

Möglichkeiten der Strahlenreduktion bei der CT des Körperstamms

Options for radiation dose reduction in CT

A. Euler, Z. Szücs-Farkas, S. Schindera

Übersicht

Einleitung	163
Krebsrisiko	164
Optimale Untersuchungsvorbereitung und -bedingungen	164
Reduktion der Scanlänge	166
Einsparung der nativen Phase mithilfe der Dual-Energy-CT-Technik	167
Automatische Modulation des Röhrenstroms	167
Reduktion der Röhrenspannung (manuelle und automatische Modulation)	169
Iterative Rekonstruktion	169
Neue Detektortechnologien	170
Dosismanagement-Software	170
Anpassung des Pitch-Werts	171
Abschirmung der CT-Röntgenstrahlen mit Schutzmitteln	171

Zusammenfassung

Der Einsatz der Computertomografie (CT) als bildgebendes Verfahren in der medizinischen Diagnostik hat in den vergangenen 10 Jahren massiv zugenommen. Einer der Hauptgründe dafür ist die technische Weiterentwicklung der CT-Scanner, die zu einer Ausweitung der klinischen Indikationen führte. Damit verbunden erhöht sich nicht nur der diagnostische Nutzen sondern auch die gesamthafte Strahlendosis für die Patientenpopulation. Um diesem Anstieg der Patientendosis entgegenzuwirken, sind verschiedene Optimierungsmaßnahmen erforderlich. Es ist die Pflicht des Radiologen und der MTRA, die CT verantwortungsvoll, d. h. im Sinne des ALARA-Prinzips („as low as reasonably achievable“), einzusetzen. Die in diesem Artikel vorgestellten Möglichkeiten zur CT-Strahlenreduktion sollen helfen, das gewünschte Ziel der Dosisersparung effizient zu erreichen.

Einleitung

Seit der Einführung der Computertomografie (CT) in den frühen 1970er-Jahren hat sich die Methode zu einem der wichtigsten bildgebenden Verfahren in der Medizin entwickelt und ist heute nicht mehr aus dem klinischen Alltag wegzudenken. Aufgrund der rasanten technischen Weiterentwicklung der CT im vergangenen Jahrzehnt hat die diagnostische Aussagekraft wesentlich zugenommen, sodass dadurch die Behandlungsergebnisse in vielen Teilbereichen der Medizin (z. B. in der Onkologie oder Notfallmedizin) deutlich verbessert werden konnten. Als Folge wird heute die CT immer häufiger für diagnostische Fragestellungen, aber auch therapeutische Eingriffe herangezogen. Zwischen 1998 und 2008 sind die CT-Untersuchungszahlen in

der Schweiz um 142% von 330 000 auf 800 000 Untersuchungen gestiegen [1]. Im Jahr 2008 war die CT für 68% der jährlichen medizinischen Strahlenexposition in der Schweiz verantwortlich, obwohl die Gesamtzahl der CT-Untersuchungen nur 6% aller radiologischen Untersuchungen ausmachte [1]. Der Trend der steigenden CT-Untersuchungszahlen ist auch in anderen Industrienationen zu erkennen. In den USA stieg die Anzahl an CT-Untersuchungen in den letzten 15 Jahren um mehr als 10% pro Jahr und nach aktuellen Schätzungen werden jährlich 74 Millionen CT-Untersuchungen durchgeführt [2].

Aus der Zunahme der CT-Untersuchungszahlen resultiert ein Anstieg der gesamthafte Strahlenexposition für die Bevölkerung.

Folglich ist ein sachgerechter Einsatz der CT absolut notwendig und zwingt Radiologen und MTRA, dosisoptimiert im Sinne des ALARA-Prinzips („as low as reasonably achievable“) zu arbeiten. Es gibt zahlreiche Möglichkeiten, die effektiv und effizient zu einer Dosisreduktion führen.

Krebsrisiko

Die Mehrzahl der heute publizierten Studien zur Einschätzung des Krebsrisikos durch ionisierende Strahlung basiert auf den epidemiologischen Daten der Überlebenden des Atombombenabwurfs in Japan von 1945 [3]. Der im Jahr 2006 veröffentlichte BEIR-VII-Report zur Einschätzung der Gesundheitsrisiken durch niedrig dosierte ionisierte Strahlung (<100 mSv) basiert ebenfalls auf diesen Daten und kommt zu dem Ergebnis, dass eine Strahlenexposition von 100 mSv bei einem von 100 Exponierten zu einem soliden Tumor oder einer Leukämie führen kann [4]. Seit Kurzem liegen nun auch Daten von 2 retrospektiven epidemiologischen Kohortenstudien vor, die zum ersten Mal eine Korrelation zwischen einer CT-Untersuchung und einem leicht erhöhten Krebsrisiko bei Kindern, Jugendlichen und jungen Erwachsenen zeigten [5,6]. Die Studie von Pearce et al. kommt zu dem Ergebnis, dass eine CT-Untersuchung mit einer kumulierten Dosis von 50–60 mGy bei Kindern und Jugendlichen bis 22 Jahren das Risiko einer Leukämie oder eines Hirntumors etwa dreifach erhöhen kann [5]. Eine zweite Veröffentlichung von Mathews et al. ermittelte ebenfalls eine leicht erhöhte Inzidenzrate für Krebs bei australischen Kindern und Jugendlichen bis 19 Jahren, die mindestens eine CT-Untersuchung erhalten haben [6]. Einschränkung gilt für beide Studien, dass möglicherweise die Erkrankung der Kinder und Jugendlichen nicht nur die Indikation für die CT-Untersuchungen darstellte, sondern evtl. auch Ursache des höheren Krebsrisikos war.

Basierend auf diesen aktuellen Studienergebnissen steht der Radiologe mehr denn je in der Pflicht, den klinischen Nutzen einer CT-Untersuchung gegen die potenziellen Risiken einer Strahlenexposition abzuwägen.

Die Indikation muss streng geprüft werden. Des Weiteren ist die Modalität mit der geringsten Strahlenbelastung auszuwählen. Der Verzicht auf eine CT-Untersuchung, bei der nur eine unzureichende klinische Indikation vorliegt, ist der effektivste Weg, um eine Strahlenexposition zu vermeiden. Für Radiologen und

ihre klinischen Zuweiser gibt es verschiedene Orientierungshilfen im Sinne von Zuweisungsrichtlinien, die von nationalen radiologischen Fachgesellschaften publiziert wurden (z. B. Royal College of Radiologists, American College of Radiology, Société Française de Radiologie). Diese Zuweisungsrichtlinien sollen helfen, diejenigen bildgebenden Verfahren auszuwählen, die für die jeweilige Fragestellung in Bezug auf Strahlendosis und Kosten am besten geeignet sind.

Optimale Untersuchungsvorbereitung und -bedingungen

Als Grundlage einer erfolgreichen Dosisoptimierung in der CT sollte eine bestmögliche Vorbereitung auf die CT-Untersuchung gewährleistet sein.

Vermeidung von Artefakten. In einem ersten Schritt sollten alle potenziellen Quellen, die Artefakte (z. B. extrakorporale Devices, Elektroden) hervorrufen können, so sorgfältig wie möglich entfernt werden, da metallhaltige Gegenstände zu Streifenartefakten und/oder Aufhärtingsartefakten führen können [7]. Neben einem Informationsverlust direkt angrenzend an das Metall kann es zu einer Erhöhung des Röhrenstroms durch die automatische Röhrenstrommodulation kommen (Details siehe unter „Automatische Modulation des Röhrenstroms“) [7]. Wenn in der Notfallradiologie eine Vakuummatratze verwendet wird, ist auf die Lokalisation des Matratzenventils zu achten, da dieses ebenfalls zu starken Aufhärtingsartefakten führt [8]. Beim Einsatz einer Vakuummatratze steigt die Strahlendosis sonst nur wenig an (2,5–5%). Dieser Anstieg wird durch die automatische Röhrenstrommodulation hervorgerufen.

Lagerung der Arme. In einem zweiten Schritt sollten die Arme des Patienten für Untersuchungen des Thorax und/oder Abdomens über dem Kopf positioniert werden. Befinden sich beide Arme neben dem Körperstamm, nimmt die Photonenabsorption in der x-Achse zu und die Bildqualität entsprechend ab – insbesondere im Mediastinum, in der Leber, in der Milz und in den Nieren [9]. Zudem wird bei Einsatz einer automatischen Röhrenstrommodulation und Lagerung der Arme neben dem Körperstamm der Röhrenstrom mit dem Ziel erhöht, die Bildqualität möglichst konstant zu halten (Abb. 1). Die Arbeitsgruppe von Brink et al. konnte zeigen, dass eine Positionierung der Arme über dem Kopf im Gegensatz zur Lagerung neben dem Körperstamm während einer CT des Thorax und



Abb. 1 CT-Topogramm und axiale Schicht vom Oberbauch von 2 verschiedenen Patienten, die ein CT des Thorax und Abdomens im Rahmen einer diagnostischen Abklärung eines Polytraumas erhalten haben. **a, b** Bei Patient A konnten die Arme oberhalb des Kopfes gelagert werden. **c, d** Bei Patient B verursachten die auf dem Bauch gelagerten Unterarme erhebliche Aufhärtungsartefakte in der Leber. Zudem ist die effektive Dosis bei Patient B ca. 19% höher als bei Patient A.

Abdomens die Bildqualität subjektiv und objektiv steigert und gleichzeitig die Dosis bis zu 45% reduziert [10]. Können die Arme nicht oberhalb des Kopfes gelagert werden, weil der Patient nur eingeschränkt mobil ist, können sie mit Unterstützung einer Schaumstoffrolle bevorzugt auf dem Bauch des Patienten gelagert werden. Dadurch verbessern sich die Bildqualität der Leber und Milz im Vergleich zur seitlichen Lagerung der Arme bei Polytraumapatienten signifikant [9]. Auf diese Art und Weise können die Photonenaufhärtungsartefakte, insbesondere im Oberbauch, reduziert werden.

Patientenzentrierung. In einem dritten Schritt sollte auf die adäquate Zentrierung des Patienten im Isozentrum der CT-Gantry mithilfe eines Linienlasers

geachtet werden. Diese Maßnahme zur Dosisreduktion wird oft vernachlässigt, wie klinische Studien ergeben haben. Bis zu 95% der Patienten, die entweder eine CT des Thorax oder des Abdomens erhielten, wurden nicht präzise in der vertikalen Ebene positioniert [11]. So betrug die vertikale Abweichung vom Isozentrum im Durchschnitt 2,6 cm. Durch die ungenaue Patientenpositionierung nimmt die Strahlendosis in der Körperperipherie und auf der Körperoberfläche zu und die Bildqualität ab [11, 12]. Eine vertikale Abweichung von 3 cm führt zu einer bis zu 18%igen Zunahme der Strahlendosis in der Körperperipherie und auf der Körperoberfläche bei gleichzeitiger Zunahme des Bildrauschens um 6% [11]. Die Ursache der zunehmenden Strahlendosis und der abnehmenden Bildqualität, hervorgerufen durch ungenaue Patientenpositionierung,

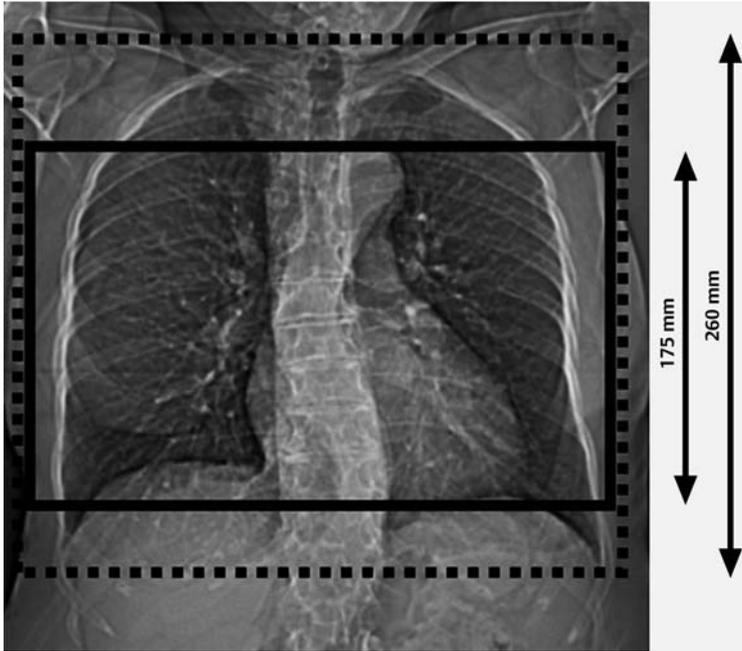


Abb. 2 Beispiel für eine reduzierte Scanlänge (z. B. 175 mm anstatt 260 mm) beim Ausschluss einer Lungenembolie.

Reduktion der Scanlänge

Orientierung an der klinischen Problematik. Die Scanregion soll ausschließlich denjenigen Körperbereich abdecken, der für die Beantwortung der klinischen Fragestellung notwendig ist. Ein Beispiel für eine mögliche Reduktion der Scanlänge stellt der Ausschluss einer Lungenembolie mithilfe der CT dar. Bei dieser Indikation kann die Scanlänge reduziert werden, indem der Lungenapex und die Lungenbasis nur knapp mit erfasst werden (Abb. 2). Eine Lungenembolie ganz in der Peripherie würde ausschließlich eine kleine subsegmentale Lungenarterie betreffen, die oft keinen Einfluss auf die Therapie und das Outcome des Patienten hat. Durch die Einschränkung der Scanlänge bei der Lungenemboliediagnostik kann die Dosis bis zu 30% reduziert werden [13]. Dabei ist jedoch zu beachten, dass durch die Einschränkung der Scanlänge das Risiko steigt, eine Raumforderung im Lungenapex oder in der Lungenbasis zu verpassen.

liegt laut Li et al. beim Einsatz von Formfiltern (engl. „bow-tie filter“) [11]. Diese Filter schwächen die Strahlung zentral nur minimal, in der Peripherie hingegen stark. Bei einer vertikalen Abweichung des Patienten vom Isozentrum kommt es zu einem ineffizienten Einsatz des Formfilters mit einer zu hohen Strahlung in der Peripherie. Ein Großteil der modernen CT-Scanner verwendet heute Formfilter. Folglich ist eine fachgerechte Instruktion der MTRA hinsichtlich einer präzisen Patientenpositionierung essenziell, um die maximal mögliche Dosisreduktion mit Formfilter zu erzielen.

Kombinierte Bildgebung. Eine weitere Möglichkeit, die Scanlänge zu reduzieren, betrifft die kombinierte Bildgebung des Thorax und Abdomens, wie sie oft in der onkologischen Diagnostik zum Einsatz kommt. Dabei wird die Akquisition nicht separat für Thorax und Abdomen durchgeführt, sondern kombiniert und damit eine zweimalige Strahlenexposition des Oberbauchs vermieden (Abb. 3). Für die kombinierte Bildgebung des Thorax und Abdomens empfehlen wir den Einsatz eines Mehrzeilen-CT-Geräts (16 Zeilen oder mehr) und die Verwendung eines Split-Bolus-Kontrastmittelinjektionsprotokolls (Injektion von 2 Kontrastmittelboli), bei dem eine arterielle und venöse

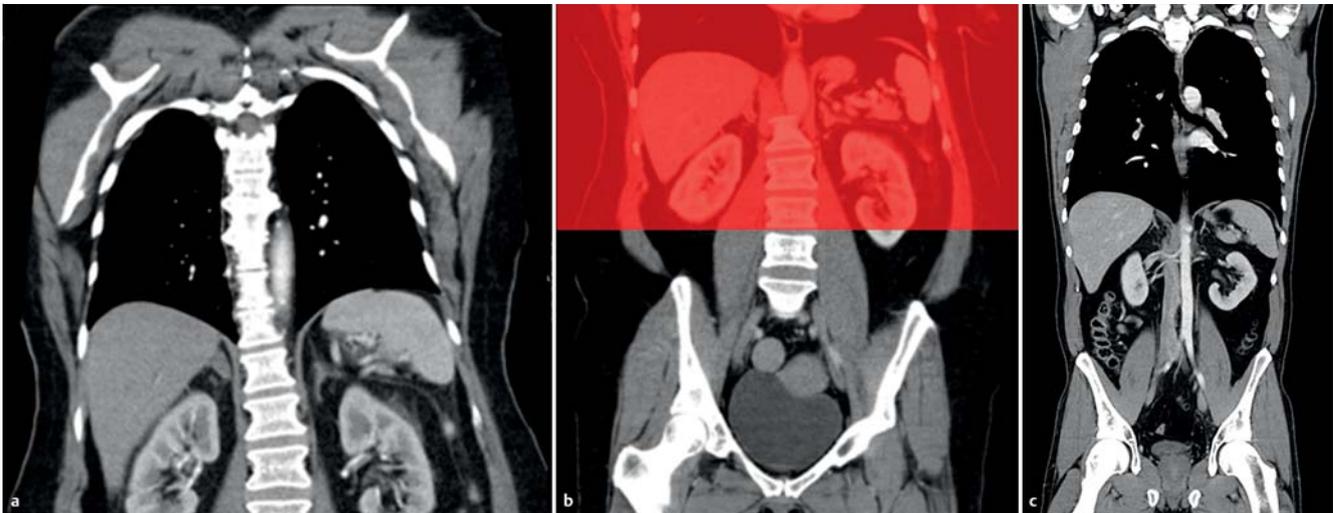


Abb. 3 Koronare CT-Rekonstruktion von 2 verschiedenen Patienten, die eine CT des Thorax und Abdomens erhalten haben. a, b Bei Patient A wurden der Thorax (a) und das Abdomen (b) separat akquiriert, was zur Folge hatte, dass der Oberbauch doppelt erfasst wurde (rotes Rechteck in b). Daraus resultierten 4 mSv an zusätzlicher effektiver Dosis. c Patient B erhielt ein CT des Thorax und Abdomens, das in einer Spirale mithilfe der Split-Bolus-Technik akquiriert wurde.

Phase zeitgleich akquiriert wird. An unserem Institut verwenden wir für das Split-Bolus-Kontrastmittelinjektionsprotokoll insgesamt 90 ml Kontrastmittel mit einer Jodkonzentration von 370 mg/ml. Zuerst wird ein Kontrastmittelbolus von 80 ml mit einer Flussgeschwindigkeit von 2 ml/s injiziert (Dauer 40 s), gefolgt von 30 ml NaCl, die ebenfalls mit einer Flussgeschwindigkeit von 2 ml/s verabreicht werden (Dauer 15 s). Der zweite Bolus umfasst 10 ml Kontrastmittel, der wiederum mit einer Flussgeschwindigkeit von 2 ml/s injiziert wird (Dauer 5 s). Die Akquisition startet 70 s nach Beginn der Injektion des ersten Kontrastmittelbolus.

Einsparung der nativen Phase mithilfe der Dual-Energy-CT-Technik

Der Einsatz einer Dual-Energy-CT-Technik bietet die Möglichkeit einer virtuell nativen Phase, die aus einem CT-Datensatz mit Kontrastmittel berechnet wird (Abb. 4). Die Einsparung einer nativen Phase reduziert die Dosis um 5 bis zu 7 mSv [14]. Dabei konnten Studien zeigen, dass die CT-Dichtemessungen der errechneten, virtuell nativen CT-Datensätze sehr genau mit den Messungen von wahren nativen Datensätzen übereinstimmen [15]. Jedoch gibt es bei der Erkennbarkeit von kleinen Verkalkungen (<2 mm) in den virtuell nativen CT-Datensätzen Probleme [16]. Dieses Verfahren kann besonders für die Bildgebung der Nebennieren, der Nieren [17] und der Aorta nach Implantation eines Aortenstents [14] nutzbringend eingesetzt werden.

Automatische Modulation des Röhrenstroms

Prinzip. Das Prinzip der automatischen Röhrenstrommodulation besteht darin, dass für jede einzelne Schicht während eines Scans der Röhrenstrom abhängig von der Dichte des jeweiligen Gewebes sowie des Körperbaus des Patienten in der x-, y- und z-Achse moduliert wird, um eine gleichbleibende Bildqualität zu erzielen (Abb. 5). Die Dichteunterschiede werden entweder anhand des Topogramms oder für die x-/y-Achse anhand der vorangegangenen Rotation ermittelt. Da sich die Verfahren der automatischen Röhrenstrommodulation je nach CT-Herstellerfirma unterscheiden, verweisen wir bezüglich der techni-

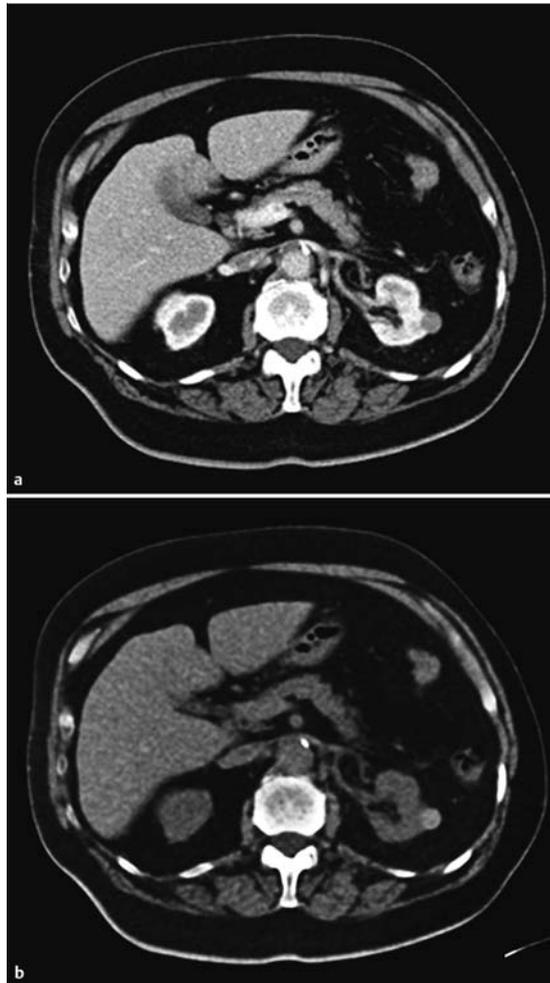
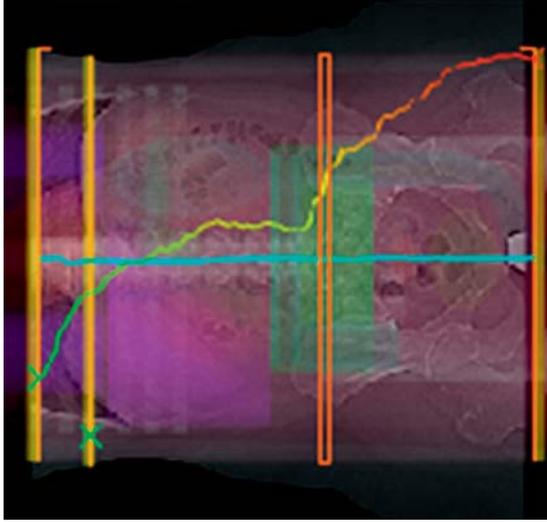


Abb. 4 Dual-Energy-Technik. **a** Die axiale Schicht des Oberbauchs zeigt eine unklare Nierenläsion (CT-Dichte ca. 55 HU) in der Pars intermedia der linken Niere während der portalvenösen Phase. Die Kontrastmittelpase wurde in Dual-Energy-Technik aufgenommen. **b** Die virtuell native Rekonstruktion zeigt eine hyperdense Nierenläsion an gleicher Stelle mit ähnlichen CT-Dichtewerten wie in der portalvenösen Phase. Da keine Kontrastmittelaufnahme in der Nierenläsion zwischen der virtuell nativen und der portalvenösen Phase nachgewiesen werden konnte, handelt es sich bei dieser Läsion um eine minimal komplizierte Zyste (Bosniak II), wahrscheinlich bei Status nach Einblutung. Zudem konnte die wahre native Phase bei dem Patienten eingespart werden, die bis zu 7 mSv effektive Dosis ausgemacht hätte.

schen Grundlagen auf den Übersichtsartikel von McCollough et al. [18]. Mit der automatischen Röhrenstrommodulation lässt sich abhängig von der Körperregion eine Dosisreduktion von 22–68% im Vergleich zu einem konstanten Röhrenstrom erzielen [19, 20], ohne hierbei einen Verlust an diagnostischer Aussagekraft in Kauf nehmen zu müssen.

Besonderes Augenmerk gilt hier allerdings adipösen Patienten, da dieses Patientenkollektiv mit der automatischen Röhrenstrommodulation z. T. ungewollt

Abb. 5 CT-Topogramm eines CT des Abdomens und Beckens, das zeigt, wie die automatische Röhrenstrommodulation die Werte entlang der z-Achse anpasst. Die höchsten Werte in diesem Beispiel werden im Becken erreicht (hervorgehoben durch die Absorption der Beckenknochen) und die niedrigsten Werte in den basalen Lungenabschnitten.



deutlich höhere Dosen erhält als mit einer fixen Röhrenstromeinstellung (Abb. 6). In einer Phantomstudie wurde gezeigt, dass die Strahlendosis bei einem adipösen Patienten bis zu dreimal so hoch ist wie bei einem normalgewichtigen Patienten [21]. Es sollte darauf geachtet werden, dass der Nutzer die Einstellungsparameter der automatischen Röhrenstrommodulation (z. B. „noise index“ bei GE-Scannern, „reference mAs“ bei Siemens-Scannern) an die Bildqualität anpasst, die für die jeweilige Indikation erforderlich ist. Eine sachgerechte Anwendung der Technik ist notwendig, um die Strahlendosis zu minimieren und überhöhte Strahlendosen zu vermeiden.

Radiologen und MTRA sollten nicht nur über den Nutzen der automatischen Röhrenstrommodulation Bescheid wissen, sondern auch über die potenziellen Gefahren.

Organbasierte Modulation des Röhrenstroms. Die organbasierte Modulation des Röhrenstroms (z. B. Xcare, Siemens) ist eine neuere Form der automatischen Röhrenstrommodulation mit besonderem Potenzial in der thorakalen und kranialen Bildgebung. Die Röhrenstrommodulation versucht, die Exposition in der Nähe von radiosensitiven Organen, wie z. B. Brustdrüsengewebe oder Augenlinsen, zu minimieren. Der Röhrenstrom wird dabei nicht nur in der z-Achse, sondern auch in der x-/y-Achse moduliert. Über einen Winkel von 120° ventral der radiosensitiven Organe wird er um ca. 25% reduziert und, um die Bildqualität im Zentrum des Körpers zu erhalten, in den verbleibenden 240° der Gantry-Rotation kompensatorisch um 25% erhöht [22]. Durch dieses Verfahren verändert sich die Dosisdistribution. Lungren et al. zeigten anhand

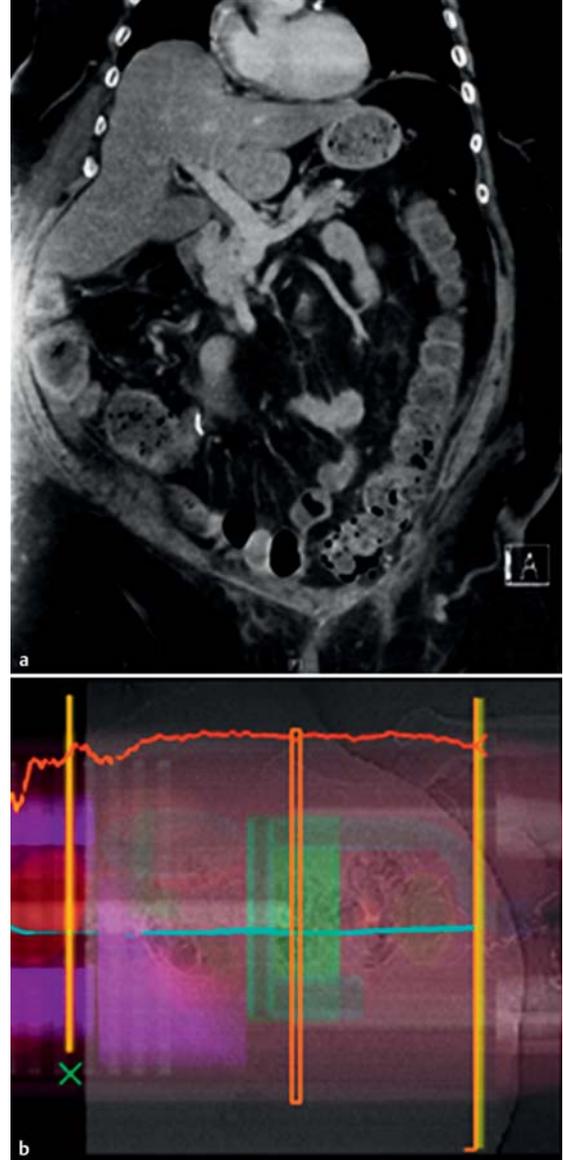


Abb. 6 Röhrenstrommodulation bei Adipositas. **a** Koronare CT-Rekonstruktion des Abdomens eines Patienten mit morbidem Adipositas (BMI 46 kg/m²). **b** Die automatische Röhrenstrommodulation erreicht über die gesamte z-Achse zwischen Lunge und Becken maximale Werte. Der Patient erhielt dadurch eine sehr hohe Strahlendosis (DLP 2184 mGycm, 40 mSv effektive Dosis).

von Phantomen eine Dosisreduktion im Brustdrüsengewebe von 17–47% bei gleichzeitigem Dosisanstieg vor allem in den dorsal gelegenen thorakalen Strukturen von bis zu 52% [23]. Die effektive Dosis konnte mithilfe der organbasierten Modulation des Röhrenstroms um 16% reduziert werden. Es konnte ebenfalls gezeigt werden, dass die lateralen Anteile des Brustdrüsengewebes häufig außerhalb der dosisreduzierten ventralen 120° liegen [23] und dass in diesem Fall mit einer geringeren Dosisreduktion zu rechnen ist.

Reduktion der Röhrenspannung (manuelle und automatische Modulation)

Eine weitere sehr effektive Strategie zur Dosisreduktion besteht in der manuellen und automatischen Modulation der Röhrenspannung. Das ist insbesondere deshalb interessant, weil sich die Strahlendosis ungefähr proportional zum Quadrat der Röhrenspannung verhält [24]. Ein weiterer Vorteil einer tieferen Röhrenspannung liegt in den gesteigerten CT-Dichtewerten von jodhaltigem Kontrastmittel, bedingt durch einen gesteigerten Fotoeffekt und eine reduzierte Compton-Streuung [25]. Insgesamt lässt sich so ein höherer Kontrast in CT-Angiografien sowie in CT-Untersuchungen während einer venösen Phase erzielen [26]. Während die Röhrenspannung gesenkt wird, sollte darauf geachtet werden, dass der Röhrenstrom kompensatorisch mithilfe der automatischen Röhrenstrommodulation erhöht wird, um das Rauschen zu minimieren. Eine manuelle Reduktion der Röhrenspannung auf 100 oder 80 kV empfiehlt sich insbesondere für kontrastmittelgestützte Untersuchungen normalgewichtiger sowie schlanker Patienten [27]. So empfehlen wir z. B. eine Anwendung von 80 kV für die CT-Angiografie der Pulmonalarterien bei Patienten mit einem Körpergewicht < 100 kg [28]. Wegen der hohen Strahlentransparenz des lufthaltigen Lungenparenchyms bietet die 80-kV-Lungenembolie-CT eine gute Bildqualität in Verbindung mit einer unverändert hohen diagnostischen Genauigkeit [29].

Die in den letzten Jahren eingeführte Software zur automatischen Modulation der Röhrenspannung (z. B. CarekV, Siemens, Forchheim) bestimmt die optimale Kombination von Röhrenspannung und Röhrenstrom abhängig von der klinischen Fragestellung mit dem Ziel, das höchste Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis bei geringster Dosis zu erhalten. Die Modulation wird anhand des vorliegenden Topogramms des Patienten (Durchmesserprofil) und anhand des gewählten CT-Protokolls ausgeführt (Abb. 7). Verschiedene Studien konnten eine substanzielle Dosisreduktion mithilfe der automatischen Röhrenspannungsmodulation erzielen. So konnte z. B. die Dosis für eine thorakoabdominelle CT-Angiografie um bis zu 25% [30] und für eine thorakale CT-Angiografie um bis zu 39% reduziert werden [31]. In der kontrastmittelunterstützten CT des Abdomens wird über eine mittlere Dosisreduktion von 13% gegenüber einer standardisierten Untersuchung mit 120 kV berichtet [32].

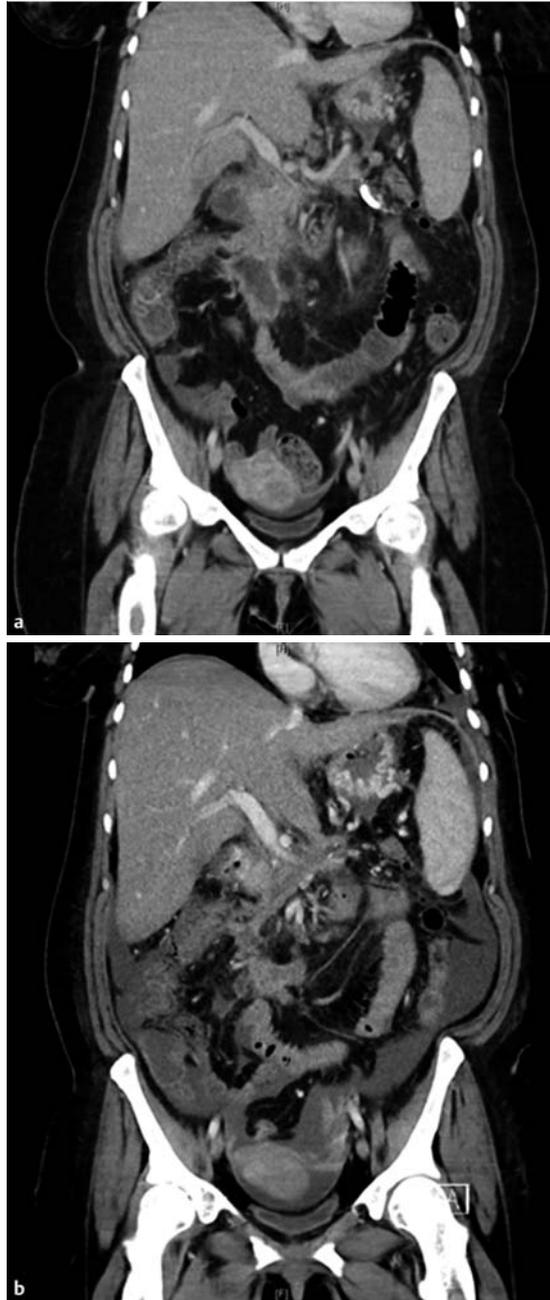


Abb. 7 Koronare CT-Rekonstruktion des Abdomens einer Patientin, die 2 CT-Untersuchungen wegen einer Pankreatitis erhielt. **a** Die erste CT wurde mit einer Röhrenspannung von 120 kV und 206 effektiven mAs durchgeführt. **b** Bei der zweiten CT wurde eine automatische Röhrenspannungsmodulation eingesetzt, die dazu führte, dass die Röhrenspannung auf 100 kV reduziert wurde (296 effektive mAs). Die tiefere Spannung führte zu einer 20%igen Reduktion der effektiven Dosis. Zudem sind die Gefäße (z. B. Vena portae) und die parenchymatösen Organe (z. B. Leber und Milz) besser kontrastiert.

Iterative Rekonstruktion

Iterative Rekonstruktionsalgorithmen vermindern die Strahlendosis indirekt, indem sie es erlauben, Bilder mit niedriger Dosis zu akquirieren und das dadurch erhöhte Rauschen durch algorithmusbasierte Nachbearbeitung zu minimieren (Abb. 8). Rekonstruktionsalgorithmen lassen sich in analytische Algorithmen (z. B. „filtered back projection“) und iterative Algorithmen („statistical iterative reconstruction“ und „full iterative reconstruction“) unterteilen. Analytische Algorithmen sind schnell, führen jedoch insbesondere

Abb. 8 Die axiale CT-Schicht einer CT-Angiografie des Thorax (100 kV, CTDIvol 4,2 mGy, DLP 138 mGycm) zum Ausschluss einer Lungenembolie bei einer Patientin mit einem Körpergewicht von 95 kg. Die Bilddaten wurden mit „filtered back projection“ (a) und iterativer Rekonstruktion (b) erstellt. Die Bildrekonstruktion mittels iterativer Rekonstruktion weist deutlich weniger Bildrauschen auf.



im Niedrigdosisbereich zu mehr Bildrauschen und Artefakten. Iterative Algorithmen berechnen multiple simulierte Korrekturprojektionen und gleichen diese in mehreren Berechnungszyklen an die gemessene Projektion an, um Artefakte zu minimieren. Der Hauptnachteil der iterativen Algorithmen ist die hohe notwendige Rechenleistung, die mehr Zeit benötigt [33]. Je nach Hersteller gibt es verschiedene iterative Algorithmen, die sich durch ihre technischen Grundlagen z. T. erheblich unterscheiden können. Wir verweisen bezüglich der technischen Grundlagen auf den Übersichtsartikel von Nelson et al. [34]. Iterative Rekonstruktionen erlauben bei äquivalenter Bildqualität eine Dosisreduktion von bis zu 75% [35]. Im Fall einer sehr starken Dosisreduktion (>40%) besteht allerdings die Gefahr, dass niedrig kontrastierte Läsionen, wie sie z. B. in der Leber vorkommen, nicht mehr zu erkennen sind [36]. Die mit einem iterativen Algorithmus rekonstruierten Bilder können einen sehr homogenen geglätteten Eindruck hinterlassen, der eine Untersuchung mit noch akzeptabler Bildqualität vortäuscht, obwohl niedrig kontrastierte Läsionen nicht mehr zu erkennen sind. Die technischen Parameter zur Beurteilung der Bildqualität (z. B. Rauschen sowie das Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis) genügen alleine nicht, um einzu-

schätzen, ob eine Dosisreduktion mithilfe einer iterativen Rekonstruktion akzeptabel ist. Ein zentraler Aspekt sollte dabei auch die Beurteilung der diagnostischen Aussagekraft sein – diese kann anhand von subtilen Pathologien bewertet werden [36, 37].

Neue Detektortechnologien

Auch eine verbesserte Hardware ist neben den o. g. softwarebasierten Strategien eine weitere Möglichkeit zur Dosisreduktion. Neu entwickelte Detektoren (z. B. „integrated circuit detector“, Stellar, Siemens) minimieren die Signalstrecken während der Datenakquirierung, um den Datenverlust durch elektronisches Rauschen zu reduzieren. Insbesondere übergewichtige und adipöse Patienten profitieren von dieser neuen Detektortechnologie. Die Arbeitsgruppe von Morsbach et al. zeigte ein um bis zu 37% reduziertes Rauschen sowie eine verbesserte Bildqualität abdomineller CTs mit 120 kV bei übergewichtigen und adipösen Patienten im Vergleich zur konventionellen Detektortechnologie.

Dosismanagement-Software

Seit einigen Jahren werden verschiedene Softwareprodukte (z. B. DoseWatch, GE Healthcare; eXposure, Bayer Healthcare) angeboten, die systematisch sowie vollautomatisch die Dosen aller CT-Untersuchungen eines radiologischen Instituts dokumentieren und auswerten können. Ein sinnvoller Einsatz im Rahmen einer Dosisanalyse ist der Vergleich der Dosen vor und nach einer Optimierung der CT-Protokolle oder ein Vergleich der Dosen des gleichen CT-Protokolls, das an CT-Scannern unterschiedlichen Alters und unterschiedlicher Ausstattung innerhalb eines Institutes angewandt wurde. Zudem ermöglicht der Einsatz einer Dosismanagement-Software den Aufbau eines CT-Dosisregisters, an dem sich radiologische Institute mehrerer Kliniken beteiligen können. So können Durchschnittsdosen für verschiedene CT-Untersuchungen sichtbar gemacht und ein Leistungsvergleich durchgeführt werden. Die Orientierung am „Klassenbesten“ im Sinne eines Benchmarkings sowie eine daraus abgeleitete Verbesserung wird zwangsläufig eine Reduktion der CT-Strahlendosen nach sich ziehen.

Anpassung des Pitch-Werts

Der Pitch-Wert wird als Vorschub des CT-Tisches pro Röhrendrehung dividiert durch die Breite des Strahlenfächers in der Scanrichtung definiert. Mit Erhöhung des Pitch-Werts wird die Bildgebung schneller und die Zeit der Bestrahlung kürzer, deshalb reduziert sich auch die Strahlenbelastung des Patienten. Bei CT bestimmter Hersteller (z. B. GE und Toshiba) kann man die Pitch-Erhöhung zur Dosisreduktion verwenden, da der Pitch an diesen Geräten unabhängig von den anderen technischen Parametern einstellbar ist. Das höhere Bildrauschen und die lückenhafte Abbildung des Patienten (über einem Pitch von 2) setzen dieser Möglichkeit jedoch klare Grenzen. Bei anderen CT-Herstellern wird der Pitch mit der Stromstärke gekoppelt (z. B. Siemens und Philips): Eine Änderung des Pitch-Werts wird eine automatische Anpassung des mAs-Werts mit sich bringen, weswegen die Dosis unverändert bleibt. Bei CT-Geräten mit 2 Röntgenröhren (Dual-Source-CT-Scanner) können Pitch-Werte zwischen 3 und 4 erreicht werden, was durch die Reduktion der überlappenden Daten zu niedrigeren Dosiswerten führt.

Abschirmung der CT-Röntgenstrahlen mit Schutzmitteln

Insbesondere bei Kindern und jungen Erwachsenen sollten die strahlenempfindlichen Organe wie z. B. die Augenlinsen, das Brustdrüsengewebe, die Schilddrüse

und die Gonaden bestmöglich vor Röntgenstrahlen geschützt werden. Die Anwendung von Hodenkapseln führt bei einer CT-Untersuchung des Abdomens zu einer um 95% reduzierten Strahlendosis der Hoden und ist eine einfache und kostengünstige Methode zur Dosisreduktion [38]. Die Anwendung von Brustschildsystemen bei Frauen während einer Thorax-CT-Untersuchung konnte sich trotz deutlicher Dosisreduktion um bis zu 50% nicht durchsetzen, weil die Abdeckung gleichzeitig die Bildqualität deutlich verschlechtert (Zunahme des Bildrauschens um bis zu 40%) [39].

Basierend auf unseren eigenen, nicht publizierten Daten raten wir, generell den Bereich, der nicht zum Untersuchungsfeld gehört (z. B. Mamma, Darm, Becken), mit einer Röntgenschürze abzudecken, insbesondere bei Kindern oder jüngeren Erwachsenen. Dadurch kann die CT-Streustrahlung deutlich reduziert werden. Wann immer die Halsweichteile nicht direkt im Nutzstrahlenbündel liegen, bieten sich als kostengünstige Lösung wiederverwendbare Schilddrüsenabdeckungen mit 0,5 mm Bleiäquivalent an, wie sie z. B. auch vom Personal in der interventionellen Radiologie getragen werden. So kann die Schilddrüsendosis bei der CT des Schädels durch den Einsatz einer Schilddrüsenabdeckung deutlich reduziert werden [40]. Diese Schutzmaßnahmen sollten im Sinne eines Kompromisses zwischen Aufwand und Nutzen und unter Berücksichtigung hygienischer Anforderungen ergriffen werden.

Kernaussagen

- Die rasante technische Weiterentwicklung der CT ist eine der Hauptursachen für die stetig steigenden CT-Untersuchungszahlen in den Industrienationen. Hieraus resultiert ein Anstieg der Strahlenexposition für die Bevölkerung.
- Ein sachgerechter und verantwortungsvoller Einsatz der CT ist absolut notwendig und zwingt Radiologen und MTRA, dosisoptimiert im Sinne des ALARA-Prinzips („as low as reasonably achievable“) zu arbeiten.
- Aufgrund aktueller Studienergebnisse zum CT-Krebsrisiko steht das radiologische Fachpersonal mehr denn je in der Pflicht, den klinischen Nutzen einer CT-Untersuchung gegen die potenziellen Risiken einer Strahlenexposition abzuwägen.
- Die adäquate Zentrierung des Patienten mithilfe eines Linienlasers im Isozentrum der CT-Gantry hat direkte Auswirkungen auf die Strahlendosis und Bildqualität.
- Die Begrenzung der Scanlänge ist eine sehr effektive Strategie zur Dosisreduktion, da sie direkten Einfluss auf das Dosislängenprodukt hat.
- Eine sachgerechte Anwendung der automatischen Röhrenstrommodulation ist notwendig, um die Strahlendosis zu minimieren. Hiervon profitieren vor allem schlanke und normgewichtige Patienten; bei adipösen Patienten kann die Dosis demgegenüber sogar erhöht sein.
- Der Einsatz einer niedrigen Röhrenspannung (100 oder 80 kV) ist insbesondere für die CT-Angiografie zur Reduktion der Strahlendosis zu empfehlen.
- Eine Dosismanagement-Software dient zur vollautomatischen sowie systematischen Analyse von CT-Dosen und kann durch Benchmarking im Rahmen eines Dosisregisters zur Reduktion von CT-Strahlendosen führen.

Abstract

The use of a computed tomography (CT) scan for the diagnostic workup of various diseases has increased tremendously within the last 10 years. One major cause of this development is related to the technical advances of the CT scanners, resulting in a growing number of clinical CT indications. Besides the diagnostic benefit for the patient population, the overall radiation exposure to the patient has increased. Thus, to slow down the increase in radiation exposure, methods for dose optimization are necessary. Radiologists and technicians are liable for a responsible utilization of the CT scan, which goes along with the ALARA principle („as low as reasonably achievable“). In the present article, we present various practicable strategies for a dose optimization.

Keywords

Computed tomography · radiation dose · protocol optimization · radiation dose protection

Über die Autoren**André Euler**

2005 – 2011 Studium der Humanmedizin an der Johann-Wolfgang-Goethe-Universität Frankfurt am Main. Seit 2012 Assistenzarzt in der Klinik für Radiologie und Nuklearmedizin am Universitätsspital Basel.

Zsolt Szücs-Farkas

Prof. Dr. med. Studium der Humanmedizin und Promotion an der Universität zu Debrecen, Ungarn. Facharztausbildung in Ungarn. Seit 1999 Facharzt für Diagnostische Radiologie. 2000 Stipendium des Deutschen Bundesministeriums für Gesundheit mit Schwerpunkt interventionelle Radiologie, Universitätsklinikum

Regensburg. 2002 – 2005 Oberarzt im Spitalzentrum Biel, Schweiz. 2003 PhD im Fach Klinische Medizin. 2005 – 2011 Oberarzt Radiologie Universitätsspital Bern, Schweiz. 2010 Habilitation im Fach Radiologie. Seit 2011 Leitender Arzt und Stv. Chefarzt Radiologie, Spitalzentrum Biel. 2013 Ernennung zum Titularprofessor. Klini-

sche Schwerpunkte: interventionelle Radiologie, Schnittbilddiagnostik. Forschungsthemen: Dosisreduktion in CT, Detektion von Lungenrundherden.

Sebastian Schindera

Priv.-Doz. Dr. med. Studium der Humanmedizin u.a. an der Ruprecht-Karls-Universität Heidelberg und an der Albert-Ludwigs-Universität Freiburg. 2003 – 2009 Facharztausbildung Radiologie am Universitätsspital Bern, Schweiz. 2005 – 2007 wissenschaftliches Fellowship an der Duke University, USA. Seit 2009 Facharzt für Diag-

nostische Radiologie. 2009 – 2011 Oberarzt Diagnostische Radiologie am Universitätsspital Bern. 2010 Habilitation im Fach Radiologie an der Universität Bern. 2011 – 2012 klinisches Fellowship in gastrointestinaler und urogenitaler Radiologie an der Universitätsklinik der University of Toronto, Kanada. Seit September 2012 Leitender Arzt und Modalitätenleiter für Computertomografie in der Klinik für Radiologie und Nuklearmedizin am Universitätsspital, Schwerpunkt: Abdominale und Onkologische Bildgebung.

Korrespondenzadresse

Priv.-Doz. Dr. med. Sebastian T. Schindera
 Universitätsspital Basel
 Klinik für Radiologie und Nuklearmedizin
 Petersgraben 4
 4031 Basel
 Schweiz
 Tel. +41 61 328 73 71
 Fax: +41 61 265 53 51
 E-Mail: sebastian.schindera@usb.ch

Literatur

- 1 Aroua A, Samara ET, Bochud FO et al. Exposure of the Swiss population to computed tomography. *BMC medical imaging* 2013; 13: 22
- 2 Mettler FA Jr, Bhargavan M, Faulkner K et al. Radiologic and nuclear medicine studies in the United States and worldwide: frequency, radiation dose, and comparison with other radiation sources – 1950–2007. *Radiology* 2009; 253: 520–531
- 3 Preston DL, Ron E, Tokuoka S et al. Solid cancer incidence in atomic bomb survivors: 1958-1998. *Radiation research* 2007; 168: 1–64
- 4 National Research Council (U.S.). Committee to Assess Health Risks from Exposure to Low Level of Ionizing Radiation. Health risks from exposure to low levels of ionizing radiation: BEIR VII Phase 2 Washington DC: National Academies Press; 2006: xvi, 406
- 5 Pearce MS, Salotti JA, Little MP et al. Radiation exposure from CT scans in childhood and subsequent risk of leukaemia and brain tumours: a retrospective cohort study. *Lancet* 2012; 380: 499–505
- 6 Mathews JD, Forsythe AV, Brady Z et al. Cancer risk in 680 000 people exposed to computed tomography scans in childhood or adolescence: data linkage study of 11 million Australians. *BMJ* 2013; 346: f2360
- 7 Barrett JF, Keat N. Artifacts in CT: recognition and avoidance. *Radiographics: a review publication of the Radiological Society of North America, Inc* 2004; 24: 1679–1691
- 8 Euler A, Schindera ST, Luthy M. Whole-body CT in polytrauma patients using automatic tube current modulation: Impact of a vacuum mattress and spine board on the image quality and the radiation dose. *Oak Brook: RSNA*; 2013
- 9 Karlo C, Gnannt R, Frauenfelder T et al. Whole-body CT in polytrauma patients: effect of arm positioning on thoracic and abdominal image quality. *Emergency radiology* 2011; 18: 285–293
- 10 Brink M, de Lange F, Oostveen LJ et al. Arm raising at exposure-controlled multidetector trauma CT of thoracoabdominal region: higher image quality, lower radiation dose. *Radiology* 2008; 249: 661–670
- 11 Li J, Udayasankar UK, Toth TL et al. Automatic patient centering for MDCT: effect on radiation dose. *AJR* 2007; 188: 547–552
- 12 Kaasalainen T, Palmu K, Lampinen A et al. Effect of vertical positioning on organ dose, image noise and contrast in pediatric chest CT-phantom study. *Pediatric radiology* 2013; 43: 673–684
- 13 Prokop M. Radiation dose in computed tomography. Risks and challenges. *Der Radiologe* 2008; 48: 229–242
- 14 Sommer WH, Graser A, Becker CR et al. Image quality of virtual noncontrast images derived from dual-energy CT angiography after endovascular aneurysm repair. *Journal of vascular and interventional radiology* 2010; 21: 315–321
- 15 Toepker M, Moritz T, Krauss B et al. Virtual non-contrast in second-generation, dual-energy computed tomography: reliability of attenuation values. *EJR* 2012; 81: e398–405
- 16 Botsikas D, Hansen C, Stefanelli S et al. Urinary stone detection and characterisation with dual-energy CT urography after furosemide intravenous injection: preliminary results. *Eur Radiol* 2014; 24: 709–714
- 17 Toepker M, Kuehas F, Kienzl D et al. Dual Energy Computerized Tomography with a Split Bolus: A 1-Stop Shop for Patients with Suspected Urinary Stones? *J urology* 2013; 191: 792–797
- 18 McCollough CH, Bruesewitz MR, Kofler JMJr. CT dose reduction and dose management tools: overview of available options. *Radiographics: a review publication of the Radiological Society of North America, Inc* 2006; 26: 503–512
- 19 Rizzo S, Kalra M, Schmidt B et al. Comparison of angular and combined automatic tube current modulation techniques with constant tube current CT of the abdomen and pelvis. *AJR* 2006; 186: 673–679
- 20 Mulkens TH, Bellinck P, Baeyaert M et al. Use of an automatic exposure control mechanism for dose optimization in multi-detector row CT examinations: clinical evaluation. *Radiology* 2005; 237: 213–223
- 21 Schindera ST, Nelson RC, Toth TL et al. Effect of patient size on radiation dose for abdominal MDCT with automatic tube current modulation: phantom study. *AJR* 2008; 190: W100–105
- 22 Duan X, Wang J, Christner JA et al. Dose reduction to anterior surfaces with organ-based tube-current modulation: evaluation of performance in a phantom study. *AJR* 2011; 197: 689–695
- 23 Lungren MP, Yoshizumi TT, Brady SM et al. Radiation dose estimations to the thorax using organ-based dose modulation. *AJR* 2012; 199: W65–73
- 24 Huda W, Scalzetti EM, Levin G. Technique factors and image quality as functions of patient weight at abdominal CT. *Radiology* 2000; 217: 430–435
- 25 Curry TS, Dowdey JE, Murry RC et al. Christensen's physics of diagnostic radiology. 4th ed. Philadelphia: Lea & Febiger; 1990: 522
- 26 Robinson E, Babb J, Chandarana H et al. Dual source dual energy MDCT: comparison of 80 kVp and weighted average 120 kVp data for conspicuity of hypo-vascular liver metastases. *Invest Radiol* 2010; 45: 413–418
- 27 Yu L, Li H, Fletcher JG et al. Automatic selection of tube potential for radiation dose reduction in CT: a general strategy. *Med Phys* 2010; 37: 234–243
- 28 Szucs-Farkas Z, Strautz T, Patak MA et al. Is body weight the most appropriate criterion to select patients eligible for low-dose pulmonary CT angiography? Analysis of objective and subjective image quality at 80 kVp in 100 patients *Eur Radiol* 2009; 19: 1914–1922
- 29 Szucs-Farkas Z, Christe A, Megyeri B et al. Diagnostic Accuracy of Computed Tomography Pulmonary Angiography With Reduced Radiation and Contrast Material Dose: A Prospective Randomized Clinical Trial. *Invest Radiol* 2014; 49: 201–208
- 30 Winklehner A, Goetti R, Baumüller S et al. Automated attenuation-based tube potential selection for thoracoabdominal computed tomography angiography: improved dose effectiveness. *Invest Radiol* 2011; 46: 767–773
- 31 Niemann T, Henry S, Faivre JB et al. Clinical evaluation of automatic tube voltage selection in chest CT angiography. *Eur Radiol* 2013; 23: 2643–2651
- 32 Yu L, Fletcher JG, Grant KL et al. Automatic selection of tube potential for radiation dose reduction in vascular and contrast-enhanced abdominopelvic CT. *AJR* 2013; 201: W297–306

- 33** Tack D, Kalra MK, Gevenois PA. Radiation dose from multidetector CT. 2nd ed. Heidelberg, New York: Springer; 2012: 649
- 34** Nelson RC, Feuerlein S, Boll DT. New iterative reconstruction techniques for cardiovascular computed tomography: how do they work, and what are the advantages and disadvantages? *Journal of cardiovascular computed tomography* 2011; 5: 286–292
- 35** Kalra MK, Woisetschlager M, Dahlstrom N et al. Radiation dose reduction with Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction technique for abdominal computed tomography. *Journal of computer assisted tomography* 2012; 36: 339–346
- 36** Schindera ST, Odedra D, Raza SA et al. Iterative reconstruction algorithm for CT: can radiation dose be decreased while low-contrast detectability is preserved? *Radiology* 2013; 269: 511–518
- 37** Baker ME, Dong F, Primak A et al. Contrast-to-noise ratio and low-contrast object resolution on full- and low-dose MDCT: SAFIRE versus filtered back projection in a low-contrast object phantom and in the liver. *AJR* 2012; 199: 8–18
- 38** Hidajat N, Schroder RJ, Vogl T et al. The efficacy of lead shielding in patient dosage reduction in computed tomography]. *RoFo: Fortschritte auf dem Gebiete der Rontgenstrahlen und der Nuklearmedizin* 1996; 165: 462–465
- 39** Vollmar SV, Kalender WA. Reduction of dose to the female breast in thoracic CT: a comparison of standard-protocol, bismuth-shielded, partial and tube-current-modulated CT examinations. *Eur Radiol* 2008; 18: 1674–1682
- 40** Beaconsfield T, Nicholson R, Thornton A et al. Would thyroid and breast shielding be beneficial in CT of the head? *Eur Radiol* 1998; 8: 664–667

CME-Fragen

Die folgenden Fragen beziehen sich auf den vorangehenden Beitrag. Bitte schicken Sie uns die entsprechenden Lösungsbuchstaben. Jeweils eine Antwort ist richtig. Die Vergabe von CME-Punkten ist an die korrekte Beantwortung der Multiple-Choice-Fragen gebunden.

1

Nach welchem der folgenden Prinzipien sollte die CT-Dosis optimiert werden?

- A „high voltage, high current, high pitch“ (Triple H)
- B „scan fast think later“ (SFTL)
- C BEIR-VII-Prinzip
- D „as low as reasonable achievable“ (ALARA)
- E „always as low as possible“ (AALAP)

2

Die genaue Patientenzentrierung bei einer CT-Untersuchung wird in der klinischen Routine oft vernachlässigt. Eine fehlerhafte Zentrierung kann jedoch zu einer erhöhten Strahlendosis und reduzierten Bildqualität führen. Ursächlich hierfür ist am ehesten...

- A die vermehrte Aufhärtung der Röntgenstrahlen durch Sauerstoffmoleküle auf der verlängerten Wegstrecke.
- B der Einsatz von Formfiltern („bow-tie filter“).
- C die Streustrahlung aufgrund der Nähe zur Röntgenröhre.
- D die fehlerhafte Lage des Brennflecks der konvergierenden Röntgenstrahlen.
- E der Einsatz von Beryllium-Filtern.

3

Welche der folgenden Maßnahmen dient *nicht* der Dosis- bzw. Bildqualitätsoptimierung bei einer CT-Untersuchung?

- A Reduktion der Scanlänge
- B Entfernen metallhaltiger Gegenstände
- C Lagerung der Arme neben dem Körperstamm in der abdominalen CT
- D adäquate Patientenzentrierung
- E Lagerung der Arme neben dem Körperstamm in der zervikalen CT

4

Welche der folgenden Aussagen zur automatischen Röhrenstrommodulation ist *nicht* richtig?

- A Die Modulation des Röhrenstroms erfolgt in der x-, y- und z-Achse.
- B Dichteunterschiede werden anhand des Topogramms ermittelt.
- C Dichteunterschiede werden anhand der vorangegangenen Rotation ermittelt.
- D Adipöse Patienten profitieren insbesondere von dieser Technologie und erfahren niedrigere Dosen als normalgewichtige Patienten.
- E Das technische Verfahren ist je nach Hersteller verschieden.

5

Welche der folgenden Aussagen zur organbasierten Röhrenstrommodulation ist richtig?

- A Die Röhrenstrommodulation erfolgt nur in der z-Achse.
- B Der Röhrenstrom wird über einen Winkel von 120° ventral des Körperstamms auf 25% reduziert.
- C Der Röhrenstrom wird über die verbleibenden 240° der Gantryrotation um 50% erhöht.
- D Das Brustdrüsengewebe kommt immer innerhalb des dosisreduzierten Areals zu liegen.
- E Die Technik kann nur für Brustdrüsengewebe verwendet werden.

6

Welche der folgenden Aussagen zur Röhrenspannung oder automatischen Röhrenspannungsmodulation ist richtig?

- A Die Strahlendosis verhält sich direkt proportional zur Röhrenspannung.
- B Eine tiefere Röhrenspannung führt zu gesteigerten CT-Dichtewerten von jodhaltigem Kontrastmittel aufgrund des gesteigerten Compton-Effekts.
- C Eine tiefere Röhrenspannung führt zu gesteigerten CT-Dichtewerten von jodhaltigem Kontrastmittel aufgrund des gesteigerten Fotoeffekts.
- D Eine Senkung der Röhrenspannung empfiehlt sich insbesondere für native Untersuchungen.
- E Die Software zur automatischen Modulation der Röhrenspannung berücksichtigt einzig und alleine das Topogramm des Patienten.

CME-Fragen

Möglichkeiten der Strahlenreduktion bei der CT des Körperstamms

7

Welche der folgenden Aussagen zum iterativen Rekonstruktionsalgorithmus ist *nicht* richtig? Iterative Rekonstruktionsalgorithmen

- A führen zu einer direkten Dosisreduktion.
- B benutzen multiple simulierte Korrekturprojektionen.
- C benötigen eine hohe Rechenleistung.
- D sind herstellerspezifisch.
- E lassen sich in „statistical iterative reconstructions“ und „full iterative reconstruction“ unterteilen.

8

Welche der folgenden Aussagen zur Mehrphasen-CT ist *nicht* richtig?

- A In der onkologischen Diagnostik bietet sich eine kombinierte Akquisition des Thorax und Abdomens in Split-Bolus-Technik an.
- B Die Anzahl der Kontrastmittelphasen sollte an die klinische Fragestellung angepasst werden.
- C Die Dual-Energy-CT ermöglicht das Erstellen einer „virtuell nativen Phase“.
- D Die virtuell native Phase eignet sich insbesondere zum Nachweis kleiner Verkalkungen.
- E Die virtuell native Phase ist bei der Charakterisierung von Nebennierenläsionen hilfreich.

9

Welche der folgenden Aussagen zur CT-Dosismanagementsoftware ist *nicht* richtig? Eine CT-Dosismanagementsoftware ...

- A eignet sich für eine umfassende und vollautomatische CT-Dosisdokumentation.
- B eignet sich für ein Dosisbenchmarking (z. B. innerhalb eines Instituts mit verschiedenen CT-Scannern).
- C vereinfacht den Vergleich mit nationalen diagnostischen Referenzwerten.
- D eignet sich zur Evaluation der Effektivität von Dosis-Optimierungsmaßnahmen.
- E wird im Moment von einer Firma exklusiv kommerziell angeboten.

10

Welche der folgenden Aussagen zum Pitch ist richtig?

- A Der regelmäßige Einsatz eines Pitch-Werts < 1 sollte wegen der daraus resultierten erhöhten Strahlendosis vermieden werden.
- B Die Erhöhung des Pitches führt zu einer Erhöhung der Strahlendosis.
- C Der Pitch sollte > 2 sein, weil dadurch die Strahlendosis und die Bildqualität optimiert werden kann.
- D Die Änderung des Pitches führt bei allen CT-Herstellern zu einer Veränderung der Strahlendosis.
- E Die Erhöhung des Pitches führt zur zeitlich verlängerten Bildakquisition.

CME.thieme.de

CME-Teilnahme

- ▶ Viel Erfolg bei Ihrer CME-Teilnahme unter <http://cme.thieme.de>
- ▶ Diese Fortbildungseinheit ist 12 Monate online für eine CME-Teilnahme verfügbar.
- ▶ Sollten Sie Fragen zur Online-Teilnahme haben, unter <http://cme.thieme.de/hilfe> finden Sie eine ausführliche Anleitung.