich ein Einsparungspotentials von 13 %, bei Thoraxuntersuchungen (n=67) von 57 % und bei Untersuchungen des Abdomens (n=119) eine maximale Einsparung von 45 % der Standarddosis. Dabei lag die

Standarddosis für Schädel- ($CTDI_W = 41,7$ mGy), Thorax- ($CTDI_W = 9,7$ mGy) und Abdomenuntersuchungen ($CTDI_W = 11,7$ mGy) bereits im untersten Quartil der deutschen Expositionspraxis.

Für Abdomenuntersuchungen fand sich eine lineare Beziehung zwischen dem erforderlichen Röhrenstrom und dem in der a.p.-Richtung im Oberbauch gemessenen Körperdurchmesser. Der erforderliche Röhrenstrom variierte von 110 bis 325 mA ($CTDI_W = 6,4-17,6$ mGy) und die Körperdurchmesser von 16-35 cm. So ergibt sich, daß schlanke Patienten mit einem Durchmesser unter 27 cm bei den üblichen Expositionsparametern unnötig hohen Dosen ausgesetzt werden. Für diese Patienten kann man den notwendigen Röhrenstrom abschätzen, indem man den Körperdurchmesser mit $\frac{3}{4}$ multipliziert. Durch die individuelle Anpassung des Röhrenstroms an den Körperdurchmesser wird die Strahlenexposition bei Abdomen-CT-Untersuchungen um bis zu 45 % gesenkt ohne Beeinträchtigung der diagnostischen Aussagekraft.

Für CT-Untersuchungen des Thorax ist das Einsparungspotential unabhängig vom Körperdurchmesser, im Mittel reicht ein Röhrenstrom von 73 mA ($CTDI_W = 4,2$ mGy) aus. Bei CT-Untersuchungen des Gehirnschädels ergab sich das geringste Einsparpotential mit einer notwendigen Dosis $CTDI_W = 36,2$ mGy bei durchschnittlich 174 mA. Der Studienarm Hals wurde vorzeitig wegen Zunahme von Aufhärtungsartefakten durch den Unterkiefer bzw. die Schulter abgebrochen.

6 Literaturverzeichnis

- 1) Bauer B., Veit R., Brix G., Burkart W., Strahlenexposition reduzieren, Dtsch. Ärztebl., 2000, 16: B916-19
- 2) Prokop M., Überblick über Strahlendosis und Bildqualität in der Computertomographie, Röfo, 2002, 174: 631-36
- 3) Galanski M., Nagel D., Stamm G., CT-Expositionspraxis in der Bundesrepublik Deutschland, Röfo 2001, 173: R1-66
- 4) Becker C. R., Schätzl M., Feist H., Bäuml A., Brüning R., Schöpf U. J., Reiser M. F., Strahlenexposition bei der CT-Untersuchung des Thorax und Abdomens, Radiologe, 1998, 38: 726 - 9
- 5) Diederich S., Wormanns D., Heindel W., Low-dose CT: new tool for screening lung cancer?, Eur Radiol, 2001, 11: 1916-24
- 6) Diederich S., Wormanns D., Heindel W., Radiologisches Screening des Bronchialkarzinoms: Aktueller Stand und zukünftige Perspektiven, Röfo, 2001, 173: 873-82
- 7) Brenner D., Elliston C. D., Hall E. J., Berdon W. E., Estimated Risks of Radiation-Induced Fatal Cancer from Pediatric CT, AJR, 2001, 176: 289-296
- 8) Paterson A., Frush D. P., Donnelly L. F., Helical CT of the Body: Are Settings Adjusted for Pediatric Patients?, AJR, 2001, 176: 297-301
- 9) Donnelly L. F., Emery K. H., Brody A. S., Laor T., Gylys-Morin V. M. et al., Minimizing Radiation Dose for Pediatric Body Applications of Single-Detector Helical CT: Strategies at a Large Children's Hospital, AJR, 2001, 176: 303-6

- 10) Rogers L. F., From the Editor's Notebook, Radiation Exposure in CT: Why so High?, AJR, 2001, 177: 277
- 11) Nickoloff E. L., Alderson P., Radiation Exposures to Patients from CT: Reality, Public Perception, and Policy, AJR, 2001, 177: 285-7
- 12) Haaga J. R., Radiation Dose Management: Weighing Risk Versus Benefit, AJR, 2001, 177: 289-91
- 13) Ravenel J.G., Scalzette E. M., Huda W., Garrisi W., Radiation Exposure and Image Quality in Chest CT Examinations, AJR, 2001, 177: 279-84
- 14) Bauer B., Loose R., Die novellierte Röntgenverordnung, Röfo, 2002, 174: 1325-28
- 15) Huda W., Atherton J., Ware D., Cumming W. A., An Approach for the Estimation of Radiation Dose at CT in Pediatric Patients, Radiology, 1997, 203: 417-22
- 16) Hupke R., Hahn D., Tschammler A., Niedrigdosis-CT-Bilder mit dem neuen Detektor UFC, electromedica, 1997, 2,: 56-7
- 17) Thurn P., Bücheler E., Lackner K.-J., Thelen M., Einführung in die radiologische Diagnostik, Thieme, 1998, 10: 19-23
- 18) Van der Bruggen-Bogaarts B. A., Broerse J. J., Lammers J.-W., van Waes P. F., Geleijns J., Radiation Exposure in Standard and High-Resolution Chest CT Scans, Chest, 1995, 107: 113-5
- 19) Kalender W. A., Grundlagen und Technik der Spiral-CT, Radiologe, 1999, 39: 809-19

- 20) Prokop M., Schaefer-Prokop C., Galanski M., Spiral-CT der Lunge, Radiologe, 1996, 36,: 457-69
- 21) Prokop M., Dosisoptimierung in der thorakalen Computertomographie, Radiologe, 2001, 41: 269-78
- 22) Diederichs C. G., Bruhn H., Funke M., Grabbe E., Spiral-CT mit reduzierter Strahlendosis, Röfo, 1996, 164:183-8
- 23) Hopper K. D., Keeton N. C., Kasales C. J., Mahraj R., Van Slyke M. A., Patrone S. V., Singer P. S., Tenhave T. R., Utility of low mA 1,5 pitch helical versus conventional high mA abdominal CT, Clin Imaging, 1998, 22: 54-9
- 24) Verordnung über den Schutz vor Schäden durch Röntgenstrahlen, Bundesgesetzblatt I 1987, 114, zuletzt geändert durch Art. 1 V vom 18.06.2002 I 1869
- 25) Richtlinie 97/43/EURATOM des Rates vom 30. Juni 1997 über den Gesundheitsschutz von Personen gegen die Gefahren ionisierender Strahlung bei medizinischer Exposition und zur Aufhebung der Richtlinie 84/466/EURATOM, Amtsblatt Nr. L 180 vom 09.07.1997, S. 0022-0027
- 26) Brenner C. J., Ron E., Wagner L. K., Huda W., Fearon T., Nickoloff E., Toth T. L., Brody A. S., Varchena V., Frush D. P., Donnelly L. F., Conference on the ALARA concept in pediatric CT intelligent dose reduction, Pediatr Radiol, 2002, 32: 217-317
- 27) Feigal D. W., FDA Public Health Notification: Reducing Radiation Risk from Computed Tomography for Pediatric and Small Adult Patients, Pediatric radiology, 2002, 32: 314-16

- 28) Imhof H., Schibany N., Ba-Ssalamah A., Czerny C., Hojreh A., Kainberger F., Krestan C., Kudler H., Nöbauer I., Nowotny R., Spiral CT and radiation dose, *Eur J Radiol*, 2003, 47: 29-37
- 29) Ware D. E., Huda W., Mergo P. J., Litwiller A. L., Radiation Effective Doses to Patients Undergoing Abdominal CT Examinations, *Radiology*, 1999, 210: 645-50
- 30) Scheck R. J., Coppentrath E. M., Kellner M. W., Lehmann K. J., Mayer M., Rock C., Rieger J., Rothmeier L., Schweden F., Sokiranski R., Bäuml A., Hahn K., Dosismessung für Einzelschicht- und Spiralmodus bei 8 Spiral-CT-Scannern der neuesten Generation, *Röfo*, 1998, 168: 562-6
- 31) Jurik A. G., Jessen K. A., Hansen J., Image quality and dose in computed tomography, *Eur Radiol*, 1997, 7: 77-81
- 32) Shrimpton P. C., Edyvean S., CT scanner dosimetry, *Br J Radiol*, 1998, 71: 1-3
- 33) Clarke J., Cranley K., Robinson J., Smith P. H., Workman A., Application of draft European Commission reference levels to a regional CT dose survey., *Br J Radiol*, 2000, 73: 43-50
- 34) Hidajat N., Wolf M., Nunnemann A., Liersch P., Gebauer B., Teichgräber U., Schröder R. J., Felix R., Survey of Conventional and Spiral CT Doses, *Radiology*, 2001, 218: 395-401
- 35) Tsapaki V., Kottou S., Papadimitriou D., Application of European Commission reference dose levels in CT examinations in Crete, Greece, *Br J Radiol*, 2001, 74: 836-40

- 36) Scheck R. J., Coppentrath E., M., Kellner M. W., Lehmann K. J., Rock C., Rieger J., Rothmeier L., Schweden F., Bäuml A. A., Hahn K., Radiation dose and image quality in spiral computed tomography: multicentre evaluation at six institutions, *Br J Radiol*, 1998, 71: 734-44
- 37) Boal T. J., Hedt J. C., Einsiedel P. F., A survey of patient dose and image quality factors for CT scanner in Victoria, *Australas Phys Eng Sci Med*, 1999, 22: 103-12
- 38) Langkowski J.H., Pogoda P., Hess A., Untersuchungen zur Strahlenexposition der CT-Diagnostik mit der Standard- und Spiraltechnik, *Röfo*, 1994, 161: 3-11
- 39) Cohnen M., Cohnen B., Ewen K., Teubert G., Mödder U., Dosismessungen bei Spiral-CT-Untersuchungen der Kopf-Hals-Region, *Röfo*, 1998, 168: 474-9
- 40) Wade J. P., Weyman J. C., Goldstone K. E., CT standard protocols are of limited value in assessing actual patient dose, *Br J Radiol*, 1997, 70: 1146-51
- 41) O'Malley M. E., Halpern E., Mueller P. R., Gazelle G. S., Helical CT Protocols for the Abdomen and Pelvis: A Survey, *AJR*, 2000, 175:109-13
- 42) Stöver B., Rogalla P., CT-Untersuchungen beim Kind, *Radiologe*, 1999, 39: 455-62
- 43) Vock P., CT-Exposition beim Kind: Geht das Erwachen der Amerikaner auch uns Europäer an?, *Radiologe*, 2002, 42: 697-702
- 44) Reynolds D. M., Hazle J. D., Johnston D. A., Charnsangavej Ch., Evaluation of helical computed tomography scan parameters for vascular imaging, *Med Phys* 1998, 25: 176-82

- 45) Crawley M. T., Booth A., Wainwright A., A practical approach to the first iteration in the optimization of radiation dose and image quality in CT: estimates of the collective dose savings achieved, *Br J Radiol*, 2001, 74: 607-14
- 46) Verdun F. R., Meuli R. A., Bochud F. O., Imsand C., Raimondi S., Schnyder P., Valley J.-F., Image quality and dose in spiral computed tomography, *Eur Radiol*, 1996, 6: 485-8
- 47) Vade A. Demos T. C., Olson M. C., Subbaiah P., Turbin R. C., Vickery K., Corrigan K., Evaluation of image quality using 1:1 pitch and 1,5:1 pitch helical CT in children: a comparative study, *Pediatr Radiol*, 1996, 26: 891-3
- 48) Diel J., Perlmutter S., Venkataramanan N., Mueller R., Lane M. J., Katz D. S., Unenhanced helical CT using increased pitch for suspected renal colic: an effective technique for radiation dose reduction?, *J Comput Assist Tomogr*, 2000, 24: 795-801
- 49) Rimondini A., Pozzi Mucelli R., De Denaro M., Bregant P., Dalla Palma L., Evaluation of image quality and dose in renal colic: comparison of different spiral-CT protocols, *Eur Radiol*, 2001, 11: 1140-6
- 50) Perisinakis K., Damilakis J., Voloudaki A., Papadakis A., Gourtsoyiannis N., Patient dose reduction in CT examination by optimising scanogram acquisition, *Radiat Prot Dosimetry*, 2001, 93:173-8
- 51) Zeman R. K., Baron R. L., Brooke J.Jr. R., Klein J., Siegel M. J., Silverman P. M., Helical Body CT: Evolution of Scanning Protocols, *AJR*, 1998, 170: 1427-38
- 52) Kopka L., Funke M., Breiter N., Hermann K.-P., Voshenrich R., Grabbe E., Anatomisch adaptierte Variation des Röhrenstroms bei der CT, *Röfo*, 1995, 163: 383-7

- 53) Giacomuzzi S., Erckert B., Schöpf T., Freund M. C., Springer P., Dessel P., Jaschke W., Das "Smart-Scan"-Verfahren der Spiral-Computertomographie: Eine neue Methode der Dosisreduktion, *Röfo*, 1996, 165: 10-6
- 54) Gress H., Wolf H., Baum U., Kalender W. A., Bautz W., Dosisreduktion in der Computertomographie durch anatomieorientierte schwächungsbasierte Röhrenstromregelung: Erste klinische Ergebnisse, *Röfo*, 1999, 170: 246-50
- 55) Kalender W. A., Wolf H., Suess C., Gies M., Gress H., Bautz W. A., Dose reduction in CT by on-line tube current control: principles and validation on phantoms and cadavers, *Eur Radiol*, 1999, 9: 323-28
- 56) Gress H., Wolf H., Baum U., Lell M., Pirkl M., Kalender W., Bautz W. A., Dose reduction in computed tomography by attenuation-based on-line modulation of tube current: evaluation of six anatomical regions, *Eur Radiol*, 2000, 10: 391-4
- 57) Gress H., Baum U., Wolf H., Lell M., Nömayr A., Schmidt B., Kalender W. A., Bautz W., Dosisreduktion bei der Spiral-CT: Detektion von Lungenrundherden mit und ohne anatomisch angepasster Röhrenstrommodulation, *Röfo*, 2001, 173: 466-70
- 58) Gies M., Kalender W. A., Wolf H., Suess C., Dose reduction in CT by anatomically adapted tube current modulation. I. Simulation studies., *Med Phys*, 1999, 26: 2235-47
- 59) Kalender W. A., Wolf H., Suess C., Dose reduction in CT by anatomically adapted tube current modulation. II. Phantom measurements., *Med Phys*, 1999, 26: 2248-53
- 60) Smith A., Shah G. A., Kron T., Variation of patient dose in head CT, *Br J Radiol*, 1998, 71: 1296-1301

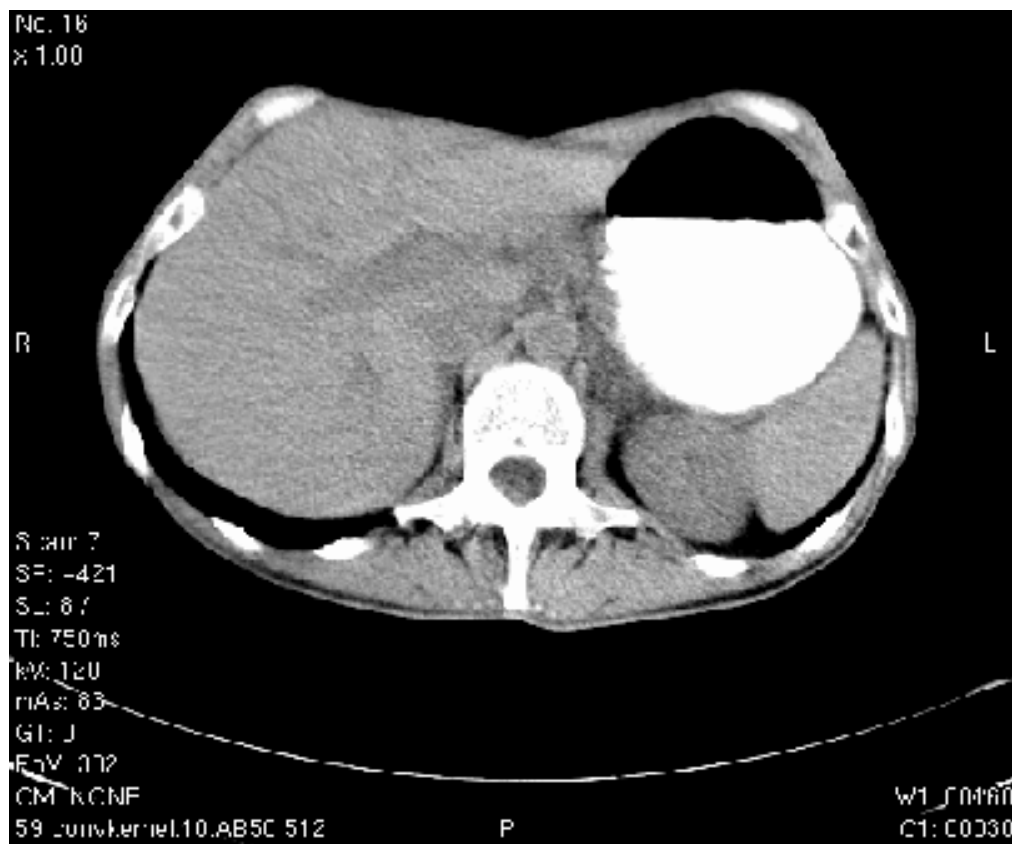
- 61) Cohnen M., Fischer H., Hamacher L., Lins E., Kotter R., Modder U., CT of the Head by Use of Reduced Current and Kilovoltage: Relationship between Image Quality and Dose Reduction, *Am J Neuroradiol*, 2000, 21: 1654-1660
- 62) Mayo J. R., Hartman T. E., Lee K. S., Primack S. L., Vedal S., Müller N. L., CT of the Chest: Minimal Tube Current Required for Good Image Quality with the Least Radiation Dose, *AJR*, 1995, 164: 603-7
- 63) Mayo J. R., Whittall K. P., Leung A., Hartmann T. E., Park C. S., Primack S. L., Chambers G. K., Limkeman M. K., Toth T. L., Fox S. H., Simulated Dose Reduction in Conventional Chest CT: Validation Study, *Radiology*, 1997, 202: 453-7
- 64) Diederich S., Lenzen H., Puskas Z., Koch A. T., Yelbuz T. M., Eameri M., Roos N., Peters P. E., Niedrigdosiscomputertomographie des Thorax, *Radiologe*, 1996, 36: 475-82
- 65) Takahashi M., Maguire W. M., Ashtari M., Khan A., Papp Z., Alberico R., Campbell W., Eacobacci T., Herman P. G., Low-Dose Spiral Computed Tomography of the Thorax: Comparison with the Standard-Dose Technique, *Invest Radiol*, 1998, 33: 68-73
- 66) Diederich S., Lenzen H., Windmann R., Puskas Z., Yelbuz T., Henneken S., Klaiber T., Eameri M., Roos N., Peters P. E., Pulmonary Nodules: Experimental and Clinical Studies at Low-Dose CT, *Radiology*, 1999, 213: 289-98
- 67) Jung K.-J., Lee K. S., Kim S. Y., Kim T. S., Pyeun Y. S., Lee J. Y., Low-Dose, Volumetric Helical CT: Image Quality, Radiation Dose, and Usefulness for Evaluation of Bronchiectasis, *Invest Radiol*, 2000, 35: 557-63

- 68) Mutze S., Rogalla P., Franke B., Paris S., Hamm B. K., Low-dose Spiral CT of the Lung in 50 Patients with Pulmonary Metastases, *Radiology*, 1995, 197 (P): 251
- 69) Gartenschläger M., Schweden F., Gast K., Westermeier T., Kauczor H.-U., von Zitzewitz H., Thelen M., Pulmonary nodules: detection with low-dose vs conventional-dose spiral CT, *Eur Radiol*, 1998, 8: 609-14
- 70) Lenzen H., Roos N., Diederich S., Meier N., Strahlenexposition bei der Niedrigdosiscomputertomographie des Thorax, *Radiologe*, 1996, 36:483-8
- 71) Haaga J. R., Miraldi F., MacIntyre W., LiPuma J. P., Bryan P. J., Wiesen E., The Effect of mAs Variation upon Computed Tomography Image Quality as Evaluated by In Vivo and In Vitro Studies, *Radiology*, 1981, 138: 449-54
- 72) Wilting J. E., Zwartkruis A., van Leeuwen M. S., Timmer J., Kamphuis A. G., Feldberg M., A rational approach to dose reduction in CT: individualized scan protocols, *Eur Radiol*, 2001, 11. 2627-32
- 73) Coppenrath E., Schmid C., Brandl R., Szeimies U., Hahn K., Spiral-CT des Abdomens: Gewichtsadaptierte Dosisreduktion, *Röfo*, 2001, 173: 52-6
- 74) Hamm M., Knöpfle E., Wartenberg S., Wawroschek F., Weckermann D., Harzmann R., Low dose unenhanced helical computerized tomography for the evaluation of acute flank pain, *J Urol*, 2002, 167: 1687-91
- 75) Felsenberg D., Kalender W. A., Trinkwalter W., Wolf K.-J., CT-Untersuchungen mit reduzierter Strahlendosis, *Röfo*, 1990, 153: 516-21
- 76) Majurin M. L., Vaarpula M., Kurki T., Pakkala L., High-resolution CT of the lung in asbestos-exposed subjects. Comparison of low-dose and high-dose HRCT, *Acta Radiol*, 1994, 35: 473-7

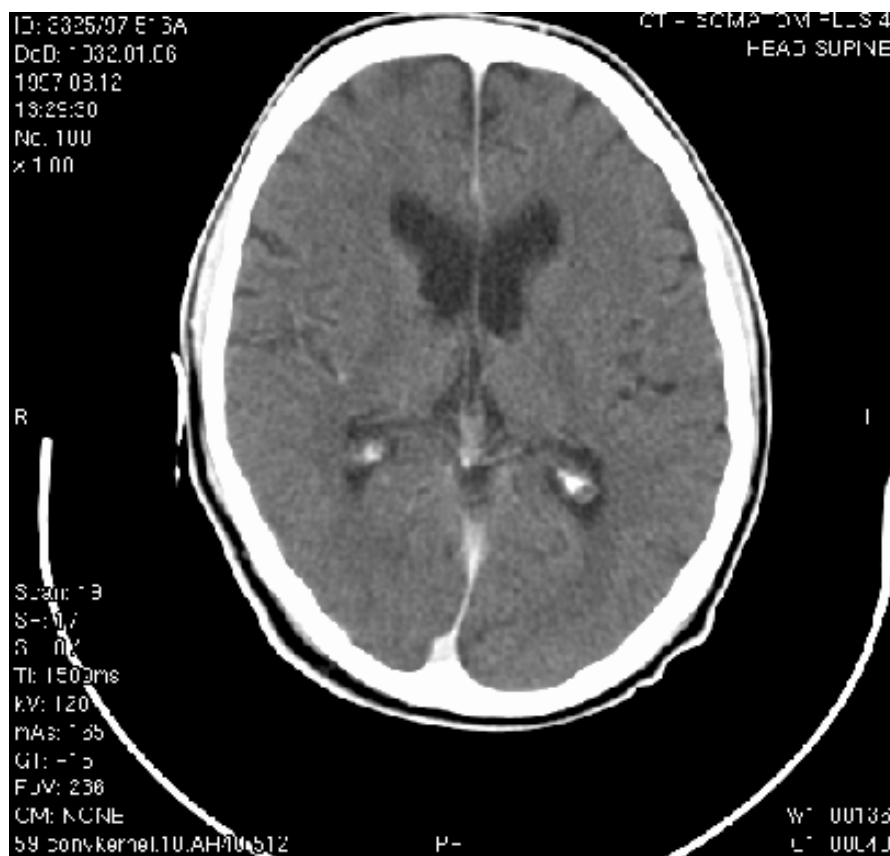
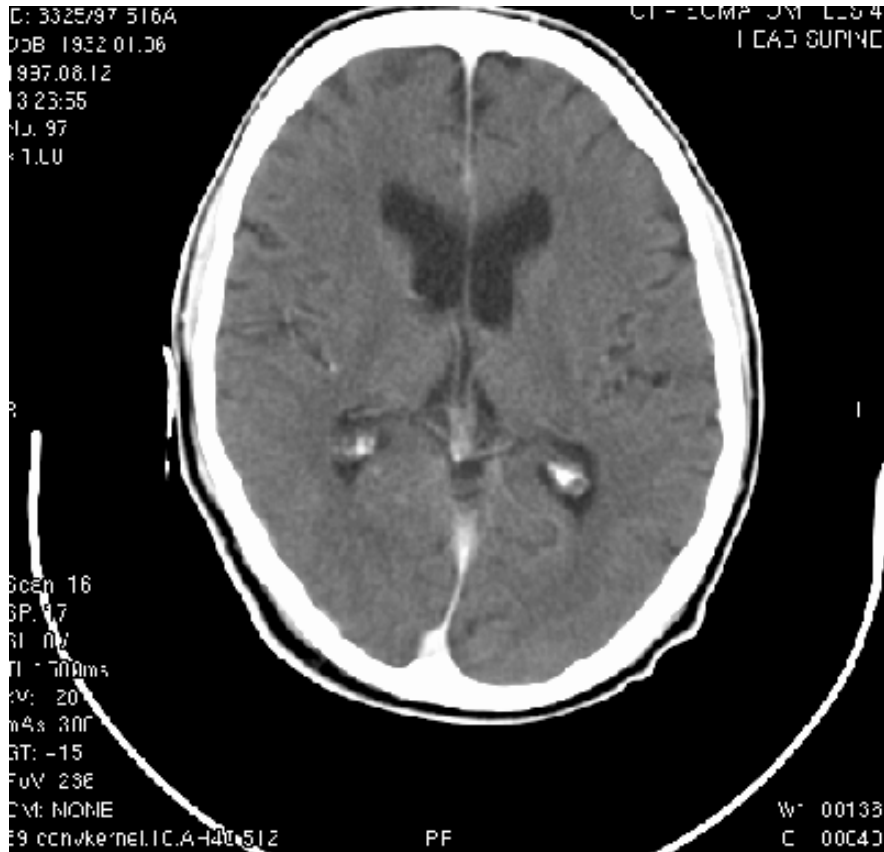
- 77) Hassfeld S., Streib S., Sahl H., Stratmann U., Fehrentz D., Zoller J., Low-dose computerized tomography of the jaw bone in pre-implantation diagnosis. Limits of dose reduction and accuracy of distance measurements, *Mund Kiefer Gesichtschir*, 1998, 2: 188-93
- 78) Sohaib S. A., Peppercorn P. D., Horrocks J. A., Keene M. H., Kenyon G. S., Reznek R. H., The effect of decreasing mAs on image quality and patient dose in sinus CT, *Br J Radiol*, 2001, 74: 157-61
- 79) Damman F., Momino-Traserra E., Remy C., Pereira P. L., Baumann I., Koitschev A., Claussen C. D., Strahlenexposition bei der Spiral-CT der Nasennebenhöhlen, *Röfo*, 2000, 172: 232-37
- 80) Schorn C., Visser H., Hermann K. P., Alamo L., Funke M., Grabbe E., Dental-CT: Bildqualität und Strahlenexposition in Abhängigkeit von den Scanparametern, *Röfo*, 1999, 170: 137-44
- 81) Homolka P., Gahleitner A., Kudler H., Nowotny R., Eine einfache Methode zur Abschätzung der effektiven Dosis bei Dental-CT. Konversionsfaktoren und exemplarische Berechnung für ein klinisches Low-Dose-Protokoll, *Röfo*, 2001, 173: 558-62
- 82) Ekestubbe A., Conventional spiral and low-dose computed mandibular tomography for dental planning, *Swed Dent J Suppl*, 1999, 138: 1-82
- 83) Heinz-Peer G., Weninger F., Nowotny R., Herold C. J., Strahlendosis der verschiedensten CT-Verfahren in der Lungendiagnostik, *Röfo*, 1996, 36: 470-4
- 84) White K. S., Invited article: helical/spiral CT scanning: a pediatric radiology perspective, *Pediatr Radiol*, 1996, 1: 5-14

- 85) Rogalla P., Stöver B., Scheer I., Juran R., Gaedicke G., Hamm B., Low-dose spiral CT: applicability to paediatric chest imaging, *Pediatr Radiol*, 1999, 8: 565-9
- 86) Lucaya J., Piqueras J., Garcia-Pena P., Enriquez G., Garcia-Macias M., Sotil J., Low-dose high-resolution CT of the chest in children and young adults: dose, cooperation, artifact incidence and image quality, *AJR*, 2000, 175: 985-92
- 87) Rogers L., F., Taking Care of Children, *AJR*, 2001, 176: 287
- 88) Martin L. F. W., Exposing Radiation Exposure, *AJR*, 2002, 178: 511
- 89) Wormans D., Diederich S., Lenzen H., Lange P., Link T. M., Ludwig K., Papke K., Hagedorn C., Heindel W., Abdominal spiral CT in children: which radiation exposure is required?, *Eur Radiol*, 2001, 11: 2262-6

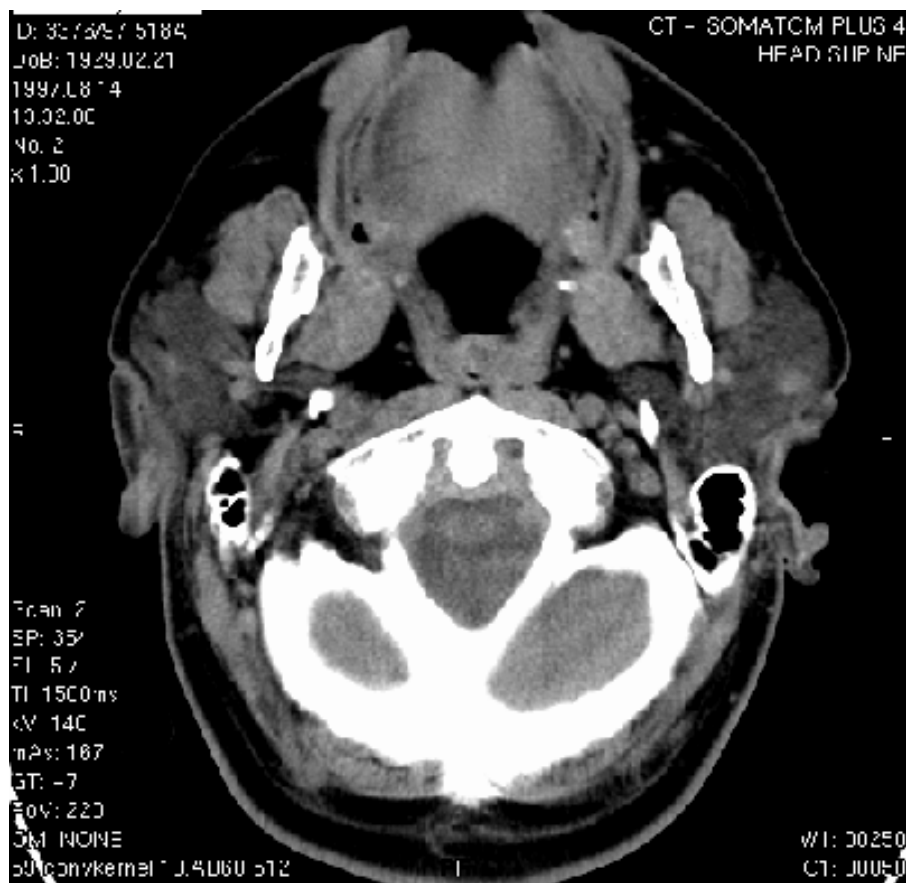
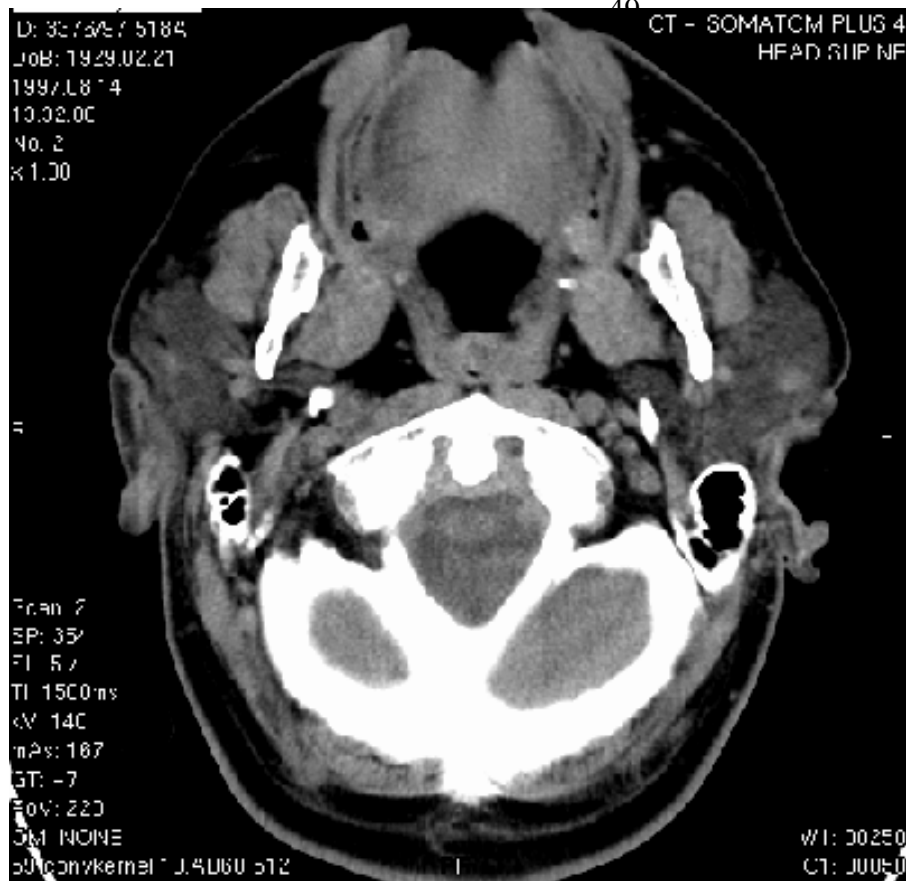
7 Bildbeispiele



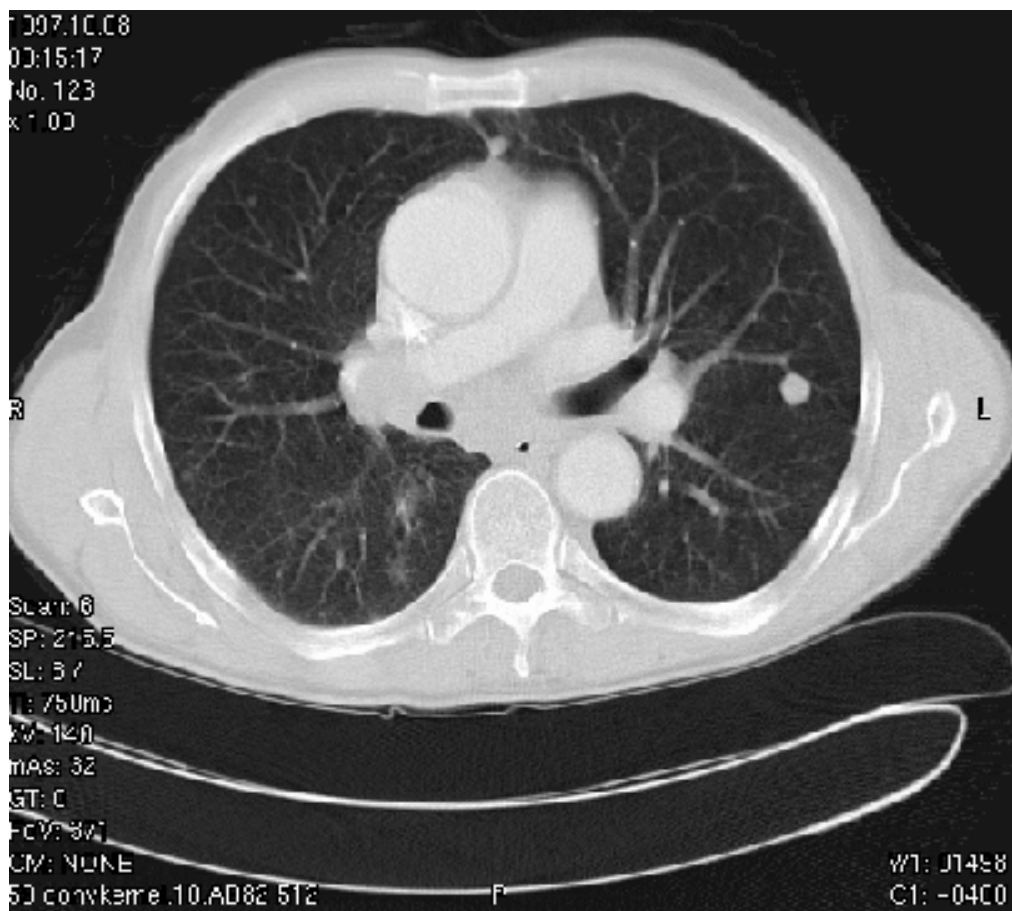
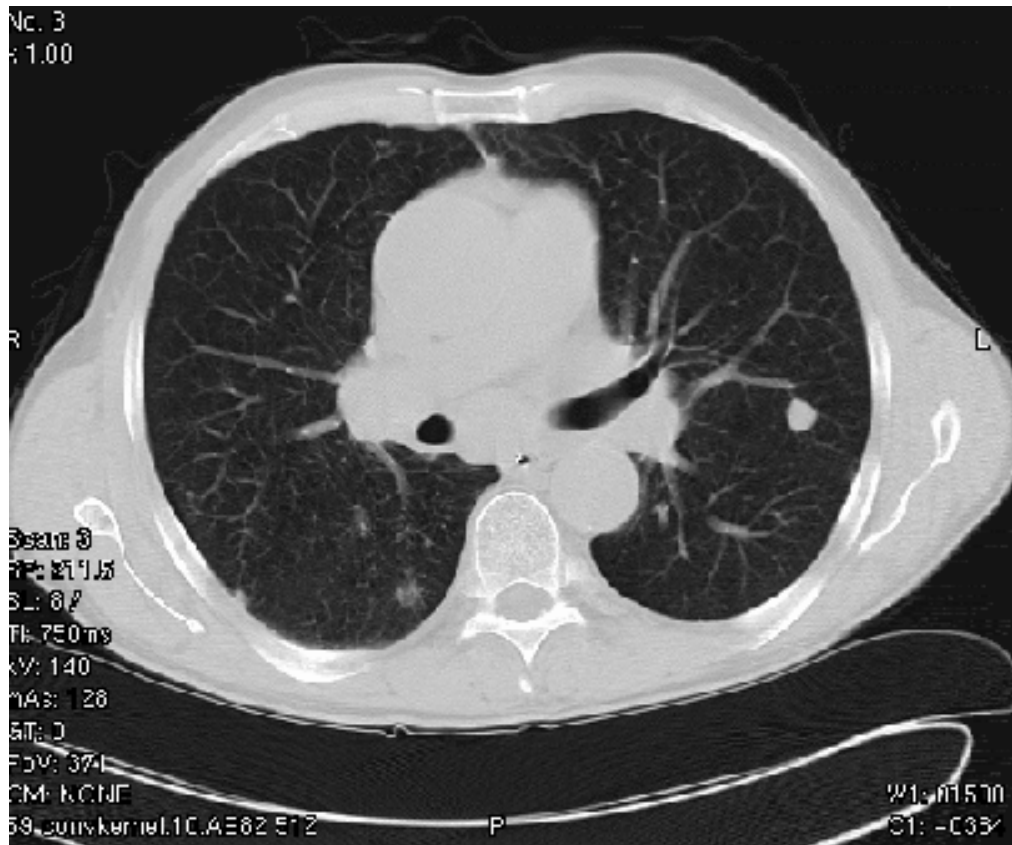
Bildbeispiel 1: CT des Abdomen Referenzscan mit Standarddosis 200 mA (oben) und Spiral-CT mit reduzierter Dosis 110 mA (unten)



Bildbeispiel 2: CT des Schädels Referenzscan mit Standarddosis 200 mA (oben) und CT mit reduzierter Dosis 110 mA (unten)



Bildbeispiel 3: CT des Halses Referenzscan mit Standarddosis 111 mA (oben) und Spiral-CT mit reduzierter Dosis 43 mA (unten)



Bildbeispiel 4: CT des Thorax Referenzscan mit Standarddosis 171 mA (oben) und Spiral-CT mit reduzierter Dosis 43 mA (unten)

Danksagung

Meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. D. Hahn danke ich für die Überlassung der Arbeit, die hervorragenden Arbeitsbedingungen am Lehrstuhl und Herrn PD Dr. W. Kenn für die gute Betreuung.

Danken möchte ich Herrn PD Dr. H.-P. Dinkel für die Beurteilung der CT-Aufnahmen ebenso den Ärzten des Instituts für Röntgendiagnostik für die Rekrutierung der Patienten und Durchführung der dosisadaptierten Scans. Für die stets freundliche Unterstützung bedanke ich mich bei den medizinisch-technischen Assistentinnen des Instituts.

Mein herzlichster Dank gilt schließlich meinem Mann für die rege Kritik, fachliche Beratung und seinen Ansporn diese Arbeit zu beenden.

Letztendlich danke ich meinen Kindern, die mir Verständnis entgegenbrachten, wenn ich nicht immer auf ihre Bedürfnisse eingehen konnte.

Lebenslauf

Persönliche Daten:

Name: Sabina Rosina Tschammler, geb. Scharl
Geburtsort und –datum: Burghausen am 04.03.1960
Familienstand: verheiratet, 1 Tochter, geb. 10.02.1989
1 Sohn, geb. 20.10.1994
Nationalität: deutsch

Schul- und Berufsausbildung:

1966 - 1970 Grundschule, Burgkirchen/Alz
1970 - 1972 Neusprachliches Gymnasium, Altötting
1972 - 1976 Realschule, Altötting
1976 - 1980 Ausbildung zur Chemielaborantin, Hoechst AG Gendorf
1980 - 1983 Staatliche Berufsoberschule, Altötting, Allgemeine Hochschulreife
11.83-04.84 Aupair in Toulouse
01.08.84 bis 30.09.88 Chemielaborantin bzw. ab Juli 1985 Werkstudentin bei der Gesellschaft für Strahlen- und Umweltforschung, Neuherberg
1985 - 1988 Medizinstudium an der Ludwig-Maximilians-Universität München
1988 - 1992 Medizinstudium an der Julius-Maximilians-Universität Würzburg

Ärztliche Tätigkeiten:

Ärztin im Praktikum:

01.10.93 - 30.09.94 Staatliches Gesundheitsamt Kitzingen
01.04.96 - 31.12.96 Theresienklinik, Würzburg
01.01.97 Approbation

Assistenzärztin:

01.01. - 31.03.97 Theresienklinik, Würzburg
seit 01.09.03 Medizinische Poliklinik der Universität Würzburg, Abt. Rheumatologie

Nebenberufliche Tätigkeit:

seit 11.1999 Lehrkraft an der Kinderkrankenpflegeschule, Universitätsklinik Würzburg

Würzburg , im August 2004