

Der Radiologe

Zeitschrift für diagnostische und interventionelle Radiologie,
Radioonkologie, Nuklearmedizin

Organ des Berufsverbandes der Deutschen Radiologen e.V. (BDR)

Elektronischer Sonderdruck für

M.S. May

Ein Service von Springer Medizin

Radiologe 2012 · 52:905–913 · DOI 10.1007/s00117-012-2338-8

© Springer-Verlag 2012

zur nichtkommerziellen Nutzung auf der
privaten Homepage und Institutssite des Autors

M.S. May · W. Wuest · M.M. Lell · M. Uder · W.A. Kalender · B. Schmidt

Aktuelle Strategien zur Dosisreduktion in der Computertomographie

Aktuelle Strategien zur Dosisreduktion in der Computertomographie

Die CT stellt aufgrund ihrer breiten und schnellen Verfügbarkeit sowie der hohen räumlichen Auflösung einen wichtigen Pfeiler der medizinischen Bildgebung mit vielfältigen Indikationen dar. Neben den kontrastmittelassoziierten Nebenwirkungen sind die Höhe und biologische Auswirkung der Strahlenbelastung für eine fortlaufende Kosten-Nutzen-Diskussion unter medizinischem Personal und den Patienten verantwortlich. Der hohe Anteil der medizinischen Diagnostik an der Strahlenbelastung der Gesamtpopulation in Deutschland (ca. 50%), deren Hauptanteil aufgrund der steigenden Untersuchungszahlen (Verdopplung von 1996–2008) durch die CT verursacht wird (ca. 60%), erklärt diese Unsicherheit [1, 2]. Deterministische Strahlenschäden treten bei den im medizinisch-diagnostischen Bereich angewendeten Strahlendosen (0–20 mSv) nicht auf [3]. Abhängig von Geschlecht und Lebensalter bei Exposition werden jedoch gemäß eines linearen Dosis-Wirkungs-Modells ohne Schwellenwert in der Literatur stochastische Lebenszeitrisiken für eine Malignominzidenz von 2–50/100.000 Patienten und mSv angenommen [4]. Im internationalen Konsens wird daher gefordert, die Strahlenbelastung für den Patienten so niedrig wie vernünftigerweise möglich zu halten („as low as reasonably achievable“, ALARA-Prinzip [5]).

Dosimetrie

Voraussetzung für die Evaluation der Strahlenbelastung ist deren Erfassung. Grundsätzlich wird die von den Photonen auf das Gewebe übertragene Dosis als Energiedosis (synon. absorbierte Dosis) mit der Einheit Gray (Gy) bezeichnet. Diese kann mittels Qualitätsfaktoren (für den Energiebereich des CT gilt $w_{\text{Photonen}} = 1$) in die Äquivalentdosis mit der Einheit Sievert (Sv) übertragen werden. Die einzelnen Organäquivalentdosen werden mit organspezifischen Wichtungsfaktoren (s. ICRP 103 [6]), welche die unterschiedliche Strahlenempfindlichkeit berücksichtigen, versehen und zur Ganzkörperäquivalentdosis aufsummiert [6]. Synonym dafür wird auch der Begriff der effektiven Dosis (ED [Sv]) verwendet, die sich zum Vergleich mit anderen Patientenkollektiven, Untersuchungen und Geräten eignet.

Der CT-Dosis-Index (CTDI) ist eine technisch-physikalische Messgröße der Energiedosis im zylindrischen Phantom (mGy), die unabhängig vom Patienten ist [7]. Der Volumen-CTDI (CTDI_{vol}) wird dabei in der Spiral-CT für jede Untersuchung anhand des Röhrenstromprotokolls aus standardisierten Messreihen interpoliert und dokumentiert. Der CTDI_{vol} eignet sich sowohl für den Vergleich von CT-Systemen und Untersuchungsprotokollen als auch zur Konsistenzprüfung, jedoch nicht als Patientendosis. Das Dosis-Längen-Produkt (DLP) erweitert den Energiedosiswert um

die patientenspezifische Untersuchungs-länge durch Multiplikation mit der Ausdehnung in z-Achse (mGy × cm). Für eine grobe Abschätzung der ED aus dem DLP existieren in der Literatur detaillierte, am Phantommodell simulierte Konversionsfaktoren, welche sowohl verschiedene Untersuchungsregionen als auch das Lebensalter und Geschlecht des Patienten berücksichtigen [8, 9]. Eine individuelle, voxelbasierte Dosisabschätzung ist darüber hinaus mittels stochastischer Monte-Carlo-Simulationen möglich. Diese liefern detaillierte Energiedosisverteilungen im tatsächlich erfassten Volumendatensatz, welche durch Organsegmentierungen in die ED überführt werden können.

Allgemeine Ansätze zur Dosisreduktion

Indikationsstellung

Die grundlegendste Methode zur Einsparung von Strahlendosis eines Kollektivs ist die strenge Stellung der rechtfertigenden Indikation durch den fachkundigen Arzt. Die strahlungsfreien Schnittbildverfahren, wann immer diagnostisch gleichwertig oder besser, sollten dabei der CT vorgezogen werden (z. B. Lymphknotenstaging beim Schilddrüsenkarzinom mittels Ultraschall, Ausschluss intrazerebraler Metastasen bei positiver Malignomanamnese mittels MRT). Zur Unterstützung können sowohl Radiologen als auch die klinischen Zuweiser auf Orientierungshilfen zurückgreifen [10]. Die Untersuchung

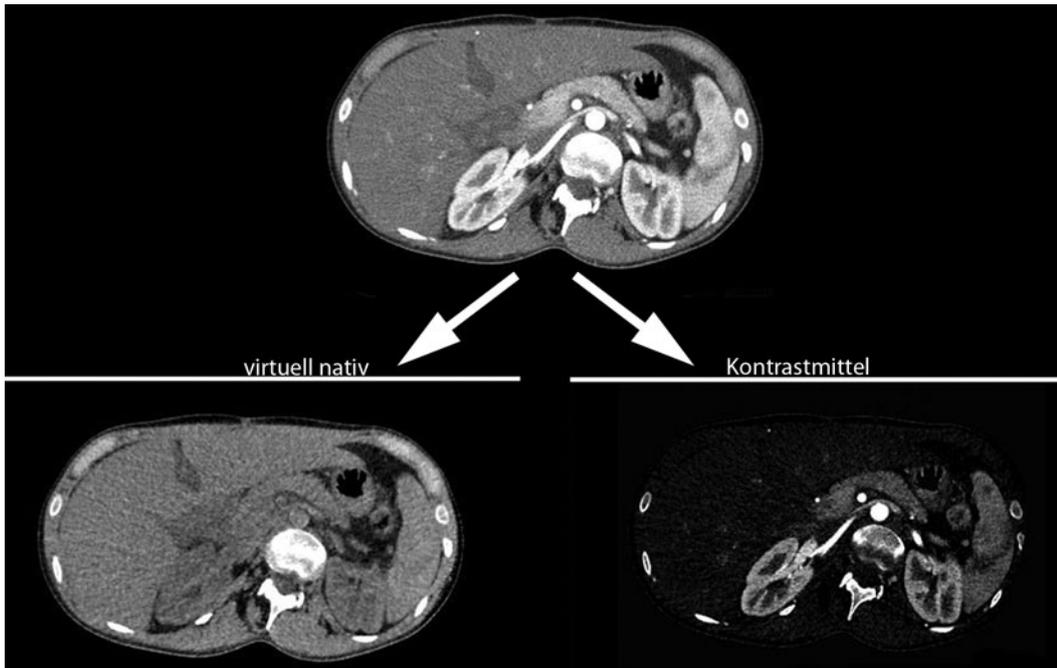


Abb. 1 ◀ Dual-energy-CT des Abdomens (100/140 kV). Aufgrund unterschiedlicher Absorptionsspektren können retrospektiv virtuelle native und Kontrastmitteldatenätze berechnet werden

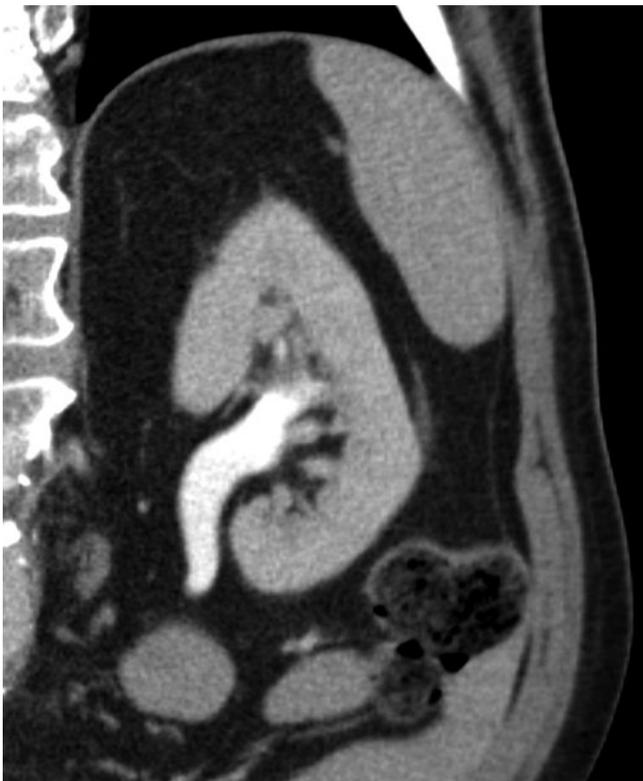


Abb. 2 ▲ Monophasische CT mit Splitbolusprotokoll. Sowohl das Nierenparenchym als auch die ableitenden Harnwege sind mit einer Datenakquisition darstellbar

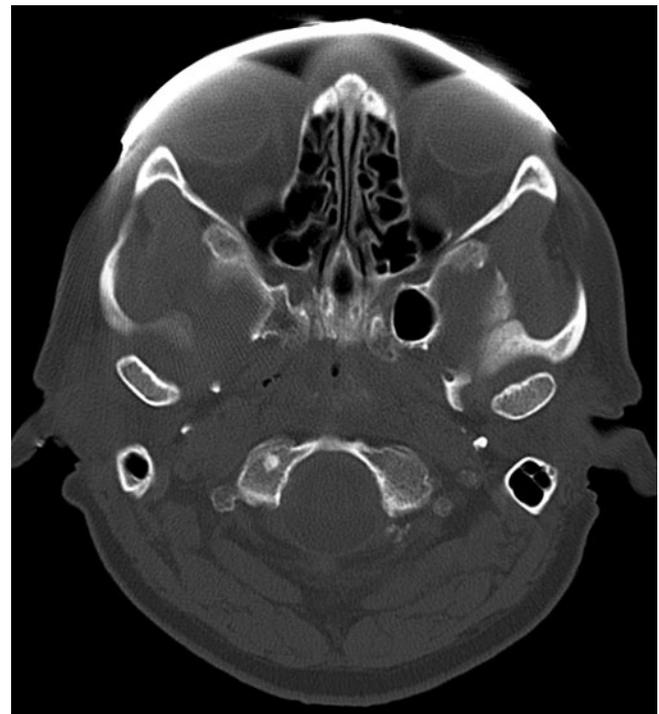


Abb. 3 ▲ Linsenschutz bei der Schädel-CT. Deutliche Reduktion der Organäquivalentdosis ohne relevante Beeinträchtigung der Bildqualität

sollte für eine maximale Qualität und zur Vermeidung von Zweituntersuchungen stets speziell an die dedizierte Fragestellung angepasst werden.

Patientenvorbereitung

Die gezielte Patienteninstruktion kann zum einen helfen, Bewegungs- und Fremdkörperartefakte zu vermeiden und

zum anderen das Notfallmanagement beim Auftreten unerwünschter Arzneimittelwirkungen verbessern. Die orale und rektale Kontrastierung, Wahl der Art des Kontrastmittels und Indikationsstel-

lung einer darmrelaxierenden Prämedikation tragen entscheidend zur diagnostischen Bildqualität bei [11]. Bei der Patientenlagerung ist auf die optimale Zentrierung zu achten. Automatisierte Zentrierungshilfen vermeiden eine inhomogene Dosisverteilung und können so die Oberflächendosis um ca. 20% verringern [12]. Weitere Dosiseffizienz lässt sich mit der auf die Untersuchungsregion angepassten Armlagerung erzielen. So können bei geringerer Gesamtschwächung ein unverändertes Bildrauschen mit niedrigerer Strahlendosis erreicht und Aufhärtungs- sowie Kegelstrahlartefakte reduziert werden. In der Literatur wird dabei je Arm im Untersuchungsvolumen ein Dosisanstieg von ca. 20% beschrieben [13].

Kontrastmittelphasen

Bei der Wahl des Untersuchungsprotokolls sollte eine Überexposition durch die strenge Anpassung der Kontrastmittelphasen an die Fragestellung erfolgen. Virtuell native Datensätze können heute außerdem mittels Dual-energy-Technik auch aus Kontrastmittelphasen berechnet werden (■ **Abb. 1**). Gute Ergebnisse werden z. B. zur Endoleakdetektion, zur Abklärung von Nierentumoren und zur intrakraniellen Blutungdetektion in der Literatur berichtet [14, 15, 16] Die Zusatzinformation mehrerer Kontrastmittelphasen kann drüber hinaus auch durch mehrphasische Injektionsprotokolle des i.v.-Kontrastmittels in einer monophasischen CT akquiriert werden. Diese Splitbolusprotokolle können z. B. bei polytraumatisierten Patienten [17] oder zur Abklärung der Nieren [18] zum Einsatz kommen (■ **Abb. 2**).

Patienten

Unter der Annahme einer Abhängigkeit der Krebsinzidenz durch ionisierende Strahlung vom Lebensalter bei Exposition, durch im Alter sinkende Zellteilungsraten und einer 20- bis 30-jährigen Latenz der strahleninduzierten Kanzerogenese tragen ältere Patienten und Patienten mit terminalen Erkrankungen ein wesentlich niedrigeres Risiko als junge Patienten und Patienten mit kurativem Therapieansatz [19]. Ein weiteres Augenmerk

Radiologe 2012 · 52:905–913 DOI 10.1007/s00117-012-2338-8
© Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2012

M.S. May · W. Wuest · M.M. Lell · M. Uder · W.A. Kalender · B. Schmidt

Aktuelle Strategien zur Dosisreduktion in der Computertomographie

Zusammenfassung

Die unklaren Risiken der Strahlenbelastung durch die Computertomographie sind ein andauernder Anlass für Besorgnis, sowohl für medizinisches Personal als auch den Patienten. Gemäß dem Leitsatz „soviel wie nötig, aber so wenig wie möglich“ ist die Dosisreduktion zentrales Thema in klinischem Alltag, Forschung und Entwicklung. Das komplexe Zusammenspiel aus Untersuchungsplanung, -durchführung und -nachverarbeitung bietet auf der einen Seite ein großes Optimierungspotenzial, auf der anderen Seite jedoch auch ein beachtliches Fehlerrisiko. Der Radiologe trägt dabei die Verantwortung für

die Qualität der Untersuchung. Dies erfordert einen hohen und aktualisierten Wissensstand. Die meisten der Verfahren zur Dosisreduktion stehen dabei herstellerübergreifend zur Verfügung. Leitgrundsatz ist stets die Dosisoptimierung ohne Verlust der diagnostischen Qualität.

Schlüsselwörter

Strahlendosis · Computertomographie · Röhrenstrommodulation · Automatische Anpassung der Röhrenspannung · Iterative Rekonstruktion

Current strategies for dosage reduction in computed tomography

Abstract

The potential risks of radiation exposure associated with computed tomography (CT) imaging are reason for ongoing concern for both medical staff and patients. Radiation dose reduction is, according to the as low as reasonably achievable principle, an important issue in clinical routine, research and development. The complex interaction of preparation, examination and post-processing provides a high potential for optimization on the one hand but on the other a high risk for errors. The radiologist is responsible for the quality of the CT examination which requires

specialized and up-to-date knowledge. Most of the techniques for radiation dose reduction are independent of the system and manufacturer. The basic principle should be radiation dose optimization without loss of diagnostic image quality rather than just reduction.

Keywords

Radiation dosage · Computed tomography · Tube current modulation · Automated tube voltage selection · Iterative reconstruction

gilt der kumulativen Strahlendosis bei Patienten mit repetitiven CT-Untersuchungen wie z. B. bei Verlaufskontrollen. Eine relative Kontraindikation für die CT besteht aufgrund des erhöhten Mutationsrisikos für Patienten mit Chromosomeninstabilitäten wie z. B. dem Nijmegen-Brakage-Syndrom und der Ataxia teleangiectatica [20].

Schutzmittel

Zur Reduktion der Strahlenexposition strahlenempfindlicher Organe stehen von außen aufgebrauchte Röntgenschutzschilde für die Gonaden, die weibliche Brustdrüse, die Schilddrüse und die Augenlinsen zur Verfügung (■ **Abb. 3**; [21,

22]). Dabei kann zwischen Schilden im direkten Strahlengang und Schilden zur Verringerung der Streustrahlung unterschieden werden. Liegen die zu schützenden Organe im direkten Strahlengang, kann die Dosisreduktion mit Einbußen der Bildqualität einhergehen [23]. Mit Ausnahme des Linsenschutzes bei der Schädel-CT werden diese Schilde daher in der Literatur eher kontrovers diskutiert [24]. Wismut ist im Vergleich zu Blei bei ähnlicher Strahlenreduktion leichter und flexibler und daher in der klinischen Praxis handlicher in der Anwendung [25]. Die Höhe der Reduktion der Organäquivalentdosis wird in der Literatur je nach Material und Untersuchungstechnik stark unterschiedlich angegeben

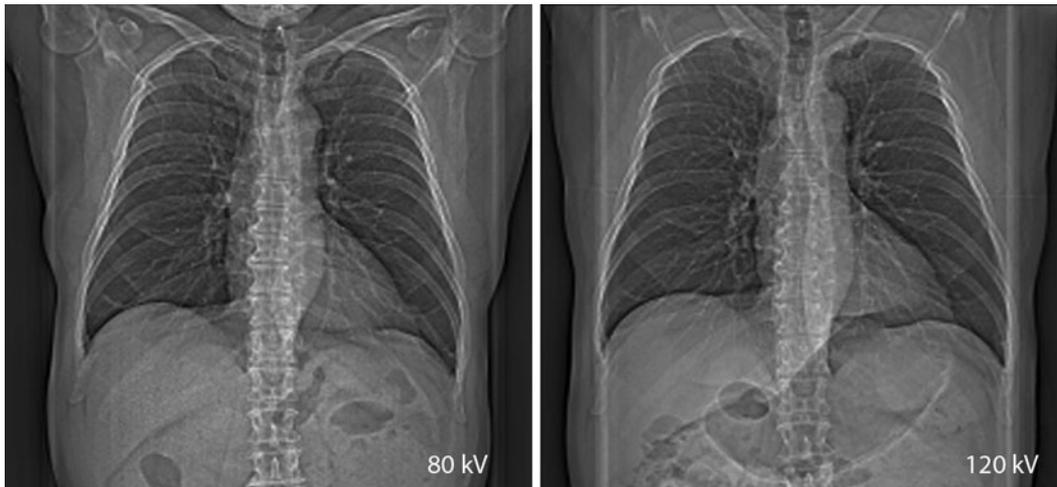


Abb. 4 ◀ Übersichtsaufnahme bei 80 und 120 kV. Auch bei niedriger Röhrenspannung sind alle relevanten Informationen enthalten

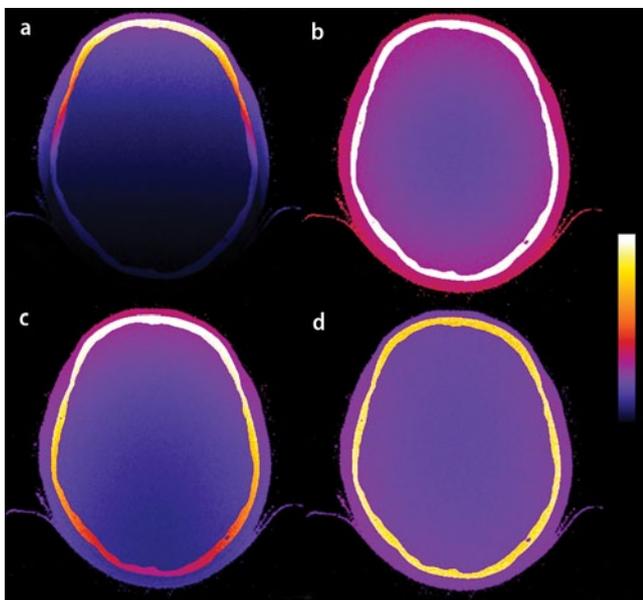


Abb. 5 ◀ Monte-Carlo-Dosisverteilungen für eine Übersichtsaufnahme im a.-p.-Strahlengang (a), ein Schädel-CT mit einer Rotation von 360° (b), Schädel-CT mit einer Rotation von 270° unter Auslassen der okzipitalen Winkelgrade (c) und Schädel-CT mit einer Rotation von 360° und Verwendung anatomisch geformter Filter (d). (Mit frdl. Genehmigung aus [43])

(26–97% [21, 23]). Nichtexponierte Körperteile sollten gerade bei jüngeren Patienten mit einer Bleischürze gegen Streustrahlung abgeschirmt werden.

Neueste Forschungsergebnisse lassen eine signifikante Reduktion der DNA-Doppelstrangbrüche von bis zu 50% nach oraler Einnahme von Radikalfängern vermuten [26]. Deren routinemäßige Anwendung hat jedoch noch keinen Einzug in die Praxis gefunden.

Technische Aspekte der Datenakquisition

Übersichtsaufnahme

Die für die CT-Planungsaufnahmen benötigte Energiedosis wird oft vernachlässigt. Als Routineeinstellung sind vom Hersteller meist 120 kV Röhrenspannung mit relativ hohem Röhrenstrom gewählt. Für die reine anatomische Anpassung des Untersuchungsbereichs sind jedoch auch 80 kV und ein niedriger Röhrenstrom ausreichend (▣ Abb. 4). Zudem kann durch die überwiegend ventrale Lage strahlensensibler Organe, wie der Brust- oder der Schilddrüse, die ED durch Aufnahme im p.-a.-Strahlengang mit Positionierung der

Röntgenröhre unter dem Patienten weiter verringert werden (▣ Abb. 5; [27]).

Strahlengeometrie

Neben den deutlichen klinischen Vorteilen der Mehrschicht-CT ergeben sich auch technische, dosisrelevante Herausforderungen. Während die Einzelengengeräte auch die Penumbra des Fächerstrahls zur Bildgebung verwenden konnten, müssen die einzelnen Detektorzeilen der Mehrzeilengeräte mit möglichst gleicher Intensität angesteuert werden, um Inhomogenitäten zu vermeiden. Besonders bei der Verwendung kleinerer Mehrzeilendetektoren konnte dies bei den ersten 4-Zeilen-Geräten zu einer Reduktion der Strahleneffizienz und einem Anstieg des CTDI führen [28]. Bei einem weiteren Anstieg der Kollimierung fällt dieser Effekt geringer ins Gewicht. Außerdem wurden aufgrund des möglichen Dosisanstiegs von den meisten Herstellern technische Maßnahmen ergriffen, um einen Dosisanstieg zu vermeiden.

Mit steigender Detektorbreite kann außerdem das überexponierte Volumen in z-Richtung durch den im Vergleich zu kleineren Detektoren vergrößerten Vor- und Nachlauf im Spiralmodus ansteigen. Der Anteil nicht zur Bildgebung verwendbarer Strahlendosis fällt insbesondere bei kurzen Untersuchungslängen und hohem Pitch ins Gewicht. Dieser kann in moderneren Geräten mittels dynamischer Kollimierung zu großen Anteilen vermieden werden und so die Patientendosis je nach Untersuchung um 3–25% reduzieren [29].

Dabei vermeiden am kranialen und kaudalen Rand des Untersuchungsvolumens antiparallel zur Untersuchungsrichtung einfahrende Blenden die unnötige Strahlenbelastung.

Nicht zur Bildgebung beitragende niederenergetische Photonenstrahlung kann mittels zwischen der Röntgenröhre und dem Patienten angebrachter Filter vermieden werden. Besonders die oberflächliche Energiedosis wird dadurch reduziert (■ **Abb. 5**). Da der menschliche Körper, stark vereinfacht, zylindrisch konfiguriert ist, kommen dabei auf die Anatomie angepasste, geformte Filter zum Einsatz [30]. Zahlreiche moderne CT-Systeme bieten im Speziellen dedizierte Filter für die Anatomie von Kindern an.

Untersuchungslänge

Während das DLP durch den Einfluss der Schwächungswerte auf die Dosisautomatik und somit auf den CTDI von der Dichte des Patienten und der Untersuchungslänge abhängig ist, steigt die ED zusätzlich

in Abhängigkeit der exponierten Organe. Die dedizierte Eingrenzung der Untersuchungsregion auf die zur Beantwortung der klinischen Fragestellung nötigen Bereiche kann daher sowohl durch die reduzierte Exposition in z-Richtung als auch durch die Vermeidung der Exposition strahlensensibler Organe eine Überexposition des Patienten verhindern. So sollten die Hoden beispielsweise nicht routinemäßig im Abdomen-CT und die Augenlinsen nicht im Hals- und Schädel-CT erfasst werden. Dabei kommt der präzisen Zusammenarbeit mit dem klinischen Kollegen und der Vermeidung von Kommunikationsproblemen besondere Bedeutung zu. Insbesondere sollten in diesem Zusammenhang Ganzkörperuntersuchungen bei unklarer Fragestellung vermieden werden.

Röhrenstrom

Der angelegte Röhrenstrom bestimmt die Menge an emittierten Photonen aus der Röntgenröhre. Die Strahlendosis ist dabei

direkt proportional, das Bildrauschen dagegen sinkt nur mit dem Faktor $\sqrt{2}$. Um das Bildrauschen zu halbieren, ist also die 4-fache Strahlendosis für den Patienten nötig, bei einer Reduktion der Strahlendosis um 75% verdoppelt sich das Bildrauschen. Zur Optimierung der Strahlendosis stehen verschiedene Anpassungstechniken des Röhrenstroms an die Geometrie des individuellen Körpers zur Verfügung.

Die schwächungsbasierte Röhrenstrommodulation (TCM) nutzt den elliptischen Querschnitt des Körpers in der x-y-Ebene. Die a.-p.-Projektionen erzeugen bei konstantem Röhrenstrom deutlich weniger Bildrauschen als die lateralen. Insbesondere in Körperregionen mit Überlagerung knöcherner Strukturen, wie im Schultergürtel und der Hüfte, kann durch stetige Regulation des Röhrenstroms anhand der Schwächungsinformationen vorhergehender Winkelgrade ein homogenes Bildrauschen bei gleichzeitiger Dosisreduktion von bis zu 50% erreicht werden [31].

Hier steht eine Anzeige.



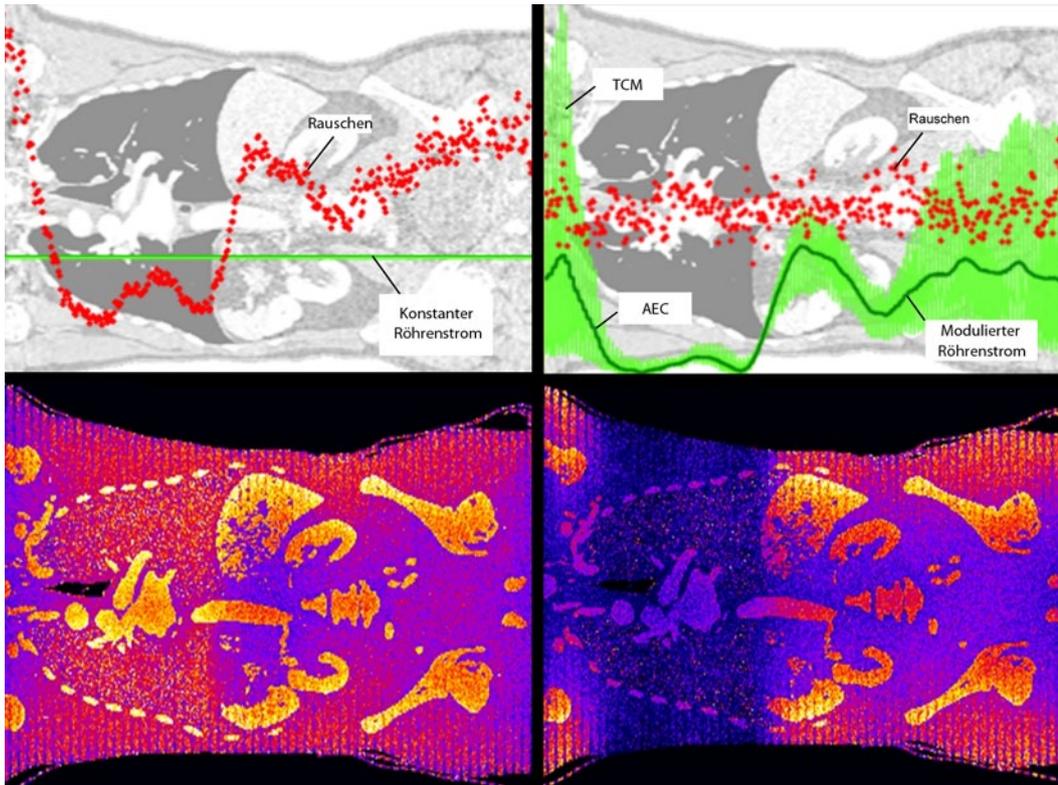


Abb. 6 ◀ Monte-Carlo-Dosisverteilungen für eine Untersuchung mit konstantem Röhrenstrom (*links*) und schwächungsbasierter Röhrenstrommodulation (TCM) mit automatischer Expositionskontrolle (AEC, *rechts*). (Mit frdl. Genehmigung aus [43])

Weitere Dosiseinsparungen können aufgrund der oberflächlichen, ventralen Lage einiger strahlensensibler Organe im Körper mittels organbezogener Röhrenstrommodulation erreicht werden. Da die Bildqualität unabhängig, die Energiedosisverteilung jedoch abhängig von der Richtung des Strahlengangs ist, kann der Röhrenstrom z. B. in den anterioren zu Ungunsten der posterioren Winkelgrade verringert werden (▣ **Abb. 5**). Die Organäquivalentdosis der Augenlinsen, Schilddrüse und Brustdrüse kann dabei in der Literatur um bis zu 50% reduziert werden [32].

Die automatische Expositionskontrolle (AEC) beschreibt die TCM in Abhängigkeit von der jeweiligen z-Position. Je nach Dicke und Dichte wird z. B. zur Abbildung der knochenreichen Schulter- und Beckenregion ein deutlich höheres Röhrenstrom-Zeit-Produkt für ein konstantes Rauschniveau nötig als im wasserreichen Abdomen, und in diesem wiederum als im luftreichen Thorax (▣ **Abb. 6**).

Bei der herkömmlichen Spiral-CT des Herzens kann die durch die redundante Information erzeugte, hohe Äquivalentdosis außerdem durch die elektrokardiogrammgetriggerte TCM je nach Herz-

frequenz um bis zu 64% reduziert werden [33]. Dabei wird der Röhrenstrom bei stark überlappendem Pitch in nicht zur Bildgebung beitragenden Phasen des Herzzyklus auf bis zu 4% des Ausgangswerts reduziert.

Röhrenspannung

Die angelegte Röhrenspannung bestimmt das emittierte Spektrum an Röntgenstrahlung. Technisch bedingt war lange Zeit eine Röhrenspannung von 120 kV vorgegeben. Für die Darstellung der nativen Weichteile, welche im Wesentlichen vom Bildrauschen beeinflusst wird, existiert kaum kein Vorteil durch eine Abweichung von diesem Standard. Unter Voraussetzung gleicher Dosis führt eine Änderung der Spannung nur zu einer geringfügigen Änderung des Rauschens. Atome höherer Ordnungszahl, wie das Kalzium der Knochen und das Jod der positiven CT-Kontrastmittel, haben jedoch einen Anstieg der Absorption relativ zu Wasser bzw. Weichgewebe bei niedrigeren Energien. Die höhere Absorption in diesen Geweben bei niedrigerer Röhrenspannung erhöht den Bildkontrast. Gleichzeitig steigt das Bildrauschen im nicht-

linearen Verhältnis. Dieses kann, in Abhängigkeit von der Patientenkonstitution und der geräteabhängigen Röhrenkapazität, durch die kompensatorische Erhöhung des Röhrenstroms ausgeglichen werden. Bei gesteigertem Kontrast kann außerdem auch ein vermehrtes Bildrauschen bei inkompletter Gegenregulation durch den Röhrenstrom zur Beibehaltung des Kontrast-zu-Rauschen-Verhältnisses bei niedriger Röhrenspannung toleriert werden (▣ **Abb. 7**).

Dieser Effekt ermöglicht insbesondere bei schlanken Patienten und Untersuchungen mit hohen Jodkonzentrationen, wie z. B. Angiographien, Dosiseinsparungen [34]. Neue Anpassungsalgorithmen ermöglichen bei der hohen Komplexität und Individualität die klinische Kompatibilität. Nach Angabe eines Referenzprotokolls bei 120 kV und Auswahl der Gewichtung des Jodkontrasts kalkulieren diese anhand des Schwächungsprofils der Übersichtsaufnahme optimierte Einstellungen. Diese können automatisch oder selektioniert angenommen werden. Die zu erwartende Dosisreduktion hängt dabei stark von der Indikation und der Patientenkonstitution ab und wird in der Literatur mit ca. 25–50% angegeben [35]. Li-

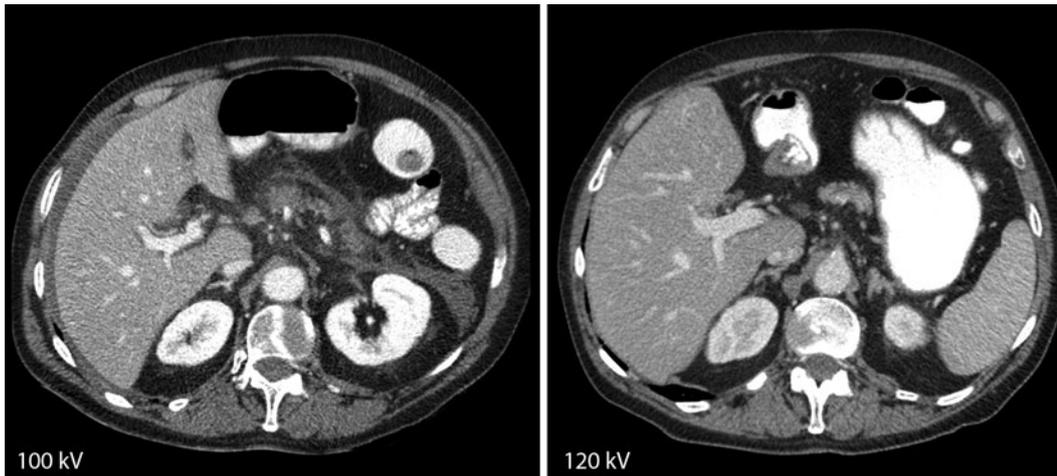


Abb. 7 ◀ Abdomen-CT mit automatischer Anpassung der Röhrenspannung in der Verlaufskontrolle. Bei 100 kV und gleichem Injektionsprotokoll des Kontrastmittels kann bei ca. 10% Dosisreduktion ein konstantes Kontrast-zu-Rauschen-Verhältnis erzielt werden. Der Bildeindruck bei erhöhtem Nominalrauschen und Absolutkontrast kann über die Fenstereinstellung optimiert werden

mitiert ist diese Methode durch die Leistungsfähigkeit der Röntgenröhre bzgl. des Röhrenstroms pro Zeit zur Gegenregulation und die nur stufenweise Regulierbarkeit der Röhrenspannung [36].

Pitch und Untersuchungsdauer

Bei konstantem Röhrenstrom ist die Äquivalentdosis direkt proportional zur Expositionsdauer. Beim Spiral-CT bestimmt der als Verhältnis von Tischvorschub zu Detektorbreite definierte Pitchwert maßgeblich die Untersuchungsdauer. Da eine Erhöhung des Pitch mit diskontinuierlicher Gewebeabtastung und so bei konstantem Röhrenstrom mit einem Anstieg des Bildrauschens einhergeht, wird herstellerabhängig ein Verhältnis aus mAs und Pitch zur Einstellung der gewünschten Bildqualität ausgewählt. Aufgrund der Strahlengeometrie sind bei herkömmlichen Geräten mit einer Strahlenquelle Pitchwerte bis 1,5, bei Dual-source-Geräten >3,0 ohne relevanten Verlust der Bildqualität möglich.

Die zeitliche Auflösung spielt besonders in der Herzbildgebung aufgrund der kontinuierlichen Bewegung eine große Rolle. Geräte bis zum 64-Zeilen-Mehrschicht-CT akquirieren aufgrund der relativ geringen Detektorgröße weitestgehend bewegungsartefaktfreie Volumendatensätze mittels überlappender Volumenabtastung durch einen niedrigen Pitch im Spiralmodus und retrospektiver Informationsauswahl in Abhängigkeit von der Herzphase („gating“). Dabei kann der Pitch bei höheren Herzfre-

quenzen gesteigert und so die überschüssige Strahlenexposition deutlich reduziert werden [37]. Neueste Geräte ermöglichen die Herzbildgebung in nur einem Herzzyklus. Dies wird entweder durch Detektorgößen, welche das gesamte Herz stationär in einer Rotation erfassen [38], oder durch hohe Pitchwerte bis 3,4 mittels Dual-source-Technologie erreicht [39]. Bezüglich der Strahlendosis bedeutet dies die hochgradige Einsparung der nicht zur Bildgebung verwendeten Strahlenexposition bis zu Werten der ED von unter 1 mSv. Besonders bei der Untersuchung von Kindern erhöhen ähnliche High-pitch-Protokolle die Dosiseffizienz durch die aufgrund der kurzen Untersuchungszeiten deutliche Reduktion der Bewegungsartefakte [40].

Technische Aspekte der Datenverarbeitung

Gefilterte Rückprojektion

Aus den durch die Vorwärtsprojektion der Röntgenröhre auf den Detektor erzeugten Schwächungswerten werden die Bilddaten grundsätzlich durch eine Rückprojektion für jede Winkelposition erzeugt. Die Kantenschärfe und das Bildrauschen werden dabei vom verwendeten Faltungskern bestimmt. Zur Darstellung hoher Dichteunterschiede, wie in der Lunge und im Knochen, eignen sich scharfe, zur Darstellung von Weichteilgeweben mit niedrigen Dichteunterschieden weiche Faltungskerne.

Adaptiver Filter

Nach der Bildrekonstruktion mittels gefilterter Rückprojektion stehen adaptive Filter zur Nachbearbeitung zur Verfügung. Über Voreinstellungen an verschiedenen Parametern können Bildrauschen und Artefakte zum einen durch Glättung reduziert, zum anderen der Kontrast durch Kantenanhebung erhöht werden. Dies geschieht durch eine Kontextanalyse der einzelnen Voxel im Gesamtvolumen. Die Multifrequenzanalyse bewirkt dabei im Sinne einer adaptiven Kombination die Zerlegung des Ausgangsbildes in mehrere Frequenzbänder, deren getrennte Prozessierung und anschließende Resynthese. In der Literatur werden so Expositionsreduktionen um bis zu 50% bei konstanter Bildqualität beschrieben [41].

Iterative Rekonstruktionsalgorithmen

Die zuletzt deutlich gestiegene Rechnerleistung ermöglicht die Renaissance einer seit den Anfängen der CT bekannten Methode der Bildberechnung, der iterativen Rekonstruktion (■ **Abb. 8**). Nach der initialen Rückprojektion und einer anschließenden mathematischen Vorwärtsprojektion werden die berechneten Daten mit den physikalischen Schwächungswerten verglichen. Die grundsätzlich approximierten, mathematisch nicht exakte Rückprojektion kann so unter Berücksichtigung von Kontrast- und Kanteninformationen korrigiert werden. Jede Iterationsschleife bewirkt dabei die Ent-

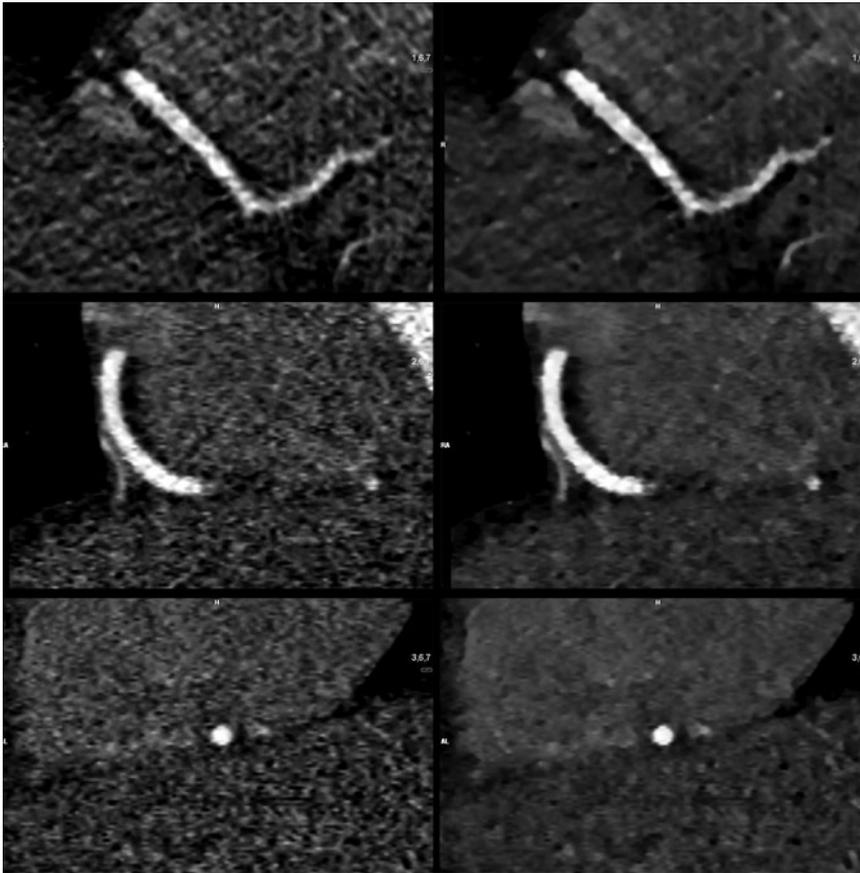


Abb. 8 ▲ CT-Angiographie der Koronararterien bei einer effektiven Dosis von 0,3 mSv. Im Vergleich zur gefilterten Rückprojektion (*links*) können iterative Rekonstruktionsalgorithmen (*rechts*) auch bei sehr niedriger Strahlendosis das Bildrauschen senken und die Kantenschärfe erhöhen

kopplung von Auflösung, Kontrast und Bildrauschen. Eine deutliche Zeitersparnis bei dem hohen Rechenaufwand versprechen iterative Rekonstruktionen, bei denen der Abgleich nicht im langsamen Rohdaten-, sondern im schnell arbeitenden Bilddatenraum stattfindet. Klinische Studien haben die Befundkonstanz auch bei ca. 50% Dosisreduktion und mit dem klinischen Arbeitsablauf zu vereinbaren den Rekonstruktionszeiten nachweisen können [42].

Fazit für die Praxis

- Grundsätzlich sollte die Untersuchungstechnik streng an die klinische Fragestellung angepasst werden – dabei ist die Sicherstellung der diagnostischen Qualität oberstes Gebot und Wiederholungsuntersuchungen sind zu vermeiden.

- Leitgrundsatz sollte statt der bloßen Reduktion eher die Dosisoptimierung sein; wichtigste Voraussetzung dazu sind ein hoher Wissensstand, Erfahrung und die gute Zusammenarbeit des technischen Personals, der Radiologen und Zuweiser.
- Besteht eine rechtfertigende Indikation, können bei der Untersuchungsvorbereitung, -durchführung und -nachverarbeitung vielfältige Verfahren zur Dosisoptimierung eingesetzt werden; einige davon sind herstellersizspezifisch bzw. technisch unterschiedlich gelöst und stehen nicht gleichermaßen zur Verfügung. Der Anwender sollte daher stets in der Lage sein, selbständig Anpassungen durchzuführen, die automatisierten Applikationen kritisch zu hinterfragen und Fehler zu vermeiden. Besondere Bedeutung haben daher auch die Aus- und Weiterbildung.

- Die angegebenen prozentualen Dosisreduktionen stellen die in der Literatur genannten Maximalwerte unter idealen Bedingungen für die jeweilige Methode dar; im Durchschnitt sind deutlich geringere Prozentwerte zu erwarten.
- Durch Kombination der verschiedenen Verfahren erscheinen konsistente Effektivdosen von 1–2 mSv auch für die ehemals dosisintensiveren Untersuchungen von Herz und Abdomen unter Einhaltung hoher diagnostischer Bildqualität möglich.

Korrespondenzadresse



M.S. May
Radiologisches Institut,
Universitätsklinikum Erlangen,
Maximiliansplatz 1,
91054 Erlangen
matthias.may@uk-erlangen.de

Interessenkonflikt. Der korrespondierende Autor weist auf folgende Beziehungen hin: W.A. Kalender ist Berater der Siemens Healthcare AG; B. Schmidt ist Angestellter der Siemens Healthcare AG; M.M. Lell bezieht Forschungszuschüsse und ist Teil der Redneragenturen der Firmen Bayer AG und Siemens AG Healthcare Sector.

Literatur

1. Bundesamt für Strahlenschutz: Jahresbericht 2009 – Röntgendiagnostik in Deutschland: Trends für die Jahre 1996 bis 2006. (2009) <http://www.bfs.de>
2. Mettler FA Jr, Thomadsen BR, Bhargavan M et al (2008) Medical radiation exposure in the U.S. in 2006: preliminary results. *Health Phys* 95:502–507
3. European Guidance on Estimating Population Doses from Medical X-Ray Procedures – Radiation Protection N° 154 154; Health Protection Agency; Centre for Radiation Chemical and Environmental Hazards; Radiation Protection Division; Chilton, Didcot, Oxfordshire OX11 0RQ (2008) http://www.ec.europa.eu/energy/nuclear/radiation_protection/doc/publication/154.zip
4. BEIR VII Phase 2 – Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation, Annex 12D: Additional Examples of Lifetime Risk Estimates Based on BEIR VII Preferred Models. The National Academies Press. Washington D.C. (2006) http://www.nap.edu/openbook.php?record_id=11340&page=311
5. Preston RJ (2003) The LNT model is the best we can do – today. *J Radiol Prot* 23:263–268
6. Annals of the ICRP Volume 103 – ICRP103: The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. 103; Protection International Commission on Radiological (2007)

7. Evaluation and routine testing in medical imaging departments – Part 2–6: constancy tests – imaging performance of computed tomography X-ray equipment. IEC 61223-2-6
8. Shrimpton PC, Hillier MC, Lewis MA et al (2006) National survey of doses from CT in the UK: 2003. *Br J Radiol* 79:968–980
9. Deak PD, Smal Y, Kalender WA (2010) Multisection CT protocols: sex- and age-specific conversion factors used to determine effective dose from dose-length product. *Radiology* 257:158–166
10. Cascade PN (2000) The American College of Radiology. ACR Appropriateness Criteria Project. *Radiology* 214(Suppl):3–46
11. Lalitha P, Reddy M, Reddy KJ et al (2011) Computed tomography enteroclysis: a review. *Jpn J Radiol* 29:673–681
12. Li J, Udayasankar UK, Toth TL et al (2008) Application of automatic vertical positioning software to reduce radiation exposure in multidetector row computed tomography of the chest. *Invest Radiol* 43:447–452
13. Brink M, Lange F de, Oostveen LJ et al (2008) Arm raising at exposure-controlled multidetector trauma CT of thoracoabdominal region: higher image quality, lower radiation dose. *Radiology* 249:661–670
14. Stolzmann P, Frauenfelder T, Pfammatter T et al (2008) Endoleaks after endovascular abdominal aortic aneurysm repair: detection with dual-energy dual-source CT. *Radiology* 249:682–691
15. Graser A, Johnson TR, Hecht EM et al (2009) Dual-energy CT in patients suspected of having renal masses: can virtual nonenhanced images replace true nonenhanced images? *Radiology* 252:433–440
16. Ferda J, Novak M, Mirka H et al (2009) The assessment of intracranial bleeding with virtual unenhanced imaging by means of dual-energy CT angiography. *Eur Radiol* 19:2518–2522
17. Loupatatzis C, Schindera S, Gralla J et al (2008) Whole-body computed tomography for multiple traumas using a triphasic injection protocol. *Eur Radiol* 18:1206–1214
18. Kekelidze M, Dwarkasing RS, Dijkshoorn ML et al (2010) Kidney and urinary tract imaging: triple-bolus multidetector CT urography as a one-stop shop – protocol design, opacification, and image quality analysis. *Radiology* 255:508–516
19. Pierce DA (2002) Age-time patterns of radiogenic cancer risk: their nature and likely explanations. *J Radiol Prot* 22:A147–154
20. Pollard JM, Gatti RA (2009) Clinical radiation sensitivity with DNA repair disorders: an overview. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 74:1323–1331
21. Danova D, Keil B, Kastner B et al (2010) Reduction of uterus dose in clinical thoracic computed tomography. *Rofo* 182:1091–1096
22. Catuzzo P, Aimonetto S, Fanelli G et al (2010) Dose reduction in multislice CT by means of bismuth shields: results of in vivo measurements and computed evaluation. *Radiol Med* 115:152–169
23. Dauer LT, Casciotta KA, Erdi YE et al (2007) Radiation dose reduction at a price: the effectiveness of a male gonadal shield during helical CT scans. *BMC Med Imaging* 7:5
24. Wang J, Duan X, Christner JA et al (2011) Radiation dose reduction to the breast in thoracic CT: comparison of bismuth shielding, organ-based tube current modulation, and use of a globally decreased tube current. *Med Phys* 38:6084–6092
25. Chatterson LC, Leswick DA, Fladeland DA et al (2011) Lead versus bismuth-antimony shield for fetal dose reduction at different gestational ages at CT pulmonary angiography. *Radiology* 260:560–567
26. Kuefner MA, Brand M, Ehrlich J et al (2012) Effect of antioxidants on X-ray-induced gamma-H2AX foci in human blood lymphocytes: preliminary observations. *Radiology* 264(1):59–67
27. O'Daniel JC, Stevens DM, Cody DD (2005) Reducing radiation exposure from survey CT scans. *AJR Am J Roentgenol* 185:509–515
28. McCollough CH, Zink FE (1999) Performance evaluation of a multi-slice CT system. *Med Phys* 26:2223–2230
29. Deak PD, Langner O, Lell M et al (2009) Effects of adaptive section collimation on patient radiation dose in multisection spiral CT. *Radiology* 252:140–147
30. Mail N, Moseley DJ, Siewerdsen JH et al (2009) The influence of bowtie filtration on cone-beam CT image quality. *Med Phys* 36:22–32
31. Greess H, Wolf H, Baum U et al (1999) Dosage reduction in computed tomography by anatomy-oriented attenuation-based tube-current modulation: the first clinical results. *Rofo* 170:246–250
32. Duan X, Wang J, Christner JA et al (2011) Dose reduction to anterior surfaces with organ-based tube-current modulation: evaluation of performance in a phantom study. *AJR Am J Roentgenol* 197:689–695
33. Hausleiter J, Meyer T, Hadamitzky M et al (2006) Radiation dose estimates from cardiac multislice computed tomography in daily practice: impact of different scanning protocols on effective dose estimates. *Circulation* 113:1305–1310
34. LaBounty TM, Leipsic J, Poulter R et al (2011) Coronary CT angiography of patients with a normal body mass index using 80 kVp versus 100 kVp: a prospective, multicenter, multivendor randomized trial. *AJR Am J Roentgenol* 197:W860–867
35. Winklehner A, Goetti R, Baumüller S et al (2011) Automated attenuation-based tube potential selection for thoracoabdominal computed tomography angiography: improved dose effectiveness. *Invest Radiol* 46:767–773
36. Eller A, May MS, Scharf M et al (2012) Attenuation-based automatic kilovolt selection in abdominal computed tomography: effects on radiation exposure and image quality. *Invest Radiol* [Epub ahead of print]
37. May MS, Deak P, Kuettnner A et al (2012) Radiation dose considerations by intra-individual Monte Carlo simulations in dual source spiral coronary computed tomography angiography with electrocardiogram-triggered tube current modulation and adaptive pitch. *Eur Radiol* 22:569–578
38. Dewey M, Zimmermann E, Deissenrieder F et al (2009) Noninvasive coronary angiography by 320-row computed tomography with lower radiation exposure and maintained diagnostic accuracy: comparison of results with cardiac catheterization in a head-to-head pilot investigation. *Circulation* 120:867–875
39. Achenbach S, Marwan M, Ropers D et al (2010) Coronary computed tomography angiography with a consistent dose below 1 mSv using prospectively electrocardiogram-triggered high-pitch spiral acquisition. *Eur Heart J* 31:340–346
40. Lell MM, May M, Deak P et al (2011) High-pitch spiral computed tomography: effect on image quality and radiation dose in pediatric chest computed tomography. *Invest Radiol* 46:116–123
41. Kropil P, Lanzman RS, Walther C et al (2010) Dose reduction and image quality in MDCT of the upper abdomen: potential of an adaptive post-processing filter. *Rofo* 182:248–253
42. May MS, Wust W, Brand M et al (2011) Dose reduction in abdominal computed tomography: intraindividual comparison of image quality of full-dose standard and half-dose iterative reconstructions with dual-source computed tomography. *Invest Radiol* 46:465–470
43. Kalender WA (2011) *Computed tomography*. 3rd edn. Wiley-VCH, London