

J. Blobel<sup>1</sup>  
 J. Mews<sup>2</sup>  
 P. Rogalla<sup>3</sup>

# CT-Scan Simulator

## Optimierung der Bildqualität und Patientenexposition für die pädiatrische Anwendung

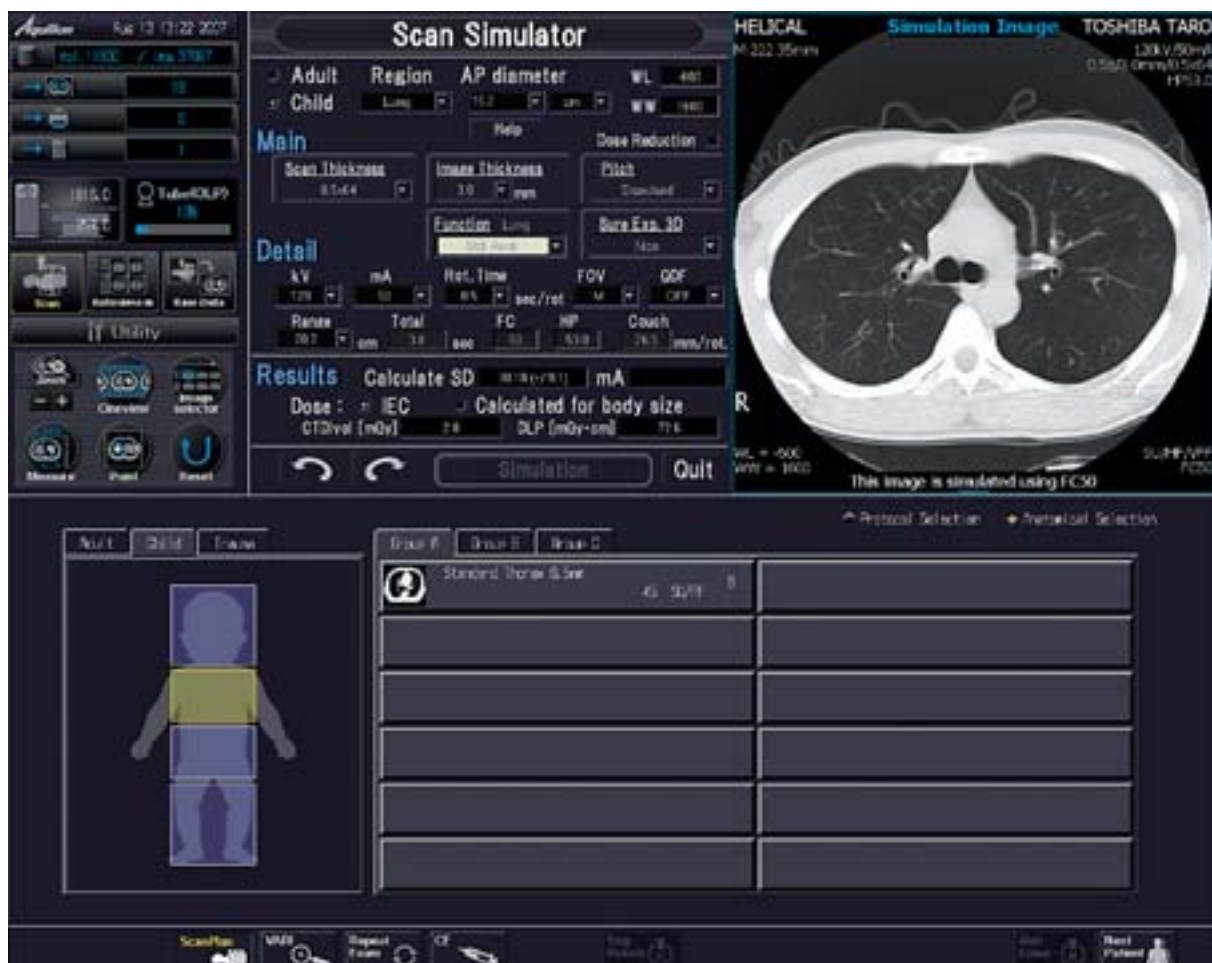
### Einleitung

Die Indikationen für die pädiatrische Computertomographie (CT) werden aufgrund der unvermeidbaren Strahlenexposition sehr streng vorgenommen. Aus diagnostischen Gründen kann die Computertomographie jedoch unverzichtbar für spezielle Untersuchungen im Kopf-, Hals-, Thorax- und Abdomenbereich sein. Der Untersucher verfügt durch die seltene Anwendung häufig nicht über Erfahrungen mit der Einstellung eines altersangepassten Scanprotokolls. Hoch- und Niedrigkontrast-Organstrukturen schaffen unterschiedlichste Rahmenbedingungen. Im Vergleich zu Kindern und Jugendlichen erfordern die anatomischen Größenverhältnisse von Neugeborenen eine höhere Bildauflösung. Mit der Detailgröße ändert sich auch der Kontrast. Die Kon-

trast-Dosis-Beziehung muss deshalb in den pädiatrischen Scanprotokollen besonders berücksichtigt werden. Die Ergebnisse der Umfrage 2005/2006 über die pädiatrische CT-Expositionspraxis in der Bundesrepublik Deutschland geben einen Überblick und eine Orientierung hinsichtlich bisheriger Erfahrungen.<sup>1</sup>

Die folgenden Abschnitte beschreiben die Optimierung der pädiatrischen Scanprotokolle mit einem CT-Scan Simulator. Die zu erwartende Bildqualität und die Strahlenexposition werden bereits vor dem Helical-Scan abgeschätzt.

Abb. 1: Scan Simulator-Bedienoberfläche mit der Vorwahl der Körperregion bzw. spezieller Scanprotokolle und mit den Eingabefeldern für die Parameter



<sup>1</sup> CT Systems Division  
 Toshiba Medical  
 Systems Corporation  
 113-8456 Tokyo, Japan

<sup>2</sup> CT Systems Division  
 Toshiba Medical  
 Systems GmbH  
 41460 Neuss

<sup>3</sup> Institut für  
 Radiologie, Charité CM  
 10117 Berlin

## Methode

Die Bildqualität wird durch feststehende Systemeigenschaften und variable, protokollspezifische Scanparameter beeinflusst.<sup>4</sup> Die kleinste Detektorelementgröße von 0,5 mm (projiziert in das Gantryzentrum) ist ein wesentliches systembedingtes Merkmal und direkt bildwirksam für die sehr kleinen und kontrastreichen anatomischen Strukturen. Auch für die Berechnung von multiplanaren Reformationen (MPR) ist die primäre, kleinste Scanschichtdicke mit 0,5 mm vorteilhaft. Die Erhöhung von 16 auf 64 Detektorreihen bewirkt eine Reduzierung der nicht bildwirksamen Exposition aus der Strahlenfelderweiterung (Overbeaming) und gleichzeitig eine Erhöhung der Exposition durch die Scanlängenerweiterung für die Erfassung aller erforderlichen Projektionen (Overranging). Ein größeres Strahlungsfeld mit 64 Detektorreihen erzeugt eine höhere Objektstreustrahlung und somit ein geringeres Signal-Rausch-Verhältnis für jedes einzelne Detektorelement. Der ScanSimulator berücksichtigt diese Einflussfaktoren. Nach der Eingabe der protokollspezifischen Scanparameter (kV, mAs, Scanschichtdicke), der Rekonstruktionsparameter mit den FC-, QDF- bzw. Boost3D-Filtern und der Rekonstruktionsschichtdicke (RD) wird die zu erwartende Standardabweichung des Bildrauschens (SD) berechnet. Die Rekonstruktionsschichtdicke kann sich um ein Vielfaches ändern und hat deshalb einen sehr großen Einfluss auf das Rauschen. Für die Planung und Simulation muss diese protokollspezifische Rekonstruktionsschichtdicke deshalb besonders sorgfältig beachtet werden.

**Abb. 1** zeigt den ScanSimulator mit den Eingabemöglichkeiten. Als allgemeiner Vergleichswert für die expositionsabhängige Bildqualität wird die Standardabweichung des Bildrauschens (SD) angesehen. Dieser Wert für das Bildrauschen wird auch als virtueller Normierungsparameter für die CT-Belichtungsautomatik <sup>SURE</sup>Exposure 3D verwendet. Die Funktionsweise von <sup>SURE</sup>Exposure 3D wurde ausführlich gesondert beschrieben.<sup>2,4</sup> Bei alternativem Einschalten der CT-Belichtungsautomatik im ScanSimulator wird die Standardabweichung des Bildrauschens an-

stelle des mAs-Wertes vorgegeben. Ein axiales Musterschichtbild wird in der Körperregion mit der zugeordneten Rauschcharakteristik simuliert. An der CT-Bedienkonsole sind die realen Protokollwerte und die individuellen Körperdurchmesser aus dem Patienten-Übersichtsscan unmittelbar in den ScanSimulator übertragbar. Der ScanSimulator ist integraler Bestandteil der CT-Software auf der Bedienkonsole der Aquilion 32/64-Computertomographen von Toshiba.<sup>2</sup>

Die Expositionsabschätzungen mit dem ScanSimulator erfolgen unter Berücksichtigung der IEC-Richtlinie mit der Verwendung eines 32 cm Phantoms für die Computertomographie-Dosisindex (CTDI<sub>vol</sub>)-Bestimmung.<sup>3</sup> Die CTDI<sub>vol</sub>-Ergebnisse nach IEC-Normierung und das Dosis-Längen-Produkt (DLP) werden nach dem Übersichtsscan für das Scanprotokoll berechnet und stehen vor dem anschließenden Helical-Scan noch einmal für eine Kontrolle zur Verfügung. Nach dem Helical-Scan werden die endgültigen Expositionswerte im Patientenprotokoll eingetragen. Bei einem Vergleich dieser Expositionsergebnisse mit den Planungswerten aus dem ScanSimulator ist zu beachten, dass die Simulation auf dem Röhrenstrom für einen einzelnen repräsentativen Querschnitt beruht, während nach dem Helical-Scan mit der lateralen 3D-Röhrenstrommodulation der CTDI<sub>vol</sub>-Endwert über alle Körperquerschnitte gemittelt ist. Der DLP-Endwert nach dem Scan berücksichtigt die Summe der variablen Querschnittsexpositionen.

## Ergebnisse

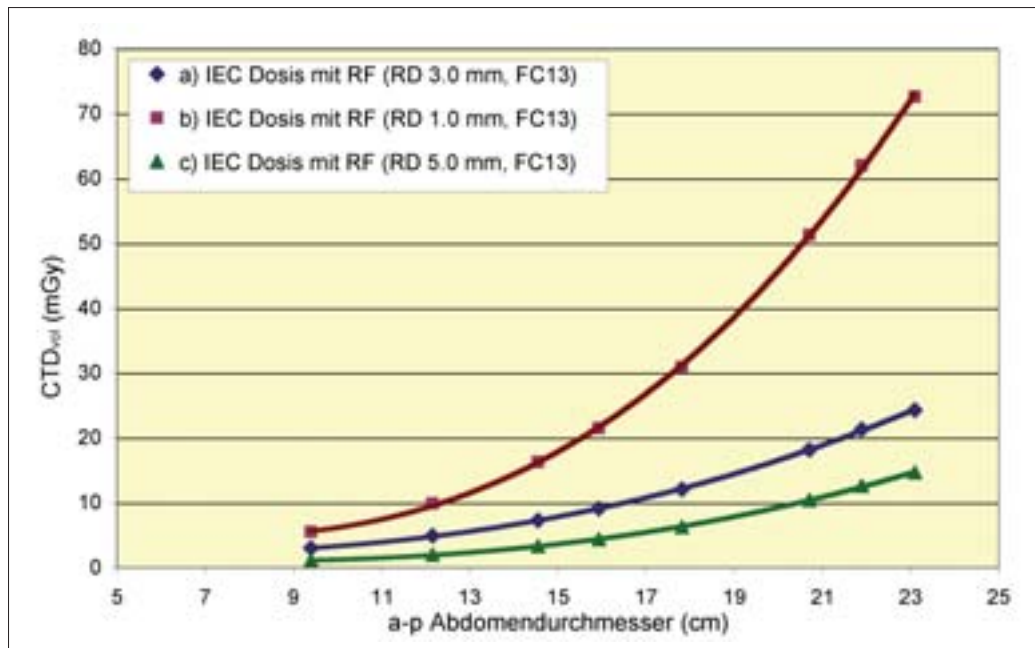
Für die altersangepasste Expositionsbeurteilung wird von Galanski et al das Patientengewicht verwendet.<sup>1</sup> Die CTDI<sub>vol</sub>-Expositionsmittelwerte aus der Umfrage wurden von Galanski et al mit den nach verschiedenen Modellverfahren berechneten Expositionswerten verglichen. Dabei liefert die Röhrenstromberechnung in Abhängigkeit vom Körpergewicht nach dem Vorschlag von Dr. Rogalla (Charité Berlin) für Abdomen-CT und Thorax-CT die beste Übereinstimmung (Abb. 4.16 in Galanski et al):

$$\text{Gewichtsadaptierter mAs-Wert} = \frac{\text{Körpergewicht (kg)} + 5}{85} \cdot \text{mAs-Standardwert (80 kg Patient)}$$

a-p KD cm	Gewicht kg	rel. mAs-eff. %	rel. Rauschen für 3 mm RD %	rel. Exposition a) 3 mm RD %	rel. Exposition b) 1 mm RD %	rel. Exposition c) 5 mm RD %
23,1	80,0	100 %	100 %	100 %	299 %	60 %
21,9	69,4	88 %	96 %	88 %	225 %	52 %
20,9	58,8	75 %	94 %	75 %	211 %	43 %
17,8	37,5	50 %	89 %	50 %	127 %	26 %
15,9	26,9	38 %	88 %	37 %	88 %	18 %
14,6	20,5	30 %	83 %	30 %	67 %	14 %
12,2	12,0	20 %	74 %	20 %	41 %	8 %
9,4	5,6	13 %	67 %	12 %	23 %	5 %

Tabelle 1: Relative CTDI<sub>vol</sub>-Exposition für Abdomen-CT mit 1, 3 oder 5 mm Rekonstruktionsschichtdicke (RD) normiert auf die altersspezifischen Rauschwerte für RD = 3 mm.

Abb. 2: Einfluss der Rekonstruktionsschichtdicke  
 a) 3,0 mm,  
 b) 1,0 mm und  
 c) 5,0 mm auf die Exposition bei mAs-Vorgabe nach der Rogalla-Formel mit 32 x 0,5 mm Scanschichten



Mit dem CT sind der laterale und anterior-posteriore Körperdurchmesser (a-p KD) direkt messbar. Die Röntgenstrahlung wird exponentiell mit der Zunahme des Durchmessers geschwächt. Beide Sachverhalte privilegieren die Kopf- und Körperstammdurchmesser als altersspezifische Maßzahlen für die Expositionsbetrachtungen. Sowohl die CT-Belichtungsautomatik <sup>SURE</sup>Exposure 3D als auch der CT-ScanSimulator verwenden deshalb den a-p Durchmesser als Bezugs- und Planungsparameter. Eine Abschätzung zwischen dem Patientengewicht und dem lateralen Durchmesser für Kinder wird von Galanski et al in ihrer Abb. 5.1 zitiert. Mit diesem Zusammenhang und der Erfahrungshypothese, dass der a-p Durchmesser im Mittel das 0,7-Fache des lateralen Durchmessers beträgt, wurden die zugeordneten mAs-Werte und a-p Körperdurchmesser nach der oben erwähnten Rogalla-Formel abgeleitet und in der Expositionssimulation verwendet (Tab. 1).

Der ScanSimulator erlaubt eine Betrachtung der verschiedensten Gesichtspunkte für die pädiatrische CT-Anwendung im Gesamtzusammenhang.

### 1. Abdomen-CT

Am Beispiel der Abdomen-CT mit 32 x 0,5 mm Scanschichten wird der Einfluss der Rekonstruktionsschichtdicke mit dem ScanSimulator betrachtet. Eine geringere Rekonstruktionsschichtdicke erhöht die räumliche Auflösung und das Bildrauschen bei gleicher Strahlungsleistung. Zum Ausgleich des höheren Bildrauschens für die gleiche Bildqualität ist eine höhere Exposition erforderlich. Galanski et al<sup>1</sup> ermittelten in der Umfrage eine verwendete Schichtdicke von 3,7–4,1 mm für Kleinkinder (1 bis 5 Jahre) und 4,5 mm für Jugendliche (11 bis 15 Jahre). Abb. 2 zeigt die ScanSimulator-Ergebnisse für die Expositi-

on CTD<sub>vol</sub> nach IEC Norm, simuliert für eine 32 cm Phantomgröße. Die mAs-Altersvorgaben wurden nach der Rogalla-Formel für einen Ausgangswert von 170 mAs<sub>eff</sub> für 80 kg Patientengewicht berechnet und in der Simulation verwendet. Diese mAs-Vorgabewerte werden in der Charité Berlin für eine Rekonstruktionsschichtdicke von 3 mm eingestellt. Neben dem Abdomenstandardfilter FC13 ist der Boost3D Filter<sup>5</sup> und der „milde“ Rauschunterdrückungsfilter QDF 2D-001<sup>6</sup> eingeschaltet.

Das zugeordnete Bildrauschen nimmt mit dem Patientendurchmesser ab (Abb. 3c und Tab. 1). Dies führt zu einer Verbesserung der Bildqualität bei jüngeren Patienten. Da sich im Abdomen die Kontraste bei Kleinkindern reduzieren, wird mit dieser Rauschminderung um ca. 30 % von SD = 7,3 bis auf SD = 5,7 das Kontrast-Dosis-Verhältnis adäquat verbessert. Für die 1 und 5 mm Rekonstruktionsschichtdicken sind bei gleichem a-p Durchmesser die gleichen Rauschollwerte wie für RD = 3 mm simuliert (Abb. 2). Eine Anwendung von 1 mm Bildschichtdicke bewirkt eine bis zu dreifache Expositionserhöhung (im Mittel 170 % Erhöhung) gegenüber 3 mm Schichten, wenn das gleiche Bildrauschen aus Abb. 2b für die verschiedenen a-p Durchmesser vorausgesetzt wird. Dies sollte aus strahlenhygienischen Gründen vermieden werden. Die Scanschichtdicke von 0,5 mm erlaubt die nachträgliche Rekonstruktion von 1 mm Bildern für die Beurteilung kleinster anatomischer Details mit hohen Kontrasten. Die Erhöhung des Rauschens beim Übergang von 3 mm Schichtdicke auf 1 mm Schichtdicke hat in der Regel einen geringen Einfluss auf die Beurteilbarkeit im Hochkontrastbereich. Für alle Rekonstruktionsschichtdicken wird die Exposition mit abnehmendem Kindesalter bis zu 93 % für Neuge-

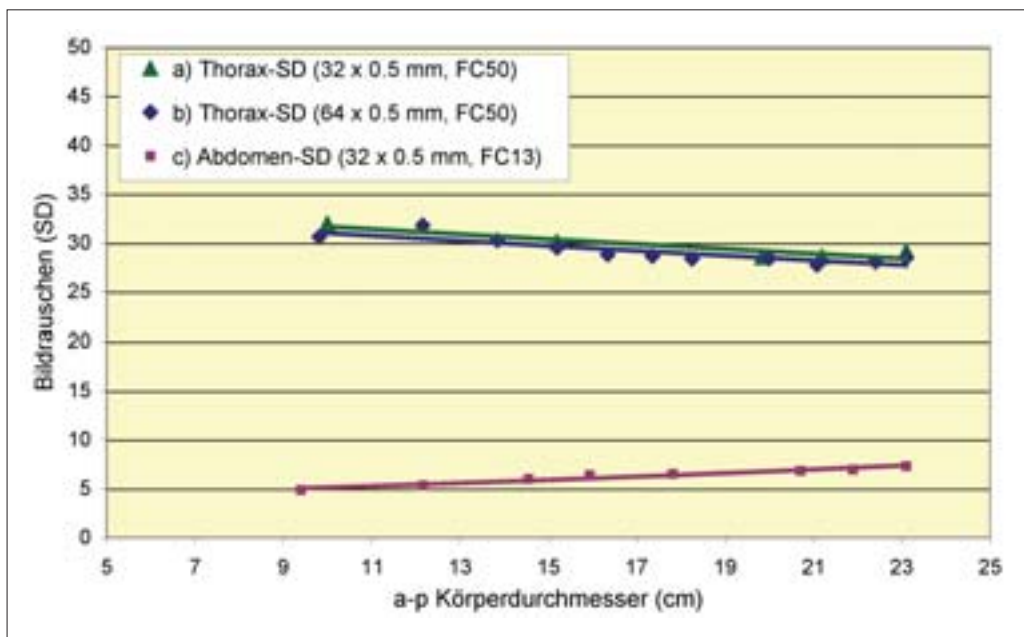


Abb. 3: Bildrauschen als Funktion des anterioren Körperdurchmessers für a) Thorax-CT mit 32 x 0,5 mm Kollimation, b) Thorax-CT mit 64 x 0,5 mm Kollimation und c) Abdomen-CT mit 32 x 0,5 mm Kollimation nach fixer mAs-Einstellung mit der Rogalla-Formel.

borene im Verhältnis zu den Erwachsenen gemindert. Klüner et al haben für die Bestimmung von Nieren- und Harnleitersteinen ein Ultra-low-dose-Protokoll mit 120 kV und 6,9 mAs<sub>eff</sub> und ein Potenzial von 95 % Expositionsreduzierung für die gezielte Hochkontrast-Steindiagnostik bei Erwachsenen publiziert. Die publizierte Effektivdosis liegt zwischen 0,3 und 0,5 mSv.<sup>7</sup> Die geplante Bildqualität für die pädiatrische Abdomen-CT sollte an eine Rekonstruktionsschichtdicke  $RD \geq 3$  mm angepasst werden. Eine Erweiterung von 3 mm auf 5 mm Schichtdicke ist vor allem für ältere Kinder indiziert und reduziert die Exposition im Mittel um 45 % (Abb. 2a, b, c und Tab. 1). Die CTDI<sub>vol</sub>-Werte für die Abdomen-CT ohne Anwendung der Belichtungsautomatik werden von 15 mGy (Erwachsene, 80 kg, 5 mm RD), 9 mGy (50 kg, 5 mm RD), 7 mGy (20 kg, 3 mm RD) auf 2,5 mGy (5 kg, 3 mm RD) gewichtsabhängig gemindert. Die Mittelwerte der deutschen Umfragen liegen zwischen 12,7 mGy für Erwachsene (Umfrage 2002, 6,6 mm RD), 6,7 mGy für Kinder (6–10 Jahre, Umfrage 2005/06, RD = 6,7) und 2,9 mGy für Neugeborene (Umfrage 2005/06, 3,8 mm RD).<sup>18</sup> Die Expositionswerte nach der Rogalla-Formel sind mit den Umfragemittelwerten vergleichbar. Der Protokollvorschlag der Charité verwendet zielgerichtet eine geringere Schichtdicke von 3 mm im Interesse der besseren lateralen Auflösung. Bei Anwendung von 5 mm Schichtdicken kann die Exposition mit den vorhergehenden Simulatorergebnissen um ca. 45 % gegenüber den Umfragemittelwerten gemindert werden.

## 2. Thorax-CT

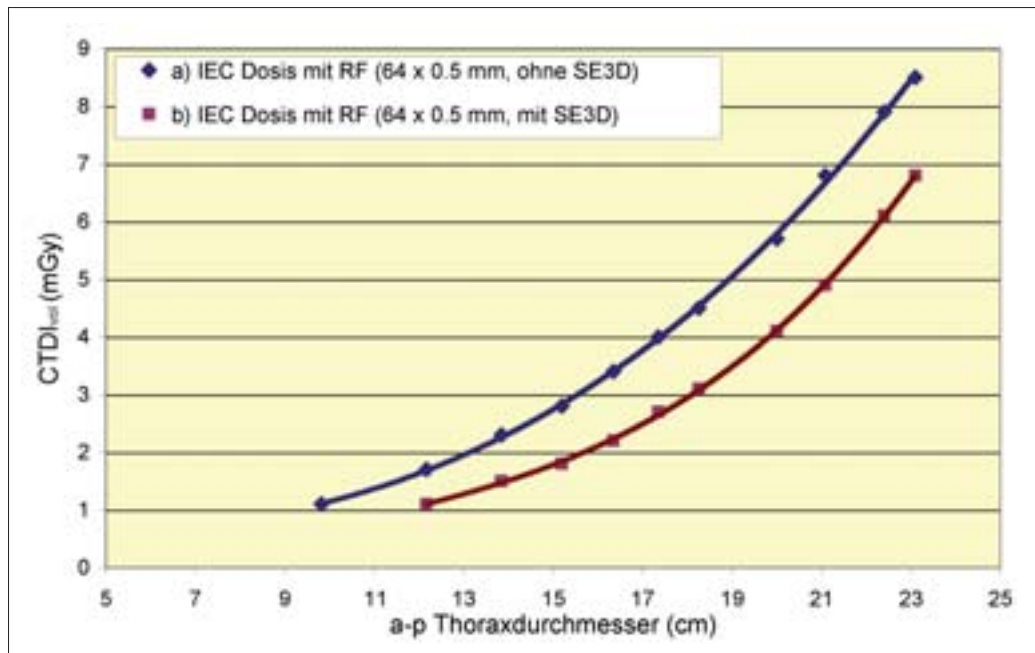
Am Beispiel der Thorax-CT mit 64 x 0,5 mm Scanschichten wird die Anwendung der CT-Belichtungsautomatik betrachtet. Problematisch für diese Anwendung ist die richtige Vorwahl des Rauschwertes, da oft keine Erfahrungen für das betreffende Alter vorliegen. In der Beantwortung dieser Frage liegt der Hauptvorteil des ScanSimulators.

- Im ersten Schritt wird mit dem betreffenden Scanprotokoll für den 80 kg Standardpatienten der gebräuchliche Rauschwert berechnet.

- Im zweiten Schritt werden der individuelle a-p Durchmesser und der adaptierte Rauschwert eingegeben, z. B. mit Hilfe von Tab. 1 für Abdomenuntersuchungen.
- Im dritten Schritt wird mit diesem Rauschwert die simulierte Bildqualität abgeschätzt und die Expositionseffizienz mit oder ohne Einsatz der Belichtungsautomatik im ScanSimulator verglichen. Hierbei sollte besonders der Einfluss der Rekonstruktionsschichtdicke aus Tab. 1 berücksichtigt werden. Je größer die vorgewählte Schichtdicke ist, umso stärker wird die Exposition reduziert.
- Nach dem Patientenscan kann das erzielte Expositionsergebnis im Untersuchungsprotokoll kontrolliert und mit der Simulatorplanung verglichen werden.

Die festen mAs-Vorgabewerte für das Thorax-Protokoll wurden nach der Rogalla-Formel für einen Ausgangswert von 62 mAs<sub>eff</sub> bei 80 kg Patientengewicht berechnet. Das Bildrauschen in jedem einzelnen Schichtbild bei 32 x 0,5 mm (Abb. 3a) und 64 x 0,5 mm (Abb. 3b) Kollimation ist nahezu gleich groß und wie erwartet unabhängig von der simultanen Schichtanzahl. Mit dem kontrastverstärkenden Lungenfilter FC50 ist bei gleicher Rekonstruktionsschichtdicke von 3 mm das Bildrauschen im Gegensatz zum Abdomen-CT konstant mit  $SD = 29,2$  ( $SD$ -Abweichung = 1,2) und im Mittel deutlich größer (Abb. 3b). Ein gleiches Bildrauschen in allen Altersstufen ist auch sinnvoll für das Kontrast-Dosis-Verhältnis im Thorax, da die Lungenstrukturen im Vergleich zum Abdomen mit einem relativ hohen Kontrast diagnostiziert werden. Die Expositionsregelung nach der Rogalla-Formel mit den Rauschwerten aus Abb. 3b für 64 x 0,5 mm Scanschichten zeigt die Abb. 4a. Mit abnehmendem Kindesalter wird die Exposition bis zu 90 % für Neugeborene im Vergleich zu den Erwachsenen gemindert. Mit der Belichtungsautomatik <sup>SURE</sup>Exposure 3D wird die Exposition bei gleichem a-p Durchmesser gegenüber der Anwendung mit festem Röhrenstrom zusätzlich im Mittel um 30 % reduziert (Abb. 4b). Für den Fall,

Abb. 4: Exposition  $CTDI_{vol}$  für Thorax-CT  
 a) ohne  $SURE$ Exposure  
 3D mit mAs-  
 Vorwahl nach der  
 Rogalla-Formel und  
 b) mit  $SURE$ Exposure 3D  
 und fixem Rausch-  
 wert  $SD = 29,2$



dass die Kinder die Arme neben dem Thorax und nicht über dem Kopf halten können, ist die 3D-Röhrenstrommodulation bildqualitätsverbessernd und dosiseffizient. Die  $CTDI_{vol}$ -Werte der Thorax-CT werden für die Rekonstruktionsschichtdicke  $RD = 3$  mm mit Anwendung der Belichtungsautomatik von 7 mGy (Erwachsene, 80 kg), 4 mGy (50 kg), 1,6 mGy (20 kg) auf 0,5 mGy (5 kg) gewichtsabhängig gemindert. Die Mittelwerte der deutschen Umfragen liegen zwischen 15,6 mGy ( $RD = 6,6$ , Umfrage 2002) für Erwachsene, 5,5 mGy für Kinder (6 -10 Jahre,  $RD = 4,2$ , Umfrage 2005/06) und 2,5 mGy für Neugeborene ( $RD = 3,3$ , Umfrage 2005/06).<sup>1,8</sup> Die Expositionswerte aus dem Charité-Protokollvorschlag sind gegenüber den Umfragemittelwerten 2005/06 deutlich um mehr als die Hälfte reduziert. Dies ist anteilig einerseits auf die Anwendung der Belichtungsautomatik und andererseits auf die Akzeptanz eines hohen Rauschwertes, auch im Interesse der verbesserten räumlichen Auflösung mit  $RD = 3$  mm, zurückzuführen. Romano et al verwenden ein Ultralow-dose-Protokoll mit 120 kV, 3,5  $mAs_{eff}$ ,  $RD = 1$  mm für die Lungenrundherdbestimmung bei Erwachsenen. Mit dieser speziellen Hochkontrastanwendung konnte die Effektivdosis auf 0,2 bis 0,3 mSv reduziert werden.

### 3. Anzahl der Detektorreihen

Die Auswirkung von Overbeaming, Overranging und axialer Strahlungsfeldaufweitung auf das Bildrauschen und die Exposition werden im ScanSimulator berücksichtigt und am Beispiel der Anzahl der verwendeten Detektorreihen betrachtet. Die Exposition  $CTDI_{vol}$  ist in **Abb. 5** vergleichend zwischen einem 16-Schicht-CT mit  $16 \times 2$  mm Scanschichtdicken und einem 64-Schicht-CT mit  $64 \times 0,5$

mm Scanschichtdicken am Beispiel des Thoraxprotokolls simuliert. Für beide Computertomographen ist die Gesamtkollimation von 32 mm und somit der Overbeaming- und Overranging-Effekt vergleichbar. Die Sollvorgabe ist ein konstanter Rauschwert  $SD = 29,2$  für jedes Patientenalter, entsprechend dem Erfahrungswert für den kantenverstärkenden Thoraxfilter FC50 (s. Abschnitt 2). Der in **Abb. 5** erkennbare, systembedingte Expositionsunterschied von ca. 10 % zwischen einem 16- und einem 64-MDCT ist verhältnismäßig gering gegenüber der altersangepassten Expositionsreduktion.

Die Auswirkungen einer variablen, axialen Detektorkollimation (z. B. mit 16-, 32- oder 64-Detektorreihen) auf das  $CTDI_{vol}$  werden durch Umschalten der Detektorreihenanzahl simulierbar (s. Feld "Slice Thickness" in **Abb. 1**). Bei gleicher Scanschichtdicke wird der Overbeaming-Effekt im bisher betrachteten  $CTDI_{vol}$ -Wert und der Overranging-Effekt im Dosis-Längen-Produkt (DLP) quantifiziert und hinsichtlich der Expositionswirkung abschätzbar. Eine große Detektorreihenanzahl in Kombination mit kurzen Scanlängen hat durch den Overranging-Effekt eine dosiserhöhende Wirkung und kann gezielt für das Scanvorhaben geprüft werden.

### Zusammenfassung

In dieser Arbeit können nicht alle Möglichkeiten des ScanSimulators für eine Optimierung der pädiatrischen Exposition unter Bildqualitätsaspekten behandelt werden. Auch die Frage der Exposition mit verschiedenen Röhrenspannungen oder geänderten Rekonstruktionsfiltern kann gezielt mit einer Eingabe der praktizierten Protokollwerte im ScanSimulator beantwortet werden. Für die erörterten Abdomen- und Thorax-Schwerpunktanwendungen liegt

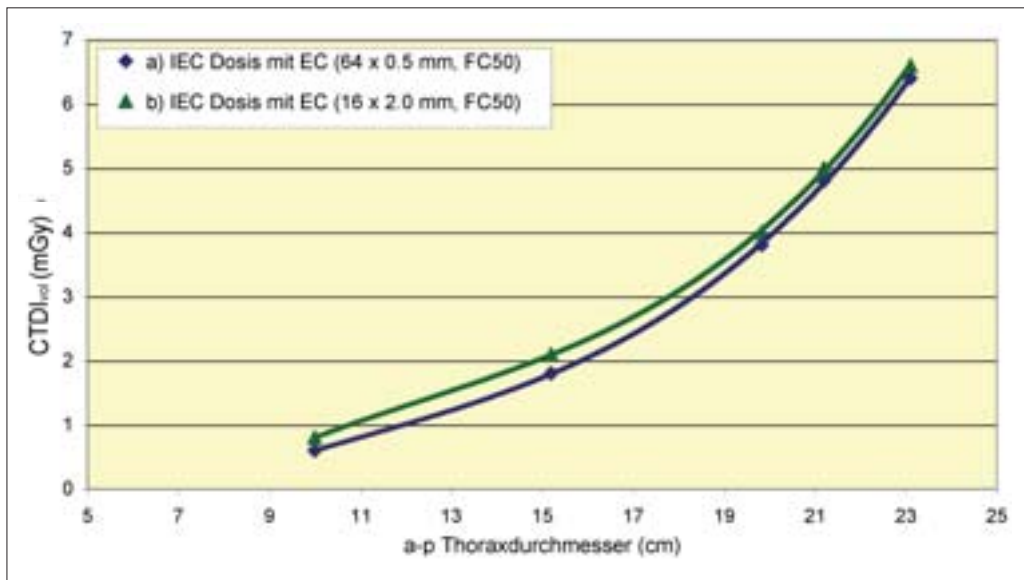


Abb. 5: Exposition für Thorax-CT in Abhängigkeit vom a-p Durchmesser mit SUREExposure 3D und fixem Rauschwert  $SD = 29,2$  für a)  $64 \times 0,5$  mm Kollimation bzw. b)  $16 \times 2,0$  mm Kollimation

der Hauptvorteil der CT-Simulationssoftware darin, die Exposition prognostisch vor dem Scan für die geforderte Bildqualität abzuschätzen. Fehlende Erfahrungen bei der Optimierung der altersabhängigen Scanprotokollparameter sind durch Simulation an der CT-Konsole kontrollierbar. Eine „Überbelichtung“ mit zu hoher Exposition oder auch eine „Unterbelichtung“ mit inakzeptabler Bildqualität ist vermeidbar. Die vorgewählte Rekonstruktionsschichtdicke hat einen großen Einfluss auf die Exposition. Eine Verringerung von 3 mm auf 1 mm kann eine Verdreifachung der Exposition bei gleicher Bildqualität bewirken und muss deshalb kritisch betrachtet werden.

Die IEC-Richtlinie verwendet lediglich ein 16 cm (für Kopf-CT) oder ein 32 cm Phantom (für Abdomen- und Thorax-CT) für die  $CTDI_{vol}$ -Berechnung. Die großen Querschnittsvariationen vom Neugeborenen bis zum erwachsenen Jugendlichen sind bei dieser Expositionsabschätzung unzureichend berücksichtigt. Der ScanSimulator bietet deshalb die zusätzliche Möglichkeit der alternativen Expositions-berechnung mit Einbeziehung des tatsächlichen Körperquerschnittes (Feld „Body Size Dose“ in Abb. 1). Für diesen körpergerechten Body Size-Computertomographie-Dosisindex ( $CTDI_{vol, Body}$ ) gibt es bisher keine externe Vergleichsmöglichkeit.

Die IEC  $CTDI_{vol}$ -Expositionswerte aus der Simulation können mit den Umfrageergebnissen der deutschen Studien verglichen werden. Erste Ultra-low-dose-Anwendungen für Erwachsene sind publiziert und auch auf die pädiatrische Anwendung für den Fall von extrem hohen Objektkontrasten übertragbar.

Die Expositionsergebnisse nach dem Rogalla-Formel-Vorschlag für eine relative Anpassung des Röhrenstromes an das Körpergewicht stimmen mit den praktizierten Mittelwerten aus der Umfrage von Galanski et al gut überein und entsprechen auch der gewünschten Kontrastoptimierung im Thorax- und Abdomen-Bereich. Für die Abdomen und Thorax-CT verringerte sich die CT-Exposition mit geringerem Kindesalter auf 7 % bzw. 10 % für die Neugeborenen im Vergleich zu den Erwachsenen. Eine Zuordnung der mAs-Werte zum a-p Körperdurchmesser führt zu altersgerechten und expositionsoptimierten Protokollwerten. Die mittleren a-p und lateralen

Durchmesser sind direkt im Planungsbild messbar, in der CT-Belichtungsautomatik entsprechend der exponentiellen Schwächung mathematisch integriert und deshalb das geeignete individuelle Altersmerkmal.

Der Einsatz der Belichtungsautomatik SUREExposure 3D ist für alle pädiatrischen Anwendungen sinnvoll. Für das in dieser Arbeit diskutierte Beispiel des Thorax-CT reduziert sich die Exposition im Mittel für alle Altersgruppen um ca. 30 % gegenüber der Anwendung mit festem Röhrenstrom. Die dafür erforderlichen Rauschsollwerte sind nach eigenen Bildqualitätskriterien mit den vorgestellten Prinzipien des Scansimulator ableitbar. Als Faustregel sollte der Rauschvorgabewert in der Thorax-CT konstant bleiben und in der Abdomen-CT proportional mit dem Alter verringert werden. Der ScanSimulator bietet umfangreiche Testmöglichkeiten für die Kinder- und Erwachsenen-CT-Diagnostik im Hinblick auf Expositionsminimierung und Bildqualitätsoptimierung.

#### Literatur

- Galanski M, Nagel HD, Stamm G. Pädiatrische CT-Expositionspraxis in der Bundesrepublik Deutschland – Ergebnisse einer bundesweiten Umfrage 2005/06. Sonderdruck der Medizinischen Hochschule Hannover.
- Tsukagoshi S, Ota T, Okumura M, Muramatsu Y, Johkoh T. Simulator-assisted Setting of Scan protocols for X-ray CT: development and Clinical Usefulness of the Scan Plan Simulator. Jpn J Radiol Technol. 2006 Jan; 20; 62(1): 95-104.
- International Electrotechnical Commission, Geneva IEC (2001) Medical Electrical Equipment – Part 2: Particular requirements for the safety of X-ray equipment for computed tomography. IEC-Standard 60601-2-44 ed. 2.0.
- Blobel J, Okumura M, Kazama M, Tsukagoshi S. SUREExposure 3D –Dreidimensionale Röhrenstromregelung zur Bildqualitätsoptimierung. Sonderdruck TOSHIBA Medical Systems Corporation.
- Blobel J, Kazama M, Okumura M, Tsukagoshi S. Boost 3D –CT Filterprozess für die Reduktion von Dichteartefakten. Sonderdruck TOSHIBA Medical Systems Corporation.
- Blobel J, Okumura M, Ota T, Kazama M, Tsukagoshi S. Advanced Quantum Denoising System –Rauschreduzierung in multiplanaren CT-Schichtbildern. Sonderdruck TOSHIBA Medical Systems Corporation.
- Kluener C, Hain PA, Gralla O, Hamm B, Romano V, Rogalla P. Does Ultra-Low-Dose CT with a Radiation Dose Equivalent to that of KUB Suffice to Detect Renal and Ureteral Calculi? J Comput Assist Tomogr 2006; 30-1:44-50.
- Brix G, Nagel HD, Stamm G et al. Radiation exposure in multi-slice versus single-slice CT: results of a nationwide survey. Eur Radiol 2003; 13:1979-1991.
- Romano V. Ultra-Niedrig-Dosis CT der Lunge. VISION 2005; 12: 30-31.