

9 (2001)



Heft 1

STRAHLENSCHUTZ

**Zeitschrift des Verbandes für Medizinischen
Strahlenschutz in Österreich**

Herausgeber:

M. Tschurlovits

Kurt Kletter

Gasteditor: G. Pärtan

Inhalt

Inhaltsverzeichnis:

Impressum	4
Editorial	5
Strahlendosisermittlung in der Multidetektor-CT	6
Strahlenschutzaspekte der CT-Diagnostik in der Pädiatrie	17
Häufigkeit von CT-Untersuchungen bei Pankreatitis-Patienten - Schlußfolgerungen für die Strahlenexposition	21
Strahlenschutzkurse 2001	30
Anmeldung für Strahlenschutzkurse 2001	31
Verbandsadressen	32
Tagung	33
Vorschau auf nächstes Heft 2-2001	34

Impressum

Strahlenschutz 9 (2001) Heft 2

Zeitschrift des Verbandes für medizinischen Strahlenschutz in Österreich

Herausgegeben vom Verband für medizinischen
Strahlenschutz in Österreich

Herausgeber:

Univ.Prof. Dr. Manfred Tschurlovits, Wien
Univ.Prof. DDr. Kurt Kletter, Wien

Wissenschaftlicher Beirat:

Univ.Doz. Dr. M. Baldt, Wolfsberg
Prim. Dr. C. Eibenberger, Waidhofen/Ybbs
Univ.Prof. Dr. F. Kainberger, Wien
Dr. A. Kurtaran, Wien
Prim. Med.Rat.Dr. H. Mader, Wien
Dr. G.Pärtan, Wien
Dr. R. Weber, Wien

Die Zeitschrift erscheint zweimal jährlich

Beiträge sind zu richten an:

Univ.Prof Dr. Manfred Tschurlovits, Atominstitut der
Österr. Universitäten, Stadionallee 2, 1020 Wien.
Tel. 588 01 14-182 oder FAX 588 01 14-199
email: tschurlo@ati.ac.at oder über Kursreferat:
Telefon 283 97 83, FAX 285 89 39

Die Beiträge dürfen in dieser Form noch nicht
veröffentlicht sein und werden einer Begutachtung
unterzogen.

Für den Inhalt verantwortlich:

Univ.Prof Dr. Manfred Tschurlovits

Univ.Prof. DDr. Kurt Kletter, beide:

Sekretariat des Verbandes für medizinischen
Strahlenschutz in Österreich, c/o Wiener Medizinische
Akademie, Alserstraße 4, Altes AKH, 1.Hof, 1090 Wien

Druck: Grafikkeller - Josef Wieser
2170 Poysdorf, Wienerstr. 11

Editorial

Die Mitwirkung von aktiven Gasteditoren trägt Früchte: für das vorliegende Heft lag soviel Material vor, dass der vorgesehene Umfang bei weitem überschritten wurde. Einige Beiträge mussten in die nächste Ausgabe zurückgestellt werden (siehe Inhalt der nächsten Ausgabe), um die Themenstellung nicht zu weit werden zu lassen.

Durch die Einrichtung der VMSÖ-Homepage (<http://www.strahlenschutz.at>) welche von Dr. Gerald Pärtan neben seiner Aufgabe als Sekretär des Verbandes betreut wird, läuft unsere fachliche Kommunikation nunmehr sowohl über den gewohnten papierenen, als auch den rezenten Entwicklungen angepasst über den elektronischen Weg.

Manfred Tschurlovits

Die vorliegende Ausgabe zum Themenschwerpunkt **Strahlenschutz bei radiologischen Schnittbildverfahren** beschäftigt sich mit hoffentlich interessanten und praktischen Informationen. Neue Entwicklungen bringen auf diesem Gebiet rasante medizinisch-diagnostische Fortschritte, aber auch potentiell höhere Patientendosen.

In der diagnostischen Radiologie ist die Computertomographie (CT) das Verfahren, welches in immer höherem Ausmaß zur Kollektivdosis beiträgt. Besonders aktuell ist hier die **Mehrzeilendetektor-Spiral-CT**. Hier vermittelt M. Prokop (Universitätsklinik für Radiodiagnostik Wien) die Grundlagen der Dosiermittlung bei diesem Verfahren im Vergleich zur „konventionellen“ Spiral-CT.

Von besonderer Wichtigkeit ist der Strahlenschutz bekanntermaßen in der pädiatrischen Radiologie. K.Gindl, (Donauspital Wien) zeigt **Wissenswertes bei CT-Untersuchungen** auf. Daß dieses Thema absolut nicht trivial ist, hat unlängst eine Artikelserie in der Februarnummer des American Journal of Radiology gezeigt (näheres dazu auch in der **Literaturübersicht**). Die dort festgestellte Tatsache, daß selbst in auf pädiatrische Radiologie spezialisierte Röntgeninstituten die *CT-Expositionswerte nicht an die anatomischen Verhältnisse der kleinen Patientinnen angepasst werden* und diese somit nicht gerechtfertigt hohen Strahlendosen unterzogen werden, ist aller Wahrscheinlichkeit nach leider nicht auf den angloamerikanischen Raum (wo diese Studien ihren Niederschlag in der Tagespresse gefunden haben) beschränkt, sondern leider auch vielerorts in unseren Breiten zu finden.

Die Arbeit von W.Reimer et al. (Donauspital Wien) analysiert die **Häufigkeit von CT-Untersuchungen bei Pankreatitispatienten**, welche oft auch jüngeren Altersschichten angehören und vielfach ein intensives bildgebendes Kontrollregime erfordern. Mit Hilfe einer Dosimetriesoftware wird versucht, auch erste Abschätzungen der daraus resultierenden Effektivdosis zu erzielen.

Gerald Pärtan

Gasteditor: OA Dr.Gerald Pärtan
Röntgeninstitut Donauspital im SMZ Ost
1220 Wien, Langobardenstraße 122
e-mail: gerald.paertan@smz.magwien.gv.at

Strahlendosisermittlung in der Multidetektor-CT

Mathias Prokop¹

Einleitung

Wie weitläufig bekannt, trägt die Computertomographie (CT) ungeachtet ihrer unschätzbaren Vorteile für die radiologische Diagnostik (und die interventionell-radiologische Therapie) in steigendem Ausmaß zur Bevölkerungsdosis bei und verursacht bei unseren Patientinnen und Patienten Organ- bzw. Effektivdosen, welche zwar in den meisten Fällen relativ gering sind, jedoch keine völlig zu vernachlässigende Größe darstellen.

Die jüngst erfolgte Einführung der Mehrzeilen-Detektorsysteme (Multidetektor-CT, Multislice-CT, MDCT) ist begeistert aufgenommen worden ob der sich bietenden Erweiterung der diagnostischen Möglichkeiten. Diese neuen Gerätetypen setzen sich derzeit sehr viel schneller durch, als es Anfang der Neunzigerjahre die Spiral-CT tat, wobei die Entwicklung in Österreich der Entwicklung in anderen Industrienationen wie USA, Japan, Deutschland oder sogar England hinterher hinkt. Die Multidetektor-CT erlaubt die Aufnahme einer hohen Zahl an dünnen Schichten über einen weiten Scanbereich und damit die Anfertigung von nahezu isotropen Bilddatensätzen, welche ähnlich wie die MRT auch in der Patienten-Längsachse eine hervorragende Detailauflösung bieten. Sie sind deshalb besonders geeignet zur Anfertigung qualitativ hochwertiger multiplanarer oder dreidimensionaler Rekonstruktionen. Auch dynamische Kontrastmitteluntersuchungen mit einer erhöhten Zahl von Serien oder die routinemäßige Anfertigung von „Ganzkörper“-CT-Untersuchungen (z.B. in der Akuttraumatologie) ist aufgrund der höheren Leistungsfähigkeit der Mehrzeilen-Systeme möglich.

Der unkritische Einsatz der MDCT kann allerdings zu hohen bzw. überhöhten Patientendosen führen. Um so wichtiger sind Kenntnisse über die Dosisermittlung bei dieser Technik. Aufgrund der relativen „Jugend“ der MDCT ist die diesbezügliche Literatur verstreut bzw. eher in der Medizinphysik zu finden. Der vorliegende Aufsatz soll die Grundlagen der Dosisermittlung in der MDCT in einfacher Form vermitteln.

Technische Vorbemerkungen

MDCT-Systeme sind - wie ihr Name schon sagt - dadurch gekennzeichnet, daß sie statt über einen einreihigen Detektorkranz über eine Anordnung aus mehreren - bei den derzeit üblichen Systemen 8 bis 20 - eng aneinander gepackten Detektorkränzen verfügen. Die Einzelbreite und Anordnung der Detektorreihen ist je nach Hersteller verschieden. Die derzeit üblichen Anordnungen sind in Abbildung 1 graphisch dargestellt. Die Detektor-Einzelemente können einzeln ausgelesen oder zu jeweils 2 oder 4 Datenkanälen zusammen geschaltet werden, wobei derzeit stets maximal 4 Schichten gleichzeitig erfaßt werden können. Der Röntgenstrahl wird hierfür so kollimiert, dass genau die Breite dieser maximal 4 Schichten erfaßt wird.

¹Prof. Dr. Mathias Prokop, Universitätsklinik für Radiodiagnostik, AKH
A-1090 Wien, Währinger Gürtel 18-20; e-mail: Mathias.Prokop@univie.ac.at

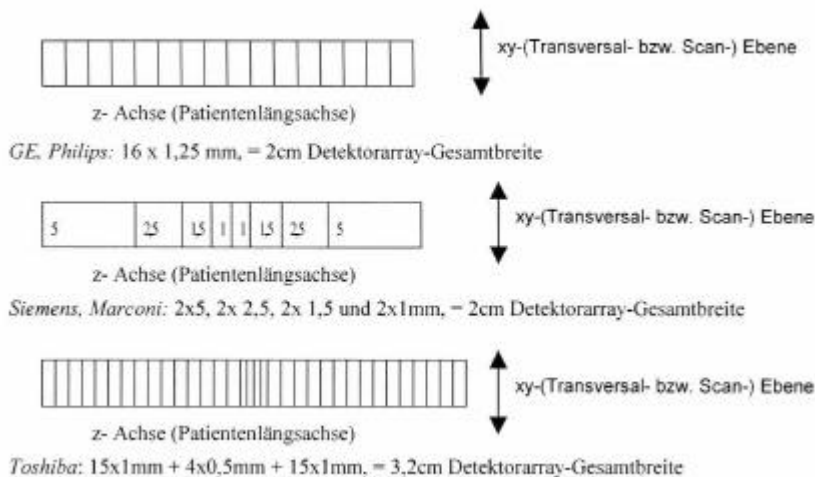


Abb. 1: Mehrzeilen-Detektorarrays verschiedener CT-Hersteller

Die Schichtbreite wird dabei als Halbwertsbreite des Schichtprofils (FWHM) im Scanzentrum angegeben. Die möglichen Schichtdicken („Schichtkollimatione“ SC) variieren stark in Abhängigkeit von der Konfiguration des Detektors (Abb. 1). Die maximale Strahlungsweite bei der Mehrzahl der Hersteller (GE, Marconi / Philips, Siemens) liegt bei 20mm (4x5mm bzw. 2x10mm); bei Toshiba beträgt sie 32mm (4x8mm). Zusammenfassend werden die Schichten bei der MDCT durch eine Kombination aus röhrennaher Kollimation plus elektronischer Detektorelementeauswahl definiert.

Die Bildrekonstruktion erfolgt nach ähnlichen Prinzipien wie bei der Einzeilen-Spiral-CT. Zunächst muß ein Rohdatensatz aus den eigentlichen Projektionsdaten durch geeignete Interpolationsverfahren berechnet werden. Hierbei sind ähnliche Ansätze wie der 180°LI und 360°LI Interpolation im herkömmlichen Spiral-CT möglich (eingesetzt bei GE und Marconi), jedoch können auch allgemeinere Verfahren angewandt werden, die unter der Bezeichnung z-Filterung zusammengefaßt werden (auch 180° und 360°LI-Interpolation sind ein Sonderfall der z-Filterung). Hierbei werden nicht nur die unmittelbar an die zu rekonstruierende Schichtebene angrenzenden Projektionen zur Interpolation herangezogen, sondern auch -passend gewichtet- weiter entferntere Datenpunkte. Dies führt dazu, daß das Schichtprofil durch geeignete z-Filterung fast beliebig beeinflußt werden kann, was Toshiba dazu nutzt, um besonders hochauflösende Schichten mit engem Profil und besonders rauscharme Schichten mit breiterem Profil zu errechnen. Siemens nutzt das selbe Grundprinzip, um das Schichtprofil unabhängig vom Pitch zu machen und bei konstanter Patientendosis ein konstantes Bildrauschen ebenfalls unabhängig vom Pitch zu erreichen.

Alle Hersteller verwenden die z-Filterung, um Schichten zu berechnen, die dicker als die gewählte Kollimation sind. Die so erhaltenen effektiven Schichtdicken („Schichtweiten“ SW) können bei vielen Herstellern in 1mm-Schritten variiert werden, bei GE sind lediglich Vielfache der kleinsten Detektorbreite (1,25mm) möglich. Zusammenfassend gilt also, daß in der MDCT erstmals die rekonstruierte Schichtdicke unabhängig von der Schichtkollimation bei der Datenakquisition ist (einzige Einschränkung: die rekonstruierte Schicht muß immer größer oder gleich der Kollimation sein) und auch noch retrospektiv geändert werden kann.

Maßgebliche Parameter für Patientendosis und Bildqualität in der Spiral-CT

Grundsätzlich sollte zur besseren Vergleichbarkeit der Dosis zwischen verschiedenen Untersuchungsprotokollen, Scannereinstellungen, Röhrenspannungen oder gar Gerätetypen von der bisher üblichen Fixierung auf das mAs-Produkt abgegangen werden und statt dessen nur noch der Volumen-CT-Dosisindex ($CTDI_{vol}$) angegeben werden, der inzwischen laut EU-Verordnung an allen Scannern auf der Konsole für das jeweils von der MTA eingestellte Scanprotokoll unter der Bezeichnung ‚CTDI‘ oder ‚CTDI_w‘ direkt abgelesen werden kann.

Das mAs-Produkt

Sämtliche Dosisparameter ändern sich linear gleichsinnig mit dem mAs-Produkt. Dies gilt gleichermaßen für die konventionelle Inkremental-CT wie für sämtliche Spielarten der Spiral-CT. Dabei ist zu beachten, daß der Absolutwert der Patientendosis bei identischem mAs-Produkt von Scannertyp zu Scannertyp um bis zu einem Faktor von ca. 3 variiert, da andere, bauartbedingte Faktoren (Fokus-Achsabstand, Röhrenfilterung etc.) ebenfalls sehr stark die Patientendosis beeinflussen. Deshalb wird zum Dosisvergleich zwischen verschiedenen Geräten bzw. zur Angabe der Dosis für ein spezifisches Untersuchungsprotokoll der $CTDI_{vol}$ (s.u.) angegeben.

Das mAs-Produkt ist nur dazu geeignet, bei einem bestimmten Scanner, einer bestimmten Röhrenspannung und einer bestimmten Vorfilterung die relative Dosisbelastung der Patientinnen abzuschätzen. Bei Siemens Volume Zoom ändert sich z.B. beim Übergang auf den Head-Mode die Vorfilterung und daher auch bei sonst identen Parametern der CTDI.

Die Bildqualität wird bei einer Änderung des mAs-Produktes über die damit verbundene Änderung des Bildrauschens beeinflusst, und zwar gemäß einer Wurzelfunktion: Eine 4-fache Dosis bedeutet halbes Bildrauschen. Deshalb muß man die mAs-Erhöhung als ein nur mäßig wirksames Mittel zur Reduktion des Bildrauschens bezeichnen.

Die Ortsauflösung wird lediglich bei sehr niedrigen mAs (hohem Bildrauschen) negativ beeinflusst, kann jedoch bei ausreichender Dosis durch weitere mAs-Erhöhung nicht gesteigert werden.

Die Röhrenspannung

Bei gleichbleibendem mAs-Produkt steigen der CTDI sowie Organ- und Effektivdosis mit der Röhrenspannung an. Vereinfacht kann man sagen, daß - unter Voraussetzung eines konstanten mAs-Produkts - bei einer relativen Dosis von 100% bei 120 kV diese bei 140 kV auf 140% ansteigt, bei einer Senkung auf 80 kV auf 40% abfällt. Aufgrund der geringeren Röntgenschwächung bei höherer Spannung steigt jedoch die Absorption im Patienten weniger stark an und führt so zu einer relativ höheren Dosisausbeute am Detektor (um etwa den Faktor 1,72), wodurch man bei höheren Spannungen die mAs deutlicher reduzieren kann, was wiederum zu einer niedrigeren Effektivdosis führt. Dies kommt um so mehr zum Tragen, je größer der Patientendurchmesser ist.

Niedrige Röhrenspannungen (80-100kV) haben bei geringem Patientendurchmesser (Kinder, schlanke Erwachsene) den Vorteil, daß der Gewebekontrast ansteigt insbesondere dann, wenn jodhaltiges Kontrastmittel injiziert wird. Dies führt zu einer Kontrastverbesserung, was wiederum (Signal = Kontrast) zu einer günstigen Beeinflussung des Signal-Rausch-Verhältnisses führen kann. Derzeit gibt es noch keine Untersuchungen darüber, ab welcher Größe bzw. Körperquerschnitt niedrige und wann hohe kV günstiger sind. Bisherige Erfahrungen weisen jedoch darauf hin, daß insbesondere bei Kontrastmittelgabe bei Kindern bis etwa 10 Jahren (evtl. noch später), niedrige kV-Werte günstiger sind.

Die Schichtkollimation

Durch Verringerung der Schichtkollimation wird bei gleichbleibenden übrigen Scanparametern die auf dem Detektor auftreffende Dosis reduziert, was wiederum zu einer Erhöhung des Bildrauschens führt. Das Bildrauschen verdoppelt sich bei einer Reduktion der Schichtdicke auf ein Viertel. Um somit bei typischen Dünnschichten (z.B. 1 mm) das gleiche Bildrauschen zu erhalten wie bei dickeren Schichten (beispielsweise 4mm), müßte man umgekehrt das mAs-Produkt um den Faktor 4 erhöhen. Um zu keiner exzessiven Dosiserhöhung beizutragen, bedeutet dies, daß man bei dünnen Schichten in der Regel mit einem höheren Rauschen für die Beurteilung klinischer Bilder auskommen muss. Darüber hinaus ist zu beachten, daß der Nutzungsgrad der Dosis entlang der z-Achse (Patienten-Längsachse) bei der MDCT etwas niedriger ist als bei der Einzeilen-CT. Dies hauptsächlich deshalb, weil bei der MDCT die Breite des Röntgenstrahls durch entsprechende röhrennahe Kollimation etwas weiter gehalten wird als die Breite des zugehörigen Schichtprofils, um eine gleichmäßige Strahlungsintensität über sämtlichen Detektorzeilen zu erhalten. Während an einem guten Einzeilen-CT die geometrische Effizienz sich für alle Schichtdicken 100% annähert, beträgt sie bei der MDCT je nach Hersteller lediglich 80-95% für die dickeren Schichten und fällt auf 70-80% bei 1 mm- bzw. etwa 50% bei 0,5mm - Schichten ab, so daß der CTDI in einem solchen Fall bis um den Faktor 2 ansteigt. Aus diesem Grund ist eine 0,5 mm-Schicht nur bei einer sehr begrenzten Zahl von Fragestellungen zu rechtfertigen, in denen entweder schwerwiegende therapeutische Konsequenzen von einer optimalen Bildqualität abhängen (Hirnaneurysm a-Chirurgie) oder strahlenempfindliche Organe weitgehende aus dem Scanfeld eliminiert sind (Felsenbein, Hände, Füße).

Der Pitchfaktor

Der Pitchfaktor in der Einzeilen-CT ist definiert als Verhältnis von Tischvorschub (Table Feed TF) zur Schichtkollimation (Slice Collimation SC): $P = TF/SC$. Prinzipiell sinkt die Patientendosis linear mit der Erhöhung des Pitchfaktors (unter der Voraussetzung gleichbleibender mAs), so daß z.B. eine Abdomen-CT mit 5 mm Schichtdicke und Wahl von 10 mm Tischvorschub gegenüber einem Tischvorschub von nur 5 mm eine Reduktion der Patientendosis um etwa 50% bringt. Bei der konventionellen Inkremental-CT würden bei 5 mm Schichtdicke und 10 mm Tischvorschub 5 mm breite Scanlücken entstehen; bei der Spiral-CT entstehen bekanntermaßen keine Lücken, sondern es verbreitert sich lediglich die effektive Schichtdicke, abhängig auch vom Interpolationsalgorithmus, üblicherweise bei Pitch 2 um lediglich 30% gegenüber Pitch 1. Die grundlegende Formel für die Dosisabschätzung bei der Spiral-CT lautet somit: $Dosis_{SpiralCT} = Dosis_{InkrementalCT} / Pitch$. Dieser Effekt ist bei der Definition des Volumen-CTDI berücksichtigt d.h. dieser am Scanner angegebene Wert sinkt bei der Spiral-CT mit zunehmendem Pitch.

Bei MDCT-Systemen wird die Rechnung dadurch kompliziert, daß es zweierlei Definitionen für den Pitch gibt, je nach dem ob man die Breite einer einzelnen Schicht (SC) oder die Breite des gesamten aktiven Detektorbereichs (Detektorbreite $4xSC$, oder allgemeiner bei N Detektorzeilen $NxSC$) für die Berechnung heranzieht. Derzeit besteht noch kein allgemeiner Konsens, durch welche Bezeichnungen man die beiden Pitch-Definitionen unterscheiden kann. Folgender Vorschlag scheint sich jedoch zunehmend durchzusetzen:

- (1) Pitch $P = TF / (NxSC)$
- (2) Volumenpitch $P^* = TF / SC$

Definition (1) wird von der Mehrzahl der Physiker bevorzugt, da hierbei der maximal mögliche Pitch wie bisher 2 beträgt, und sich die Dosis bei konstantem mAs-Produkt identisch zur Einzeilen-Spiral-CT verhält. Bei dieser Definition bedeutet ein Pitch $P < 1$ eine überlappende Abtastung mit erhöhter Strahlendosis.

Abb.2a. Dosissparendes MDCT-Protokoll, Pitch je nach Definition 2 oder 8

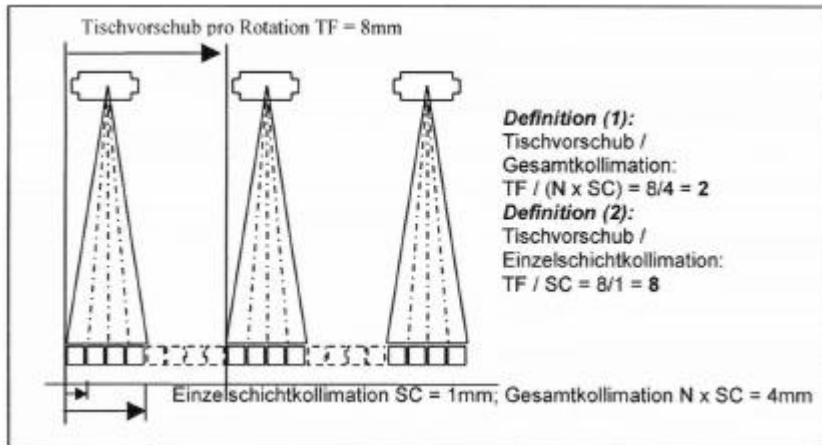
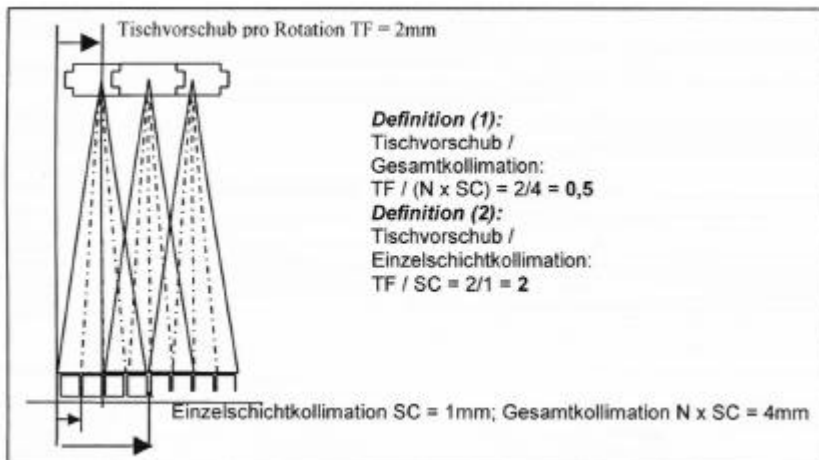


Abb. 2b. Hochdosis-MDCT -Protokoll mit überlappender Schichtführung. Pitch je nach Definition 0,5 oder 2: Bei gleicher mAs ergibt sich gegenüber Abb.2a die vierfache Strahlendosis (CTDI).



Definition (1) wird von der Mehrzahl der Physiker bevorzugt, da hierbei der maximal mögliche Pitch bei 2 bleibt, und sich die Dosis bei konstantem mAs-Produkt identisch zur Einzeilen-Spiral-CT verhält. So bedeutet z.B. ein Pitch $P < 1$ eine überlappende Abtastung mit erhöhter Strahlendosis.

Definition (2) wird von einigen Herstellern (GE, Siemens, Toshiba) und der Mehrzahl der Anwender vorgezogen, da die Zahlenwerte handlicher und die Umrechnung von Pitch in Tischvorschub einfacher ist. Hierbei werden bei 4-Zeilen-CTs Pitchwerte von bis zu 8 erreicht. So entspricht der High-Quality Mode von GE einem Volumenpitch $P^* = 3$, was sehr viel übersichtlicher ist als $P = 0,75$. Auch die an Toshiba-Scannern bevorzugten Volumenpitch-Werte von $P^* = 5,5$ lassen sich besser so, als durch $P = 1,375$ ausdrücken.

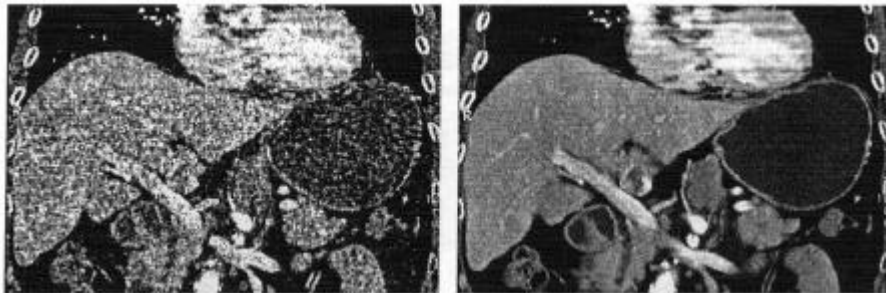
Die beiden unterschiedlichen Definitionen des Pitch-Faktors sind in Abbildung 2 graphisch dargestellt. Hier ist beispielhaft gezeigt, welche völlig verschiedene Scanprotokolle durch einen Pitch von 2 bezeichnet werden können.

Hinsichtlich der Dosisbelastung wird der Einfluß des Pitchfaktors (sei es P oder P*) bereits im Volumen-CTDI berücksichtigt, was ein weiterer Grund ist, diesen Wert routinemäßig einzusetzen und die Pitchdiskussion zu vermeiden.

Die Schichtweite (effektive Schichtdicke)

Die Schichtweite SW ist ein reiner Bildrekonstruktionsparameter, der jedoch dadurch relevant wird, da sich auch bei Einsatz dünner Schichtkollimation SC durch Rekonstruktion einer höheren Schichtweite das Bildrauschen reduzieren läßt und sich so ein ähnlicher Effekt erreichen läßt, wie wenn primär mit dickeren Schichten gescannt worden wäre.

Abb. 3: Durch Rekonstruktion eines sekundären Rohdatensatzes aus dünnen, überlappenden Schichten lassen sich multiplanare Reformationen hoher Qualität in beliebigen Schnittrichtungen erzeugen. Das zunächst erhöhte Rauschen (a) kann durch Erhöhung der Dicke der MPR (hier: 5mm) beseitigt werden (b).



Vorteil der dünnen Kollimation ist jedoch, daß sich aus dem selben Rohdatensatz auch dünne überlappende Schnitte berechnen lassen. Für diesen überlappenden Datensatz schlage ich die Bezeichnung ‚sekundärer Rohdatensatz‘ vor, da sich daraus wiederum multiplanare Schnitte in beliebigen Richtungen (auch axial) rekonstruieren lassen. Erhöht man auch die Schichtweite dieser MPRs, so läßt sich wiederum das Bildrauschen reduzieren und trotz relativ geringer Dosis eine hohe Bildqualität, allerdings in beliebiger Schnittrichtung erzeugen (Abbildung 3). Dieses Vorgehen ist der **Schlüssel zu einem strahlensparenden Arbeiten mit der Multislice-CT**.

Dosisermittlung

Nach der grundsätzlichen Erklärung der ‚wichtigsten dosisrelevanten CT -Parameter‘ soll nun auf die Prinzipien der Dosisermittlung bei der MDCT eingegangen werden.

CT-Dosisindex (CTDI)

Der CT-Dosisindex CTDI ist der wesentlichste Dosisparameter in der CT, der es erlaubt, auf einfache Weise verschiedene Scanprotokolle oder verschiedene Scannertypen miteinander zu vergleichen. Er sollte, wie mehrfach erwähnt, möglichst bald den mAs-Wert als ‚Dosismaß‘ in der radiologischen Praxis ablösen.

Der CTDI wird in mGy angegeben. Er beschreibt die durch einen einzelnen CT-Schnitt applizierte Strahlendosis, und zwar normiert auf die Breite der eingesetzten Schichtkollimation. Dabei berücksichtigt der CTDI nicht nur die innerhalb der eingblendeten Schicht auftreffende Dosis, sondern auch den gesamten Anteil an Streustrahlung, der durch diesen einen Schnitt verursacht wird. Der CTDI ist von den Herstellerfirmen für jedes CT-Gerät bekanntzugeben. Gemessen wird er mittels stabförmiger Ionisationskammern, welche parallel zur Rotationsachse (z-Achse) in einem Phantom positioniert werden. Üblicherweise werden sogenannte CTDI-Phantome eingesetzt, welche Simulation von Schädel bzw. Rumpf aus einem 16cm bzw. 32 cm dicken Zylinder aus Plexiglas bestehen.

Bei dieser Messung wird ein Stabdosisimeter mit 100 mm langer Meßkammer sowohl in einer zentralen Bohrung plaziert (CTDI_c), als auch in vier (ventral / dorsal / lateral angebrachten) Bohrungen, die 1 cm unter der Phantomoberfläche Liegen (CTDI_p). Für die Messung wird das Phantom parallel zu Längsachse so in der Gantry positioniert, daß der CT-Schnitt genau durch die Mitte des Zylinders verläuft und mit Hilfe des Dosimeters nicht nur die Exposition der eigentlichen Schicht, sondern auch die Streustrahlung aus den angrenzenden Arealen erfaßt werden kann. Die Messung wird mehrfach (üblicherweise 10 mal) wiederholt, ohne die Position des Phantoms zu ändern und die entsprechenden Werte werden gemittelt. Mit Hilfe des zentralen und peripheren CTDI läßt sich die lokale Dosisverteilung abschätzen. Üblicherweise ist beim 32cm-Körperphantom ein deutlicher Dosisabfall für den zentralen Wert zu verzeichnen, während für das 16cm-Kopfphantom die Werte zentral wie peripher ähnlich sein sollten. Um die mittlere Dosis abschätzen zu können, wurde ein sogenannter ‚gewichteter CTDI‘ CTDI_w eingeführt, der wie folgt definiert ist:

$$(3) \quad \text{CTDI}_w = 1/3 \text{CTDI}_c + 2/3 \text{CTDI}_p$$

Der CTDI_w ist primär für die Dosisabschätzung in der Inkremental-CT eingeführt worden. Bei der Spiral-CT nimmt die Dosis bei höherem Pitch ab, was durch den Begriff ‚effektiver CTDI‘ erfaßt wurde, der folgendermaßen definiert ist:

$$(4) \quad \text{CTDI}_{\text{eff}} = \text{CTDI} / P = \text{CTDI} \cdot N \cdot SC / TF$$

In diesem Jahr wurde auf einer internationalen Konsensuskonferenz in Nürnberg eine neue Definition festgelegt, die sich auf Spiral-CT wie Multislice-CT bezieht und den effektiven, gewichteten CTDI (Messung mit 100 mm Stabdosisimeter) als Volumen-CTDI (CTDI_{vol}) bezeichnet:

$$(5) \quad \text{CTDI}_{\text{vol}} = - \text{CTDI}_{w,\text{eff}} = \text{CTDI}_w / P = \text{CTDI}_w \cdot N \cdot SC / TF$$

Dieser Wert konnte bereits vorher an der Scannerkonsole moderner Geräte angezeigt werden (dort typischerweise als ‚CTDI‘ oder ‚CTDI_w‘ bezeichnet) und ist exzellent geeignet zum Dosisvergleich zwischen Scanprotokollen und Scannertypen. Aus diesem Grund sollte man so rasch wie möglich dazu übergehen diesen, und keinen anderen Dosismeßwert (außer Dosislängenprodukt DLP und Effektivdosis E, siehe unten) in der klinischen Praxis anzugeben. Dosismeßwerte sind in radiologischen Kreisen noch wenig verbreitet, insofern haben sich noch kaum Gewohnheiten eingeschlichen, so daß ein entsprechendes Vorgehen (Beschränkung auf CTDI_{vol}, DLP und E) sogar gute Aussichten hat, sich in der Praxis zu etablieren.

Ältere Varianten des CTDI:

In den USA war bis in diesem Jahr die FDA-Definition des CTDI gebräuchlich, welche als Meßlänge immer 14 Schichten berücksichtigt. Dies macht für dicke 1cm-Schichten durchaus Sinn, jedoch ist diese Definition für dünne Schichten, wie sie typischerweise in der MDCT eingesetzt werden, vollständig unbrauchbar, weil nur ein kleiner Teil der applizierten Dosis auch wirklich erfaßt wird (Länge des aktiven Dosimeterbereichs bei 1 mm-Schichten laut FDA 14 mm, laut EU / IEC-Definition 100 mm). Hersteller, die in ihren Prospekten und Datenblättern noch den CTDI nach FDA angeben, unterschätzen die Dosis

M. Prokop: Strahlendosisermittlung in der Multidetektor-CT

bei der MDCT dramatisch. Unglücklicherweise ist die Art der CTDI-Messung nicht immer vermerkt, aber es läßt sich dadurch leicht feststellen, daß der $CTDI_{FDA}$ bei dünneren Schichtkollimationen abfällt, während der $CTDI_{100}$ bei dünneren Kollimationen ansteigt.

Inzwischen hat man sich international (EU, IEC = International Electrotechnical Commission, FDA) auf den $CTDI_{100}$ als Meßgröße geeinigt. Auch der $CTDI_w$ sowie der $CTDI_{vol}$ sind nun international gültige Größen.

In Deutschland wird vielfach auf die Achsendosis in Luft, gemessen in einer 100 mm Ionisationskammer im Scanzentrum angegeben. Dieser Wert wird auch als $CTDI_{Luft}$ bezeichnet und taucht in den von der Röntgenverordnung vorgesehenen Grenzwerten ($CTDI_{Luft} < 50\text{mGy}$) auf. Dieses Vorgehen ist veraltet und wird wahrscheinlich in der Novellierung der Röntgenverordnung abgeschafft (und möglicherweise durch den $CTDI_{vol}$ ersetzt).

Normierter CTDI:

Zusätzlich kann zum Vergleich der Dosis pro mAs der normierter CTDI ($cCTDI$) in mGy/mAs angegeben werden. Der gewichtete, normierte CTDI ($nCTDI_w$) ist für den Zweck des Dosisvergleichs pro mAs in besonderem Maße geeignet. Die Meßwerte beziehen sich dabei immer auf die 100 mm Ionisationskammer. Ein besonders hoher $nCTDI_w$ ist dabei nicht notwendigerweise ein Ausdruck einer besonders hohen Strahlenexposition eines bestimmten Scannermodells, vielmehr heißt dies nur, daß bei einem solchen Scanner niedriger mAs-Werte ausreichen sollten als bei anderen Modellen.

Dosislängenprodukt (DLP)

Das Dosislängenprodukt (DLP) ist Ausdruck der applizierten Gesamtdosis während einer CT-Untersuchung. Die Einheit sind mGy cm (sprich: mGy mal cm). Für das DLP gibt es die selben Unterscheidungen wie für den CTDI (DLP_{Luft} , DLP_c , DLP_p , DLP_w , DLP_{vol}). Klinisch relevant ist im wesentlichen nur das DLP_{vol} . Das DLP_{vol} ist wie folgt auf den $CTDI_{vol}$ zurückzuführen:

$$(3) \quad DLP_{vol} = CTDI_{vol} \times L$$

Es wächst somit mit dem $CTDI_{vol}$ (als grobem Maß für die mittlere Organdosis) und der Scanlänge L (wobei für L die Anlaufstrecke von etwa einer Detektorbreite $N \times SC$ berücksichtigt werden muß, die für Rohdateninterpolation benötigt wird).

Dabei ist das DLP einzelner Serien (z.B. nativ, arterielle und portale Kontrastierungsphase) zu addieren, wenn man die Dosis der gesamten Untersuchung ermitteln will.

Effektivdosis (E)

Abgesehen von der Dosisermittlung für rein technische Zwecke (z.B. Abnahme- und Konstanzprüfung), für welche grundlegende technische Dosisparameter ausreichen, ist bei für die Abschätzung der Patientendosis die Effektivdosis - angegeben in mSv - als wichtigste Zielgröße anzusehen. Die Effektivdosis E ist ein direktes Maß für das Strahlenrisiko des Patienten. Für die Gesamtbevölkerung wird das Risiko an einem strahleninduzierten Malignom zu versterben mit $0,5 / 10.000$ exponierte Personen / mSv angegeben (ICRP 60). Für Kinder ist das Risiko in Abhängigkeit vom Alter um das bis zu Dreifache höher, für ältere Menschen (typische Altersverteilung im CT) ist das Risiko um mehr als den Faktor 2 geringer.

Die Effektivdosis errechnet sich bekanntermaßen aus der Summe der bei einer bestimmten Strahlenexposition auftretenden Organdosen mal dem jeweiligen Wichtungsfaktor dieser Organe. Sie kann prinzipiell auf drei Wegen ermittelt werden:

M. Prokop: Strahlendosisermittlung in der Multidetektor-CT

- Mit Hilfe antropomorpher Phantome, welche mit patientenäquivalenten Scanparametern exponiert werden, wobei die Dosis mit verschiedenen Dosimetern an und im Phantom direkt gemessen werden kann.
- Direkt am Patienten mit an der Hautoberfläche befestigten Thermolumineszenzdosimetern.
- Sowie durch zunehmend aus der Literatur bekannten Konversionsfaktoren für einzelne Körperregionen, mit welchen das Dosislängenprodukt (DLP) multipliziert wird.
- Weiters sei noch die Möglichkeit der Effektivdosisermittlung mittels spezieller Computerprogramme erwähnt, welche die Effektivdosis über Eingabe der Untersuchungsparameter inklusive Angabe des Scanbereiches an einem mäßig antropomorphen mathematischen Phantom errechnen (z.B. WINDOSE, CTDOSE, u.a.).

Obwohl von höchster Bedeutung für die grundlegende Ermittlung von CT-Dosiswerten, sind die beiden erstgenannten Methoden für die Routinediagnostik bzw. die Qualitätssicherung in der Radiologie zu teuer und zu aufwendig, so daß als praktikable Methode die Ermittlung des Dosislängenproduktes bzw. der Einsatz eines Computerprogramms übrig bleibt.

Weitere beachtenswerte Dosisaspekte bei der MDCT

Scannervorlauf

Wie auch bei der Einzeilen-Spiral-CT wird an jedem der beiden Enden der Spiral-CT-Bahn ‚überschüssige‘, für die Bildgebung nur teilweise ausgenutzte Strahlung benötigt um ausreichende Interpolationsdaten für das jeweils untersuchte Volumen zu erhalten. Bei der MDCT werden 4 Spiralen gleichzeitig akquiriert, so daß die extra bestrahlte Bahnlänge 4-mal größer ist, und auch dadurch das DLP etwas größer wird als bei der Einzeilen-Spiral-CT. Das Ausmaß der zusätzlichen Dosis fällt allerdings nur bei sehr kleinen Scanbereichen mit wenigen Rotationen und größerer Kollimation ($SC \geq 2,5\text{mm}$) ins Gewicht, während bei einer durchaus üblichen Anzahl von mindestens 25 Rotationen lediglich etwa 1% Überschußdosis zu erwarten ist.

Scannergeometrie

Bei einigen Herstellern (z.B. GE) wurde mit Einführung der MDCT die Scannergeometrie deutlich verkürzt, d.h. die Röhre gegenüber Einzeilen-Scannern näher an das Rotationszentrum (d.h. den Patienten) heran geführt. Dies verbessert die Dosisausbeute bei gleicher Röhrenleistung, erhöht jedoch auch den „CTDI. Dies bedeutet, daß ein Anwender, der die selben mAs-Einstellungen von seinem Einzeilen-Scanner der selben Firma auf seinen MDCT-Scanner überträgt, deutlich höhere Patientendosen in Kauf nehmen muß. In der Praxis heißt dies, daß bei MDCT-Scannern die mAs-Produkte reduziert werden müssen, um keine Dosiserhöhung zu erhalten.

Focal Spot Wobbling

Aufgrund der deutlich gestiegenen Anforderungen an die Präzision der Kollimation (statt eines breiten Detektors nun multiple kleine Detektorelemente) führen Schwankungen der Position des Röhrenfokus zu einer ungleichmäßigen ‚Ausleuchtung‘ der Detektorelemente. Derartige Schwankungen treten bei Subsekunden-Scannern auf und werden als ‚Focal Spot Wobbling‘ bezeichnet. Die ersten kommerziellen MDCT-Scanner lösten das Problem einfach dadurch, daß die röhrennahe Kollimation verbreitert wurde, was zwar zu einer konstanteren Detektorausleuchtung, jedoch auch zu einer substanziell erhöhten Patientendosis führt. Bei identen Einstellungen zu einem Einzeilen-Scanner der selben Firma wurden so zwischen 2,4 und 3,4-fach höhere Dosis pro mAs gefunden. Dieses Problem ist inzwischen durch elektronische Nachjustierung der röhrennahen Kollimation während des Scans gelöst worden.

Effektive mAs

Um einen besseren Überblick über die Dosis unabhängig vom Pitch zu erhalten, wurde von der Firma Siemens bei ihren MDCT -Scannern statt des mAs-Werts der sogenannte effektive mAs-Wert angegeben:

$$(6) \quad mAs_{\text{eff}} = mAs / P = mAs \cdot N \cdot SC / TF$$

Dieser effektive mAs-Wert berücksichtigt somit bereits den Pitch und ist folglich vergleichbar mit dem mAs-Wert bei der Inkremental-CT.

Allerdings ergibt sich ein Problem, wenn Anwender die ‚mAs‘-Werte beim Übergang von einem Siemens-Einzeilen-CT (z.B. Somatom Plus 4) auf das Mehrzeilen-CT (Volume Zoom) einfach übernehmen. Trotz der identischen Scannergeometrie steigt die Patientendosis in der Regel beträchtlich an, da bei Einzeilen-Scanner nicht der effektive mAs-Wert ausgegeben wird, während beim Mehrzeilen-Scanner der effektive mAs-Wert einfach als ‚mAs‘ bezeichnet wird. Dies führt dazu, daß z.B. bei einem Protokoll mit 100 mAs, 5 mm Schichtkollimation und Pitch 2 (50 mAs_{eff}) am Einzeilen-CT genau die Hälfte der Dosis eingesetzt wird wie bei 100 ‚mAs‘ am Mehrzeilen-Scanner. Berücksichtigt man jedoch diesen Effekt, so besteht zwischen Einzeilen- und Mehrzeilen-Scannern kein wesentlicher Unterschied hinsichtlich des Dosisbedarfs, sofern ähnliche Schichtkollimationen eingesetzt werden.

All diese Verwechslungen und Probleme könnten vermieden werden, wenn die Wahl der Dosis in Zukunft nicht mehr direkt über die mAs, sondern über den CTDI_{vol} erfolgen würde.

Zusammenfassung und Ausblick

Wird bei Übergang von einem Einzeilen- auf ein Mehrzeilen-CT des selben Herstellers das mAs-Produkt konstant gehalten (in Anlehnung an bewährte Scanprotokolle), so kommt es praktisch bei allen Geräten zu einem (z.T. dramatischen) Anstieg der Patientendosis. Daher sollte in Zukunft der Blick weniger auf die mAs sondern auf den **Volumen-CTDI** gerichtet werden, da dieser Wert die reale Dosis reflektiert und sämtliche dosisrelevanten Einflußfaktoren bereits berücksichtigt. Zudem muß er bei allen modernen Geräten direkt an der Scannerkonsole angezeigt werden und ist somit direkt dem Anwender zugänglich.

Beim Übergang auf die nächste Scannergeneration mit 8, 16 oder gar 20 aktiven Detektorzeilen verbessert sich die geometrische Ausbeute soweit, daß kaum noch ein Unterschied zur Einzeilen-CT mehr besteht. Gleichzeitig werden immer dünnere Schichten (0,5 - 2mm als genereller Standard) eingesetzt werden, so daß das Bildrauschen zum eigentlich limitierenden Faktor der Bildgüte wird. Durch Rekonstruktion eines isotropen ‚**sekundären Rohdatensatzes**‘ können jedoch anschließend dickere Schichten mit ‚normalem‘ Bildrauschen erzeugt werden, allerdings in beliebiger, der klinischen Fragestellung angepaßten Schnittrichtung. Ein solches Vorgehen wird es - wie oben beschrieben - erlauben, auf eine Dosiserhöhung gegenüber bisherigen Scannern zu verzichten, jedoch erhebliche Vorteile für Diagnostik und Therapie mit sich bringen.

Literatur:

1. M.Prokop: Dosisoptimierung in der thorakalen Computertomographie. Radiologe 2001 (41):269-278
2. Willi A. Kalender: Computed Tomography - Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications. ISBN 3-89578-081-2. Publicis MCD Verlag, München 2000
3. Multi-Slice CT Technology Update (Revised) <http://www.impactscan.org/multislice.htm>
4. European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography: Report EUR 16262, Brussels: Office for Official Publications of the European Communities 1999 <http://www.dr.dk/guidelines/ct/quality>
5. McCollough C, Zink E. Performance of a Multi-Slice CT System. Med Phys 1999; 26:2223-30
6. Olerud HM, Garborg W: An exercise in how to assess the CTDI_w, DLP and effective dose for single- and multi-slice computed tomography systems (Poster) RSNA Chicago, 2000
7. Fuchs T, Kachelrieß M, Kalender WA. Technical Advances in Multislice CT. Europ J Radiol 36; 2000: 69-73
8. Kalender WA, Schmidt B, Zankl M, Schmidt M. A PC program for estimating organ dose and effective dose values in computed tomography. Eur Radiol 9; 2000:555-562

Strahlenschutzaspekte der CT-Diagnostik in der Pädiatrie

K. Gindl²

Einleitung

Zur Erreichung eines suffizienten Untersuchungsergebnisses bei CT-Untersuchungen an Kindern ist bereits die Durchführung einer entsprechenden Vorbereitung incl. Zustimmung der Erziehungsberechtigten vor der Untersuchung vonnöten. Die Untersuchung selbst sollte der Größe des Kindes (Strahlen- und ggf Kontrastmitteldosis), dem Entwicklungszustand (Notwendigkeit einer Sedierung / Narkose) und der Fragestellung (Serien) angepaßt sein. Im folgenden sollen einige Aspekte zur „kindergerechten“ und somit dosissparenden Durchführung von CT -Untersuchungen erörtert werden.

Pädiatrische CT im radiologischen Gesamtfeld

CT- Untersuchungen sind für einen großen Anteil der im Rahmen der diagnostischen Radiologie verabreichten Strahlendosis verantwortlich. So waren es laut einer Studie aus dem Jahre 1993 (1) ca. 30% der diagnostischen Röntgenstrahlung, die in Großbritannien von CT -Untersuchungen stammten. Dies gilt nicht nur für Erwachsene, sondern im Speziellen gerade auch für Kinder. Denn obwohl seit Einführung der MRT viele Indikationen vor allem im ZNS-Bereich und muskuloskeletalen Bereich durch MRT -Untersuchungen abgedeckt werden, geht der Einsatz der CT in der Pädiatrie dennoch nicht zurück, sondern nimmt im Gegenteil sogar zu, bedingt durch neue Indikationen, wie präoperative Untersuchungen mit 3D-Rekonstruktionen vor z.B. plastischen Operationen, virtuelle Tracheobronchoskopie, etc. oder durch zunehmende Anwendung von CT -Untersuchungen bei Kindern für Indikationen, die sich im Einsatz für Erwachsene bewährt haben, z. B. bei Lungenerkrankungen (HR-CT), Pulmonalemboliediagnostik, NNH-Diagnostik... Des weiteren gibt es CT -Anwendungen für Fragestellungen, welche bisher teilweise durch nichtionisierende Strahlen verwendende Untersuchungen abgedeckt wurden, z.B.: bei Appendicitis, Urolithiasis, etc. Nicht zuletzt steht durch technische Weiterentwicklung der Spiraltechnik mit der Mehrzeilen-CT die Möglichkeit der Durchführung mehrphasischer Untersuchungen zur Verfügung, welche zwar zu verbesserter diagnostischer Aussage führen kann - allerdings auf Kosten einer weiter zunehmenden Strahlenexposition.

Während noch 1995 die Spiral-CT als *zukünftige* Untersuchungstechnik bei Kindern apostrophiert wurde, kann aus heutiger Sicht dieselbe als *State-of-the-Art Methode* zur CT-Untersuchung von Kindern betrachtet werden (2). Vorteile gegenüber der konventionellen CT sind vor allem kürzere Untersuchungszeiten, welche die Bewegungsartefakte und dadurch Bildverschlechterung reduzieren, sodann die Möglichkeit der retrospektiven, multiplanaren Bildrekonstruktion aus dem Volumensdatensatz, sowie eine mögliche Dosisreduktion *bei entsprechender Auswahl der Untersuchungsparameter*.

Für die CT-Untersuchungen an Kindern gilt eine besonders strenge Indikationsstellung, da vergleichsweise zu Erwachsenen eine erhöhte Strahlenempfindlichkeit besteht. Überdies verlangt auch die EURATOM-Richtlinie 6/97, Artikel 9, eine besondere Beachtung des Strahlenschutzes in der Computertomographie und bei pädiatrischen Patienten. Daher muß vor jeder CT -Untersuchung zuerst eine Überprüfung der Indikation erfolgen (andere Untersuchungsmethode ohne ionisierende Strahlung vorhanden?, keine CT -Untersuchung ist bester Strahlenschutz).

² OA Dr.Karl Gindl, Röntgeninstitut Donauespital, A-1220 Wien (aktuelle Adresse: Ambulatorium f. Computertomographie, 1210 Wien, Mitterhoferg.2)

Bildqualität - Dosisreduktion

In der CT ist bei verminderter Dosis ein stärkeres Bildrauschen erkennbar, bei höherer Dosis ist die Bildqualität verbessert, es kommt jedoch zu keiner „Überbelichtung“ wie bei konventioneller Röntgentechnik. Dadurch sind Überexpositionen von CT -Untersuchungen auf den Aufnahmen kaum erkennbar, wenn man nicht die eigenen radiologischen Sehgewohnheiten an die digitale Technik anpasst. Da die firmenseits vorgegebenen Belichtungswerte für kindliche Untersuchungen oft hoch sind, müssen individuell passende Untersuchungsparameter bei Kindern häufig erst erarbeitet werden. Dabei gilt aufgrund der exponentiellen Schwächung der Röntgenstrahlung für den Zusammenhang zwischen Bildrauschen und Patientendurchmesser ein Exponentialgesetz, dementsprechend existieren Dosisreduktionsmöglichkeiten bei den geringeren Körperdurchmessern von Kindern.

Den Untersuchern stehen dazu vor allem Änderungen von KV und mAs zur Verfügung, wobei bei konstanten KV (meist 120) eine lineare Beziehung von mAs und Strahlendosis besteht. Dabei kann eine Reduktion der Patientendosis von 40-95% erzielt werden: Cho-Yin Chan et al. konnten bei cranialen CT - Untersuchungen mit mAs-Werten von 125 (Kinder unter 5 Jahre) und 150 (Kinder über 5 Jahre) gute Untersuchungsergebnisse erzielen (3).

Thorax-Spiral-CT - Untersuchungen konnten mit mAs-Werten zwischen 12,5 und 75 mit ausreichender Bildqualität durchgeführt werden (4). HR-CT - Untersuchungen der Lunge waren für kooperative Kinder mit mAs-Werten von 34 und für nichtkooperative Kinder von 50 mit guter Bildqualität durchführbar (5, 6).

Des Weiteren besteht die Möglichkeit, bei Spiral-CT - Untersuchungen den Tischvorschub zu erhöhen. Ein Pitch von 1.5 ergibt eine Dosisreduktion von 25%, bei vergleichbarer Bildqualität zu Pitch 1:1 (7). Für Standarduntersuchungen sollte daher ein Pitch von 1.5 bis 1.7 gewählt werden.

Abgesehen von diesen einfachen Möglichkeiten ist grundsätzlich eine gerätetechnische Optimierung auf pädiatrische Belange anzustreben, welche den Detektorentyp (Halbleitertechnologie!), Fokus-Achsenabstand (unterschiedlich auch innerhalb verschiedener Gerätetypen der gleichen Firma), Möglichkeit der Röhrenstrommodulation, (adaptive) Filterung etc. beinhalten und zu einer weiteren teils beträchtlichen Verringerung der Dosis beitragen können, wohl aber meistens erst bei einem Gerätekauf berücksichtigbar sind bzw. als Nachrüstung erst in Entwicklung sind.

Bei Ausnützung der genannten Dosisreduktionsmittel ergibt sich ein beträchtliches Potential für Dosisreduktion von bis zu über 90%!

Natürlich sind auch weitere untersuchungstechnische Möglichkeiten zu berücksichtigen:

Tunlichst sollten unnötige Nativserien vermieden werden.

Enge Eingrenzung des Untersuchungsbereichs mit Berücksichtigung der strahlensensiblen Areale wie Augenlinse (Gantry-Kippung), Mamma und Knochenmark (niedriges mAs-Produkt im Thorax verwenden), Genitalorgane (Eingrenzung der Untersuchung mit 10-12cm Sicherheitsabstand), Schilddrüse.

Exakte i.v.-KM-Applikation mittels Injektor und eventuell Bolustracking.

Aktuelle Praxis

Wie anhand einer rezenten Untersuchung in den USA festgestellt wurde, werden die Einstellparameter bei CT - Untersuchungen an Kindern aber kaum angepaßt (8). Da Kinder oft im Routinebetrieb zwischen Erwachsenen zur Untersuchung kommen, ist dies bis zu einem gewissen Grad verständlich. Andererseits waren bei o.a. Untersuchung aber auch die wenigen Dosiswerte, welche aus Untersuchungen von kinderradiologischen Instituten stammten, zu hoch.

Ogleich die in der Literatur angegebenen Untersuchungsparameter lediglich für bestimmte Geräte angegeben werden und eine individuelle Anpassung unumgänglich ist, können doch gewisse Richtwerte abgeleitet werden. So können z. B. die mAs-Werte nach Körpergewicht gewählt werden:

Gewicht (kg)	Röhrenstrom [mA]	
	Thorax	Abdomen
5-10	40	60
10-15	50	70
15-25	60	80
25-35	70	100
35-45	80	120
45-70	100-120	140-150

modifiziert nach Donnelly et al (9)

Anhand einer europaweiten Erhebung wurden auch Referenzwerte für den gewichteten CTDI-Index und das Dosislängenprodukt für 3 Altersgruppen erstellt (10):

CTDI_w in mGy

	0-1 Jahr	5 Jahre	10 Jahre
Schädel	40	60	70
Thorax	20	30	30
Thorax, HR	30	40	50
Oberbauch	20	25	30
Becken	20	25	30

Dosislängenprodukt in mGy.cm

	0-1 Jahr	5 Jahre	10 Jahre
Schädel	300	600	700
Thorax	200	400	600
Thorax, HR	40	70	100
Oberbauch	250	350	800
Becken	200	250	500

Risiken

Die geschätzten Untersuchungsrisiken für kindliche CT -Untersuchungen wurden rezent publiziert. Dabei beträgt die geschätzte Lebenszeitcarcinommortalität je nach Alter zum Untersuchungszeitpunkt für ein Abdomen-CT z.B. bei einem 1-Jährigem ca. 0,18 % und für eine Schädel-CT 0,07 %, das ist etwa eine Größenordnung über dem Risiko Erwachsener (11) und zeigt, daß es sich dabei keineswegs um eine zu vernachlässigende Strahlenbelastung handelt.

Konklusion

Für computertomographische Untersuchungen an Kindern ist die Spiral-CT heute Standard. Sie bietet neben besserer Untersuchungsqualität auch die Möglichkeit der Dosisreduktion. Dabei sollten vor allem die mAs-Werte reduziert werden und etwa zwischen 30-100 mAs liegen. Des weiteren sollte ein Pitch von 1,5-1,7 für Routineuntersuchungen gewählt werden. Die neueste Entwicklung der Mehrzeilen-CT-Geräte darf nicht zu einer weiteren Zunahme der Strahlenbelastung führen.

Literatur

- 1) Shrimpton PC, Wall BF (1995). The increasing importance of X-ray computed tomography as a source of medical exposure. *Radiat Prot Dosim* 57: 413-415
- 2) Frush DP, Donnelly LF (1998). Helical CT in Children: Technical Considerations and Body Applications. *Radiol* 209: 37-48
- 3) Cho-yin Ch, Yiu-chung W, Luen-fai Ch, Siu-ki Y, P-chung L (1999). Radiation dose reduction in paediatric cranial CT. *Pediatr Radiol* 29;770-775
- 4) Rogalla P, Stover B, Scheer I, Furan R, Gaedike G, Hamm B (1999). Low-dose spiral CT: applicability to paediatric chest imaging. *Pediatr Radiol* 29: 565-9
- 5) Lucaya J, Piqueras J, Garcia-Pena P, Enriquez G, Garcia-Macias M, Sotil J (2000). Low-dose high-resolution CT of the chest in children and young adults: cooperation, artifact incidence, and image quality. *AJR* 175(4); 985-92
- 6) Ambrosino MM, Genieser NB, Roche KJ, Kaul A, Lawrence RM (1994). Feasibility of high-resolution, low-dose chest CT in evaluating the pediatric chest. *Pediatr Radiol* 1994; 24(1): 6-10
- 7) Vade A, Demos TC, Olson MC, Subbaiah P, Turbin RC, Vickery K, Corrigan K (1996). Evaluation of image quality using 1:1 Pitch and 1,5:1 pitch helical CT in children: a comparative study. *Pediatr Radiol* 26(12)891-3
- 8) Paterson A, Frush DP, Donnelly LF (2001). Helical CT of the Body: Are Settings Adjusted for Pediatric Patients? *AJR* 176: 297-301
- 9) Donnelly FL, Emery KH, Brody AL, Laor T, Gylys-Morin VM, Anton CG, Thomas SR, Frush DP (2001). Minimizing Radiation Dose for Pediatric Body Applications of Single-Detector Helical CT: Strategies at a Large Children's Hospital. *AJR* 176: 303-306
- 10) B.Wall. Draft 7/1999 Quality Criteria for CT in Paediatrics
- 11) Brenner DJ, Elliston CD, Hall EJ, Berdon WE (2001). Estimated Risks of Radiation-Induced Fatal Cancer from Pediatric CT. *AJR* 176: 289-296

Häufigkeit von CT-Untersuchungen bei Pankreatitis-Patienten - Schlußfolgerungen für die Strahlenexposition

W.Reimer¹, B.Oder¹, Brigitte Holzer², St.Newrkla¹, G.Pärtan¹,W.Hruby¹

Zusammenfassung

Bei insgesamt 85 in den Jahren 1999 und 2000 behandelten Pankreatitispatienten wurde die Gesamtzahl an Abdomen-CT-Untersuchungen erfaßt und anhand eines Beispielpatienten Dosiswerte berechnet. Der durchschnittlichen Anzahl von CT-Untersuchungen von 3,68 pro Patient waren auch einzelne Fälle mit bis zu 27 Untersuchungen gegenüberzustellen. Die durch eine solche Zahl an CT-Untersuchungen verursachte kumulative Effektivdosis liegt bei 110 mGy, was nach ICRP 60 ein strahleninduziertes Karzinomrisiko von ca. 0,57% verursacht. Die Durchschnittswerte für die Einzeluntersuchungen liegen dank den ALARA-Prinzipien angepaßter Spiral-CT-Expositionsparameter deutlich unter Referenzwerten, im aktuellen Beispiel bei 4,1 mGy. Bei nicht dosisoptimierter Technik, insbesondere mit konventionellen CT-Geräten ist aber eine deutliche Erhöhung dieser Dosiswerte um bis ca. das Vierfache möglich.

Einleitung

Die CT-Diagnostik ist für die Diagnostik insbesondere der akuten Pankreatitis und ihrer Folgezustände von hoher Wichtigkeit (1,2) und stellt daher auch diejenige „nichtmaligne“ Erkrankung dar, welche für die höchsten CT-Strahlendosen verantwortlich ist (2). Trotz dieser allgemein bekannten Tatsache existieren kaum Literaturangaben über die Summe der erhaltenen Strahlendosen, während andererseits nicht wenige Pankreatitis-Patienten eher jüngeren Altersgruppen (< 40 a) angehören und deshalb die strahleninduzierte Kanzerogenese diesfalls kein völlig zu vernachlässigendes Risiko darstellt.

Material und Methoden

Alle Patienten, welche an der h.o. chirurgischen Abteilung zwischen 1.1.1999 und 31.12.2000 wegen einer Pankreatitis behandelt worden waren, wurden retrospektiv mittels Suche im abteilungseigenen Patientendatensystem (CHIDOS) erfaßt und Krankheitsdaten, radiologische Diagnostik und Therapie kodiert in eine Excel-Datei übertragen. Dabei wurden möglichst alle, also auch schon frühere CT-Voruntersuchungen, denen die Patienten im Donauespital im Laufe ihrer Erkrankung unterzogen worden waren, mittels Suche im Radiologie-Informationssystem (RIS) des Röntgeninstitutes erfaßt. Ausgeschieden wurden alle Pankreatitispatienten, welche keiner CT-Untersuchung unterzogen worden waren. Dies waren 12 von insgesamt 97 im Untersuchungszeitraum an der Chir. Abteilung wegen Pankreatitis behandelten Patienten, sodaß im Untersuchungskollektiv 85 Patienten verblieben (53 ?, 32?).

Die CT-morphologische Graduierung wurde anhand des maximalen im Krankheitsverlauf auftretenden in der CT sichtbaren Schweregrades der akuten Pankreatitisveränderungen vorgenommen (siehe Tabelle 1).

CT-Schweregrad	CT-Veränderungen
1	keine sichtbar
2	Schwellung, peripankreat. Ödem
3	Exsudatsraßen
4	Pankreasnekrosen

Tab. 1: Graduierung der CT-morphologisch sichtbaren Pankreatitisveränderungen

¹Röntgeninstitut und Ludwig Boltzmann-Institut für Digitale Radiographie und Interventionelle Radiologie, Donauespital, 1220 Wien, Langobardenstraße 122

²Abteilung für Chirurgie, Donauespital, 1220 Wien, Langobardenstraße 122

Für einen Patienten (179 cm, 92 kg) mit einer hohen ($n=22$) Anzahl von CT-Untersuchungen wurde anhand von den CT-Aufnahmen entnehmbaren Informationen (Untersuchungsbereich, Schichtdicke, Tischvorschub, kV, mAs) mit Hilfe einer Dosimetrie-Software (WINDOSE) (3), exemplarisch das Dosis-Längenprodukt, die Organdosis in Pankreas und Leber (letztere als repräsentatives, größtes Organ in der Oberbauchregion) sowie die Effektivdosis ermittelt. Die CT-Untersuchungen wurden in der Mehrzahl an einem Somatom Plus 4 Spiral-CT (Siemens Erlangen) durchgeführt, typische Untersuchungsparameter waren 5mm Schichtdicke, 7,5 mm Tischvorschub, 120 kV, 165 mAs. Lediglich 4 Untersuchungen wurden auch an einem konventionellen (sequentiellen) CT-Gerät (Somatom AR-T, Siemens, Erlangen) durchgeführt, mit stark wechselnden Expositionsparametern.

Ergebnisse:

Insgesamt wurden 313 CT-Untersuchungen an den 85 Patienten durchgeführt. Die durchschnittliche Zahl der pro Patient durchgeführten Abdomen- bzw. Oberbauch-CT-Untersuchungen lag somit bei 3,68. Dabei waren aber bei einzelnen Patienten auch sehr hohe Untersuchungszahlen zu beobachten (Maximum 27 CT-Untersuchungen) (Siehe Abb. 1).

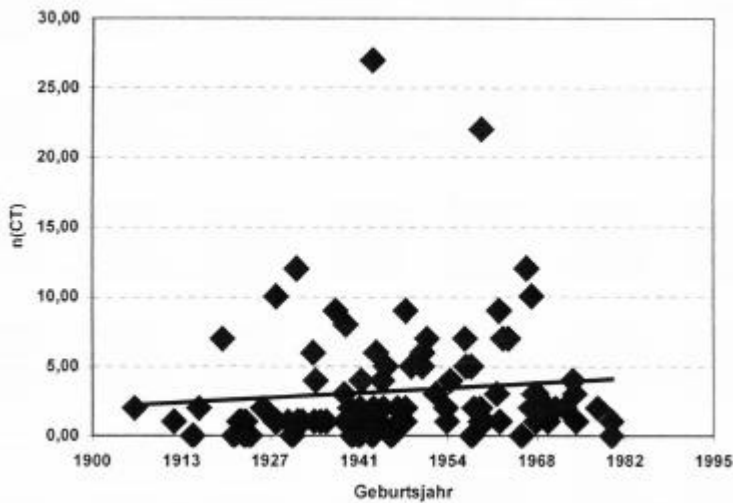


Abb. 1: Patientenjahrgang versus CT-Häufigkeit

Es war nur eine geringe Korrelation zwischen Patientenalter und Anzahl der CT-Untersuchungen zu erkennen, wobei ein schwacher Trend zugunsten häufigerer CT-Untersuchungen bei jüngeren Patienten zu erkennen ist. Allerdings war kein Patient zum Erfassungszeitpunkt jünger als 20 Jahre, und keiner der Patienten unter 30 Jahre hatte mehr als 3 CT-Untersuchungen. Somit gilt für unser Kollektiv die Annahme eines strahleninduzierten Karzinomrisikos von 5% pro Sievert (laut ICRP steigt das Risiko in der Altersgruppe unter 20 Jahre auf 10% pro Sievert an). Naturgemäß war die Zahl der CT-Untersuchungen bei schwereren Pankreatitisverläufen höher als bei nur mit geringen radiologischen Läsionen einhergehenden Verläufen (siehe Abb. 2).

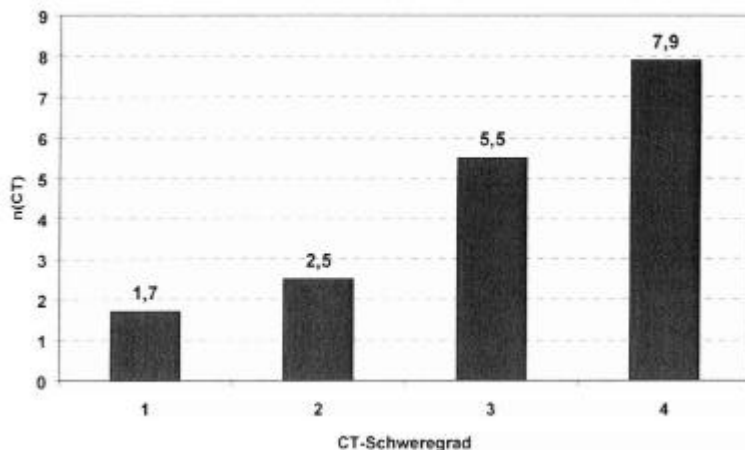


Abbildung 2: Mittlere Anzahl der CT-Kontrollen vs. CT-morphologischer Schweregrad

Die exemplarisch an einem Patienten mit 22 CT-Untersuchungen berechneten Dosiswerte führen in diesem Fall zu einer kumulativen Effektivdosis (E) von 115 mSv, einem gesamten Dosis-Längenprodukt (DLP) von 8181,5 mGy.cm, zu einer Pankreasdosis von 304 mSv und einer Leberdosis von 332,6 mSv. Die ermittelten Dosen inkludieren sämtliche bei den Untersuchungen durchgeführte CT-Serien. Es wurde überwiegend nur eine Serie mit intravenöser Kontrastmittel-Injektion gefahren, was die Dosis pro Untersuchung im Vergleich zu onkologischen Untersuchungsprotokollen in einem gewissen Ausmaß beschränkt (der Mittelwert der Serien pro Untersuchung lag bei 1,1).

In weiterer Folge wurden die durchschnittlichen Dosiswerte pro Einzeluntersuchung sowie für die durchschnittliche CT-Anzahl von 3,68 und die maximale in unserem Kollektiv gefundene CT-Anzahl von 27 hypothetisch hochgerechnet, inklusive Risikoschätzungen für strahleninduzierte Karzinome laut ICRP-Publikation 60 (4) sowie Vergleich mit der durchschnittlichen jährlichen Strahlenexposition aus natürlichen Umweltquellen (welche durchschnittlich mit 2,4 mSv anzusetzen ist) - siehe Tabelle 2.

	Mittelwert / Einzeluntersuchung	Gesamtdosis bei 3,68 Untersuchungen	Gesamtdosis bei $n_{\max} = 27$ Unters.
DLP (mSv.cm)	292	1065	7889
E (mSv)	4,1	15,1	110,7
~ n Jahre Hintergrundstrahlung	1,7	6,3	46,1
Pancreas (mSv)	10,9	40,1	294,3
Leber (mSv)	11,9	43,8	321,3
Neoplasierisiko lt. ICRP 60 (5%/Sv)	0,02 %	0,076 %	0,57 % ^{*)}

Tabelle 2: hypothetische, anhand des Beispielpatienten hochgerechnete Dosiswerte

^{*)} bei Annahme von 18,44 mSv Effektivdosis / Untersuchung: 2,5%

Diskussion

Die hier ermittelten Strahlendosen sind aus mehreren Gründen als Mindestschätzungen zu betrachten, zu welchen wahrscheinlich noch - hier nicht numerisch erfaßte Aufschläge hinzuzuzählen wären:

- Erstens ist keine Vollständigkeit in der Erfassung aller CT-Untersuchungen im oft über Jahre und Jahrzehnte sich hinziehenden Krankheitsverlauf gegeben. Auswärtige Voruntersuchungen und noch in Zukunft folgende Untersuchungen mußten unberücksichtigt bleiben.
- Außerdem wurden bei der Dosisberechnung nicht die üblicherweise zu einer CT-Untersuchung gehörigen Topogrammaufnahmen und Referenzschichten mit berücksichtigt, was aber maximal zu einer Unterschätzung der Patientendosis im niedrigen einstelligen Prozentbereich führen sollte.
- Darüberhinaus wurden die Dosisberechnungen lediglich an einem - allerdings durchaus als repräsentativ zu betrachtenden - Patienten durchgeführt. Allerdings erscheint die Untersuchungstechnik zwischen den bisher exemplarisch analysierten Untersuchungen doch relativ homogen, sodaß größere Abweichungen bei Ausdehnung der Dosisberechnungen auf eine größere Untersuchungsanzahl nicht zu erwarten sind.

Der zur kumulativen Dosisabschätzung herangezogene Patient mit 22 Untersuchungen wurde deshalb gewählt, weil der andere Patient mit der höchsten Untersuchungsanzahl (27) von seinem Körperbau her (181cm, 118 kg) allzu weit von einem Standardhabitus entfernt war. Allerdings beeinflußt der Körperbau die Dosisabschätzungen in unserem Fall nur wenig, da bei der CT ja (noch) keine automatische Belichtungsregelung existiert, welche wie bei Radiographie oder Durchleuchtung die Expositionsparameter automatisch anhebt; freilich wird bei dickeren Patienten - zumindest in unserer Institution - tendenziell ein höheres mAs-Produkt bzw. auch 140 statt 120 kV eingestellt, sodaß bei einem wirklich sehr dicken Patienten die verwendeten CT-Parameter tatsächlich nicht repräsentativ wären.

Die durchschnittliche Anzahl an CT-Untersuchungen ist nicht als übermäßig hoch zu bezeichnen. Die entsprechend abschätzbaren Effektiv- und Organdosen führen zu einem strahleninduzierten Krebsrisiko, welches gemessen an den Komplikationsmöglichkeiten der Pankreatitis bei den meisten PatientInnen als gering einzuschätzen ist. Allerdings wird bei Patienten mit besonders zahlreichen CT-Kontrollen ungeachtet der nicht anzuzweifelnden Notwendigkeit dieser Untersuchungen ein kumulatives Dosisniveau erreicht welches als

potentiell bedeutsam anzusehen sind. 115 mSv entsprechen bei einem etwa 40jährigen Patienten laut ICRP 60 einem Risiko für ein strahleninduziertes Malignom von 0,57%. Im Übrigen belegt diese Arbeit die Tatsache, daß die Patientendosis bei der Spiral-CT-Untersuchungen des Abdomens deutlich niedriger sind als diesbezügliche, anhand konventioneller Untersuchungstechnik gewonnene Referenzwerte. Während die EU-Qualitätskriterien für die Oberbauch-CT ein maximal übliches DLP von 900 mSv.cm vorschlagen (5) bzw. D.Hart et al. 1995 als typische Effektivdosis für eine Abdomen-CT 10 mSv angegeben haben (6), liegen die betreffenden Werte in unserer Studie bei 292 mSv.cm DLP bzw. 4,1 mSv Effektivdosis, was auch gut mit einer rezenten Dosisübersicht an 27 CT-Geräten im Raum Berlin (7) übereinstimmt. Dies ist wahrscheinlich den derzeit noch bestehenden technischen Limitationen der thermischen Belastbarkeit der Röntgenröhre bei der Spiral-CT zuzurechnen, welche eine Wahl wesentlich höherer Expositionsparameter im Abdomen einfach nicht erlaubt; eine Beschränkung, die bei der Inkremental-CT so nicht vorliegt, was dann auch geradezu traditionell zu einer Wahl höherer Expositionsparameter führt (7). Typisch hierfür ist auch der Ausreißer der vorliegenden Untersuchung, einer mit konventioneller Technik mit relativ hohem mAs-Produkt (420 mAs, 120 kV) durchgeführten Abdomen-CT, welche eine Effektivdosis von 18,44 mGy ergeben hat. Würde man dies auf alle 22 CT-Untersuchungen des untersuchten Patienten umrechnen (und so eine Institution simulieren, in welcher ausschließlich mit konventioneller „Hochdosis-CT“ gearbeitet würde, so käme man auf eine kumulierte Effektivdosis von etwa 406 mSv, was bereits in die Nähe von Strahlentherapie-Einzeldosen rückt. Um so wichtiger ist eine strahlensparende Untersuchungstechnik mit genauer Abwägung von Bildqualitätsanfordernissen und Patientendosis. Insbesondere bei jüngeren Patienten sollte nach Möglichkeit ein Wechsel zur MR-Tomographie versucht werden, zumal da mit diesem Verfahren im Vergleich zur CT durchaus gleichwertige, wenn nicht sogar bessere Ergebnisse berichtet werden (8,9).

Literatur

1. Lankisch PG, Struckmann K, Assmus C, Lehnick D, Maisonneuve P, Lowenfels AB.: Do we need a computed tomography examination in all patients with acute pancreatitis within 72 h after admission to hospital for the detection of pancreatic necrosis? *Scand J Gastroenterol* 2001; 36(4):432-6
2. Naik KS, Ness LM, Bowker AM, Robinson PJ.: Is computed tomography of the body overused? An audit of 2068 attendances in a large acute hospital. *Br J Radiol* 1996; 69(818):126-31
3. Kalender WA, Schmidt B, Zankl M, Schmidt M.: A PC program for estimating organ dose and effective dose values in computed tomography. *Eur Radiol* 1999; 9(3):555-62
4. Recommendations of the International Commission on Radiation Protection. *Annals of the ICP* 21, No. 1-3, 1991
5. European Commission - Office for official publications 1999: EUR 16262: Quality Criteria for Computed Tomography. <http://www.dr.dk/guidelines/ct/quality/>
6. Hart D, et al.: Doses to patients from medical X-ray examinations in the UK - 1995 review. *NRPB-R289*, 1996
7. N.Hidajat, M.Wolf, A. Nunnemann, et al.: Survey of Conventional and Spiral CT Doses. *Radiology* 2001; 218:395-401
8. Staudacher C, Parolini D, Vanzulli A, Zerbi A, Del Maschio A.: Computerized tomography versus nuclear magnetic resonance in acute pancreatitis. *Chir Ital* 1995;47(2):25-9
9. Amano Y, Oishi T, Takahashi M, Kumazaki T. Nonenhanced magnetic resonance imaging of mild acute pancreatitis. *Abdom Imaging* 2001;26(1):59-63

Literaturberichte

G. Pärtan

Brenner DJ, Elliston CD, Hall EJ, Berdon WE: **Estimated Risks of Radiation-Induced Fatal Cancer from Pediatric CT.** Am J Roentgenol. 176, 2001:289-296

Department of Radiology, Division of Pediatric Radiology, Columbia-Presbyterian Medical Center, sowie Columbia University, New York

In den USA haben zwischen 1996 und 1999 Abdomen-CT-Untersuchungen an Patienten unter 15 Jahren um 92% zugenommen, was hauptsächlich auf die Vorteile der Spiral-CT zurückgeführt wird. Die vorliegende Arbeit tut nichts anderes, als bereits vorliegende Literaturdaten miteinander zu verknüpfen, was allerdings durchaus neue und umfassende Dosis-schätzungen für pädiatrische Patientinnen ergibt. Die Autoren verwendeten die Dosiswerte der umfassendsten diesbezüglichen Übersichtsarbeit, der 1989 an 108 verschiedenen CT-Geräten in Großbritannien vom NRPB (Report 249, P.C. Shrimpton et al.) durchgeführten Erfassung von CT-Dosiswerten. Diese Werte wurden wohl aus Untersuchungen an Erwachsenen ermittelt, die Autoren gehen allerdings davon aus, daß eine Anpassung (Verminderung) der CT-Expositionsparameter bei pädiatrischen Patienten sowieso nicht allgemein üblich ist und zitieren diesbezüglich drei rezente Arbeiten, welche bei der Schädel-, Thorax- und Abdomen-CT keine Korrelation zwischen Körpergewicht und angewendeter Expositionsdosis gefunden hatten! Die in der NRPB-Publikation mitgeteilten Dosiswerte wurden in weiterer Folge mit den im ICRP (International Commission on Radiation Protection) 60- sowie im BEIR (Biological Effects of Ionising Radiation, US National Academy of Sciences) V - Dokument dargelegten Schätzungen des altersabhängigen relativen Risikos einer strahleninduzierten Karzinogenese auf Lebenszeit verknüpft. Es wurden einzeln die Risiken für Leukämien, Malignome des Verdauungstraktes, der Lunge, Mamma (?), und der übrigen - in einer Gruppe zusammengefaßten anderen Malignome - herausgerechnet. Es ließen sich auf diese Weise **0,18% Lebenszeit-Krebsrisiko für eine Abdomen- und 0,07% Lebenszeit-Krebsrisiko für eine Schädel-CT abschätzen**, was eine Größenordnung (= das 10-fache) über den diesbezüglichen Risiken Erwachsener liegt. Allerdings ist hier zu berücksichtigen, daß die zugrundeliegenden Untersuchungsprotokolle zumindest für die heutige Spiral-CT nicht wirklich repräsentativ erscheinen, da z.B. bei der Abdomen-CT die mittleren zugrunde gelegten mAs bei 404, die mittlere Schichtdicke bei 9,3 mm und die mittlere Schichtanzahl bei 15,5 lagen (bei der Schädel CT 462 mAs, 9,1 mm und lediglich 12,5 Schichten!).

Paterson Anne, Frush DP, Donnelly LF: **Helical CT of the Body - Are Settings Adjusted for Pediatric Patients?** Am J Roentgenol. 176, 2001:297-301

Department of Radiology, Royal Belfast Hospital for Sick Children, Irland; Department of Pediatric Radiology, Duke University Medical Center, Durham, North Carolina, sowie Department of Radiology, Children's Hospital Medical Center, Cincinnati, Ohio.

Die Autoren sammelten innerhalb von 9 Monaten 58 Spiral-CT-Untersuchungen (von 32 Kindern), welche ihrem Institut zur Begutachtung bzw. Erstellung einer radiologischen Zweitmeinung aus anderen Instituten (28 aus 32 von community/ regional practices oder medical centers, 3 Kinderspitälern, 1 Universitätsklinik) übermittelt worden waren. Dabei waren 18 Thorax- und 40 Abdomen-CT.

Die Aufnahmen wurden hinsichtlich der darauf angegebenen kV und mAs, Schichtdicke und Pitch sowie der Anzahl von Serien evaluiert. Der über alle Altersstufen von 0-16 Jahre gemittelte Röhrenstrom war unlogischerweise für die Thorax-CT höher als für die Abdomen-CT (213 gegenüber 206 mA), wobei auch kein Zusammenhang zum Alter der Kinder gegeben war (z.B. Ø Abdomen 0-4a = 220, 13-16a = 204 mA!). Dabei war auch die übrige Untersuchungstechnik nicht wirklich als verfeinert zu bezeichnen: knapp über die Hälfte aller Untersuchungen wurden mit einem Pitch von 1,0 gefahren (somit die Chance für eine Dosisreduktion durch Erhöhung des Pitch vergeben), hingegen wurde knapp über die Hälfte der Kinder ≤ 8 a mit Schichtdicken von mehr als 5mm untersucht. Somit kommen die Autoren zu dem Schluß, daß die Spiral-CT-Untersuchungsparameter im Allgemeinen gar nicht an Untersuchungsart und Kindesalter angepaßt werden und pädiatrische Patienten deshalb unnötig hohen Strahlendosen ausgesetzt werden.

N.Hidajat, M.Wolf, A. Nunnemann, et al.: **Survey of Conventional and Spiral CT Doses.**

Radiology 2001; 218:395-401

Abteilung für Radiologie, Charité' Berlin; TÜV Berlin

Die Autoren ermittelten den CT -Dosisindex (CTDI) durch Dosismessungen an Standardphantomen an 16 verschiedenen CT -Gerätetypen und berechneten für 20 Spiral- und 7 Inkremental-(konventionelle) CT -Geräte den gewichteten CTDI sowie das Dosis-Längenprodukt (DLP) anhand der von den jeweiligen Betreibern angegebenen Expositionsparameter für 30 verschiedene Untersuchungsprotokolle im Kopf-, Hals, Thorax-, Wirbelsäulen- und Abdomenbereich. Folgende Schlüsse werden aus den Ergebnissen gezogen:

- die Dosiswerte waren bei den meisten Untersuchungen mit der Spiral-CT signifikant (um ca. die Hälfte) niedriger als mit der konventionellen CT.
- bei Untersuchungen im Abdomen war das Gesamt-DFP aller Untersuchungsserien mit der Spiral-CT noch immer niedriger als mit der konventionellen CT ungeachtet der Tatsache, daß üblicherweise mit der Spiraltechnik mehr Untersuchungsgänge durchgeführt werden als mit der konventionellen (nativ, arterielle und portalvenöse Kontrastmittelphase mit der Spiral-CT gegenüber lediglich Nativ- und Kontrastmittelphase mit der konventionellen CT).
- die Dosiswerte der konventionellen CT stimmen weitgehend mit den in ca. 10 Jahre älteren Literaturquellen angegebenen Werten überein, was zu der Annahme führt, daß die Gewohnheiten der Anwender hinsichtlich der Dosiseinstellungen sich kaum geändert hat, bei der konventionellen CT oft unnötig hoher Dosiswerte verwendet werden und die Dosisreduktionen bei der Spiral-CT nur darauf zurückzuführen sind, daß es die Spiral-CT-Geräte selbst sind, welche die Anwender zu einer Verwendung niedrigerer Dosen zwingen.
- Weitere Dosis-Einsparungspotentiale könnten zum Tragen kommen, wenn die Anwender bei dickeren Schichten das mAs-Produkt mehr reduzierten, als dies bei der vorliegenden Untersuchung der Fall war (größere Schichtdicke \Rightarrow niedrigeres Bildrauschen \Rightarrow weniger Dosis erforderlich).
- Auch läßt bei der Spiral-CT die noch immer relativ große Spanne zwischen den niedrigsten und höchsten ermittelten CTDI- und DLP-Werten (5,3 bzw. 6,9) zwischen den verschiedenen untersuchten Institutionen noch immer ein beträchtliches Optimierungspotential vermuten.
- Die Dosiswerte der konventionellen CT lagen deutlich (ca. 1/3) und die der Spiral-CT weit (im Durchschnitt 2/3) unterhalb der EU-Referenzwerte, wobei letztere anhand von Dosisermittlungen an konventionellen CT -Geräten erstellt worden sind, sodaß sich für die Spiral-CT genügend Spielraum für eine Herabsetzung der Referenzwerte ergibt.

P.Homolka, A.Gahleitner, H.Kudler, R.Nowotny: **Eine einfache Methode zur Abschätzung der effektiven Dosis bei Dental-CT. Konversionsfaktoren und exemplarische Berechnung für ein klinisches Low-Dose-Protokoll.** Fortschgr. Röntgenstr. 2001; 173:558-562 *Inst. f. biomed. Technik und Physik; Univ.Klinik f. Radiodiagnostik, Universität Wien*

Die Bestimmung der Effektivdosis bei der Dental-CT wird unter Berücksichtigung der Strahlensensitivität der Glandula parotis und Submandibularis beschrieben. Dafür wurde aus der in einer anderen Publikation für CT-Untersuchungen der Mandibula und der Maxilla angegebenen Effektivdosis ein Konversionsfaktor (Effektivdosis pro mGy CT-Dosisindex des in dieser Literaturstelle angegebenen CT-Gerätes) errechnet, welcher dann mit dem CTDI des bei der vorliegenden Untersuchung verwendeten Gerätes werden konnte. Es ergaben sich 2,4 $\mu\text{Sv}/\text{mGy}$ CTDI bei der Maxilla-CT und 13,3 $\mu\text{Sv}/\text{mGy}$ CTDI bei der Mandibula-CT. Ein dosissparendes, jedoch eine für die Hartgewebediagnose ausreichende Bildqualität ergebendes, von den Autoren angewendetes Dental-CT-Protokoll (120 kV/ 50 mAs, 1,5 mm Schichtdicke, 1 mm sequentieller Tischvorschub, = überlappende Schichten) ergab für den Oberkiefer eine Effektivdosis von 0,022 mSv, für den Unterkiefer 0,123 mSv. Für die präimplantologische Diagnostik ist allerdings eine Erhöhung der mAs auf 100-150 erforderlich mit entsprechender Dosiserhöhung. Insgesamt liegen die ermittelten Effektivdosiswerte teils im Bereich der Dosis von Orthopantomogrammen (Oberkiefer, 50 mAs), teils bis eine Größenordnung (10fach) darüber (Unterkiefer, 150 mAs).

Die interessante Internet-Homepage:

www.impactscan.org

ImPACT bietet eine Fülle von Informationen über die technischen Aspekte der CT, angefangen von Powerpoint-Präsentationen über Grundlagen der Multidetektor-CT, CT-Durchleuchtung, CT-Dosimetrie etc., Informationen über CT-Abnahmeprüfungen, Adressenliste britischer Hersteller von Qualitätssicherungs- und Dosimetrieausrüstung sowie insbesondere eine ziemlich umfassende Übersicht über die Dosiswerte der meisten handelsüblichen CT-Geräte („Scannermatching“), welche die bisher erhältlichen Literaturinformationen bzw. Dosisstabellen (z.B. NRPB R250) auf den aktuellen Stand bringt bzw. für die moderneren CT-Geräte anwendbar macht.

Die ImPACT-Gruppe ist Teil der Medizinphysikabteilung des St. Georges's Hospital, London und wurde von der Medical Device Agency gegründet. Letztere staatliche Agentur betreibt weitere technische Evaluationszentren für die bildgebende Diagnostik, und zwar **GCAT**: Gammakameras, **KCARE**: Röntgengeräte, **MagNET**: Magnetresonanz- (MR)Scanner sowie **UEEP**: Ultraschallapparat, welche alle auf der ImPACT-Webseite abrufbar sind und interessante weiterführende Informationen über radiologische Qualitätskontrolle bieten.



Strahlenschutzkurse 2001 gemäß § 28 SSVO

21./ 22. September und 28./ 29. September

Grundausbildung

zum Strahlenschutzbeauftragten für den Umgang mit radioaktiven Stoffen oder den Betrieb von Strahleneinrichtungen zu medizinischen Zwecken.

Ein Kurs über zwei Wochenende, Freitag Mittag bis Samstag Nachmittag,
Übungen Samstag 29.9. Nachmittag, Einteilung von Teilnehmerzahl abhängig,
22.9.: Übungen nur nach Bedarf

Kursort: Atominstitut der Österreichischen Universitäten, Stadionallee 2, 1020 Wien

Haupttermin für Abschlusstest: 12.10., Allgemeines Krankenhaus Wien

12./13. Oktober

Spezielle Ausbildung für diagnostische Anwendung von Röntgenstrahlen

Freitag Mittag bis Samstag Nachmittag, Übungen am 13.10. in Kleingruppen in mehreren Durchgängen. Im ersten Durchgang primär auswärtige Teilnehmer

Kursort: Allgemeines Krankenhaus Wien, Währinger Gürtel 18-20, 1090 Wien

19./20. Oktober

Spezielle Ausbildung für diagnostische und therapeutische Anwendung offener radioaktiver Stoffe

Freitag Mittag bis Samstag Nachmittag, Übungen am 20.10. in Kleingruppen in mehreren Durchgängen. Im ersten Durchgang primär auswärtige Teilnehmer

Kursort: Allgemeines Krankenhaus Wien, Währinger Gürtel 18-20, 1090 Wien

30.11. und 1. Dezember

Spezielle Ausbildung für therapeutische Anwendung ionisierender Strahlung, ausgenommen von offenen radioaktiven Stoffen

Freitag Mittag bis Samstag Nachmittag, Übungen in Kleingruppen, bei Bedarf in mehreren Durchgängen. Voranmeldung frühzeitig erbeten.

Kursort: Allgemeines Krankenhaus Wien, Währinger Gürtel 18-20, 1090 Wien

Das detaillierte Kursprogramm findet sich im Internet: <http://www.strahlenschutz.at>

Kursreferat: vmsoe.kursreferat@billrothhaus.at

An das
Kursreferat des Verbandes
für Medizinischen Strahlenschutz

Postfach 2
1220 Wien

FAX: (01) 285 89 39

Wien am

Anmeldung für Strahlenschutzkurse 2001

Grundausbildung zum Strahlenschutzbeauftragten (GR)
21./22. September und 28./29. September **ATS 5300 (EURO 385).....**

Spezielle Ausbildung hinsichtlich der diagnostischen
Anwendung von **Röntgenstrahlen (RÖDIA)**
12./13. Oktober **ATS 4400 (EURO 320).....**

Spezielle Ausbildung hinsichtlich der diagnostischen oder
therapeutischen Anwendung **offener radioaktiver Stoffe (NUKMED)**
19./20. Oktober **ATS 4800 (EURO 350).....**

Spezielle Ausbildung hinsichtlich der **therapeutischen**
Anwendung ionisierender Strahlen (TH)
30.11. und 1. Dezember **ATS 5800 (EURO 420).....**

Summe **ATS / EURO**

Name Vorname Titel
geboren am in
Adresse
Korrespondenz erwünscht per Post FAX. Nr
erreichbar unter: Telefon e-Mail Fax:

Zahlung der Kursgebühr erfolgt von Teilnehmer / Arbeitgeber
durch Zahlschein / Überweisung (Nichtzutreffendes streichen)

Teilnehmer – Unterschrift:

Verbandsadressen

Homepage: <http://www.strahlenschutz.at>

Sekretariat

Wiener Medizinische Akademie
Silvia KONSTANTINOVA, A-1090 Wien, Alserstraße 4, Altes AKH, 1. Hof
Tel.: +43/1/ 405 13 83-2; Fax: +43/1/ 405 13 83-23
e-mail: ymsoe.office@billrothhaus.at

Kursreferat

Herta TSCHURLOVITS, A-1220 Wien, Postfach 2
Telefon und Anrufbeantworter: +43/1/ 283 97 83; Fax: +43/1/ 285 89 39
e-mail: ymsoe.kursreferat@billrothhaus.at

Fachliche Auskünfte

Röntgendiagnostik

Univ.Prof. Dr. Franz KAINBERGER,
Univ.Klinik für Radiodiagnostik, Allgemeines Krankenhaus
Währinger Gürtel 18-20, 1090 Wien
Telefon 40400 5803, FAX 40400 7631
e-mail: franz.kainberger@univie.ac.at

Dr. Reinhard WEBER, FA für Radiologie
Hofwiesengasse 44, 1130 Wien
Telefon 804 62 25-0, Fax 804 62 25-11
e-mail: r.weber@aon.at

Nuklearmedizin

Univ.Prof. DDr. Kurt KLETTER,
Univ.Klinik für Nuklearmedizin, Allgemeines Krankenhaus
Währinger Gürtel 18-20, 1090 Wien
Telefon 40400 5566, Fax 40400 7631

Technische und rechtliche Fragen

Univ.Prof. Dr. Manfred TSCHURLOVITS,
Atominstitut der Österr. Universitäten
Stadionallee 2, 1020 Wien
Telefon 588 01 14-182, Fax 588 01 14-199 oder Telefon 283 97 83, Fax 285 89 39
e-mail: manfred.tschurlovits@billrothhaus.at

Verbandssekretär, Internet-Redaktion:

OA Dr. Gerald PÄRTAN
Röntgeninstitut Donauspital im SMZ Ost,
Langobardenstraße 122, 1220 Wien
e-mail: gerald.paertan@billrothhaus.at

Tagung

Tagung

**Gemeinsame Tagung des Österreichischen Verbandes für Strahlenschutz und
des Fachverbandes für Strahlenschutz e.V. für die Bundesrepublik
Deutschland und die Schweiz**

Strahlenschutz für Mensch und Gesellschaft im Europa von Morgen

Mo., 17. Sept. 9:00 Uhr – Fr., 21. Sept. 2001, 13:30 Uhr

Ort: 4810 Gmunden,
Toscana Congress, Kongresshaus Gmunden

Diese Tagung bietet die einmalige Gelegenheit, die verschiedenen Themen unter dem Eindruck eines sich immer mehr öffnenden Europas darzulegen und zu diskutieren. Besonderes Augenmerk wird auf die politische Relevanz des Strahlenschutzes, auf das Verständnis und die Akzeptanz in der Öffentlichkeit und auf die gesellschaftspolitischen Aspekte gelegt.

Ergänzt wird das umfangreiche und interessante Angebot von Vorträgen und Postern durch eine Weiterbildungsveranstaltung zur Thematik Öffentlichkeitsarbeit
am

So., 16.9.2001, 14.30-18.00 Uhr.

Ärzte, Sachverständige, Zivilingenieure, Strahlenschutzexperten

Teilnahmebeitrag: FS- und ÖVS-Mitglieder €310,-, Studenten €100,-,
Pensionisten €250,-, Nichtmitglieder €380,-, Begleitperson €100,-
Verspätungszuschlag €70,-, Veranstaltung am Sonntag €50,-,
Tageskarte €100,-

Information im Internet: <http://www.oevs.irpa.at/gmunden.htm>

Vorschau

Vorschau auf Heft 2/2001

J. Eckardt, O. Schober:
Strahlenschutz in der Positronen-Emissions-Tomographie (PET)

M. Tschurlovits:
UNSCEAR bericht 2000 – Kurzfassung

G. Pärtan:
Bericht über International Conference on Radiological Protection of Patient in Malaga

Protokoll Hauptversammlung
Literaturberichte
Kurse, Anmeldung, Verbandsadressen