

CT-Exposition beim Kind: Geht das Erwachen der Amerikaner auch uns Europäer an?

Zusammenfassung

Fragestellung: Verdient die CT-Strahlenexposition beim Kind besondere Beachtung?

Methode: Literaturübersichtsarbeit.

Ergebnisse: Indikationserweiterung und Frequenzzunahme der modernen CT haben bei erheblicher Einzeldosis den CT-Anteil an der medizinischen Strahlenbelastung auf 38–60% ansteigen lassen. Beim Kind treten die biologisch bis 10-mal höhere Strahlenempfindlichkeit, die längere Lebenserwartung und eine Überdosierung als Gründe für ein reelles, wenn auch kleines Krebsinduktionsrisiko hinzu. Die gezielte Nutzung der modernen CT bringt bei Indikation und Protokollwahl eine wesentliche Dosisreduktion. Schlussfolgerung: Es geht ebenso sehr um die Realisation der kindlichen CT-Problematik wie um die Erkennung und Vermeidung der Ursachen einer erhöhten biologischen CT-Wirkung.

Schlüsselwörter

CT · Kind · Strahlenexposition ·
Protokolloptimierung · Indikation

Die Computertomographie (CT) hat eine erstaunliche Erfolgsgeschichte hinter sich. Wurde ihre Bedeutung in den 80-er Jahren angesichts der neu in die medizinische Bildgebung eingeführten Magnetresonanztomographie (MRT) bereits grundsätzlich in Frage gestellt, so haben ihre technischen Entwicklungssprünge – 1989 zur Spiraltechnik mit Volumenmessung und 1998 zur Mehrzeilendetektortechnik (MDCT) mit Verkürzung der Messdauer, verbesserter z-Achsenauflösung bzw. größerem abgedeckten Volumen – ungeahnte Impulse im klinischen Einsatz gebracht [9]. Die nahezu isotrope Auflösung erlaubte ein problemloses Umformatieren der axialen Bilddaten in jede beliebige Raumebene, und die in kürzester Zeit selbst beim Notfall mögliche übersichtliche Darstellung mehrerer Körperregionen war wohl der entscheidende Schritt, der das Indikationsspektrum wesentlich erweiterte und die CT-Angiographie (CTA), die Herzdarstellung sowie andere bewegungsanfällige Untersuchungstypen verbesserte oder erst ermöglichte, namentlich auch die CT beim Kind. Im Gegensatz zu früheren Jahren, als technische Faktoren dosislimitierend wirkten, bestehen heute bei der MDCT kaum noch technische Dosisgrenzen.

Die CT ist eine äußerst effektive, aber auch eine mit einer erheblichen Strahlenbelastung verbundene Untersuchung. Bei steigenden Untersuchungszahlen [1] wurde und wird dieser Umstand in der Radiologie und der Medizin allgemein gerne verdrängt. Immerhin war man sich in Europa dieser Problematik viel früher bewusst als in den USA, wo bis vor wenigen Jahren die CT

oft allein nach den Kriterien der Bildqualität, des Durchsatzes und der Betriebskosten beurteilt wurde. Dieser interkontinentale, wahrscheinlich auch kulturelle Unterschied tritt etwa bei einer Medline-Suche klar zu Tage: Von den im Juni 2002 unter den Suchbegriffen „CT – radiation – exposure – dose“ für die Jahre 1995–2002 abrufbaren 83 Artikeln stammten 59 aus europäischen Instituten, nur 21 aus Nordamerika und 3 aus anderen Kontinenten.

Entwicklung der medizinischen Strahlenexposition und des CT-Beitrages

Für die medizinische Strahlenexposition der Bevölkerung spielt nicht nur die Einzeluntersuchungsdosis, sondern vor allem die Häufigkeit einer mit ionisierender Strahlung verbundenen Untersuchung die ausschlaggebende Rolle. So haben die Strahlentherapie und nuklearmedizinische Verfahren wegen der relativ geringen Frequenzen immer nur bescheiden zur Bevölkerungsdosis beigetragen. Innerhalb der Röntgenverfahren wurde die Exposition bei den durchleuchtungsgestützten Techniken (inkl. Angiographie und Intervention) deutlich vermindert, in erster Linie dank verbesserter Technik, etwa der Einführung der gepulsten Durchleuchtung, in zweiter Linie infolge eines Rückgangs der Untersuchungen des Gastrointestinaltraktes. Mindestens kom-

© Springer-Verlag 2002

Prof. P. Vock
Institut für Diagnostische Radiologie, DRNN,
Inselspital, CH-3010 Bern

P. Vock

CT radiation exposure in children: Consequences of the American discussion for Europe

Abstract

Question: Does radiation exposure in pediatric CT require a specific action?

Methods: Review of the recent literature.

Results: Increasing medical applications and numbers of examinations coupled with a significant individual radiation exposure have increased the CT contribution to medical exposure to around 38–60%. An up to 10-fold increase in radiation sensitivity of small children, their longer life expectancy and an overdose due to protocols copied from adult patients are the factors responsible for a small but significant excess of cancer mortality over lifetime. Strict referral and use of the many technical and medical ways of reducing exposure help reduce exposure.

Conclusion: Realizing the problem of pediatric CT-exposure is as important as analyzing and reducing the causes of biologic impact by CT.

Keywords

CT · Child · Radiation exposure · Protocol optimisation · Referral criteria

Fortschritte in der Computertomographie

pensiert wurde diese Veränderung indes- sen durch einen Anstieg der CT-Expositi- on, welcher seinerseits vor allem auf einer Frequenzsteigerung, aber auch einer Ausdehnung des bei einem Untersu- chungstermin gescannten Körpervolumens und der repetitiven Mehrphasen- untersuchungen beruhte.

So hat die Zahl der jährlichen CT- Untersuchungen in den USA von rund 3,6 Millionen im Jahr 1980 auf ca. 33 Millio- nen oder 13% aller radiologischen Unters- suchungen zugenommen, der CT-Beitrag zur medizinischen Strahlenexposition von 5% auf 30% oder mehr [1, 2, 14]. Ana- log stieg in England der Anteil der CT an allen Untersuchungen seit 1991 von 2,4% auf 5%, jener der damit verbundenen Strahlenexposition jedoch von 20% auf über 40% [14, 19]. Für Deutschland zei- gen die Zahlen des Jahres 1994 bei einem Untersuchungsanteil der CT von 4,2% einen Beitrag von 37,8% an der medizini- sche Exposition von 1,5 mSv [24].

Entwicklung in den USA im Jahre 2001

Das Jahr 2001 war in den USA vor allem durch die Terrorattacken geprägt. Von ganz anderer Dimension und dennoch historisch wichtig war das Erwachen der radiologischen „Nation“ aus ihrer Gleich- gültigkeit gegenüber der Strahlenexpo- sition, namentlich bei der pädiatrischen CT. Eine Gruppe von Kinderradiologen und radiobiologisch interessierten Na- turwissenschaftlern weckte die USA-Ra- diologie mit 3 Artikeln im *American Journal of Roentgenology* (AJR) im Fe- bruar 2001 auf, einem Beitrag zum Krebsrisiko aufgrund kindlicher CT-Un- tersuchungen [1], einer Untersuchung zur Anpassung des Untersuchungspro- tokolles an kindliche Patienten [16] und einem Strategievorschlag zur Dosisre- duktion bei der pädiatrischen CT [3].

Die Aussagen waren brisant, etwa dass die CT bei einem einjährigen Kind zu einem gegenüber Erwachsenen um ei- ne Größenordnung erhöhten Krebsmor- talitätsrisiko von 0,18% (Abdomen) bzw. 0,07% (Kopf) führe [1], dass Erwachse- nenuntersuchungsprotokolle kaum auf die Proportionen des Kindes angepasst und somit Kinder überdosiert würden [16] und schließlich, dass durch eine ge- wichtsabhängige mAs-Reduktion, eine Erhöhung des Pitch-Wertes und eine Be- schränkung auf indizierte anatomische

Untersuchungsvolumina die Dosis mas- siv zu reduzieren war [3]. Diese Botschaf- ten gelangten, populistisch pointiert, so- fort in die breite Öffentlichkeit und wur- den von der Zeitung USA Today [22] und zahlreichen Fernsehstationen aufgenom- men. Sechs Monate später folgten 3 weite- re Artikel ebenfalls im *American Journal of Roentgenology*, einer mit einem Vor- schlag zur generellen Dosisreduktion bei der Thorax-CT [18], eine umfassende Diskussion der Patientenexposition und möglicher Maßnahmen [14] sowie ein Kommentar zum Dosismanagement bei CT-Untersuchungen von dem CT-Alt- meister J. Haaga [9].

Mehr Tiefenwirkung dürfte eine wissenschaftliche Veranstaltung der *Society of Pediatric Radiology* mit dem Thema „ALARA conference“ im August 2001 erzielt haben, in der zahlreiche Ex- perten die Situation aus ihrer Perspekti- ve analysierten und gemeinsam Hand- lungsoptionen diskutierten. Die Tagungs- referate wurden inzwischen in einer Aus- gabe der Zeitschrift *Pediatric Radiology* publiziert [20, 21]. Schließlich sei auf ei- ne die neu erkannte Bedeutung unter- streichende Bekanntmachung der FDA zur Reduktion des Strahlenrisikos bei der CT an Kindern und jungen Erwach- senen hingewiesen [5]. Ohne Zweifel ha- ben die amerikanischen Kinderradiolo- gen die Problematik zwischenzeitlich er- kannt. Kritische Stimmen bezweifeln al- lerdings, ob die Allgemeinradiologen ge- nügend sensibilisiert und zu einer Pro- tokollanpassung gebracht worden sind; sie setzen deshalb bewusst auf die Öff- entlichkeitsarbeit, um von den Patien- ten Indikation und Protokoll der CT-Un- tersuchung hinterfragen zu lassen.

Wie misst man die CT-Strahlen- exposition, welcher Parameter entspricht dem biologischen Risiko?

Konkret geht es bei der CT des Kindes nicht um deterministische, ab Erreichen einer Dosischwelle regelmäßig zu er- wartende, von Patienten und Ärzten be- obachtbare Strahleneffekte, sondern um zufällige, ohne Schwellendosis dosisun- abhängig eintretende genetische Verän- derungen, welche potentiell später zur Krebsentstehung führen oder an die Nach- kommen übergeben werden können. Mit der Dosis nimmt einzig die Wahrschein- lichkeit eines solchen Ereignisses zu, ver-

gleichbar dem Risiko eines tödlichen Verkehrsunfalles, welches natürlich bei Vielreisern höher, aber selbst bei einer einmaligen Personenwagenfahrt minimal vorhanden ist. Alle verfügbaren Daten sprechen – obwohl sie nicht aus der Radiologie, sondern von Atombomben-exponierten stammen – dafür, dass selbst im Dosisbereich der CT mit einer linearen Dosis-Wirkungs-Kurve gerechnet werden muss, also keine risikofreie Schwelle anzunehmen ist [1, 2, 17].

Offensichtlich lassen die üblichen CT-Protokollparameter, wie kV, mAs, Schichtdicke oder Zahl der Schichten keine Abschätzung der biologisch wirksamen Dosis zu. Selbst der *CT-Dosisindex (CTDI)*, welcher in verschiedenen Modifikationen definiert und benutzt wird [4, 23], gibt im Prinzip lediglich die in einer Schicht eines Zylinderphantoms von 16/32 cm (Kopf/Rumpf) bei fixem mAs- und Spannungswert auftretende Energiedosis an, charakterisiert also das CT-Gerät (Geometrie, Filterung), aber nicht einmal die Ausnutzung der an den Detektoren eintreffenden Photonen durch das Datenakquisitionssystem (DAS).

Was durch die Protokollwahl (Kollimation, konkrete mAs, Pitch, Zahl der Schnitte bzw. Untersuchungsvolumen) entschieden wird, ist sehr wichtig und geht – wiederum auf der Expositionsseite – in das *Dosis-Längen-Produkt (DLP)* ein [19, 23]. CTDI und DLP haben den großen Vorteil, dass sie leicht für die individuelle Untersuchung zu bestimmen sind. Auch das DLP beinhaltet indessen weder eine Standardisierung der Bildqualität noch eine solche der im Inneren des Patienten konkret auftretenden Dosen oder deren biologischer Wirkung. Mit anderen Worten hängt bei fixem DLP die an verschiedenen Stellen des Körpers entstehende Dosis vom echten Patientendurchmesser, der Körperform und der variablen Strahlenabsorption durch die verschiedenen Gewebe ab. Nur in Kenntnis der lokalen Dosen können die mittleren *Organdosen* und – auf diesen basierend – unter Berücksichtigung der Strahlenqualität sowie der biologischen Empfindlichkeit der einzelnen Organe und Gewebe mathematisch durch Integration über den ganzen Körper die *effektive Dosis (ED)* errechnet werden [11, 25].

Dabei unterscheidet sich die Exposition bei Röntgen- und bei CT-Untersuchungen von einer Ganzkörperstrahlenexposition von entscheidend dadurch, dass

die Dosisverteilung im Körper sehr inhomogen ist (direkte versus Streustrahlung, Dosisabfall und Aufhärtung in Strahlenrichtung). Die gültige Definition der ED versucht also additiv anhand der bekannten Gewebeeempfindlichkeiten und der dazugehörigen mittleren Gewebedosen die Abschätzung des stochastischen biologischen Gesamteffektes einer Exposition vorzunehmen; sie ist damit für den einzelnen Patienten nicht zu messen, sondern muss durch vereinfachende Annahmen und mathematische Simulation bzw. Phantommessung ermittelt werden. Auch bestehen wegen der inhomogenen Dosisverteilung selbst innerhalb eines Organs oder Gewebes Unsicherheiten bezüglich des Summationsmodells. Trotzdem stellt die ED nach heutigem Wissen den die biologische Wirkung am besten repräsentierenden Einzelparameter dar. Computerprogramme erlauben – meist basierend auf einem weiblichen bzw. männlichen Standardkörperbau und damit unter Verzicht auf die Berücksichtigung der individuellen Körperproportionen – durch Eingabe der technischen Protokollparameter und des Untersuchungsvolumens eine durchaus klinisch einsetzbare Abschätzung der ED [13], welche zum Vergleich verschiedener Protokolle wertvolle Dienste leistet. Einen noch stärker vereinfachenden Ansatz stellt die Schätzung der ED anhand des Produktes des DLP mit einem für die untersuchte Region spezifischen Konversionsfaktor dar [19].

Da durch stochastische Strahleneffekte induzierte Neoplasien erst nach oft

jahrzehntelanger Latenz klinisch manifest werden, kann das individuelle Risiko einer solchen Erkrankung nicht allein aus der ED abgeschätzt werden, hierbei muss das *Alter zum Zeitpunkt einer Exposition* gleichfalls berücksichtigt werden.

Warum verdient die CT-Strahlenbelastung beim Kind besondere Beachtung?

Tatsächlich muss anhand der Langzeitdaten nach A-Bomben-Einwirkung für Kinder schon nach einmaliger Strahlenexposition in oder nur wenig über der Größenordnung einer CT-Untersuchung mit einer erhöhten Sterbewahrscheinlichkeit aufgrund von strahleninduziertem Krebs gerechnet werden. Diese Wahrscheinlichkeit wird von Brenner anhand der ICRP 60-Empfehlungen [12] bei 1-/5-/15-jährigen Kindern auf 0,18/0,15/0,12% für Abdomenuntersuchungen und auf 0,07/0,05/0,02% für Kopfuntersuchungen berechnet, einen bei Kleinkindern gegenüber Erwachsenen mindestens 10-fachen Wert [1, 12, 19]. Bei einer Dosis von 1 Sv beträgt das Lebenszeitrisiko für die Krebsinduktion im Schnitt 5%, differenziert nach dem Alter bei Personen über 50 Jahren <3% und bei Kindern unter 10 Jahren 15% und mehr, wobei es vor allem in diesem jungen Alter bei Mädchen deutlich höher als bei Knaben ist [2].

In diesem Zusammenhang sei auf die Bedeutung der Organdosis in der Brust hingewiesen: 100 mGy beim 15-jährigen Mädchen lassen nach Schät-

Tabelle 1
Gründe für eine besondere Bedeutung der Strahlenbelastung beim Kind

Kategorie	Grund	Erklärung
Biologie	<ul style="list-style-type: none"> • Höhere Strahlenempfindlichkeit^a • Natürliche Lebenserwartung^a • (Verteilung rotes Knochenmark^a) • (Geringerer Anteil Fettgewebe^a) 	Proliferierendes Gewebe Lange Latenzperiode überlebt Größeres Verteilungsvolumen Weniger CT-Kontrast
Physik	<ul style="list-style-type: none"> • Erwachsenen-mAs zu hoch^a • Erwachsenen-kVp zu hoch^a • Zu dünne Schichtdickenwahl • Digitales (statt analoges) Bild 	Überdosis bei kleinem Durchmesser Kontrastverlust (kleinere kVp genügt) mAs-Erhöhung gegen Rauschen nötig Überdosis nicht erkannt (gute Qualität)
Indikationsstellung	<ul style="list-style-type: none"> • Steigende CT-Frequenz • Größeres Untersuchungsvolumen • Mehrphasenuntersuchung 	Häufigere CT-Indikation beim Kind (neue Indikationen, Verlaufskontrollen) Oft Mehrregionen-CT Nativ, (mehrfach) nach Kontrastmittel

^a kinderspezifisch

zungen einen Brustkrebs in 0,3% erwarten oder 10 mGy vor dem Alter von 35 Jahren einen Anstieg der Spontanrate um 14% [14]. Unter den kinderspezifischen biologischen Faktoren gilt es neben diesen wohl auf der viel aktiveren *Zellteilung* und der *längeren Lebenserwartung* beruhenden Daten bei der CT zumindest grundsätzlich auch die anderen Organproportionen, insbesondere die viel größere Verteilung des blutbildenden Knochenmarks und den geringeren Anteil von Fettgewebe beim Kind zu bedenken, deren Einfluss allerdings kaum zu quantifizieren ist (Tabelle 1).

Kinder erhalten bei einer CT-Untersuchung mit einem vom Erwachsenen abgeleiteten Protokoll zwar eine absolut kleinere Energie verabreicht (z.B. 72 vs. 235 mJ für das Abdomen [25]), die effektive Dosis ist dabei für das Kind aber meist wesentlich höher (z.B. im Mittel 6,1 mSv vs. 3,9 mSv für das Abdomen [25], 3,7 mSv vs. 1,0 mSv für den Kopf [11]). Physikalische Gründe dafür sind in erster Linie das für die kindliche Strahlenabsorption zu hohe mAs-Produkt und eine zu hohe Spannung (Tabelle 1, [10, 14, 15]). Huda zeigte, dass bei 120 kVp für den gleichen Photonenfluss an den Detektoren die Röhrenstrahlung vom 10 kg zum 70 kg und zum 120 kg schweren Patienten von 17 auf 200 bzw. 1300 mAs, also um einen Faktor von 76 gesteigert werden muss [10]. Für den Mediziner am schwierigsten zu verstehen ist hier wohl die physikalische Selbstverständlichkeit, dass beim Kind zwar auf der Röhrenseite die Oberflächendosis fast die gleiche wie beim Erwachsenen ist, dass sie aber bei kleinerem Körperdurchmesser auf der der

Röhre abgewandten Seite (Austrittsdosis) ansteigt, was natürlich wiederum die Schichtdosis pro Rotation anhebt.

Die Abhängigkeit des CTDI, aber auch jene der radiären Dosisverteilung und des Signalrauschens vom Objektdurchmesser kann im Phantomexperiment sehr gut gezeigt werden (Tabelle 2, [15]): Mit abnehmendem Objektdurchmesser – und ebenso mit zunehmender Spannung – nehmen der CTDI und das Verhältnis von zentraler zu peripherer Dosis ganz wesentlich zu, ein Phänomen, das generell beobachtet wird, das aber im genauen Ausmaß selbstverständlich vom Gerät und vom Protokoll abhängt. Umgekehrt sinkt das Signalrauschen bei abnehmendem Durchmesser und ebenso bei steigender Spannung. Anders ausgedrückt, können beim Kind mAs und/oder Spannung ohne Verschlechterung des Signal-Rausch-Verhältnisses reduziert werden.

Damit wurde auch der dosissteigernde Effekt einer höheren Röhrenspannung schon mehrmals angesprochen: Der Wechsel von 80 auf 140 kVp (mittlere Photonenenergie von ca. 52 keV auf ca. 72 keV) reduziert das Rauschen, aber auch den Kontrast, letzteres vor allem für Jod und Knochen und viel weniger ausgeprägt für Fett- und Muskelgewebe [11]. Da allerdings zur Erzielung eines konstanten Detektorsignals z.B. beim 10 kg schweren Kind von 11 mAs bei 140 kVp auf 17 mAs bei 120 kVp oder 65 mAs bei 80 kVp gesteigert werden muss, geht es hier klar um eine Optimierung [11]. Eine Spannungsreduktion wird sich im Einzelfall besonders bei Kontrastmitteleinsatz oder bei der Knochendarstellung lohnen.

Das Signalrauschen nimmt aber auch bei dünnerer Schicht rasch zu [15]. Will man dem nicht durch Inkaufnahme einer wesentlich höheren Dosis begegnen, so muss man es akzeptieren oder aber versuchen, die dickste für die konkrete Fragestellung vertretbare Schicht zu verwenden.

Zu der oft unbedachten Übernahme der Erwachsenenprotokolle für Kinderuntersuchungen [16] hat die Tatsache beigetragen, dass die digitale Technik uns die Überexposition bei der Bildbetrachtung nicht erkennen lässt (Tabelle 2). Statt wie bei der Film-Folien-Röntgentechnik mit einer schwarzen, erschwert interpretierbaren Aufnahme „bestraft“ zu werden, erkennt der Radiologe am Monitor ein gleich gutes Bild, das sogar mit weniger Bildrauschen belastet ist [3]. Nur die bewusste Beachtung der Dosisproblematik mit gezielter Inkaufnahme eines – vertretbaren – Rauschens führt aus diesem Dilemma [9].

Weitere wichtige Gründe der zunehmenden Bedeutung der CT-Strahlenbelastung beim Kind liegen in dem sich ausweitenden Indikationsbereich, d.h. nicht nur der zahlreicheren medizinischen Gründe zur Erst- oder Verlaufuntersuchung, sondern auch der oft auf größere Körperareale ausgedehnten und in mehreren Phasen durchgeführten Untersuchung (Tabelle 1). Proportional zu dieser Zunahme steigen individuelle und Populationsdosis.

Praktisches Vorgehen bei der Wahl des Protokolls für die kindliche CT

Trotz der genannten kritischen Aspekte besteht kein Zweifel, dass die CT-Untersuchung auch beim Kind in den weitaus meisten Fällen ein sehr günstiges Nutzen-Risiko-Verhältnis bietet und ihr Resultat im Rahmen der Diagnostik und Behandlung einer Erkrankung individuell einen hohen Nutzen bringt, der durch das insgesamt kleine Risiko der Kanzerogenese nicht gefährdet wird. Mit Recht stellt Haaga [9] den Artikel von Brenner [1] ins rechte Licht, indem er auf die Relationen eingeht: Von den 600 000 jährlich in den USA mit CT untersuchten Kindern entwickeln wie in der nicht CT-untersuchten Population rund 150 000 im Laufe ihres Lebens eine Krebserkrankung. Wenn Brenner nun aufgrund der ICRP-Empfehlungen [12] auf 500 zusätzliche CT-in-

Tabelle 2

CTDI, zentral-periphere Dosisverteilung und Signalrauschen in Abhängigkeit des Objektdurchmessers und der Spannung (gerätespezifisch, von Nickoloff [15])

Zylinder-Phantom-Durchmesser		32 cm	16 cm	6 cm
CTDI [mGy/100mAs] (5 mm-Schichten)	140 kVp	15	23	30
	120 kVp	12	16	22
	80 kVp	3	6	8
Dosisverhältnis zentral zu peripher		ca. 50%	ca. 75%	ca. 100%
Rauschen bei konstantem mAs [Standardabweichung HU]	140 kVp	12	3	2
	120 kVp	16	4	2
	80 kVp	40	8	3

Tabelle 3

Vorgehen bei der Protokollwahl für die kindliche CT [5, 6, 7, 8, 9, 20]

Schritt		Kommentar
1. Indikation		Alternativen? Bildgebung überhaupt? Bildgebung ohne Strahlen? Intervall vor Verlauf?
2. Klärung: erforderliche/akzeptable Qualität?		Frage: Niedrig- oder Hochkontrastregion? Dickste vertretbare Schichtdicke? Kann Rauschen in Kauf genommen werden?
3. Protokolloptimierung	mAs senken: – Pauschal – In z-Achse angepasst – In xy-Ebene angepasst – Dosisautomatik [23] Minimale Rotationszeit Pitch >1 kVp Minimales Volumen Keine Mehrphasen-CT Abdeckung	Gewichtsabhängig [3]/durchmesserabhängig [9] Anhand Topogramm oder interaktiver Dosismodulation Für jeweils nächste Rotation dem Querschnitt angepasst: z.B. auf Schulterhöhe in anteroposteriorer Richtung reduzierte Dosis, evtl. auch auf Thoraxhöhe anterior (weibliche Brustdrüse) Bediener wählt nur Signal-Rausch-Verhältnis Beim Kind meist möglich (genügende Röhrenleistung) Vor allem für 1-Zeilen-Geräte sinnvoll; bei Mehrzeilendetektoren integriert, weniger wichtig Beim Kind evtl. <120 kVp genügend, kaum je 140 kVp Nur diagnostisch interessierende Körperbereiche Lineare Dosiszunahme mit Zahl der Phasen (nativ, arteriell/venös/spät nach Kontrastmittel, Funktions-CT) – Im Direktstrahlbereich evtl. Schilddrüse, Mamma, Augenlinse – Außerhalb gegen äußere Streustrahlen
4. Nachverarbeitung	Rekonstruktionsalgorithmus Schichtdicke	Falls genügend, weicher wählen: senkt Rauschen Falls genügend, dicker wählen: senkt Rauschen

duzierte Krebsfälle kommt, so ist die Zunahme der Spontanrate um 0,35% wahrscheinlich angesichts des durch die CT-Untersuchung erbrachten Nutzens für die 600 000 Kinder zu vertreten.

Wenn wir nun beide Argumente – Nutzen und Risiko – bewerten, wird die Bedeutung einer kritischen Indikationsstellung [8] deutlich (Tabelle 3):

- ▶ Ist eine Bildgebung sinnvoll?
- ▶ Leisten Ultrasonographie oder Magnetresonanztomographie die gleichen oder gar bessere Dienste?
- ▶ Ist die Verlaufskontrolle zum geplanten Zeitpunkt bereits therapierelevant?

Entscheiden wir uns für die CT-Untersuchung, müssen wir uns als Nächstes Klarheit über die *erforderliche Bildqualität* schaffen. Nicht die perfekte, sondern die mit möglichst geringer Dosis alle erforderlichen Informationen liefernde Bild-

qualität ist anzustreben. Für eine Hochkontrastregion wie den Knochen oder die Lunge können wir uns oft eine wesentliche Dosisersparnis erlauben. Andererseits kann eine höhere Dosis zur Erkennung feiner Leberherde, etwa einer Pilzkrankung beim Immunsupprimierten, durchaus gerechtfertigt sein. Generell müssen wir uns an etwas mehr Rauschen aufweisende, aber diagnostische Bilder gewöhnen und vor allem die zuweisenden Kollegen, welche die Dosisaspekte kaum kennen, von der Richtigkeit dieses Vorgehens überzeugen.

Bei der eigentlichen *Protokollwahl* (Tabellen 3 und 4) können wir unseren Einfluss auf die Wahl des mAs, der Rotationszeit, des Pitch-Faktors, der Spannung, vor allem aber eine restriktive Definition des Untersuchungsvolumens und des Einsatzes von Mehrphasenmessungen ausüben. Während beim Kind die kürzeste Rotationszeit Bewegungsartefakte minimalisieren hilft, bestimmt vor-

allem das mAs die Strahlenexposition. Ohne Hilfe seitens des Geräteherstellers sind die mAs-Werte am besten nach dem Körperdurchmesser oder, weil etwas leichter umzusetzen, dem Körpergewicht zu wählen (Tabelle 4). Es ist sinnvoll, sich nach vorhandenen Empfehlungen zu richten, da eine Schätzung grobe Fehler riskiert [3, 7, 8].

Moderne Geräte bieten eine Reihe von Dosisanpassungen an, welche auch beim Kind sinnvoll einzusetzen sind: Die Dosismodulation in der xy-Ebene während einer Rotation bewährt sich dort, wo der anteroposteriore und der seitliche Durchmesser stark voneinander abweichen und in der einen Röhrenposition der Strom ohne Nachteile für die Bildqualität reduziert werden kann, also etwa auf Schulterhöhe. Eine Nutzung dieser Modulation könnte allenfalls der Reduktion der Mammadosis dienen, indem dann anteroposterior weniger und posteroanterior mehr Strom

Tabelle 4

mAs-Anpassung bei der kindlichen CT (modifiziert nach [3, 7])

Gewicht	1-Zeilen-Gerät, Pitch 1,5		Mehrzeilengerät (4 Zeilen), Pitch 0,75	
	Thorax	Abdomen	Abdomen	Detektoren [mm]
4,5–8,9 kg	40 mAs	60 mAs	(60 mA) 30–48 mAs	4 x 2,5
9–17,9 kg	50 mAs	70 mAs	(70 mA) 35–56 mAs	4 x 3,75
18–26,9 kg	60 mAs	80 mAs	(80 mA) 40–64 mAs	4 x 3,75/5
27–35,9 kg	70 mAs	100 mAs	(100 mA) 50–80 mAs	4 x 3,75/5
36–45 kg	80 mAs	120 mAs	(120 mA) 60–96 mAs	4 x 3,75/5
45,1–70 kg	100–120 mAs	140–150 mAs	(140–150 mA) 70–120 mAs	4 x 5
>70 kg	>= 140 mAs	>= 170 mAs	(>= 170 mA) 85–136 mAs	4 x 5

fließen müsste. In der Körperlängsrichtung (z-Achse) kann die Dosis entweder anhand der Lokalisationsmessung (Topogramm, Scout view, in einer oder zwei Ebenen) oder anhand einer interaktiven Modulation – jeweils anhand der Absorption während einer Rotation für die nächste berechnet – dem Körperbau angepasst werden. Anzustreben, aber zur Zeit noch nicht als Produkt angeboten, ist eine Definition des erforderlichen Signal-Rausch-Verhältnisses durch den Bediener, worauf der Scanner dosissparend diesen Zielwert unter Einsatz möglichst der verschiedenen beschriebenen Modulationen erreicht.

In diese Überlegungen hinein gehört der Pitch, also das Verhältnis von Tischvorschub während einer Rotation zur exponierten Gewebeschichtdicke. Bei Einzelzeilengeräten ist der Pitch sinnvollerweise meist im Bereich von 1,2–1,8 zu wählen. Bei MDCT-Geräten kann durch Kombination der Detektorzeilen und mAs-Anpassung ein ähnlicher Effekt erzielt werden, sodass hier die Bedeutung des Pitch-Faktors etwas abnimmt.

Nicht leicht ist die *Spannungswahl* in einer konkreten Situation: Da eine Spannungsreduktion meist durch eine Erhöhung der mAs ausgeglichen werden muss, kann die resultierende Dosis im Alltag schwer abgeschätzt werden. Generell lohnen sich beim Kind 140 kVp selten, und vor allem bei kleinem Durchmesser sowie Kontrastmitteleinsatz oder einer ossären Problematik ist ein Wert von unter 120 kVp zu empfehlen.

Nach medizinischen Kriterien und nicht nach physikalischen Gesetzen muss das zu *untersuchende Volumen* sorgfältig ausgewählt werden. Ohne spezielle Gründe soll beim Kind unbedingt auf eine *Mehrphasenuntersuchung* ver-

zichtet werden. In der Regel verzichtet man auf den Nativscan, wenn a priori ein Kontrastmittelenhancement erforderlich ist, und auch die Charakterisierung einer Läsion mittels Zeit-Densitäts-Profil soll mit äußerster Zurückhaltung eingesetzt werden, da sich in der Regel Alternativverfahren anbieten.

Auch die *Abschirmung bestimmter Körperregionen* während einer CT-Untersuchung sollte hier angesprochen werden. Außerhalb der direkten Strahlung kann damit nur die kleine äußere Streustrahlung abgefangen werden. In der Direktstrahlung kann eine stark absorbierende Auflage direkt über der Haut die Exposition lokal reduzieren, allerdings auch die Bildqualität beeinträchtigen. Obwohl – abgesehen von den Hoden – speziell für die CT ein Augenlinsen-, ein Schilddrüsen- und ein Mammaschutz seit einigen Jahren angeboten werden, haben sich diese Lösungsansätze bisher nicht durchsetzen können.

Gerade bei der MDCT spielt die Nachverarbeitung eine stetig wachsende Rolle. Da sie ohnehin zur Verfügung steht, soll die Möglichkeit genutzt werden, mit geringer Dosis und erhöhtem Rauschen aufgenommene dünne oder Hochauflösungsbilder neu darzustellen, entweder mit größerer Schichtdicke oder mit einem weichen Algorithmus; die Grenze ist dort gesetzt, wo infolge Nachverarbeitung die räumliche Auflösung ungenügend wird.

Zusammenfassend erscheint es unumgänglich, dass sich die Radiologen der Dosisproblematik bei der kindlichen CT deutlicher bewusst werden, die Indikation für den Einsatz der CT bei Kindern kritisch überprüfen und die skizzierten Möglichkeiten der Dosisreduktion gezielt einsetzen.

Literatur

- Brenner DJ, Elliston CD, Hall EJ, Berdon WE (2001) Estimated risks of radiation-induced fetal cancer from pediatric CT. *AJR* 176:289–296
- Brenner DJ (2002) Estimating cancer risks from pediatric CT: going from the qualitative to the quantitative. *Pediatr Radiol* 32:228–231
- Donnelly LF, Emery KH, Brody AS, Laor T, Gyllys-Morin VM, Anton GA, 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
- Fearon T (2002) CT dose parameters and their limitations. *Pediatr Radiol* 32:246–249
- Feigal DW (2001) FDA public health notification: Reducing radiation risk from computed tomography for pediatric and small adult patients. U.S. Food and Drug Administration – Center for Devices and Radiological Health, 2. November 2001. www.fda.gov/cdrh/safety/
- Frush DP, Donnelly LF, Chotas HG (2000) Contemporary pediatric thoracic imaging. *AJR* 175: 841–851
- Frush DP, Soden B, Frush KS, Lowry C (2002) Improved pediatric multidetector body CT using a size-based color-coded format. *AJR* 178:721–726
- Frush DP (2002) Strategies of dose reduction. *Pediatr Radiol* 32:293–297
- Haaga JR (2001) Radiation dose management: weighing risk versus benefit. *AJR* 177:289–291
- Huda W, Scalzetti EM, Levin G (2000) Technique factors and image quality as functions of patient weight at abdominal CT. *Radiology* 217:430–435
- Huda W (2002) Effective dose to adult and pediatric patients. *Pediatr Radiol* 32:272–279
- International Commission on Radiation Protection (1990) 1990 Recommendations of the International Commission on Radiation Protection. ICRP Publication 60, Oxford: Pergamon Press
- Kalender WA, Schmidt B, Zankl M, Schmidt M (1999) A PC program for estimating organ dose and effective dose values in computed tomography. *Europ Radiol* 9:555–562
- Nickoloff EL, Alderson PO (2001) Radiation exposures to patients from CT: reality, public perception and policy. *AJR* 177:285–287
- Nickoloff E (2002) Current adult and pediatric CT doses. *Pediatr Radiol* 32:250–260
- Paterson A, Frush DP, Donnelly LF (2001) Helical CT of the body: are settings adjusted for pediatric patients? *AJR* 176:297–301
- Pierce DA, Preston DL (2000) Radiation-related cancer risks at low doses among atomic bomb survivors. *Radiat Res* 154:178–186
- Ravenel JG, Scalzetti EM, Huda W, Garrisi W (2001) Radiation exposure and image quality in chest CT examinations. *AJR* 177:279–284
- Shrimpton PC, Edeyvan S (1998) CT scanner dosimetry. *Brit J Radiol* 71:1–3
- Slovic TL, Hall ET, Huda W, Frush D (2002) ALARA conference, executive summary. *Pediatr Radiol* 32:221
- Slovic TL (2002) The ALARA concept in pediatric CT: Myth or reality? *Radiology* 223:5–6
- Sternberg S (2001) CT scans in children linked to cancer later. *USA Today*, Jan. 22, 2001
- Toth TL (2002) Dose reduction opportunities for CT scanners. *Pediatr Radiol* 32:261–267
- Trittin J (2000) Bericht der Bundesregierung über Umweltradioaktivität und Strahlenbelastung im Jahre 1998. www.bmu.de/reden/rede_trittin000225.php?vers=text
- Ware DE, Huda W, Mergo PJ, Litwiler AL (1999) Radiation effective doses to patients undergoing abdominal CT examinations. *Radiology* 210:645–650