

## **DOSISFALLE MEHRSCHICHT-CT**

### **Spitzenbilder = Spitzendosis?**

H. D. Nagel

Philips Medizin Systeme, Abt. Wissenschaft & Technik, Hamburg

### **Zusammenfassung**

Mehrschicht-CT wird häufig als eine Technologie wahrgenommen, die zu einem weiteren Anstieg der Strahlenexposition von Patienten, die sich einer CT-Untersuchung unterziehen, führt. Obwohl MSCT im Vergleich zum Einzelschicht-CT eine Reihe dosisrelevanter Nachteile aufweist, ergeben sich in der Praxis im Mittel ähnliche Dosiswerte. Neueste Entwicklungen wie beispielsweise automatische Dosisregelungen bieten die Möglichkeit zu weiteren Dosisreduzierungen. Infolge der verbesserten Nutzung der Röhrenleistung kann es jedoch leicht zu überhöhten Expositionen kommen, sofern der Anwender mit den Besonderheiten der Mehrschicht-Technik nicht vertraut ist. Dies lässt sich bei entsprechender Ausbildung und konsequenter Nutzung der dosissparenden Gerätemerkmale vermeiden.

### **Abstract**

Multi-slice CT is often regarded as a technology that leads to a further increase in the radiation exposure to patients undergoing CT-examinations. Although MSCT bears a number of dose-relevant handicaps compared to single-slice CT, it turned out that dose values are quite similar on average. Latest technological developments, such as automatic dose control, have the potential to further reduce the average dose level. Facilitated by the improved usage of tube output, however, dose values might easily increase if applied by users that are not familiar with the peculiarities of MSCT. Adequate training and consistent use of built-in dose-saving features can avoid this.

### **1. Einleitung**

Bereits kurz nach Markteinführung des ersten Mehrschicht-CT-Geräts im Jahre 1992 (Elsint CT Twin) kamen Spekulationen auf, welche Konsequenzen dies für die Strahlenexposition des Patienten habe: Verdoppelt, weil statt einer nun zwei Schichten gleichzeitig bestrahlt wurden? Oder halbiert, weil sich das Gesamt-mAs-Produkt einer Untersuchung um den Faktor 2 reduziert hatte? Auf den ersten Blick sollte eigentlich alles beim alten geblieben sein: Im selben Maße, wie die pro Rotation auf den Patienten übertragene Strahlungsenergie ansteigt, geht die Anzahl der Rotationen beim Scannen eines bestimmten Körperabschnitts zurück.

Bei genauerer Betrachtung weisen Mehrschicht-Geräte jedoch eine Reihe von Besonderheiten auf, die die Strahlenexposition im Vergleich zu Einzelschicht-Geräten systematisch reduzieren bzw. erhöhen können. Zudem eröffnet die verbesserte Nutzung der Röhrenleistung signifikante Änderungen bei den Scanprotokollen. Die Möglichkeit, einen bestimmten Körperabschnitt in derselben Zeit nun mit wesentlich dünneren Schichten zu erfassen und auf diese Weise eine räumlich gleichmäßig gute Auflösung (isotrope Voxel) zu erzielen, ist die wichtigste Konsequenz. Daher stellt sich die Frage, ob die Einführung der MSCT-Technik in der Praxis mit einer Erhöhung oder Reduktion der Patientenexposition einhergeht.

Mit einiger Verzögerung erschienen 2001 die ersten Veröffentlichungen, in denen die MSCT-Expositionen mit den Dosiswerten der Einzelschicht-Geräte verglichen wurden, die an derselben Institution betrieben wurden (z.B. COHNEN et al. 2001, GIACOMMUZZI et al. 2001, HUDA et al. 2001). Dabei fielen die MSCT-Expositionen durchweg wesentlich höher aus. Berücksichtigt man außerdem, dass aufgrund des erweiterten Untersuchungsspektrums und veränderter gesundheitspolitischer Randbedingungen (Fallpauschalen) mit einer Zunahme der Nachfrage nach CT-Untersuchungen zu rechnen ist, stellt sich zwangsläufig die Frage, ob der ohnehin schon recht hohe Anteil der CT an der medizinisch bedingten Strahlenexposition durch die Verbreitung der Mehrschicht-CT über alle Maßen ansteigt.

## **2. MSCT-spezifische Vor- und Nachteile**

Im Vergleich zum herkömmlichen Einzelschicht-CT weist die MSCT-Technik eine Reihe technischer und applikatorischer Besonderheiten auf, die sich in beiden Richtungen, d.h. dosisreduzierend wie dosiserhöhend, auswirken können. Von Vorteil ist, dass durch die Akquisition dünnerer Schichten ein Datensatz erzeugt wird, aus dem sowohl dünne wie auch dicke Schichten rekonstruiert werden können. Dadurch lässt sich beispielsweise beim Thorax-CT die zusätzliche hochauflösende Scanserie einsparen. Dasselbe gilt für Untersuchungen des Mittelgesichts, wo über multi-planare Reformatierung (MPR) aus demselben Spiraldatensatz sowohl axiale wie auch coronale Schichten gewonnen werden können. Schließlich wird durch die beschleunigte Datenerfassung die Anfälligkeit für Bewegungsartefakte und damit die Notwendigkeit von Wiederholungsuntersuchungen reduziert.

Als dosisrelevante Nachteile sind zu verzeichnen:

- die verringerte geometrische Effizienz des Detektors (zusätzliche Septen in z-Richtung)
- Überstrahlungseffekte („Overbeaming“)
- ein vergrößerter Scanbereich zur Dateninterpolation bei Spiralscans („Overranging“)
- mehr Streustrahlung, damit höhere Dosis für gleiches Kontrast-Rausch-Verhältnis
- dünnere Schichten, dadurch stärkeres Rauschen und Kompensation über höhere Dosis
- eine effizientere Röhrennutzung, die höhere Dosiseinstellungen und längere Scans erlaubt
- neue Anwendungen (z.B. Kardio-CT) mit erhöhtem Dosisbedarf
- verringerte Transparenz (Pitchdefinition, effektive mAs etc.).

Hiervon sollen die drei wichtigsten (Overbeaming, Overranging und Dünnschichttechnik) im folgenden einer näheren Betrachtung unterzogen werden.

## **3. MSCT-Handicaps: Overbeaming und Overranging**

Unter „Overbeaming“ wird die prozentuale Dosiserhöhung pro Rotation verstanden, die anfällt, wenn der Halbschattenbereich des Strahlenfelds (Penumbra) außerhalb der aktiven Detektorfläche liegt und nicht für Abbildungszwecke genutzt wird (Abb. 1). Beim Einzelschicht-CT besteht keine absolute Notwendigkeit, die Penumbra von der Bildgebung auszuschließen. Entsprechend wird von den meisten ESCT-Geräten das gesamte Dosisprofil genutzt. Lediglich bei Schichtkollimationen unter 2 mm wird bei einigen Geräten eine zusätzliche restriktive Einblendung hinter dem Patienten vorgenommen. Bei MSCT-Geräten ist die Situation dagegen anders. Da mehr als ein aktiver Detektorkanal verwendet wird, müssen alle Detektorkanäle in gleicher Weise „belichtet“ werden. Dabei wird der Halbschattenbereich teilweise oder

ganz von der Detektion ausgeschlossen; der Detektor wird überstrahlt, und ein gewisser Anteil des Strahlenfelds, das den Patienten exponiert, bleibt ungenutzt.

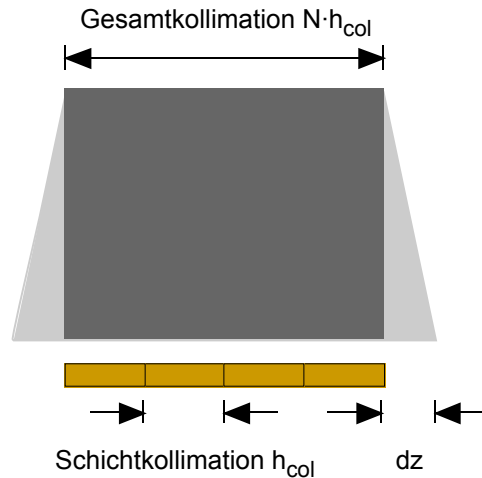


Abb. 1 Überstrahlung des Detektors („Overbeaming“) bei einem 4-Schicht-Gerät (hellgrau: Halbschatten). Das Ausmaß der Überstrahlung wird durch den Parameter  $dz$  beschrieben (typische Werte: 1 mm bei 2-Schicht-Geräten, 3 mm bei Geräten mit vier und mehr gleichzeitig erfassbaren Schichten).

Bei einem Vierschicht-Gerät und weiter Kollimation (4 x 5 mm) bewegt sich die durch Overbeaming bedingte Dosiserhöhung je nach Gerät zwischen 10 und 25%, bei enger Kollimation (4 x 1 mm) zwischen 40 und 100%; bei Submillimeter-Kollimation (z.B. 2 x 0.5 mm) liegt sie über 100%. Das Problem ist praxisrelevant, da engere Kollimationen zur Erzielung möglichst isotroper Voxel bevorzugt werden. Mit zunehmender Anzahl  $N$  der gleichzeitig erfassbaren Schichten verringert sich das Problem, da sich enge Kollimationen nun mit einem verbreiterten Strahlenfeld erzielen lassen. So sind die Verhältnisse bei einem 16-Schicht-Gerät und enger Gesamtkollimation (z.B. 16 x 1.25 = 20) mm ähnlich günstig wie bei einem 4-Schicht-Gerät mit weiter Kollimation (4 x 5 mm).

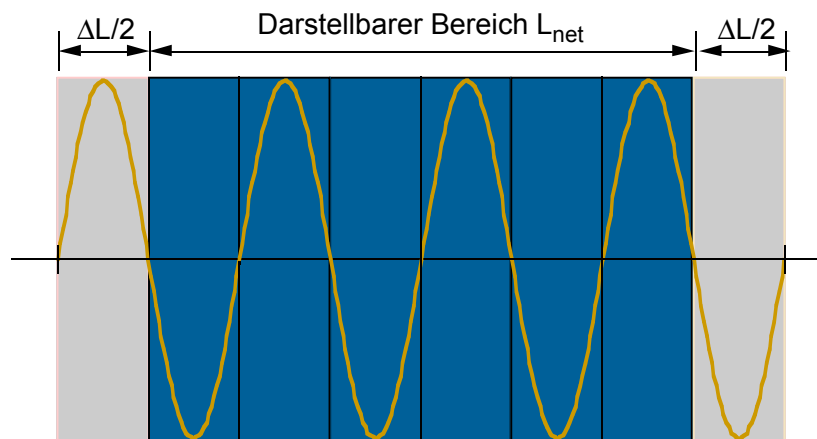


Abb. 2 Verlängerung des Scanbereichs („Overranging“) im Spiral-Scanmodus. Das Ausmaß  $\Delta L/L_{net}$  des Overranging ist abhängig von Gesamtkollimation, Pitchfaktor und Länge des gescannten Körperabschnitts.

„Overranging“ ist die Erhöhung des Dosislängenprodukts (DLP) aufgrund der zusätzlichen Rotationen  $\Delta n$ , die am Anfang und am Ende eines Spiralscans erforderlich sind, um die jeweils erste und letzte Schicht des abzubildenden Körperabschnitts rekonstruieren zu können (Abb. 2). Dieser Effekt ist bereits von Einzelschicht-Geräten bekannt, bei denen bis zu eine

zusätzliche Rotation erforderlich ist. Das Overranging, d.h. die prozentuale Erhöhung des Dosislängenprodukts, wird durch drei Faktoren bestimmt: die Gesamtkollimation  $N \times h_{\text{col}}$  (je weiter, desto höher), den Pitchfaktor  $p$  (je größer, desto höher) und die Länge  $L$  des gescannten Körperabschnitts (je kürzer, desto höher).

Wie aus Abb. 3 ersichtlich wird, ist die durch Overbeaming und Overranging bedingte Zunahme des DLP bei 20 cm Netto-Scanlänge und praxisüblichen Scanparametern (Schichtkollimation  $h_{\text{col}}$ , Pitchfaktor  $p$ ) für 1- und 2-Schicht-Geräten eher unbedeutend (von einzelnen Gerätetypen abgesehen). Am stärksten ausgeprägt ist das Overbeaming bei den 4-Schicht-Geräten. Eine Konsequenz hieraus ist, dass an diesen Geräten Schichtkollimationen unter 2 mm nur dann verwendet werden sollten, wenn es die Fragestellung dringend erforderlich macht. Bei Geräten mit höherer Anzahl  $N$  der gleichzeitig erfassbaren Schichten nimmt der Overbeaming-Einfluß wegen der wachsenden Gesamtkollimation im selben Maße ab, wie der Einfluß des Overranging zunimmt.

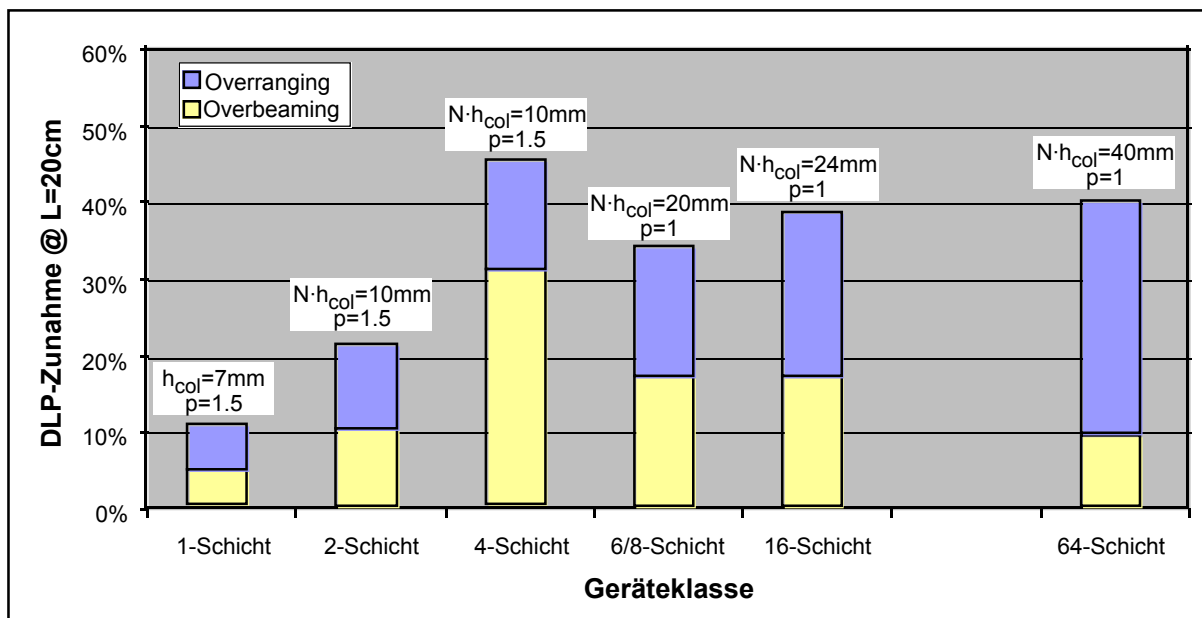


Abb. 3 Ausmaß von Overbeaming und Overranging für Einzel- und Mehrschicht-Geräte bei praxisüblichen Scanparametern (Gesamtkollimation  $N \cdot h_{\text{col}}$ , Pitchfaktor  $p$ ) und 20 cm Netto-Scanlänge (im Mittel über die Geräte unterschiedlicher Hersteller).

Insgesamt beläuft sich die durch Overbeaming und Overranging bedingte Erhöhung der Strahlenexposition (Dosislängenprodukt, Effektivdosis) bei Mehrschichtgeräten mit 4 und mehr gleichzeitig erfassbaren Schichten auf typischerweise 40%. Ähnliche Gesamtwerte sind bei der neuesten Generation von 64-Schicht-Geräten zu erwarten; bei diesen Geräten dominiert jedoch eindeutig der Overranging-Effekt.

Anders als bei den hier dargestellten Verhältnissen muß bei ungünstiger Parameterwahl, insbesondere in Verbindung mit kürzeren Untersuchungsbereichen (z.B. Wirbelsäulenabschnitte oder pädiatrische Untersuchungen) mit höheren Werten gerechnet werden. Die jeweils optimale Parametereinstellung lässt sich mit Hilfe der geräteseitigen Dosisanzeige ermitteln, vorausgesetzt, das Dosislängenprodukt (DLP) wird bereits vor der Untersuchung ausgewiesen. Eine Alternative hierzu sind CT-Dosisberechnungsprogramme wie CT-Expo (STAMM et al. 2002), bei denen Overbeaming- und Overrangingeffekte berücksichtigt werden.

#### 4. MSCT-Expositionspraxis

Im Gegensatz zum Eindruck, der in den eingangs genannten Publikationen vermittelt wurde, zeigten die Ergebnisse der Anfang 2002 erfolgten bundesweiten Umfrage zur MSCT-Expositionspraxis (BRIX et al. 2003), dass die Einführung der MSCT-Technik keineswegs zu einer dramatischen Erhöhung der Patientenexposition geführt hat. Wie aus Abb. 4 ersichtlich wird, waren die durchschnittlichen Dosiswerte ( $CTDI_{vol}$ , DPL) vergleichbar hoch wie bei der Einzelschicht-CT-Umfrage 1999 (GALANSKI et al. 2001).

Da MSCT-Geräte jedoch den neuesten Stand der CT-Technologie repräsentieren, ist eher ein Vergleich mit modernen ESCT-Geräten (d.h. Spiralscannern mit Festkörperdetektor) angezeigt. Die Werkseinstellungen für die Mehrzahl dieser Geräte ergeben ein Dosisniveau von rund 65% - ähnlich, wie es bei den Anwendern von Duals (Zweischicht-Geräten) im Rahmen dieser Umfrage der Fall war. Gemessen an dieser relevanteren Bezugsgruppe erwies sich bei Quads (Vierschicht-Geräten) das derzeitige Dosisniveau (auf Basis des  $DLP_w$ ) als um knapp einen Faktor 2 überhöht.

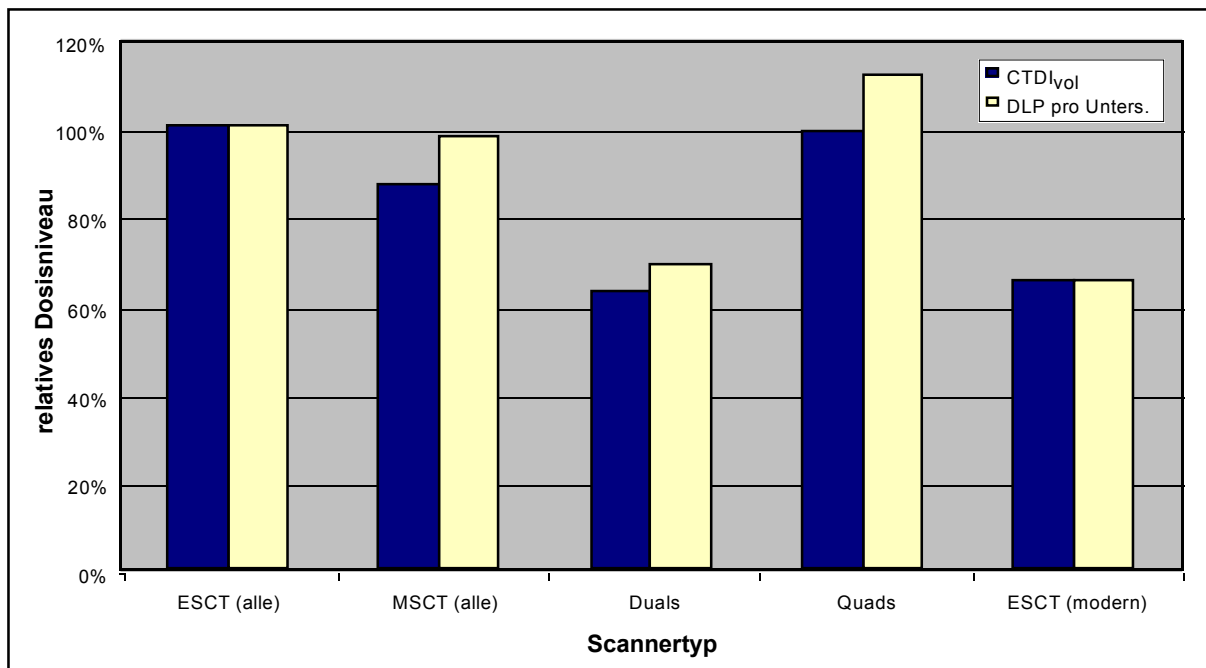


Abb. 4 Vergleich des mittleren Dosisniveaus von MSCT- und ESCT-Geräten anhand der lokalen Dosis ( $CTDI_{vol}$ ) und der integralen Strahlenexposition ( $DLP_w$ ). Ein relatives Dosisniveau von 100% entspricht dem Mittelwert der '99er CT-Umfrage über sämtliche Standard-CT-Untersuchungen.

Besonders ausgeprägte Dosiserhöhungen waren in folgenden Anwendungsgebieten zu beobachten:

- Hirnschädel (Grund: reduzierte Strahlenfilterung bei der Mehrzahl der Geräte)
- Leber/Niere (Grund: durchschnittliche Anzahl der Scanserien erhöht)
- CT-Angiographien (Grund: vergrößerter Scanbereich, reduzierte Schichtdicke)
- Wirbelsäule (Grund: stark vergrößerter Scanbereich)

Speziell bei den Wirbelsäulenuntersuchungen zeigte sich, dass die erweiterten gerätetechnischen Möglichkeiten mit einer signifikanten Änderung der Arbeitsweise einhergingen. Mit ESCT-Geräten wurde die WS abschnittsweise in sequentieller Technik mit 3 mm dicken Schichten bei Kippung der Gantry entsprechend der Orientierung des einzelnen Wirbelkör-

pers untersucht. Mit MSCT-Geräten erfolgt die Untersuchung dagegen im Spiralmodus mit 1 bis 2 mm Schichtkollimation und anschließender Rekonstruktion geneigter Schichten. Die erhebliche Vereinfachung der Arbeitsweise hat dazu geführt, dass problemlos längere Wirbelsäulenabschnitte als zuvor gescannt werden konnten, was in der Realität auch zu beobachten war.

Als mit Abstand signifikantester Einflussfaktor erwies sich die Verringerung der Schichtdicke. Dabei ist zwischen der Schichtkollimation, mit der die Scans vorgenommen wurden, und der Schichtdicke der rekonstruierten Bilder zu unterscheiden. Abb. 5 zeigt eine Gegenüberstellung der bei Vierschicht-Geräten verwendeten Schichtkollimationen und Schichtdicken mit den an ESCT-Geräten benutzten Schichtdicken. Während die mittlere Schichtdicke bei ESCT-Geräten 6,4 mm betrug, lag die durchschnittliche, bei MSCT-Geräten zur Datenerfassung benutzte Schichtkollimation bei 2,4 mm. Der Rauscheinindruck wird jedoch durch die zur Bilddarstellung benutzte, rekonstruierte Schichtdicke bestimmt. Zwar machte die Mehrzahl der MSCT-Anwender vom Mittel der Schichtaddition zwecks Rauschverminderung Gebrauch. Dennoch lag die mittlere Schichtdicke mit 4,4 mm deutlich unter dem Wert bei ESCT-Geräten. Offensichtlich sah sich die Mehrzahl der MSCT-Anwender dadurch veranlaßt, zur Kompensation des verstärkten Rauschens mit höheren Dosiseinstellungen zu arbeiten. Dass auch bei verringerter Schichtdicke in der Regel keine Dosiserhöhung erforderlich ist, wird im folgenden Abschnitt verdeutlicht.

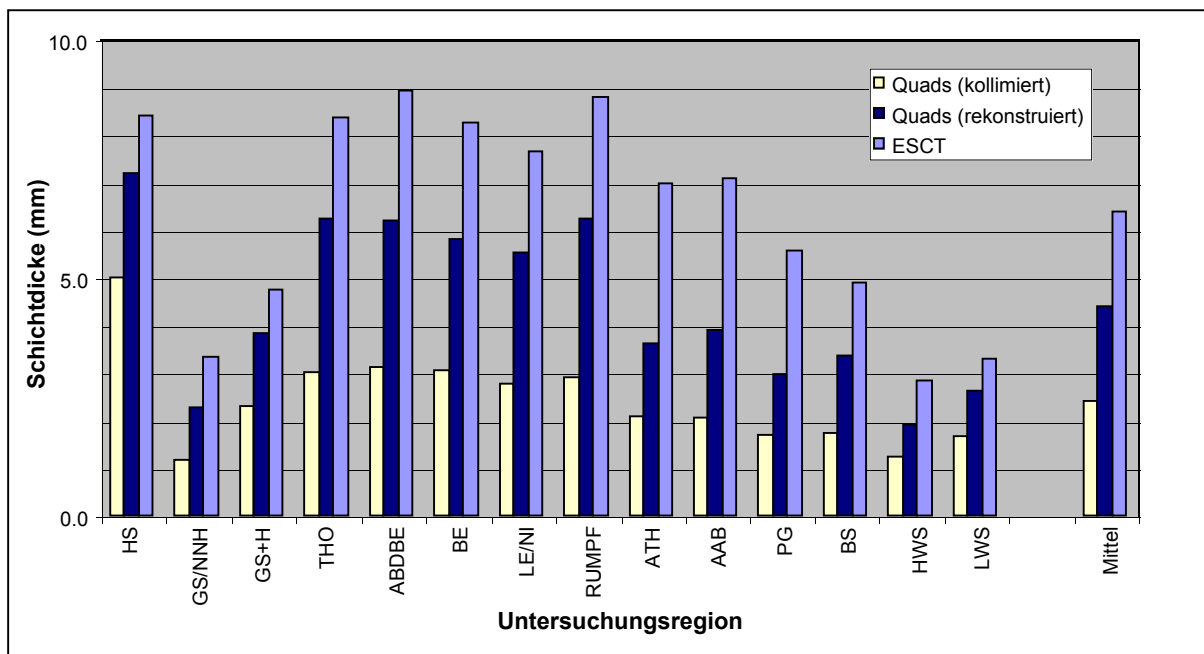


Abb. 5 Gegenüberstellung der bei Vierschicht-Geräten verwendeten Schichtkollimationen und Schichtdicken mit den bei ESCT-Geräten benutzten Schichtdicken.

## 5. Dünnschichttechnik

Wird eine Untersuchung bei ansonsten unveränderten Untersuchungs- und Rekonstruktionsparametern mit verringerter Schichtdicke vorgenommen, so weisen die Bilder zwangsläufig ein höheres Rauschen auf. Grund hierfür ist, das entsprechend der Schichtdickenverringering weniger Röntgenquanten zur Bildgebung beitragen. Nach den Gesetzen der Statistik besteht zwischen Schichtdicke  $h$  und Rauschen  $N$  folgender Zusammenhang:

d.h. bei Halbierung der Schichtdicke (z.B. von 10 auf 5 mm) nimmt das Rauschen um den Faktor Wurzel aus 2 zu.

Gleichzeitig verringert sich mit abnehmender Schichtdicke jedoch der Partialvolumeneffekt. Darunter versteht man die Verfälschung der dargestellten CT-Werte von Bilddetails, die kleiner sind als die Schichtdicke. Grund hierfür ist, dass – sofern sich mehrere unterschiedliche Substanzen in einem Volumenelement (Voxel) befinden - eine Mittelung über die CT-Werte der einzelnen Substanzen erfolgt. Dies betrifft nicht nur kleine Details, sondern auch die Randbereiche größerer, unregelmäßig geformter Strukturen. Dies hat zur Folge, dass sich die Details und Konturen mit verringertem Kontrast abbilden. Der Zusammenhang zwischen Schichtdicke  $h$  und dem Kontrast  $C$  dieser Details lautet:

$$\text{Kontrast } C \propto \frac{1}{h} \quad (2)$$

d.h. bei Halbierung der Schichtdicke nimmt der Kontrast (CT-Wert) um den Faktor 2 zu.

Maßgeblich für die Detailerkennbarkeit ist das Verhältnis von Kontrast und Rauschen, das Kontrast-Rausch-Verhältnis (CNR). In gewissen Grenzen lässt sich ein erhöhtes Rauschen durch einen besseren Kontrast wettmachen. Kombiniert man nun die Einflüsse der Schichtdicke auf Kontrast und Rauschen, dann ergibt sich bei Abbildungssituationen, die durch den Partialvolumeneffekt betroffen sind, folgender Zusammenhang:

$$\text{CNR} \propto \frac{1}{\sqrt{h}} \quad (3)$$

d.h. mit Halbierung der Schichtdicke verbessert sich das Kontrast-Rausch-Verhältnis um den Faktor Wurzel aus 2, so dass sich insgesamt ein Bildqualitätsgewinn ergibt.

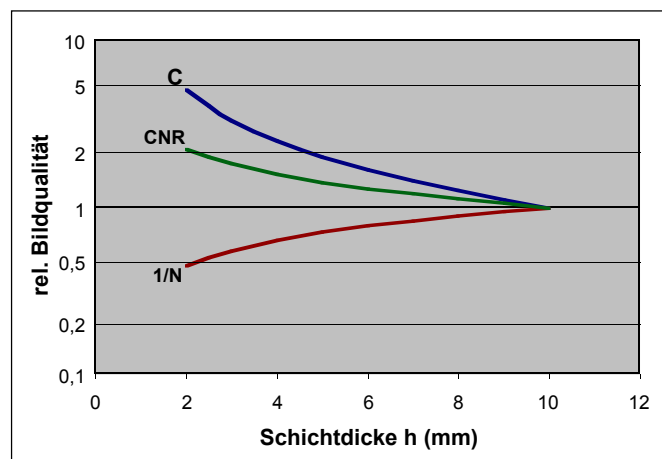


Abb. 6 Abhängigkeit von Kontrast  $C$ , Bildrauschen  $N$  und Kontrast-Rausch-Verhältnis  $CNR$  von der gewählten Schichtdicke  $h$ .

Dieses für manchen überraschende Ergebnis ist in Abb. 6 nochmals graphisch dargestellt. Es erklärt sich aus dem Umstand, dass die durch das erhöhte Rauschen bedingte Bildqualitäts-einbuße weniger stark ausfällt als die Bildqualitätsverbesserung infolge der Verringerung des Partialvolumeneffekts. Dies lässt sich an Schnittbildern, die aus einem dünn-schichtig aufgenommenen Datensatz (z.B. bei  $4 \times 2.5$  mm Gesamtkollimation) mit unterschiedlicher Schichtdicke (3, 5, 7 und 10 mm) rekonstruiert wurden, demonstrieren (Abb. 7). Die Erkenn-

barkeit einer Leberläsion (Durchmesser ca. 3 mm) verschlechtert sich bei Vergrößerung der Schichtdicke trotz des damit verbundenen Glättungseffekts zunehmend. Eine neuere Arbeit zu diesem Thema (WEDEGÄRTNER et al. 2004), die insgesamt 21 derartige Fälle umfasst, kommt zu gleichlautenden Ergebnissen.

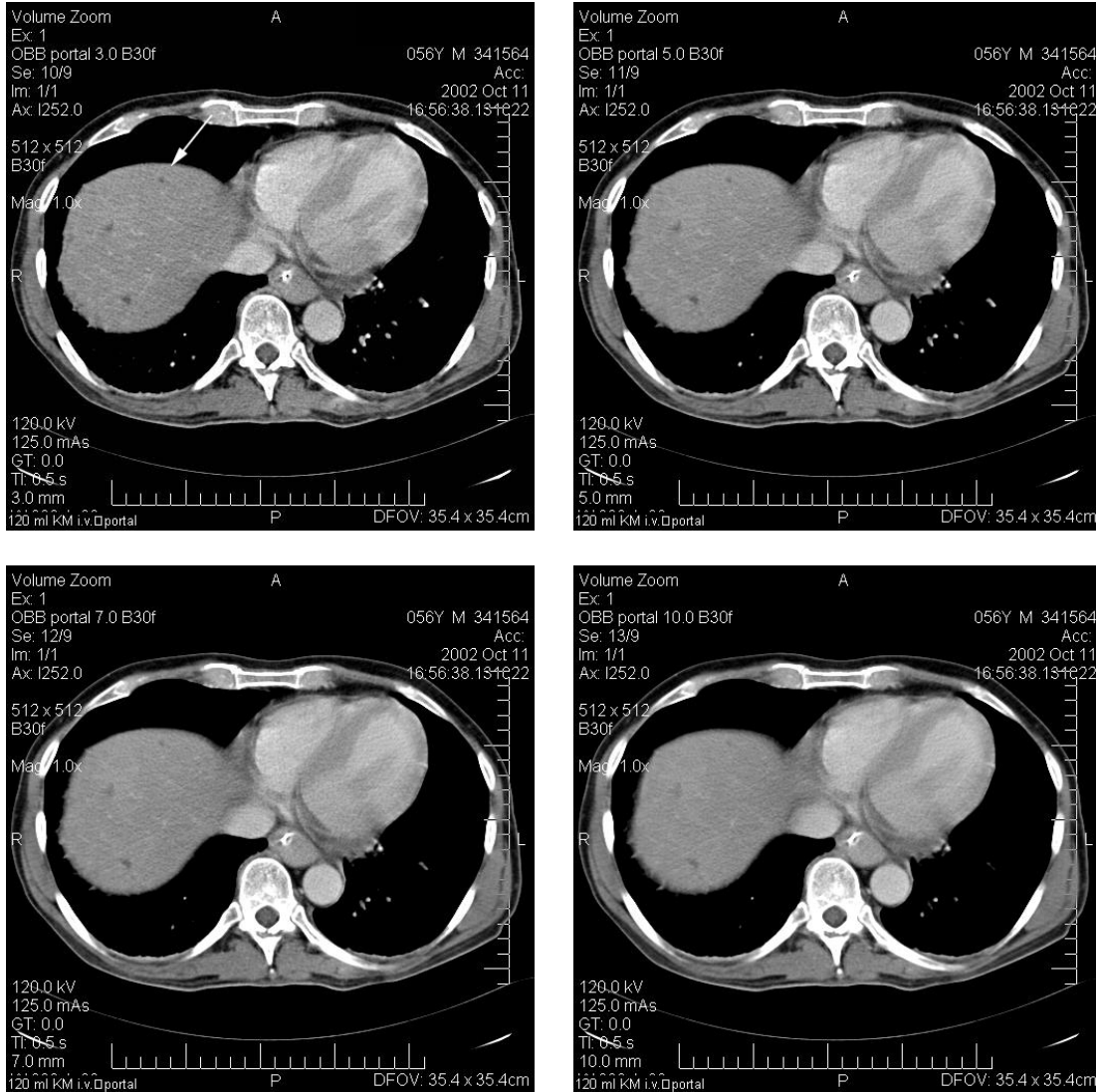


Abb. 7 MSCT-Untersuchung der Leber an einem Siemens Somatom Volume Zoom (120 kV, 4 x 2.5 mm Kollimation, 125 mAs<sub>eff</sub> (CTDI<sub>w,eff</sub> = 11 mGy)). Aus demselben Rohdatensatz wurden Schichten unterschiedlicher Dicke (oben links: 3 mm, oben rechts: 5 mm, unten links: 7 mm, unten rechts: 10 mm) an gleicher zentraler Schichtposition  $z_0$  rekonstruiert. Trotz des erhöhten Rauschens ist der Nachweis kleiner Läsionen bei dünnen Schichten aufgrund des verringerten Partialvolumeneffekts deutlich verbessert. Dies wird exemplarisch an einer rund 3 mm großen Läsion (Pfeil) deutlich (Bildmaterial: Dr. med. Ulrike Wedegärtner, Universitätskrankenhaus Eppendorf, Hamburg).

Entscheidend hierfür ist, dass Bildqualität nicht allein durch das auf den ersten Blick ins Auge fallende Bildrauschen bestimmt wird. Anders als bei einer Änderung des mAs-Produkt werden bei einer Verringerung der Schichtdicke noch weitere, bildqualitätsbestimmende Faktoren modifiziert, die insgesamt positiv zu Buche schlagen. Daher besteht bei Verwendung dünner Schichten keine absolute Notwendigkeit zur Dosiserhöhung. Auch der Sinn einer Schichtaddition zur Rauschreduzierung wird damit wenigstens zum Teil in Frage gestellt. Eine zunehmende Anzahl von MSCT-Anwendern hat diesen prinzipiellen Vorteil der MSCT-Technik



mittlerweile realisiert. Entsprechend bewegen sich die aus ihren Scanprotokollen resultierenden Dosiswerte auf einem akzeptablen, mit modernen ESCT-Geräten vergleichbarem Niveau.

Um die hier dargestellten Zusammenhänge optimal nutzen zu können, sind Maßnahmen zur Bildbetrachtung, die eine Änderung der Dicke der dargestellten Schicht in Echtzeit ermöglichen, außerordentlich hilfreich. Damit kann die Befundung zunächst mit ähnlichen Schichtdicken wie beim Einzelschicht-CT, die weniger Bildrauschen aufweisen, vorgenommen werden. Zur Abklärung suspekter Details lässt sich dann die Schichtdicke bis auf den kleinsten Wert, der durch die beim Scannen benutzte Schichtkollimation bestimmt wird, verringern. Mittlerweile bieten alle neueren Workstations, aber auch frei erhältliche DICOM-Viewer wie beispielsweise OsiriX (ROSSET et al. 2004), diese Funktionalität.

## **6. Geräteseitige Maßnahmen zur Dosisreduktion**

MSCT-Geräte neuerer Bauart bieten eine Reihe apparativer Lösungen, die bei konsequenter Nutzung die eingangs genannten Dosishandicaps mehr als wettmachen. Die wichtigsten hiervon sind die Maßnahmen zur automatischen Dosisregelung und zur Reduzierung des Bildrauschens.

Automatische Dosisleistungsregelung sorgt dafür, dass die ‚Belichtungsgröße‘ (das mAs-Produkt) entsprechend der jeweiligen Fragestellung an die individuellen Gegebenheiten des Patienten (Durchmesser, Strahlentransparenz) automatisch angepasst wird. Dabei unterscheidet man 4 Funktionalitäten:

- **Belichtungsautomatik:** Sie nutzt die im Übersichtsradiogramm enthaltenen Schwächungsinformationen und übersetzt sie in eine effektive Objektdicke. In der Basisausführung wird für die geplante Scanregion ein mittlerer Schwächungswert ermittelt, der dann mit den Werten eines im Gerät hinterlegten Referenzpatienten verglichen wird und zu einer entsprechenden Korrektur durch die Automatik führt. Dadurch werden pädiatrische und andere schlanke Patienten vergleichsweise geringer exponiert als normalgewichtige oder adipöse Patienten.
- **Longitudinale Dosismodulation:** Hierbei handelt es sich um eine Verfeinerung der Belichtungsautomatik. Anstelle eines mittleren Schwächungswert erfolgt die mAs-Anpassung lokal (pro Schicht oder pro Rotation). Der Vorteil dieser verfeinerten Methode besteht darin, dass die Belichtung nicht mehr pauschal auf die jeweils ungünstigsten Bedingungen abgestimmt sein muss (z.B. Schulterregion bei einer Thoraxuntersuchung).
- **Zirkulare Dosismodulation:** Sie kommt bei Körperregionen, deren Querschnitt merklich von einer Kreisform abweicht und durch unterschiedlich starke Strahlenschwächung je nach Projektionsrichtung gekennzeichnet sind, zum tragen. Dazu wird der Röhrenstrom für Projektionsrichtungen mit geringer Schwächung herabgesetzt; für Projektionsrichtungen mit starker Schwächung bleibt der Strom dagegen unverändert oder kann ggf. sogar erhöht werden. Insgesamt ergibt sich pro Umlauf ein geringerer mittlerer Röhrenstrom und damit eine Verringerung des mAs-Produkts.
- **Zeitliche Dosismodulation:** Sie wird bei gegateten Untersuchungen wie der CT-Angiographie der Herzkranzgefäße verwendet, bei denen aus abbildungstechnischen Gründen nur die Messdaten verwendet werden, die in der bewegungsärmsten Phase des Herzzyklus gewonnen wurden. Während der übrigen Zeit kann der Röhrenstrom deutlich abgesenkt werden. Die Taktung erfolgt dabei individuell durch das EKG-Signal des Patienten.

Gemeinsames Kennzeichen dieser Lösungen ist, dass sie eine Arbeitsweise unterstützen, die man mit ‚weg vom worst case‘ bezeichnen kann. Mit ‚worst case‘ sind Scanprotokolle gemeint, die auch bei leicht adipösen Patienten, ungünstigen Körperregionen (Schulter beim Thorax) und Projektionen mit höherer Absorption (lateral) noch eine zufriedenstellende Bildqualität liefern. Da die Verwendung individueller Scanprotokolle eher die Ausnahme darstellt, eröffnet sich durch die Dosisautomatiken ein erhebliches Dosisersparpotential.

Sämtliche Hersteller bieten in ihren neueren Geräten eine oder mehrere dieser Automatiken serienmäßig an. Die genannten Funktionalitäten lassen sich sowohl einzeln als auch in Kombination verwenden. Abb. 8 zeigt exemplarisch das Zusammenwirken von Belichtungsautomatik, longitudinaler und zirkularer Dosismodulation bei einer Untersuchung, die sich vom Kopf bis zum Thorax erstreckt.

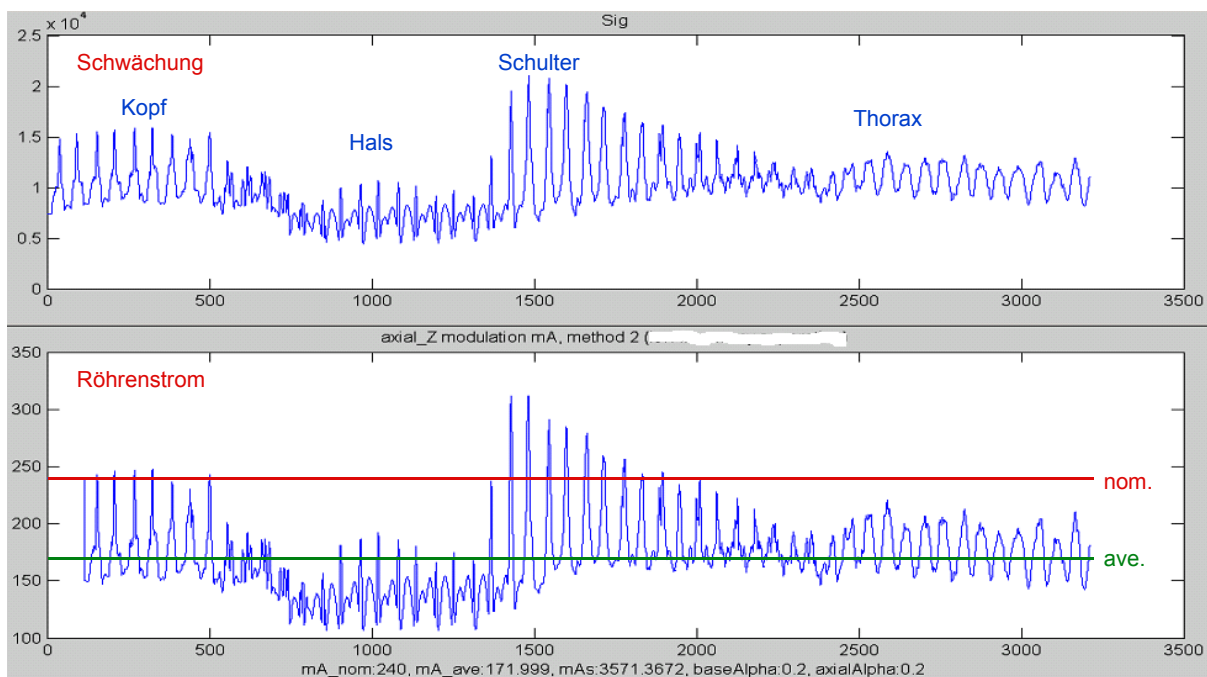


Abb.8 Zusammenwirken von Belichtungsautomatik, longitudinaler und zirkularer Dosismodulation bei einer vom Kopf bis zum Thorax reichenden Untersuchung in Spiraltechnik. Entsprechend der unterschiedlichen Schwächungsverhältnisse (oben) wird der Röhrenstrom moduliert (unten). Anstelle des nominellen Röhrenstroms (nom.) von 240 mA stellt sich im Mittel ((ave.) ein Wert von 170 mA ein (30% Dosisreduktion).

Eine Reduzierung des Bildrauschens ohne Abstriche bei der Ortsauflösung lässt sich auf unterschiedliche Weise realisieren. Eine Möglichkeit ist der Einsatz rauscharmer Detektorelektronik. Die Notwendigkeit, bei Mehrschicht-Geräten platzsparende Datenakquisitionssysteme mit hoher Übertragungsrate verwenden zu müssen, hat zur Entwicklung spezieller applikations-spezifischer integrierter Schaltkreise (ASIC's) geführt, die die bislang verwendeten Steckkarten ersetzt haben. Das geringere Eigenrauschen dieser Schaltkreise liefert ein höheres Signal-Rausch-Verhältnis und ermöglicht Dosisreduktionen von rund 25%. Allein hierdurch werden die MSCT-typischen Dosis handicaps (Overbeaming und Overranging) bereits kompensiert.

Eine andere Lösung sind spezielle Filter, die für eine Glättung des Bildes ohne wesentliche Abstriche bei der räumlichen Auflösung sorgen. Adaptive Filterung setzt bereits bei der Rekonstruktion der Rohdaten an. Dazu wird auf Messdaten aus den Nachbarschichten zurückgegriffen. Da dies lediglich die Projektionen, die eine starke Schwächung der Meßsignale auf-

weisen, betrifft, bleiben die Auswirkungen auf die Ortsauflösung minimal. Besonders zum Tragen kommt dies bei Körperregionen mit ausgeprägten Schwächungsunterschieden zwischen frontaler und lateraler Projektion (Schulter, Becken). Mit adaptiver Filterung rekonstruierte Bilder zeigen eine deutliche Reduktion des gerichteten Rauschens (Abb. 9), die die Verwendung dosisreduzierter Scanprotokolle ermöglicht.

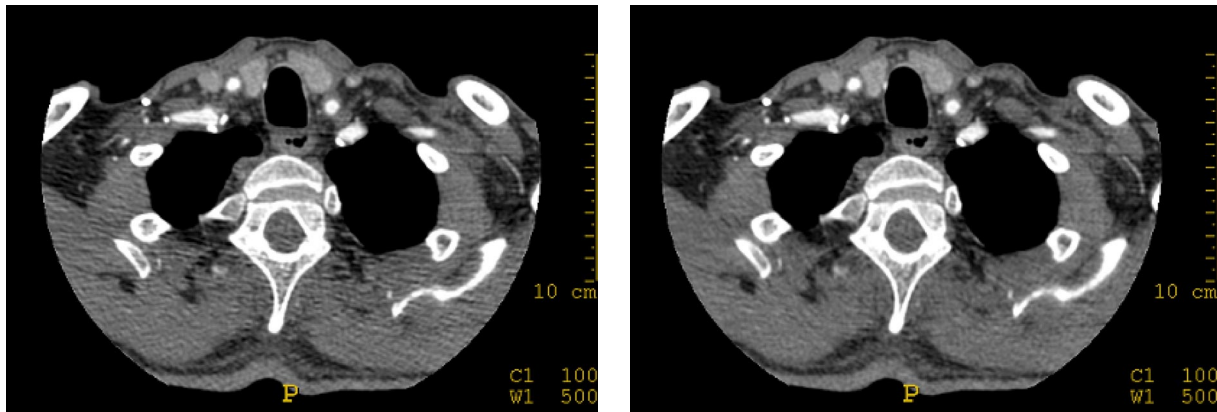


Abb. 9 Schnittbild der Beckenregion, links ohne, rechts mit adaptiver Filterung rekonstruiert. Adaptive Filterung bewirkt eine deutliche Reduktion des gerichteten Bildrauschens, das für Regionen mit großen Schwächungsunterschieden zwischen frontaler und lateraler Projektion typisch ist, ohne merkliche Abstriche bei der Ortsauflösung.

## 8. Resumée

Mehrschicht-Geräte weisen eine Reihe dosisrelevanter Handicaps auf, die bei Einzelschicht-Geräten nicht oder in deutlich geringerem Ausmaß vorhanden sind. Dennoch zeigte bereits die 2002 durchgeführte bundesweite MSCT-Umfrage, dass die Einführung der MSCT-Technik keineswegs zu einem sprunghaften Anstieg des Dosisniveaus geführt hat. Im Vergleich zu Einzelschicht-Geräten neuester Bauart (Spiral-CT mit Festkörperdetektor) ließen die damals verwendeten Vierschicht-Geräte jedoch ein Reduktionspotential von knapp einem Faktor 2 erkennen. Als Haupt-Dosisfalle erwies sich die Verwendung deutlich verringerter Schichtdicken mit erhöhtem Bildrauschen, das zum Arbeiten mit erhöhten Dosiseinstellungen verleitet. Die gleichzeitige Reduktion des Partialvolumeneffekts und die damit einhergehende Steigerung des Bildkontrasts kleiner Details macht diese Dosiserhöhung jedoch weitestgehend obsolet. Dosisautomatiken, die mittlerweile in den Geräten sämtlicher Hersteller serienmäßig vorhanden sind, und apparative Maßnahmen zur Rauschreduktion bieten zusätzliche Möglichkeiten für ein Arbeiten mit verringerter Dosis.

Das Schlagwort ‚Dosisfalle Mehrschicht-CT‘ ist daher nur insoweit berechtigt, als wegen der verbesserten Ausnutzung der Röhrenleistung bei unsachgemäßem Einsatz wesentlich höhere Dosiswerte anfallen können. Bei entsprechender Schulung der Anwender und konsequenter Nutzung der neuen Möglichkeiten sollte das Dosisniveau einer CT-Untersuchung im Vergleich zur Einzelschicht-CT jedoch eher noch weiter zurückgehen. Inwieweit dies auch für die Kollektivdosis und damit für den CT-Anteil an der medizinisch bedingten Strahlenexposition der Bevölkerung zutrifft, bleibt angesichts des zu beobachtenden weiteren Anstiegs der CT-Untersuchungsfrequenzen offen. Sofern dies medizinisch indiziert ist und dabei Untersuchungstechniken mit anderen, höheren Risiken ersetzt werden, sollte dieser Anstieg jedoch differenziert betrachtet werden.

## Literatur

Brix G, Nagel HD, Stamm G et al. (2003) Radiation exposure in multi-slice CT versus single-slice spiral CT: results of a nationwide survey. *Eur. Radiol.* 13: 1979-91

Cohnen M, Poll LW, Puettmann C, Ewen K, Saleh A, Mödder U (2001) Radiation exposure and image noise in single-slice and multi-slice CT of the body. Submitted to *AJR*

Galanski M, Nagel HD, Stamm G (2001) CT-Expositionspraxis in der Bundesrepublik Deutschland - Ergebnisse einer bundesweiten Umfrage im Jahre 1999. *Fortschr. Röntgenstr.* 173: R1 - R66

Giacomuzzi SM, Torbica P, Rieger M et al. (2001) Untersuchung zur Strahlenexposition bei der Einzelschicht- und Mehrschicht-Spiral-CT (eine Phantomstudie). *Fortschr. Röntgenstr.* 173: 643 – 649

Huda W, Mergo PJ (2001) How will the introduction of multi-slice CT affect patient doses? In: *Radiological Protection of Patients in Diagnostic and Interventional Radiology, Nuclear Medicine & Radiotherapie*. Malaga, Spain: 202 – 205

Rosset A, Spadola L, Ratib O (2004) OsiriX: An open-source software for navigating in multidimensional DICOM images. *Journal of Digital Imaging* 17. 3: 205 - 216

Stamm G, Nagel HD (2002) CT-Expo – ein neuartiges Programm zur Dosisevaluierung in der CT. *Fortschr. Röntgenstr.* 174: 1570 – 1576

Wedegärtner U, Lorenzen M, Nagel HD et al. (2004) Dünn- und dickschichtige MSCT-Untersuchungen bei Niedrigkontrastobjekten (Leberläsionen): Vergleich der Bildqualität bei gleicher Dosis. *Fortschr. Röntgenstr.* 176: 1676 - 1682