
Dosisentwicklung bei neueren Verfahren

H.D. Nagel
Philips Medizin Systeme GmbH, Abt. Wissenschaft und Technik, Hamburg

Inhalt

1	Einleitung	63
2	Digitale Radiographie und Fluoroskopie.....	63
3	Einzelschicht-CT	66
4	Mehrschicht-CT.....	69
5	Neue CT-Anwendungen.....	73
6	Resumée.....	74
7	Literatur	75

1 Einleitung

Die Computertomographie und die konventionellen, bildverstärkergestützten Röntgenabbildungsverfahren machen zusammen zwar nur rund 10% aller Röntgenuntersuchungen aus. An der kollektiven effektiven Dosis aus medizinischen Anwendungen sind sie jedoch zu etwa zwei Dritteln beteiligt [1]. Daher sind die apparativen und anwendungstechnischen Entwicklungen auf diesem Sektor für die Frage, wie sich die medizinisch bedingte Strahlenexposition der Bevölkerung in den kommenden Jahren verändern wird, von großer Bedeutung. In diesem Beitrag sollen die aktuellen Neuerungen auf den Gebieten digitale Radiographie und Fluoroskopie, Einzelschicht-CT, Mehrschicht-CT und neue CT-Anwendungen dargestellt und die daraus resultierenden Trends abgeschätzt werden.

2 Digitale Radiographie und Fluoroskopie

Die Markteinführung des digitalen Flachdetektors stellt die wichtigste technische Neuerung im Bereich der digitalen Radiographie und Fluoroskopie dar. Flachdetektoren bestehen aus einer TFT (Thin Film Transistor)-Matrix aus amorphem Silizium. Diese ist mit einem Eintrittsschirm, dem eigentlichen Absorber für Röntgenstrahlung, verbunden. Hierfür wird – je nach Fabrikat – entweder Cäsiumjodid (CsJ) oder amorphes Selen verwendet (Abb. 1). Der für die Dosis entscheidende Aspekt ist, dass die Eintrittsschirme aufgrund ihrer Materialeigenschaften im Vergleich zu herkömmlichen Verstärkungsfolien oder Speicherfolien wesentlich dicker gehalten werden können, ohne dass diese Dicken-erhöhung zu Lasten der Ortsauflösung geht. Hieraus resultiert ein Effizienzgewinn von rund einem Faktor 2. Untersuchungen an Aufnahmegegeräten, die mit derartigen Detektoren ausgestattet sind, haben diesen Dosisvorteil durchweg bestätigt.

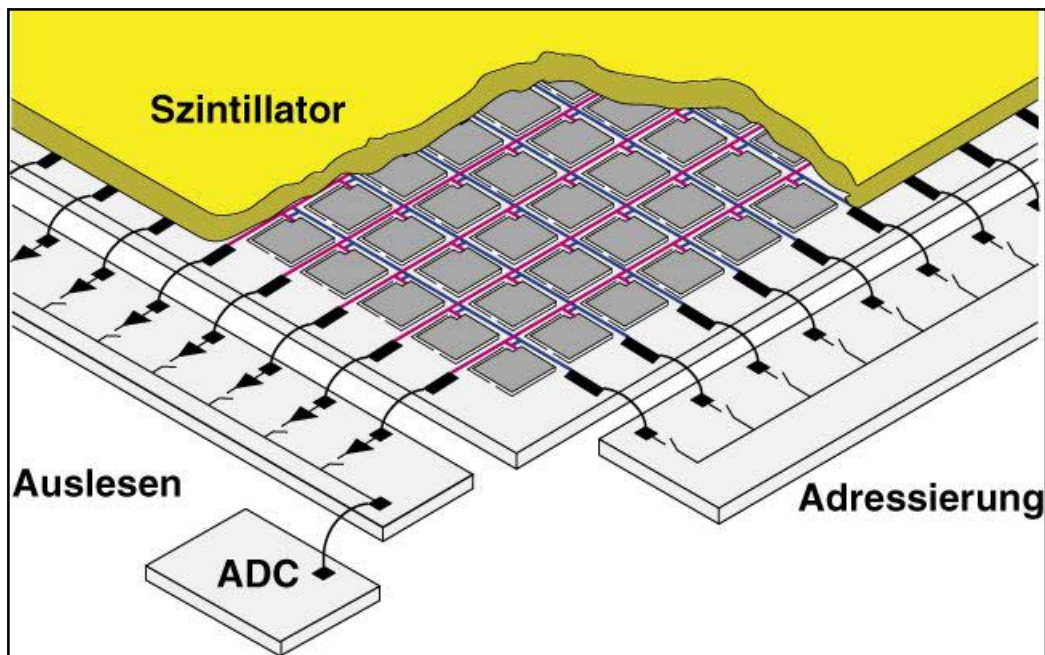


Abb. 1: Digitaler Flachdetektor, bestehend aus einer TFT-Matrix aus amorphem Silizium und einem Eintrittsschirm, der je nach Fabrikat entweder von einem Szintillator aus Cäsiumjodid (CsJ) oder einem Photoleiter aus amorphem Selen gebildet wird.

Digitale Flachdetektoren sind prinzipiell auch für den Durchleuchtungsbetrieb geeignet. Allerdings erfolgt hier die Entwicklung aufgrund des Eigenrauschens, das im Vergleich zu herkömmlichen Bildverstärker-TV-Systemen derzeit noch höher ist, mit einem gewissen Zeitversatz. Erste Prototypen für kardiologische Anwendungen befinden sich jedoch bereits in Erprobung. Da die Eintrittsschirme konventioneller Bildverstärker mit denen von CsJ-basierten Flachdetektoren identisch sind, also über das gleiche Absorptionsvermögen verfügen, und die Abbildungsketten moderner BV-TV-Anlagen ebenfalls digital arbeiten, ist vom Flachdetektor in der Fluoroskopie und Fluorographie kein zusätzliches Dosisreduktionspotential zu erwarten.

Neben dem Flachdetektor ist als weitere technische Neuerung die Ausweitung des Anwendungsspektrums digitaler Durchleuchtungsgeräte zu nennen, die seit kurzem auch zur Erzeugung von Schnittbildern verwendet werden können. Allerdings beschränken sich diese Anwendungen aufgrund der Abbildungsbedingungen und Detektoreigenschaften auf Hochkontrast-Fragestellungen. Deren Dosisbedarf ist im Vergleich zum CT mit entsprechender Niedrigkontrast-Auflösung deutlich geringer. Der bevorzugte Einsatzbereich dieser C-Bögen mit 3D-Datenerfassung liegt in der Chirurgie. Bei bedachtem Einsatz dieser Technik sollte sich der Dosisbeitrag des chirurgischen Sektors insgesamt nur mäßig erhöhen. Unter Umständen wird diese Erhöhung im Rahmen von Ersatzbeschaf-

fungen durch moderne, dosissparende Geräten mehr als kompensiert.

Eine ähnliche Technik wird seit kurzem auch im zahnärztlichen Sektor unter der Bezeichnung „Digitaler Volumen-Tomograph“ angeboten. Der Dosisbedarf der mit diesem Gerätetyp vorgenommenen Untersuchungen im Kopfbereich ist vergleichbar mit entsprechend optimierten CT-Untersuchungen derselben Region in Low-Dose-Technik. Die aus dieser Anwendungstechnik resultierenden Effektivdosen liegen allerdings erheblich über den niedrigen Werten, die für das zahnärztliche Anwendungsspektrum (einschließlich Dentalpanorama-Aufnahme) bislang typisch sind. Die Frage der erforderlichen Fachkunde zur Anwendung dieser neuen Technik sollte daher sorgfältig geprüft werden.

Aufgrund des relativ hohen Preises der mit einem Flachdetektor ausgestatteten Geräte wird sich das Dosiseinsparpotential dieser neuen Technik nur allmählich auswirken; außerdem wird es sich im wesentlichen auf den weniger kritischen Aufnahmesektor beschränken. Umso wichtiger ist es daher, dass dosissparende Techniken, die für den Durchleuchtungssektor bereits seit einigen Jahren verfügbar sind, endlich flächendeckend genutzt werden. Gemeint sind hiermit Lösungen wie die gepulste Durchleuchtung, das Last-Image-Hold und die Bildaddition (zeitliche oder rekursive Filterung). Mit ihrer Hilfe lassen sich die durchleuchtungsbedingten Dosisanteile einer Prozedur auf einen Bruchteil dessen, was bei Anlagen mit konventioneller, kontinuierlicher Durchleuchtung üblich ist, reduzieren. Eine zu stark auf den Bestandsschutz abgestellte Zulassungspraxis hat bislang die notwendige Modernisierung auf diesem Gebiet verzögert. Es ist zu hoffen, dass mit Novellierung der RÖV und der nachgeordneten Richtlinien dem Stand der Technik auf diesem Gebiet endlich zum Durchbruch verholfen wird.

Ein weiteres Problem, das einer nachhaltigen Dosisverringerung im Wege steht, ist die hohe Anzahl von Aufnahmen, die bei Bildverstärker-Anlagen mit Serienbild-Funktion in der Praxis angefertigt werden. Dieses Problem ist in erster Linie anwendungsbedingt. Angiographische Untersuchungen mit insgesamt 200 bis 400 Einzelaufnahmen und einer Einzeldosis, die der von üblichen Film-Folien-Kombinationen entspricht, sind durchaus keine Seltenheit. Entscheidend für diese Entwicklung ist der Wegfall früherer Regulierungsmechanismen (Filmverbrauch, Unbrauchbarkeit der Aufnahmen bei Überbelichtung). Dosisanzeigen, die eine getrennte Registrierung nach Durchleuchtungs- und Aufnahmeanteil vornehmen, sind bislang nicht obligatorisch. Die Bereitstellung derartiger Informationen ist notwendig, um dem Anwender die Problematik zu verdeutlichen und Ansatzpunkte für notwendige Optimierungsmaßnahmen zu geben.

3 Einzelschicht-CT

Wie die im Jahre 1999 von DRG und ZVEI durchgeführte bundesweite Umfrage zur CT-Expositionspraxis gezeigt hat, ist die durchschnittliche Effektivdosis pro Untersuchung im Vergleich zur Abschätzung des BfS zu Anfang der 90er Jahre um rund 30% zurückgegangen [4]. Hauptgrund für diesen Rückgang ist die zunehmende Verbreitung der Spiral-CT-Technik. Wegen der höheren Anforderungen an die Belastbarkeit der Röntgenröhre zwingt Spiral-CT im Endeffekt zu einer dosissparenderen Arbeitsweise (Pitcherhöhung, Röhrenstrombegrenzung). Im Vergleich zu mehr als 7 Jahre alten oder nicht-spiralfähigen Scannern werden die weniger als 7 Jahre alten Spiralscanner durchschnittlich mit einer um 40% geringeren Effektivdosis betrieben (Abb. 2). Waren 1999 erst 70% aller erfassten Geräte spiralfähig, so sind es unter den weniger als 4 Jahre alten Scannern praktisch alle. Das Dosisreduktionspotential eines Spiralscanners liegt in etwa bei einem Faktor 1,5. Mittelfristig dürfte sich dieser Trend durch den Ersatz des älteren, nicht spiralfähigen Drittels der installierten Geräte fortsetzen.

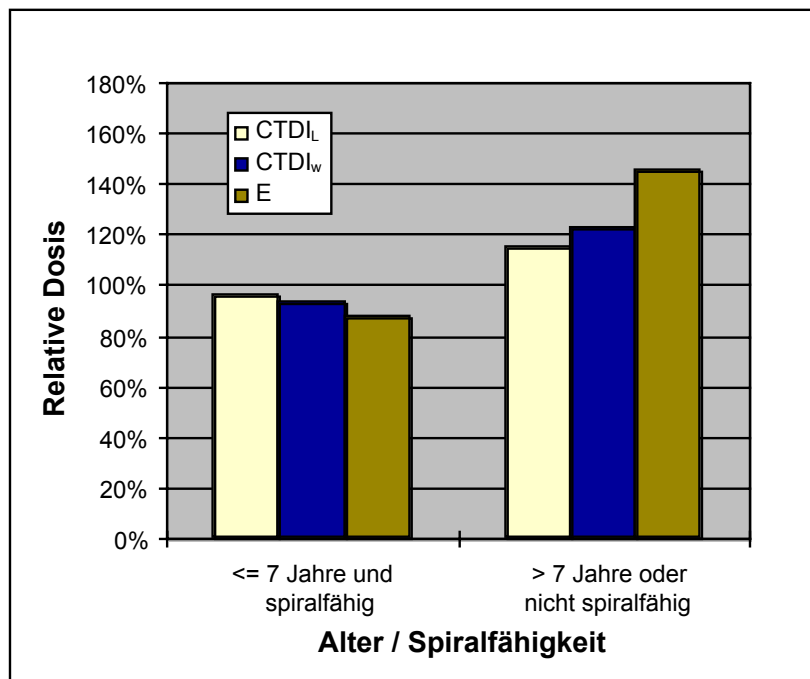


Abb. 2: Dosiswerte von Anwendern spiralfähiger und nicht spiralfähiger Scanner relativ zum jeweiligen Dosiswert für die Gesamtheit aller Teilnehmer an der CT-Umfrage und aller abgefragten Untersuchungsregionen (CTDI_L = Achsendosis frei Luft, CTDI_w = gewichteter CTDI, E = Effektivdosis).

Dagegen hat der Ersatz von Geräten mit Gasetektor durch solche mit Festkörperdetektor (Dosisreduktionspotential: ca. Faktor 1,3) in der Praxis bislang noch keinen entscheidenden Beitrag leisten können. Zum einen liegt dies in der vergleichsweise schleppenden Zunahme der Geräte mit FK-Detektor [Anteil: knapp 30% (alle Geräte) bzw. knapp 40% (Geräte < 4 Jahre)]. Zum anderen wird das Dosisersparungspotential dieser Geräte bislang nur zum Teil genutzt. Geräte mit FK-Detektor werden im Mittel nur mit einer geringfügig niedrigeren Effektivdosis betrieben als solche mit Gasetektor. Mittlerweile werden jedoch fast nur noch Geräte mit FK-Detektoren angeboten. Daher dürften sich zumindest die Voraussetzungen für weitere Dosisreduktionen im Zuge von Ersatzbeschaffungen verbessern.

Dass das Dosisniveau entscheidend von der Kombination aus apparativen Voraussetzungen und dosisoptimierter Arbeitsweise bestimmt wird, belegt eine Reihe repräsentativer Beispiele aus dem Kreis der Umfrageteilnehmer (Abb. 3).

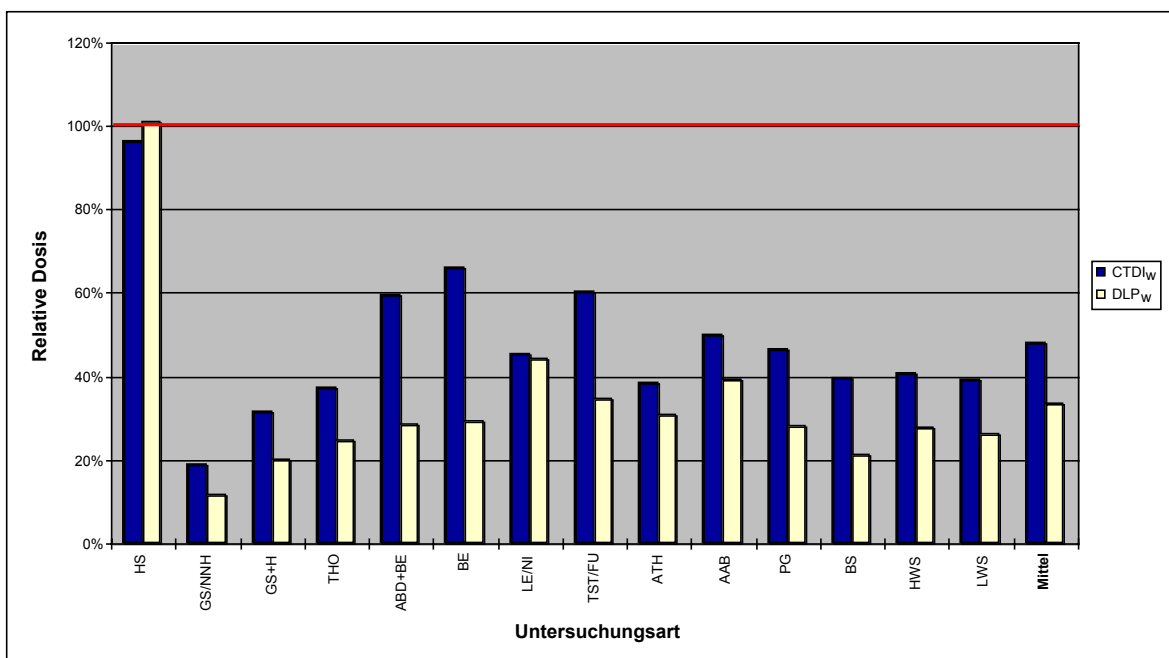


Abb. 3: Benchmarking-Diagramm eines weitgehend dosisoptimiert arbeitenden Anwenders. Dargestellt sind die Relativwerte der beiden Dosisgrößen gewichteter CTDI ($CTDI_w$) und Dosislängenprodukt (DLP_w) für insgesamt 14 Standard-CT-Untersuchungen. Bei jeder Untersuchungsart und Dosisgröße entsprechen 100 % dem jeweiligen Durchschnitt aller Umfrageteilnehmer. Im Mittel liegt die lokale Dosis bei der Hälfte, die integrale Strahlenexposition bei einem Drittel des durchschnittlichen Dosisniveaus der Umfrage.

So liegt die lokale Dosis (d.h. der gewichtete CTDI) dieser Anwender bei der Hälfte, die integrale Strahlenexposition (d.h. Dosislängenprodukt und Effektivdosis) bei nur einem Drittel des Durchschnitts aller Umfrageteilnehmer. Eine detaillierte Analyse der verwendeten Scanprotokolle widerlegt eindeutig mögliche Befürchtungen, dass in solchem Umfang vorgenommene Reduktionen zu Lasten der Diagnosesicherheit gehen.

Die auf Initiative der Industrie vor knapp vier Jahren ins Leben gerufene ‚Konzertierte Aktion Dosisreduktion CT‘ hat in der Zwischenzeit eine Reihe vielversprechender Projekte gestartet, die größtenteils bereits abgeschlossen werden konnten. Ziel dieser Bemühungen ist es, die CT-Anwenderschaft durch Bereitstellung entsprechender Mittel (Fachliteratur, Weiterbildungsangebote, Basisdaten, Verfahren zur Dosisermittlung, Referenzwerte, Optimierungsmaßnahmen) zu einer dosissparenden Arbeitsweise zu befähigen. Die überaus große Resonanz seitens der Anwender berechtigt zu der realistischen Annahme, dass mittelfristig beim Betrieb von Einzelschicht-CT-Geräten im Vergleich zur 99er Umfrage eine Halbierung des mittleren Dosisniveaus erreichbar ist.

Gestützt wird dieser Optimismus durch neue apparative Entwicklungen, die Möglichkeiten für zusätzliche Dosisreduktionen bieten:

- CT-Belichtungsautomatik: Im Gegensatz zu konventionellen Röntgengeräten benötigen CT-Geräte nicht zwangsläufig eine Vorrichtung, die die applizierte Dosis an die unterschiedlichen Absorptionsverhältnisse der Patienten (Durchmesser, Röhrenspannung) automatisch anpasst. Folge ist, dass bislang in der Regel ohne eine entsprechende Variation der Scanprotokolle, die eher für adipösere Patienten zugeschnitten sind, gearbeitet wird. Die künftige Verbreitung derartiger Automaten wird nicht nur für mehr ‚Gerechtigkeit‘, sondern im Mittel auch für eine Dosisreduktion sorgen.
- Dosisanzeige: Die kürzlich novellierten IEC-Herstellernormen [6] legen für alle neu auf den Markt gebrachten CT-Geräten eine Dosisanzeige auf Basis der Messgröße ‚Gewichteter CTDI, dividiert durch Pitch‘ fest. Zwar ist hiermit ein wichtiger Schritt zur Verbesserung des Dosisbewusstseins unternommen worden, doch leider ist die gewählte Lösung nicht mit dem europaweit verabredeten System der Dosisreferenzwerte [3] kompatibel. So ist beispielsweise die Anzeige des Dosislängenprodukts, in dem sich sämtliche dosisrelevanten Faktoren einer CT-Untersuchung wiederfinden, nicht obligatorisch. Ebenso wenig korreliert bei der Mehrzahl der Geräte die gewählte Anzeigegröße mit der Bildqualität (Rauschen). Hinzu kommt, dass die nicht eindeutige Bezeichnung der Anzeigegröße Anlass zu Verwechslungen bietet. Dies kann dazu führen, dass Spiral-CT-Geräte mit unnötig hoher Dosis betrieben werden.

- **Röhrenstrom-Modulation:** Die Anpassung des Röhrenstroms an die unterschiedlichen Absorptionsverhältnisse im Patientenquerschnitt (zirkular) und entlang der Patientenlängsachse (longitudinal) erlaubt ein Arbeiten mit reduzierten Dosiswerten ohne Kompromisse bei der Bildqualität. Durch die lokale Anpassung der Expositionsparameter entfällt die Notwendigkeit, die DosisEinstellung entsprechend der jeweils ungünstigsten Projektion im Querschnitt bzw. innerhalb des Untersuchungsbereichs wählen zu müssen. Die größten Einsparungen (zirkular: bis zu 40%) ergeben sich in Bereichen mit maximaler Abweichung von der Kreisform wie Schulter und Becken [7]. Die longitudinale Strommodulation mit ausschließlicher Anpassung an die Absorptionsverhältnisse führt allerdings nicht in allen Fällen zu den gewünschten Ergebnissen. So sorgt diese Automatik beispielsweise im Beckenbereich für erhöhte Dosiswerte, während aufgrund der besseren Kontrastierung in dieser Region eher mit reduzierten Werten gearbeitet werden sollte. Außerdem werden Dosisabschätzungen durch die von Schicht zu Schicht unterschiedlichen Expositionsparameter erheblich erschwert. Longitudinale Strommodulation sollte daher nur zum Einsatz kommen, wenn für die gescannte Region zugleich das Dosislängenprodukt, zumindest aber das Gesamt-mAs-Produkt oder das mittlere mAs-Produkt angegeben wird.
- **Multiplanare Volumenrekonstruktion:** Hierunter ist die nachträgliche Addition mehrerer dünner Schichten zu einer dickeren Schicht zu verstehen. Die Akquisition dünner Schichten reduziert das Auftreten von Artefakten, erzeugt jedoch stärker verrauschte Bilder. Dem kann anstelle einer Dosiserhöhung durch Schichtaddition begegnet werden. Das Verfahren wird bislang vorwiegend zur Artefaktreduktion verwendet, lässt sich jedoch auch für eine entsprechende Dosisreduktion nutzen.

4 Mehrschicht-CT

Mehrschicht-CT-Geräte (MS-CT) weisen im Vergleich zu Einzelschicht-Geräten (ES-CT) eine Reihe von Besonderheiten auf. Diese wirken sich unter Dosisgesichtspunkten teils vorteilhaft, teils nachteilig aus.

- **Günstigere Lage der Messdaten:** Beim Spiral-CT ist zur Rekonstruktion einer bestimmten Schicht bekanntlich eine Interpolation zwischen benachbarten Messpunkten erforderlich (z-Interpolation). Beim 180°-LI-Algorithmus, dem beim ES-CT wegen der besseren Schichtprofile vorwiegend genutzten Verfahren, erfolgt die Interpolation zwischen statistisch voneinander abhängigen Messdaten. Gegenüber dem 360°-LI-Algorithmus ist das Rauschen

deshalb im Mittel um den Faktor $\sqrt{2}$ erhöht. Beim MS-CT sind dagegen sämtliche Messdaten in der näheren Umgebung der zu rekonstruierenden Schicht statistisch voneinander unabhängig. Hieraus resultiert prinzipiell im Mittel ein Dosisvorteil in Höhe von einem Faktor 2 [12].

- Mehrfachnutzung der Messdaten: Aus einem mit enger Kollimierung aufgenommenen Datensatz (z.B. $4 \cdot 1$ mm) lassen sich retrospektiv Schichten mit beliebig größerer Dicke rekonstruieren. Hierdurch entfällt bei bestimmten Fragestellungen (z.B. Thorax) die Notwendigkeit, neben dem Standard-Datensatz einen zweiten, hochauflösenden Datensatz akquirieren zu müssen.
- Geometrische Effizienz: Durch die zusätzliche Unterteilung des Detektors in z-Richtung vergrößert sich der nicht zur Detektion beitragende Anteil an der Detektorfläche. Einzeilige Detektoren besitzen eine geometrische Effizienz von typischerweise 85%; bei mehrzeiligen Detektoren liegt der entsprechende Wert dagegen bei nur ca. 70%.
- Überstrahlung des Detektors: Halbschatteneffekte aufgrund der endlichen Größe des Röhrenbrennflecks führen zu einer mehr oder weniger ausgeprägten Überstrahlung des Detektors („Overbeaming“) [10,13]. Bei Geräten mit ein- oder zweizeiligem Detektor spielt dieser Effekt keine Rolle, da die Abmessung der Detektorelemente in z-Richtung größer gehalten werden kann als die maximale Schichtdicke. Bei Detektoren mit mehr als 2 Zeilen muss die Gesamt-Kollimation jedoch entsprechend vergrößert werden, um eine gleichförmige Exposition der einzelnen Schichten sicherzustellen. Bei weiter Kollimation ($4 \cdot 5$ mm) fällt die Überstrahlung je nach Gerätetyp mit 10 bis 25% noch einigermaßen moderat aus. Dagegen liegen die Werte bei enger Kollimation ($4 \cdot 1$ mm) zwischen 40 und 100% und bei Verwendung von Submillimeter-Schichten deutlich über 100% (Abb. 4). Beim MS-CT werden derart dünne Schichten applikatorisch bevorzugt (Stichwort: „Isotrope Voxel“). Ermöglicht wird diese Schnittführung durch die verbesserte Ausnutzung der Röhrenleistung. Beim ES-CT ist dies aus Leistungsgründen dagegen eher die Ausnahme. Die signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Gerätetypen sind vorwiegend konstruktiv bedingt, die Effekte damit nur bedingt verringerbar. Mit der unmittelbar bevorstehenden Markteinführung von Geräten mit 8 und 16 gleichzeitig aufgenommenen Schichten wird allerdings eine merkliche Reduktion dieses Handicaps einhergehen. Bei identischen Kollimationsbedingungen führt eine Gesamtkollimation von $16 \cdot 1,25$ mm zu einer ähnlich moderaten Überstrahlung wie im Falle der Kollimation $4 \cdot 5$ mm.

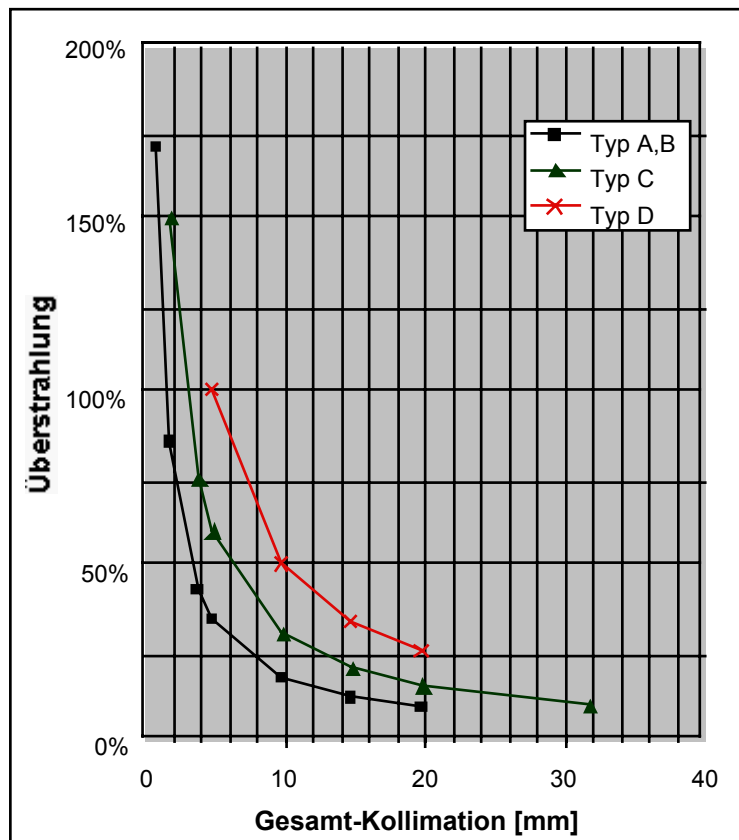


Abb. 4: Ausmaß der Überstrahlung (Dosisüberhöhung) in Abhängigkeit von der gewählten Gesamt-Kollimation $N \cdot h$ für vier unterschiedliche MSCT-Geräte.

- Geänderte Rolle des Pitchfaktors: Neben der Begriffsverwirrung, hervorgerufen durch die vorwiegende Verwendung einer nicht dosisrelevanten Pitchdefinition, ist weiter zu beachten, dass der Pitchfaktor bei den meisten MSCT-Geräten eine gänzlich andere Rolle als beim ES-CT spielt. Beim ES-CT geht eine Pitcherhöhung – neben der erwünschten Dosisreduktion – mit einer mehr oder weniger großen Verbreiterung des Schichtprofils einher. Sofern beim MS-CT die Dateninterpolation über die sog. z-Filterung erfolgt, tritt bei Variation des (dosisrelevanten) Pitchfaktors zwischen 0,25 und 2,0 dagegen keine Schichtverbreiterung mehr auf [11]. Dies ist bei allen MS-CT-Geräten mit Ausnahme der Geräte von General Electric der Fall. Der Preis für diesen Bildqualitätsvorteil besteht in einer Anpassung des mAs-Produkts proportional zum verwendeten Pitchfaktor (Erhöhung bei $p > 1$, Absenkung bei $p < 1$). Diese Anpassung ist notwendig, um die damit verbundene Zubzw. Abnahme des Rauschens zu kompensieren. Bei einigen Geräten (Philips, Siemens) erfolgt diese Anpassung automatisch, bei anderen (Toshiba) muss sie der Anwender dagegen explizit vornehmen. Unter Dosisgesichts-

punkten wird die Pitchveränderung damit zum Nullsummenspiel: Keine Dosisverringerung bei Pitcherhöhung, aber auch keine Dosiserhöhung bei überlappender Scanweise ($p < 1$).

Erste Berichte in der Fachliteratur (z.B. [5]) sowie die Auswertung der Scanprotokolle einiger Anwender und der Anwendungsempfehlungen von drei Herstellerfirmen weisen darauf hin, dass der Betrieb von MS-CT-Geräten derzeit mit einer signifikanten Dosiserhöhung einhergeht. Das mutmaßliche Dosisniveau liegt im Vergleich zum Durchschnitt der '99er Umfrage bei 100 – 150% (Abb. 5). Gemessen an den Anwendern mit neueren ES-CT-Geräten, die bei einem Dosisniveau von ca. 70% arbeiten, bedeutet dies eine Erhöhung um den Faktor 1,5 bis 2. Um diesen Trend und seine Ursachen mit soliden Zahlen belegen und geeignete Maßnahmen zur Dosisreduzierung einleiten zu können, ist zum Jahresbeginn 2002 gemeinsam von BfS, DRG und ZVEI eine Zusatzumfrage unter den MS-CT-Anwendern in der BRD gestartet worden. Wie die eingangs genannten Daten andeuten, ist der Wiederanstieg in erster Linie in der bevorzugten Verwendung dünnerer Schichten zu suchen.

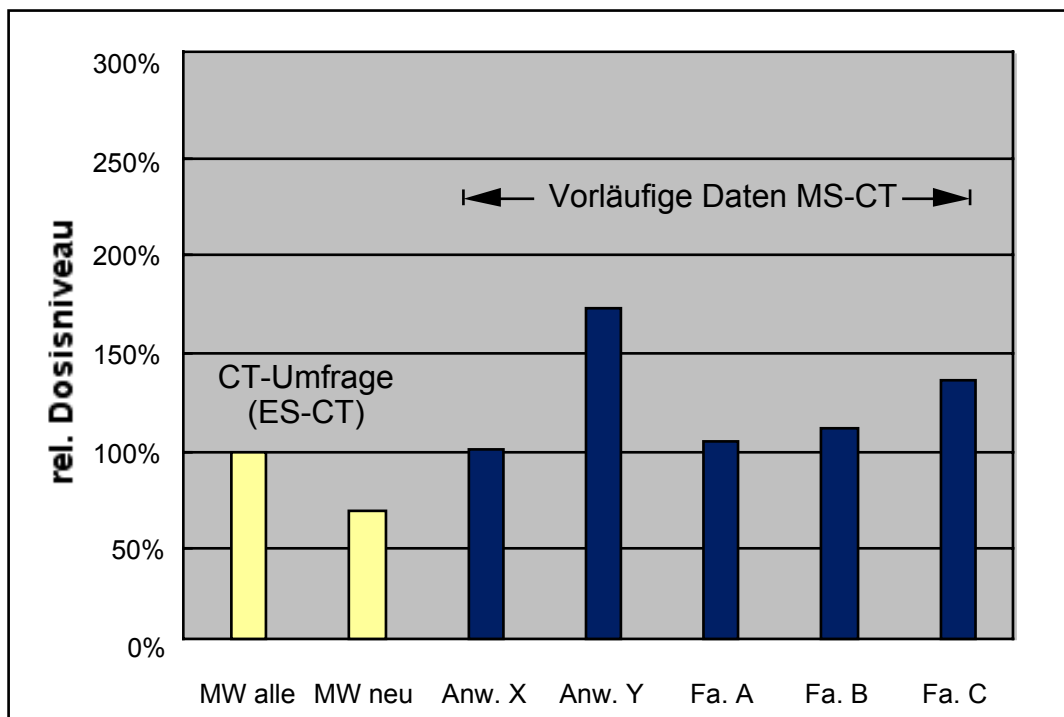


Abb. 5: Relatives Dosisniveau (Basis: Dosislängenprodukt) der Scanprotokolle zweier MS-CT-Anwender und der Dosisempfehlungen dreier Gerätehersteller im Vergleich zum durchschnittlichen Niveau aller Umfrageteilnehmer. Gegenüber Anwendern mit neueren ES-CT-Geräten (MW neu) ist das Dosisniveau der MS-CT-Protokolle um einen Faktor 1,5 bis 2 erhöht.

Um das verstärkte Rauschen zu kompensieren, wird die Dosis entsprechend erhöht. Erschwerend kommen die bei dünnen Schichten besonders ausgeprägten Überstrahlungseffekte hinzu.

Die wichtigste Maßnahme zur Überwindung dieses Problems ist die Multiplanare Volumenrekonstruktion (MPVR). Zwar sollte die Datenerfassung beim MS-CT trotz der Überstrahlungseffekte möglichst mit mittlerer oder enger Kollimation erfolgen, um optimale Voraussetzungen für die Bildrekonstruktion (Partialvolumen-Effekt, MPR, 3D-Rekonstruktionen) zu haben. MS-CT-Anwender sollten sich jedoch künftig verstärkt darum bemühen, bei der Bildbetrachtung generell die Erhöhung der Schichttiefe mit einzubeziehen. Hierdurch wird eine Datenerfassung mit erhöhter Dosis, die bei Betrachtung dünner Schichten unumgänglich ist, vermieden. Idealerweise erfolgt die Variation der Schichttiefe interaktiv, d.h. der Betrachter kann die Schichttiefe in Echtzeit variieren und somit die Sicherheit seiner Diagnose in kritischen Abbildungssituationen verbessern. Entsprechende Entwicklungen hierfür sind bereits im Gange.

Zusammenfassend ist beim MS-CT derzeit ein deutlicher Trend zu höheren Dosiswerten zu beobachten. Bei entsprechender Aufklärung und konsequenter Nutzung der apparativen Möglichkeiten erscheint es jedoch möglich, das Dosisniveau beim MS-CT auf ähnliche Werte wie bei modernen ES-CT-Geräten zu senken.

5 Neue CT-Anwendungen

Die applikatorischen Vorteile der MS-CT-Technik (schnellere und/oder feinere Erfassung der Untersuchungsregion) haben die Voraussetzungen für eine Reihe von Untersuchungen, die mit der ES-CT nicht optimal durchzuführen waren, deutlich verbessert. Hierzu zählen das Cardio-CT, das Thorax-CT und die virtuelle Endoskopie des Colon.

Die diesen drei Untersuchungsarten zugrundeliegenden Krankheitsbilder (Herzinfarkt, Bronchialkarzinom, Kolorektalkarzinom) zählen in allen Ländern zu den häufigsten Todesursachen. In den industrialisierten Ländern sind Herz- und Krebserkrankungen für mehr als die Hälfte aller Todesfälle ursächlich. Da der Nutzen effizienter Früherkennungsmaßnahmen relativ hoch eingeschätzt wird, ist derzeit eine intensive Diskussion auf diesem Gebiet im Gange [2,8]. Dabei spielt der Einsatz des MS-CT eine ganz wesentliche Rolle.

Neben Fragen der Sensitivität und Spezifität derartiger Untersuchungen, der optimalen Geräteausstattung und geeigneter Verfahren zur automatisierten Befundungsunterstützung ist die Frage der Strahlenexposition für den routinemäßigen Einsatz derartiger Früherkennungsmaßnahmen von entscheidender Bedeutung. Zumindest beim Thorax und Colon scheint es aufgrund der günstigen Voraussetzungen (Hochkontrast-Fragestellung) möglich zu sein, derartige Untersuchungen als Low-Dose-CT bei einem Fünftel bis einem Zehntel der sonst üblichen Dosiswerte vorzunehmen. Bedingung ist allerdings, dass es sich dabei um Untersuchungen handelt, die ausschließlich auf die eingeschränkte Fragestellung zugeschnitten sind. Ist man dagegen auf die gleichzeitige Miterfassung anderer Organe aus, so wird es nicht zu umgehen sein, weitestgehend mit den sonst üblichen Dosisinstellungen zu arbeiten.

Inwieweit Low-Dose-CT bei Herzuntersuchungen in Frage kommt, ist derzeit noch nicht hinreichend geklärt. Wegen der erforderlichen Zeitauflösung sind diese nur im überlappenden Spiralmodus mit retrospektivem Gating durchführbar, wobei ein Teil der applizierten Dosis ungenutzt bleibt [9].

Ob die genannten Früherkennungsmaßnahmen und die damit einhergehende Zunahme der CT-Untersuchungsfrequenzen eine signifikante Erhöhung des CT-bedingten Anteils an der Kollektivdosis haben wird, ist zum jetzigen Zeitpunkt noch nicht absehbar. Neben den genannten apparativen und anwendungstechnischen Maßnahmen wird die Frage, ob und in welchem Umfang die Kosten für derartige Maßnahmen von den Krankenkassen übernommen werden, von entscheidender Bedeutung sein. Solange diese Früherkennungsmaßnahmen nur bei enger Indikationsstellung an zahlungswilligen Privatpatienten vorgenommen werden, dürfte der daraus resultierende Anstieg der Kollektivdosis gering bleiben. Im anderen Extrem wird ein erheblicher Anstieg der Kollektivdosis trotz aller Bemühungen um Dosisreduzierung unvermeidbar sein. Dieser sollte allerdings nicht isoliert, sondern auch vor dem Hintergrund verringerter Invasivität und verbesserter Heilungschancen bewertet werden.

6 Resumée

Auf den Gebieten digitale Radiographie und Fluoroskopie, Einzelschicht-CT, Mehrschicht-CT und neue CT-Anwendungen haben in den vergangenen Jahren eine Reihe bemerkenswerter Neuerungen stattgefunden. Die damit verbundenen apparativen Entwicklungen lassen sich in der Mehrzahl für deutliche Dosisreduzierungen nutzen. Die erweiterten Möglichkeiten, die diese neuen Techniken bieten, können jedoch anwendungsbedingt insgesamt zu einer signifikanten Dosiserhöhung führen, wenn nicht entsprechend gegengesteuert wird. Hierzu sind

Maßnahmen wie gezielte Aus- und Weiterbildungsangebote, Forderung nach aussagefähigen Dosisinformationssystemen, Bereitstellung von Orientierungshilfen (Dosisreferenzwerte, Beratung) und ein angemessener Zwang zur Modernisierung des Gerätebestands erforderlich.

7 Literatur

- [1] Bernhardt, J.; Veit, R. und Bauer, B.: Erhebung zur Strahlenexposition der Patienten bei der Röntgendiagnostik; *Z. Med. Phys.*, 1995; 5: 33 – 39.
- [2] Diederich, S.; Wormanns, D.; Heindel, W.: Radiologisches Screening des Bronchialkarzinoms: Aktueller Stand und zukünftige Perspektiven; *Fortschr. Röntgenstr.*, 2001; 173: 873 – 882.
- [3] European Commission: European guidelines on quality criteria for computed tomography. Report EUR 16262 EN. Luxembourg: Office for Official Publications of the European Communities, 1999: 69 – 78.
- [4] Galanski, M.; Nagel, H.D.; Stamm, G.: CT-Expositionspraxis in der Bundesrepublik Deutschland – Ergebnisse einer bundesweiten Umfrage im Jahre 1999; *Fortschr. Röntgenstr.* 2001; 173: R1 – R66.
- [5] Giacomuzzi, S.M. et al.: Untersuchung zur Strahlenexposition bei der Einzelschicht- und Mehrschicht-Spiral-CT (eine Phantomstudie); *Fortschr. Röntgenstr.*, 2001; 173: 643 – 649.
- [6] International Electrotechnical Commission: Medical electrical equipment - part 2: Particular requirements for the safety of x-ray equipment for computed tomography; IEC-Standard 60601-2-44, Geneva: IEC, 1999.
- [7] Kalender, W.A.; Wolf, H.; Suess, C.; Gies, M.; Gress, H.; Bautz, W.A.: Dose reduction in CT by anatomically adapted current modulation: Principles and first results. In: Krestin GP, Glazer GM (eds.). *Advances in CT IV*. Berlin; Springer Verlag, 1998: 27 – 34.
- [8] Luboldt, W.; Fletcher, J.G.; Vogl, T.J.: Colonography: Current status, research directions and challenges – update 2001. Submitted to *Eur. Radiol.*, 2001.

- [9] Mahnken, A.H.; Sinha, A.M.; Wildberger, J.E.; Krombach, G.A.; Schmitz-Rode, T.; Günther, R.W.: Der Einfluss rekonstruktionsbedingter Bewegungsartefakte auf den koronaren Kalziumscore bei der Mehrschicht-Spiral-CT; Fortschr. Röntgenstr. 2001; 173: 888 – 892.
- [10] McCollough, C.H.; Zink, F.E.: Performance evaluation of a multi-slice CT system; Med. Phys. 1999; 26: 2223 – 2230.
- [11] Siemens AG Medical Engineering. Multi-slice CT - basics and applications. In: Chen X (ed.) Somatom Sessions 6th issue. Erlangen: Siemens AG Medical Engineering, 1999: 3 – 8.
- [12] Taguchi, K. and Aradate, H.: Algorithm for image reconstruction in multi-slice helical CT; Med. Phys. 1998; 25: 550 – 561.
- [13] Toth, T.L.; Bromberg, N.E.; Pan, T.S.; Rabe, J.; Woloschek, S.J.; Ling, J.; Seidenschnur, G.E.: A dose reduction x-ray beam positioning system for high-speed multislice CT scanners; Med. Phys. 2000; 27: 2659 – 2668.