

Dosisreduktion und Dosismanagement in der Computertomografie – Aktueller Stand

Dose Reduction and Dose Management in Computed Tomography – State of the Art

Autoren

Dominik Zinsser¹, Roy Marcus¹, Ahmed E. Othman¹, Fabian Bamberg¹, Konstantin Nikolaou¹, Thomas Flohr², Mike Notohamiprojo¹

Institut

- 1 Department of Diagnostic and Interventional Radiology, University Hospital Tübingen, Germany
- 2 CTE PA, Siemens Medical Solutions, Forchheim, Germany

Key words

CT, diagnostic radiology, dose reduction, dose management

eingereicht 23.01.2017

akzeptiert 31.12.2017

Bibliografie

DOI <https://doi.org/10.1055/s-0044-101261>

Online-Publikation: 13.3.2018

Fortschr Röntgenstr 2018; 190: 531–541

© Georg Thieme Verlag KG, Stuttgart · New York

ISSN 1438-9029

Korrespondenzadresse

Dominik Zinsser

Department of Diagnostic and Interventional Radiology,
University Hospital Tübingen, Hoppe-Seyler-Straße 3,
72076 Tübingen, Germany
Tel.: ++49/70 71/2 98 66 77
dominik.zinsser@med.uni-tuebingen.de

ZUSAMMENFASSUNG

Hintergrund Die Zahl der durchgeführten CT-Untersuchungen steigt seit Jahren an. Zugleich ist die Computertomografie dosiseffizienter geworden. Das Ziel dieses Artikels ist es, einen Überblick über den aktuellen Stand der Dosisreduktion im CT zu geben und derzeit verfügbare Werkzeuge zum Dosismanagement vorzustellen.

Methode Mittels einer Literatursuche bei Pubmed wurden relevante Artikel, die sich mit der Dosisreduktion in der CT beschäftigen, identifiziert und ausgewertet.

Ergebnisse und Schlussfolgerung Durch technische Neuerungen mit individueller Anpassung von Röhrenstrom und -spannung sowie iterativer Bildrekonstruktion ist eine deutliche Dosisreduktion bei erhaltener Bildqualität möglich.

Zugleich erlauben entsprechende Softwaretools eine weitere Optimierung bestehender Untersuchungsprotokolle, wobei auch große Datenmengen mit wenig Aufwand verarbeitet werden können.

Kernaussagen

- CT-Untersuchungen werden immer häufiger durchgeführt und tragen erheblich zur nicht-natürlichen Strahlenbelastung bei.
- Grundlage jeder CT-Untersuchung ist die korrekte Indikationsstellung.
- Das Untersuchungsprotokoll muss auf die Fragestellung und den Patienten zugeschnitten werden.
- Zahlreiche technische Neuerungen erlauben eine deutliche Dosisreduktion bei erhaltener Bildqualität.
- Dosismanagement mittels entsprechender Software gewinnt zunehmend an Bedeutung.

Zitierweise

- Zinsser D, Marcus R, Othman AE et al. Dose reduction and dose management in computed tomography – State of the art. Fortschr Röntgenstr 2018; 190: 531–541

ABSTRACT

Background For years, the number of performed CT examinations has been rising. At the same time, computed tomography became more dose efficient. The aim of this article is to give an overview about the state of the art in dose reduction in CT and to highlight currently available tools in dose management.

Method By performing a literature research on Pubmed regarding dose reduction in CT, relevant articles were identified and analyzed.

Results and Conclusion Technical innovations with individual adaptation of tube current and voltage as well as iterative image reconstruction enable a considerable dose reduction with preserved image quality. At the same time, dedicated software tools are able to handle huge amounts of data and allow to optimize existing examination protocols.

Einleitung

Die Computertomografie hat in den letzten Jahrzehnten gegenüber anderen bildgebenden Methoden zunehmend an Bedeutung gewonnen. Laut Daten aus den USA hatte sich 2006 die Anzahl der jährlich durchgeführten CT-Untersuchungen gegenüber den frühen 1980er-Jahren von ca. 3,3 auf rund 67 Millionen vervielfacht. Zugleich hat sich die durchschnittliche, durch alle medizinischen Prozeduren verursachte Pro-Kopf-Strahlenexposition in den USA von rund 0,5 mSv im Jahr 1980 auf ca. 3 mSv im Jahr 2006 versechsfacht und ist damit etwa vergleichbar zur natürlichen jährlichen Pro-Kopf-Strahlenexposition. Dies ist vor allem auf die steigende CT-Untersuchungsfrequenz zurückzuführen, die zwar nur ca. 17 % aller unter Verwendung ionisierender Strahlung durchgeführten bildgebenden Untersuchungen ausmacht, aber 49 % der gesamten Strahlenexposition zugrunde liegt [1]. Daten aus Deutschland bestätigen diesen Trend: So betrug hierzulande im Jahr 2014 der Anteil der Computertomografie an der durch die medizinische Anwendung von Röntgenstrahlung verursachten kollektiven effektiven Dosis laut dem Bundesamt für Strahlenschutz 65 %, obwohl in nur 9 % aller Untersuchungen eine CT durchgeführt wurde [2]. Zugleich ergab sich in Deutschland für die Jahre 2007–2014 ein Anstieg der Häufigkeit von CT-Untersuchungen um rund 40 % und infolgedessen eine Erhöhung der durch Röntgenanwendungen verursachten mittleren effektiven Dosis pro Einwohner von ca. 1,4 auf 1,6 mSv [3]. Folglich stellt die CT heute den größten Einzelposten der nicht-natürlichen Strahlenexposition der Einwohner vor allem von Industrieländern dar.

Warum überhaupt Dosisreduktion?

Angesichts der gestiegenen Pro-Kopf-Strahlenexposition durch CT-Untersuchungen wurden Befürchtungen laut, diese könne einen Anstieg strahlungsinduzierter Krebserkrankungen nach sich ziehen [4–6]. Demgegenüber steht die Einschätzung, dass es derzeit keine Beweise für negative Auswirkungen der im Rahmen medizinischer Untersuchungen üblichen, mit der natürlichen Strahlenexposition vergleichbaren Expositionen im Bereich einer effektiven Dosis bis 100 mSv auf die menschliche Gesundheit gibt. Die bisweilen angewandte Methode, aus dem fraglichen Risiko solcher Expositionen und der Häufigkeit durchgeführter Untersuchungen eine absolute Anzahl von zusätzlichen Krebserkrankungen abzuleiten, wird daher auch als spekulativ kritisiert [7–10]. Zugleich gibt es jedoch auch keinen sicheren Schwellenwert, bei dessen Einhaltung Schäden durch Strahlenexposition mit absoluter Sicherheit auszuschließen sind. Zudem muss bedacht werden, dass beispielsweise Patienten mit chronischen Leiden durch wiederholte Untersuchungen kumulativen Dosen von 100 mSv und mehr ausgesetzt sein können. Der Entscheidung zu einer CT-Untersuchung sollte daher stets ein Abwägungsprozess vorangehen, wie es auch die Röntgenverordnung bzw. das 2018 in Kraft tretende Strahlenschutzgesetz fordern [11, 12]. Letztlich ist davon auszugehen, dass der Nutzen einer klinisch-indizierten CT das mögliche Risiko überwiegt, sofern die dabei angewandte Strahlendosis der Fragestellung angemessen ist und weitere Faktoren wie das Alter des Patienten, bereits vorhandene Voruntersuchungen und die Eignung bzw. Verfügbarkeit alternativer Untersuchungsver-

fahren berücksichtigt werden [10]. Umgekehrt kann der Verzicht auf eine eigentlich indizierte CT-Untersuchung ein Risiko darstellen, da wichtige Diagnosen übersehen werden können [13].

Trotz der nicht einheitlichen Datenlage sollte angesichts des möglichen Schadenpotenzials bei der Anwendung ionisierender Strahlung im Niedrigdosisbereich das ALARA-Prinzip (As low As Reasonable Achievable) beherzigt und immer mit der niedrigstmöglichen Dosis untersucht werden, welche die zur Beantwortung der Fragestellung ausreichende Bildqualität ermöglicht [10, 13]. Zudem muss der zu erwartende Nutzen das Risiko überwiegen, d. h. eine die Untersuchung rechtfertigende Indikation bestehen. Dosisreduktion an sich ist aber kein Selbstzweck: Eine vermeintlich schonende Low-dose-Untersuchung, die aufgrund der zu geringen Dosis nicht die zur Beantwortung der Fragestellung ausreichende Bildqualität aufweist, schadet dem Patienten, ohne ihm zu nutzen.

Das Ziel dieses Artikels ist es, eine Übersicht über gängige Techniken der Dosisreduktion in der Computertomografie ohne Anspruch auf Vollständigkeit zu bieten; hierzu sei auf entsprechende weiterführende Literatur verwiesen, wobei zahlreiche neuere Arbeiten detaillierte Einblicke in aktuelle Entwicklungen auf diesem Gebiet der medizinischen Bildgebung vermitteln [2, 3, 10, 14–26].

Dosimetrie in der Computertomografie

CTDI und DLP

Der Computed-Tomography-Dose-Index (CTDI) wurde zur Bestimmung der Strahlenemission während einer CT konzipiert und beruht auf der Messung der Energiedosis in Plexiglasphantomen von 16 oder 32 cm Durchmesser, die die Röntgenschwächung eines menschlichen Kopfes und eines Abdomens repräsentieren sollen. Der CTDI ist ein Maß für die in einer Einzelschicht deponierte Energiedosis. Mit der Einführung des Spiral-CT wurde daraus der CT-Volumendosis-Index ($CTDI_{vol}$) entwickelt, welcher dem Quotienten von CTDI und Pitchfaktor entspricht, um den Einfluss des Tischvorschubs während der Untersuchung abzubilden [27, 28]. Ein Pitchfaktor von 0,5 beispielsweise resultiert durch die überlappende Abtastung in einer Dosiserhöhung um den Faktor 2, die durch den $CTDI_{vol}$ korrekt wiedergegeben wird. Das Produkt von $CTDI_{vol}$ und der Länge des Scanvolumens ist das Dosislängenprodukt (DLP) als Maß für die gesamte deponierte Energiedosis bei der CT. Hier ist zu beachten, dass das strahlenexponierte Volumen die abgebildete Körperregion bei modernen Mehrzeilen-Spiral-CT-Scannern übersteigt („Overbeaming“ bzw. „Overranging“), wobei der damit einhergehende Anstieg des DLP von der gewählten Kollimation und dem Pitch abhängt [29]. Beide Parameter werden in der Regel während der Planung und nach der CT an der Steuerkonsole angezeigt und im Dosisprotokoll sowie dem strukturierten DICOM-Report dokumentiert. Sie repräsentieren jedoch lediglich die vom CT-Gerät abgegebene Strahlendosis, wohingegen die Patientendosis eine hieraus abgeleitete, von der Masse und somit der Statur des Patienten abhängige Größe ist [30–32].

SSDE

Um den Nachteil der fehlenden Bezugnahme von CTDI bzw. DLP auf den individuellen Patienten zu umgehen, wurde durch die American Association of Physicists in Medicine das Konzept der Size-Specific Dose Estimates (SSDE) entwickelt. Im Gegensatz zu den genannten Messgrößen wird hier die vom Computertomografen abgegebene Strahlung in Relation zur Patientengröße gesetzt, indem der jeweilige $CTDI_{vol}$ zur Berechnung des SSDE mit einem zum abgeschätzten Durchmesser des Patienten korrespondierenden Faktor multipliziert wird [33]. Als Weiterentwicklung dieses Konzepts wurde die Verwendung des wasseräquivalenten Diameters vorgeschlagen (entspricht dem Durchmesser eines wassergefüllten Zylinders mit gleicher Schwächung wie der Patient), was eine genauere Schätzung der Strahlenexposition des Patienten ermöglicht [34].

Dosisbestimmende Faktoren – Patient und Technik

Die für eine ausreichende Bildqualität im Rahmen einer CT-Untersuchung notwendige Strahlendosis ist von mehreren Faktoren abhängig, die einerseits durch den Patienten, andererseits von den angewendeten technischen Parametern bestimmt wird.

Patientenfaktoren

Die klinische Fragestellung, die Patientenstatur und auch die Lagerung auf dem Untersuchungstisch beeinflussen maßgeblich die für eine CT notwendige Strahlendosis.

Abhängig von der klinischen Fragestellung ist eine höhere oder niedrigere Strahlenexposition ausreichend (► **Abb. 1**). So kann anders als bei der Beurteilung solider Organe wie der Leber bei der Untersuchung des Lungenparenchyms oder bei der Suche nach Harnsteinen aufgrund des hohen Umgebungskontrastes dieser Strukturen ein höheres Bildrauschen akzeptiert werden, welches zudem durch das hierfür üblicherweise gewählte weite Bildfenster ($> 1000HU$) deutlich weniger sichtbar ist [35]. Dies ermöglicht eine niedrigere Strahlenexposition. Als weiteres Beispiel sei die Bildgebung ventrikuloperitonealer Shunts genannt, die ebenfalls mittels Niedrigdosis-CT erfolgen kann [14, 36, 37].

Ein für die gesamte Strahlenexposition, unabhängig von den technischen Parametern, wichtiger Faktor ist die Ausdehnung der für die Beantwortung der Fragestellung zu untersuchenden Körperregion des Patienten. Daher sollte die Untersuchung auf den entscheidenden Bereich beschränkt werden, indem zum Beispiel bei der Charakterisierung von Nebennierenläsionen nicht das gesamte Abdomen abgebildet wird, was eine zusätzliche, jedoch in diesem Fall nicht-gerechtfertigte Strahlendosis bedeuten würde. Ebenso sind wiederholte Akquisitionen in verschiedenen Kontrastierungsphasen bei kontrastangehobenen Untersuchungen jeweils mit einer zusätzlichen Strahlenexposition verbunden. Ist dies, wie beispielsweise zur Abklärung unklarer Leberläsionen, zwingend erforderlich, können gegebenenfalls andere Untersuchungsmodalitäten wie die Magnetresonanztomografie oder die kontrastangehobene Sonografie anstelle der CT eingesetzt werden [13].



► **Abb. 1** Niedrigdosis-CT eines Patienten vor operativem Aortenklappenersatz zur Darstellung aortaler Verkalkungen; diese sind ebenso wie der Aortendiameter gut zu beurteilen ($CTDI_{vol}$ 0,42 mGy, DLP 14,1 mGy*cm). Die Untersuchung wurde am Siemens SOMATOM Force durchgeführt.

Die Patientenstatur ist für die Strahlendosis insofern bedeutend, dass ein schlanker Patient für ein bestimmtes Bildrauschen und eine bestimmte Bildqualität weniger Strahlendosis benötigt als ein schwerer Patient [28]. Umgekehrt gilt, dass bei fehlender Anpassung der Scanparameter die Untersuchung eines voluminösen Patienten zu einem erhöhten Bildrauschen und einer eventuell schlechteren Bildqualität führt [38]. Dementsprechend muss das Untersuchungsprotokoll auf den jeweiligen Patienten zugeschnitten werden.

Da die automatische Modulation von Röhrenstrom und -spannung (siehe folgende Abschnitte) auf dem aus dem Planungsbild abgeleiteten Schwächungsprofil des Patienten beruhen, spielt hier die Tischpositionierung eine große Rolle: Eine nicht auf die Körpermitte zentrierte Stellung täuscht durch den veränderten Abstand zu Röhre und Detektor einen zu großen bzw. kleinen Patientendurchmesser vor und kann mit einer zu hohen oder niedrigen Strahlenexposition einhergehen, was sich auch auf die Bildqualität auswirkt (► **Abb. 2**) [39–41]. Eine Studie am anthropomorphischen Thoraxphantom ergab bei Verwendung eines p. a.-Planungsbildes für einen gegenüber der korrekt zentrierten Tischposition um 6 cm nach oben bzw. unten verschobenen Untersuchungstisch eine Abweichung der Strahlendosis von -23 bzw. $+38\%$. Zudem konnte gezeigt werden, dass in der klinischen Praxis viele CT-Untersuchungen bei zu niedriger Tischhöhe durchgeführt werden und deshalb mit einer unnötig hohen Strahlenexposition einhergehen [40]. Dementsprechend sollte zur Kontrolle der korrekten Zentrierung ggf. ein weiteres laterales Planungsbild erzeugt werden, welches die Beurteilung der Tischhöhe zulässt [42], da die nur geringe hierdurch bedingte zusätzliche Strahlendosis vertretbar erscheint. Eine weitere Alternative besteht darin, ausschließlich ein laterales Planungsbild zu akquirieren. So konnte eine Studie zur Low-dose-CT-Bildgebung des Thorax belegen, dass dieses Vorgehen im Hinblick auf die Strahlenhygiene am effizientesten ist [43]. Hier muss allerdings beachtet werden, dass



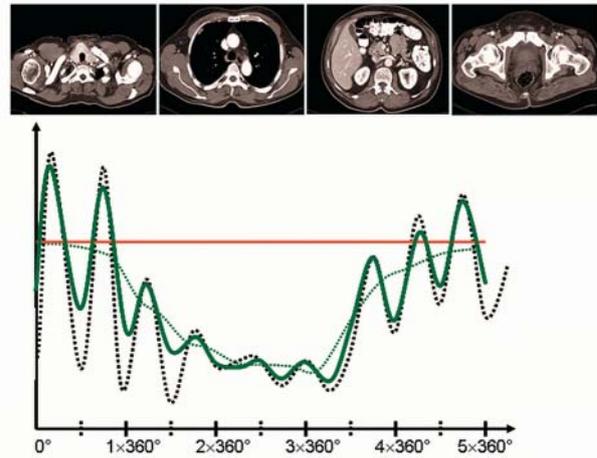
► **Abb. 2** CT-Untersuchung einer Patientin mit V. a. Harnleiterkolik rechts bei aktivierter automatischer Röhrenstrommodulation. Aufgrund des nicht korrekt zentrierten Untersuchungstisches wurde die Untersuchung mit inadäquat geringer Dosis ($CTDI_{vol}$ 1,7 mGy, durchschnittlicher $CTDI_{vol}$ an diesem Gerät für diese Fragestellung 3,4 mGy) durchgeführt. Das hieraus resultierende starke Bildrauschen schränkt die Beurteilbarkeit trotz iterativer Rekonstruktion (ADMIRE 2) erheblich ein, weshalb die Bildqualität als nicht ausreichend für die Detektion kleiner ureteraler Konkremeente erachtet wurde.

eine Wiederholung des Planungsbildes notwendig werden kann, falls eine fehlerhafte Tischpositionierung aufgedeckt wird. Daher sollte bereits bei der Lagerung des Patienten vor der Untersuchung mittels der seitlichen Lasermarkierung auf die korrekte Tischhöhe geachtet werden.

Technische Faktoren

Röhrenstrom Der von der Röntgenröhre erzeugte Photonenfluss ist proportional zum Röhrenstrom; daher ist ein um 50 % reduzierter Röhrenstrom gleichbedeutend mit einer um 50 % geringeren Strahlendosis. Bei unverändertem Untersuchungsobjekt geht diese Dosisreduktion um den Faktor 2 mit einem auf das $\sqrt{2}$ -fache vergrößerte, also um 41 % höhere Bildrauschen einher [44]. Der Röhrenstrom lässt sich nur begrenzt verringern, da sonst der Anteil der den Patienten durchdringenden und zur Bildinformation beitragenden Photonen zu gering wäre. Der Umkehrschluss, ein höherer Röhrenstrom ginge immer mit einer subjektiv besseren Bildqualität einher, ist jedoch falsch, da hier auch die Konstitution des Patienten bedeutsam ist. Beispielsweise ist bei der Befundung einer CT des Abdomens bei adipösen Patienten ein höheres Bildrauschen akzeptabel als bei schlanken Patienten, da das vermehrte abdominelle Fettgewebe für ein besseres Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis sorgt [45, 46].

Abhängig vom Hersteller wird der Röhrenstrom entweder direkt in Milliampère (mA) oder in Form des Produkts von Röhrenstrom und Expositionszeit in mAs angegeben [35]. Er kann entweder manuell oder automatisch an die Patientenstatur angepasst werden. Letztere Technik gehört zu den am längsten verfügbaren



► **Abb. 3** Darstellung der Röhrenstrommodulation entlang der Längsachse (z-Achsen-Modulation) wie auch entlang der Transversalachse (x-y-Achsen-Modulation) des Patienten mit Verwendung eines höheren Röhrenstroms für Körperteile mit hoher Schwächung (z. B. dem Becken) und umgekehrt (z. B. dem Thorax) bei gleichzeitiger Anpassung entsprechend der Winkelposition der Röhre (hoher Stromfluss bei transversalen Projektionen, niedriger Stromfluss bei sagittalen Projektionen). Horizontale Achse: Tischposition; vertikale Achse: Schwächung und Stromfluss; rote Linie: konstanter Röhrenstrom; grüne Linie: Röhrenstrom bei aktivierter Modulation; gestrichelte Linien: Schwächung.

Werkzeugen zur Dosisreduktion in der CT und besteht aus zwei Komponenten, die in modernen Geräten in der Regel parallel angewendet werden [45 – 47]:

1. Die Modulation entlang der Patientenlängsachse (z-Achsen-Modulation) beruht auf der, je nach Körperregion, unterschiedlichen Schwächung der Röntgenstrahlung. So ist zur Untersuchung des Beckens eine höhere Strahlendosis als für den überwiegend luftgefüllten Thorax notwendig. Anhand des vor dem CT angefertigten Planungsbildes wird die Schwächung verschiedener Körperregionen abgeschätzt und der Röhrenstrom in Relation zum Tischvorschub angepasst (► **Abb. 3**).
2. Demgegenüber basiert die Modulation entlang der Patiententransversalachse (x-y-Achsen-Modulation) darauf, dass der menschliche Körper zumeist die Form einer liegenden Ellipse mit höherem Transversal- als Sagittaldurchmesser hat. Da das Bildrauschen wesentlich durch die transversalen Projektionen mit hoher Schwächung bestimmt wird, kann der Röhrenstrom in den sagittalen Projektionen deutlich reduziert werden und wird während jeder Rotation, abhängig vom Winkel der Röhre zum Patienten, angepasst. Wie die Modulation konkret erfolgt, ist nicht für alle Hersteller gleich: Während zum Beispiel Geräte von Siemens eine permanente Anpassung auf Basis der zuvor um 180 Grad versetzt akquirierten Projektionen durchführen, verzichtet GE auf eine solche Rückkopplung in Echtzeit und wendet stattdessen eine undulierende Modulation ähnlich einer sinusförmigen Kurve an (► **Abb. 3**).

Auch sonst sind die zur Justierung der Röhrenstrommodulation angewandten Algorithmen herstellerabhängig [45, 48]. Siemens und Philips legen die für einen Standardpatienten bzw. eine Referenzuntersuchung hinterlegten Parameter zugrunde, um die Intensität der Röhrenstrommodulation festzulegen. Diese werden vom Anwender so gewählt, dass eine zur Beantwortung der Fragestellung ausreichende Bildqualität erzielt wird (s. o. „Patientenfaktoren“). Anstatt unabhängig von der Patientenstatur ein stets gleichbleibendes Bildrauschen anzustreben, was bereits bei einem um rund 4 cm größeren Patientendurchmesser eine Verdopplung der applizierten Dosis erfordern würde, wird die Modulation dahingehend angepasst, dass adipösere Patienten mit geringerer Dosis bzw. schlanke Patienten mit höherer Dosis untersucht werden, als es zur Aufrechterhaltung eines konstanten Bildrauschens nötig wäre. Der Hintergrund dieses Vorgehens besteht in dem bereits oben erwähnten Umstand, dass bei adipösen Personen ein höheres Bildrauschen als tolerabel erachtet, bei schlanken Patienten hingegen ein geringeres Rauschen angestrebt wird. Zusätzlich lässt sich die Intensität der Modulation abhängig vom Hersteller beeinflussen; so erlaubt beispielsweise Siemens eine Graduierung in fünf Stufen (very weak – weak – average – strong – very strong) [15]. GE und Toshiba versuchen hingegen, unabhängig von untersuchter Körperregion und Patientenkonstitution ein konstantes Bildrauschen aufrechtzuerhalten. Um auch bei Geräten dieser Hersteller ein der Patientenstatur gerechtes Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis zu erreichen, kann entweder die gewünschte Intensität des Bildrauschens nach Größe und Gewicht variiert werden, oder es wird durch Minimum- und Maximum-mA-Werte sichergestellt, dass schlanke Personen nicht mit zu geringer bzw. adipöse Patienten mit zu hoher Dosis untersucht werden [46].

Abhängig von untersuchter Körperregion wurde für Untersuchungsprotokolle mit Röhrenstrommodulation gegenüber Protokollen mit fixem Strom-Zeit-Produkt von einer Dosisreduktion im Rahmen von 20 – 68 % berichtet, ohne dass die diagnostische Verwertbarkeit eingeschränkt wurde, wobei von einem insgesamt höheren, jedoch über das gesamte Untersuchungsvolumen homogenen Bildrauschen berichtet wurde [48, 49].

Röhrenspannung Obwohl die von einer Röntgenröhre abgegebene Strahlung das Resultat des Zusammenwirkens von Röhrenspannung und -strom ist und beide Parameter in der Regel nicht isoliert voneinander moduliert werden, erscheint eine alleinige Betrachtung der Röhrenspannung aus didaktischen Gründen sinnvoll, da anders als beim Röhrenstrom der Zusammenhang von Röhrenspannung und abgegebener Strahlung komplexer ist: Diese verhält sich nicht linear, sondern etwa proportional zum Quadrat der Röhrenspannung. Einen gleichbleibenden Stromfluss vorausgesetzt geht eine Erhöhung der Röhrenspannung von 120 auf 140 kV mit einer um ca. 50 % höheren, eine Reduktion von 120 auf 100 oder gar 80 kV mit einer um ca. 33 bzw. 65 % geringeren Dosis einher [46, 50]. Die Anpassung der Röhrenspannung an die Patientenstatur und die Fragestellung birgt also ein hohes Potenzial zur Dosisreduktion, wobei zu beachten ist, dass hiermit auch eine Änderung des Kontrastverhaltens vor allem bei Verwendung jodhaltiger Kontrastmittel verbunden ist.

Für eine ausreichende Bildinformation muss die geringere Energie der bei reduzierter Spannung abgegebenen Photonen

durch einen höheren Röhrenstrom ausgeglichen werden, da hierbei der relative Anteil niederenergetischer Strahlung zunimmt, der bevorzugt im Patienten absorbiert wird und somit zu einer Dosiszunahme führt, ohne zur Bildinformation beizutragen. Dies gilt insbesondere bei adipösen Patienten, sodass eine Erniedrigung der Röhrenspannung bei diesen zu einer höheren Strahlendosis führen kann. Außerdem verfügt das CT-Gerät nicht unbedingt über die nötigen Leistungsreserven zur Anpassung des Röhrenstroms, um adipöse Patienten mit verringerter Röhrenspannung zu untersuchen [50].

Mit geringerer Röhrenspannung und der damit verbundenen Annäherung an die k-Kante des Jods bei 33,17keV steigt die Wahrscheinlichkeit von Interaktionen der Photonen mit Jod, weshalb die Schwächung durch jodhaltige Kontrastmittel bei niedrigerer Röhrenspannung stärker ist und sich daher mit jodhaltigen Kontrastmitteln bei geringerer Röhrenspannung eine bessere Kontrastierung erzielen lässt. Aus diesem Grund ist eine geringere Röhrenspannung oft bei kontrastangehobenen Untersuchungen sinnvoll, wobei auf die gleichwertige Anpassung der niedrigeren Röhrenspannung durch einen höheren Stromfluss verzichtet werden kann, da das durch die nun niedrigere Dosis höhere Bildrauschen durch die bessere Kontrastierung ausgeglichen und trotzdem ein ausreichendes Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis erzielt wird [51]. Neben CT-Angiografien gilt dies in geringerem Maße auch für andere kontrastangehobene Untersuchungen, wobei zu bedenken ist, dass bei Untersuchungen parenchymatöser Organe wie etwa der Leber zur Detektion auch flauer Läsionen ausreichend Strahlendosis zur Verfügung stehen muss. Wenn dies bei niedrigen Röhrenspannungen nicht gewährleistet ist, kann unter Umständen ein Scan mit höherer Röhrenspannung vorteilhaftere Ergebnisse erzielen. Weitere Vorteile einer niedrigeren Röhrenspannung liegen darin, bei Patienten mit eingeschränkter Nierenfunktion Kontrastmittel zu sparen oder eine ausreichende Kontrastierung bei Patienten mit schlechten Venenverhältnissen zu erzielen, bei denen über periphere Zugänge nur geringe Flussraten möglich sind [50].

Die Anpassung der Röhrenspannung kann manuell mittels Orientierung an Parametern wie Körpergewicht oder Body-Mass-Index erfolgen. Eleganter, aber nicht generell verfügbar, sind Techniken zur automatischen Selektion der Röhrenspannung, die in den letzten Jahren entwickelt wurden. Diese können mit der Röhrenstrommodulation kombiniert werden und basieren ebenfalls auf dem zuvor akquirierten Planungsbild sowie dem für die jeweilige Fragestellung gewünschten Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis. Beispielsweise erlaubt die von Siemens angebotene Software (CARE kV) eine Graduierung des angestrebten Kontrast-zu-Rausch-Verhältnisses in 12 Schritten, wobei höhere Stufen rein das Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis erhalten und so eine verringerte Röhrenspannung mit verringerter Strahlendosis mit dem Ziel einer verbesserten Kontrastierung bei gleichzeitig akzeptiertem höheren Bildrauschen nach sich ziehen, wie es für CT-Angiografien angebracht ist (Stufe 12 ist für CT-Angiografien vorgesehen). Niedrigere Stufen verringern die Strahlendosis nicht so stark, um zwar einerseits durch den Übergang zu geringeren Spannungen die Kontrastierung zu verbessern, andererseits das Bildrauschen aber nicht zu sehr zu erhöhen. Das ist für kontrastmittelunterstützte Untersuchungen parenchymatöser Organe wie der Leber

vorteilhaft (Stufe 7). Stufe 3 dagegen erhält das Bildrauschen beim Übergang von einer Spannung zur anderen und findet bei nativen Untersuchungen Anwendung [52]. Anschließend werden anhand des ermittelten Schwächungsprofils verschiedene Kombinationen von Röhrenstrom und -spannung simuliert, um die für die jeweilige Untersuchung dosissparendste Kombination zu bestimmen [16, 51]. Zahlreiche Studien konnten zeigen, dass auf diesem Weg eine gute diagnostische Bildqualität bei gleichzeitig reduzierter Strahlenexposition möglich ist [18, 52, 53]. In einer kürzlich erschienenen Arbeit, die den Einsatz von CARE kV zur CT-Angiografie vor geplantem kathetergestütztem Aortenklappenersatz untersuchte, wurde zudem von einer nach objektiven und subjektiven Kriterien über einen Spannungsbereich von 70–100 kV gleichbleibend hohen diagnostischen Bildqualität berichtet. Demgegenüber zeigte sich bei adipösen Patienten und den damit verbundenen höheren Röhrenspannungen über 100 kV eine etwas schlechtere, jedoch immer noch diagnostisch verwertbare Bildqualität. Somit erscheint die Verwendung solcher Werkzeuge zur Dosisreduktion unabhängig von der Statur des zu untersuchenden Patienten praktikabel, zumal in der zitierten Studie auf die Anpassung der Kontrastmittelmenge an das Patientengewicht verzichtet wurde, durch die eine weitere Verbesserung der Kontrastierung und somit der Bildqualität möglich wäre [17]. Insgesamt ermöglicht diese Technik gemäß den Ergebnissen einer Auswertung von über 100.000 weltweit durchgeführter Untersuchungen eine am $CTDI_{vol}$ gemessene, über alle Körperregionen gemittelte Dosisreduktion von ca. 15 % gegenüber der bislang üblichen Praxis der manuellen Wahl der Röhrenspannung, die je nach Körperregion auch deutlich höher ausfallen kann (etwa 56 % bei Untersuchungen des Felsenbeines bzw. 49 % bei Becken-/Beinangiografien). Überraschenderweise zeigte sich hier jedoch auch ein Anstieg der durchschnittlichen Dosis um 7 bzw. 26 % bei Untersuchungen der BWS und LWS bzw. bei Untersuchungen zur Detektion von Nieren- und Harnleitersteinen aufgrund einer häufigeren automatischen Selektion der maximal verfügbaren Röhrenspannung von 140 kV. Gemäß den Autoren ist jedoch unklar, ob dieser Anstieg auf Fehler bei der Implementation und Einstellung der Software zurückzuführen oder als Ausdruck einer generell fehlenden Eignung des beschriebenen Werkzeugs für diese Arten von CT-Untersuchungen zu verstehen ist [16]. Auch auf dem Gebiet der Kinderradiologie wurde für CT-Angiografien und kontrastangehobene Untersuchungen von Thorax und Abdomen sowohl am Phantom wie auch an Patienten nachgewiesen, dass die Nutzung dieses Werkzeuges gegenüber Untersuchungsprotokollen mit einer fixen Spannung von 120 kV Dosisersparungen in einer Größenordnung von 27 % bei erhaltener Bildqualität ermöglicht [54, 55]. Allerdings muss hier einschränkend angemerkt werden, dass eine Röhrenspannung von 120 kV in vielen Fällen für die Anwendung bei Kindern weniger geeignet ist und der Vorteil der automatischen Selektion der Röhrenspannung gegenüber fixen Spannungswerten von 100 kV oder weniger deutlich geringer ausfallen dürfte.

Tischvorschub (Pitch) Sofern alle übrigen Scanparameter konstant gehalten werden, bewirkt eine isolierte Erhöhung des Tischvorschubs bei Mehrzeilen-CTs eine proportional geringere Untersuchungs-dosis, allerdings auch ein erhöhtes Bildrauschen [28]. Da bei Scannern von Siemens und Philips eine automatische

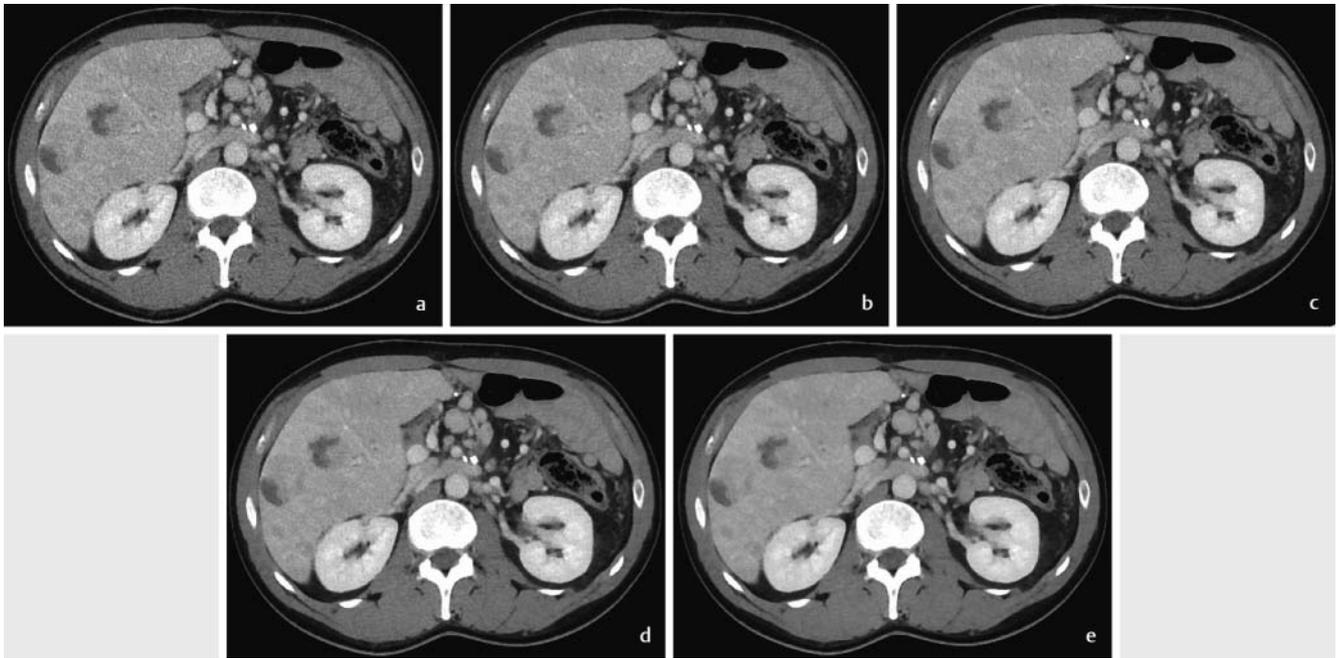
Anpassung des Röhrenstroms an den Pitch vorgenommen wird, wodurch Strahlendosis, Schichtdicke und Bildrauschen unabhängig vom Pitch konstant bleiben, gilt der oben beschriebene Zusammenhang von Tischvorschub und Strahlendosis bei diesen Geräten nicht [35]. Hier ist ein höherer Pitch daher eher von Bedeutung, um die Untersuchungszeit zu verkürzen und so Bewegungsartefakte zu vermeiden. GE und Toshiba hingegen verzichten auf eine solche automatische Anpassung des Röhrenstroms an den Pitch, wodurch bei diesen Geräten ein höherer Tischvorschub mit einer geringeren Strahlendosis einhergeht, aber auch mit erhöhtem Bildrauschen in dünnen Schichten.

Bildrekonstruktion Anders als die bisher genannten Parameter hat die Bildrekonstruktion keine direkte Auswirkung auf die Patientendosis. Die in den letzten Jahren entwickelten Techniken der iterativen Rekonstruktion (IR) ermöglichen es aber, im Vergleich zur sonst üblichen gefilterten Rückprojektion (filtered-back-projection, FBP) bei gleicher Dosis eine bessere oder bei geringerer Dosis eine gleichwertige Bildqualität insbesondere in Bezug auf das Bildrauschen zu erreichen.

FBP gilt als robust und schnell, benötigt jedoch ein höheres Mindestmaß an applizierter Dosis, da sonst die Qualität einer Untersuchung durch Bildrauschen und Artefakte stark eingeschränkt werden kann. Dies ist beispielshalber bei adipösen Patienten und nicht ausreichend angeglichenen Strahlendosis zu beobachten. Teil der Bildrekonstruktion ist ein Filterungsprozess durch sogenannte Faltungskerne (englisch: kernels), womit entweder eine höhere Bildschärfe mit Betonung der Kanten von kontrastreichen Objekten (Knochen und Lunge) auf Kosten eines höheren Bildrauschens oder eine bessere Beurteilung von kontrastarmen Objekten (parenchymatöse Organe) durch ein geringeres Bildrauschen mit jedoch geringerer Bildschärfe erreicht wird [56, 57].

IR ermöglicht es dagegen, in gewissem Umfang den in der FBP vorliegenden Zusammenhang zwischen erhöhter Bildschärfe und erhöhtem Bildrauschen zu durchbrechen und bei erhaltener Bildschärfe in den eher homogenen Bereichen des Bildes geringes Bildrauschen zu erhalten, wodurch die Strahlendosis reduziert werden soll. Diese Technik wurde bereits in den Anfangsjahren der CT zur Bildrekonstruktion genutzt, erwies sich aber angesichts steigender Datenmengen als nicht praktikabel und wurde deshalb durch die schnellere FBP verdrängt. Mit der Entwicklung und Verfügbarkeit schneller Rechner ist jedoch inzwischen die breite klinische Nutzung von IR-Techniken ohne wesentlich größeren Zeitaufwand möglich geworden [56–58].

Vereinfacht liegt das Prinzip der IR darin, die gemessenen CT-Rohdaten mit simulierten Rohdaten zu vergleichen, um Bildrauschen und Artefakte schrittweise zu reduzieren. Der erste Schritt besteht meist in einer Rekonstruktion mittels FBP (Rückprojektion). Daraufhin wird in Kenntnis der Geräte-Eigenschaften (Scannergeometrie etc.), ausgehend vom erhaltenen CT-Bild, das nun als Modell für das Untersuchungsobjekt dient, eine CT-Akquisition simuliert und simulierte Projektionsdaten generiert (Vorwärtsprojektion). Gemessene und simulierte Rohdaten werden verglichen, um damit Korrekturprojektionen zur Rekonstruktion eines „Korrekturbildes“ zu ermitteln. Gleichzeitig dienen nicht-lineare Filteroperationen im Bild- und im Rohdatenraum zur



► **Abb. 4** CT-Untersuchung eines Patienten mit hepatisch und lymphogen metastasiertem neuroendokrinen Tumor des Pankreas als Beispiel für den durch iterative Rekonstruktion veränderten Bildeindruck. Die Bilder wurden mit ADMIRE (Advanced Modeled Iterative Reconstruction, Siemens-Healthineers) in fünf ansteigenden Iterationsgraden mit einer Fensterbreite von 350HU und einem Zentrum von 50HU rekonstruiert. Das verringerte Bildrauschen lässt homogene Flächen wie z. B. das Leberparenchym mit höheren ADMIRE-Stufen kontrastärmer wirken, während die perirenale Fettgewebsimbibierung zunehmend verschwommen wirkt (a ADMIRE 1, b ADMIRE 2, c ADMIRE 3, d ADMIRE 4 und e ADMIRE 5).

Reduktion des Bildrauschens. Dieser Zyklus wird mehrere Male wiederholt, bis die gewünschten Bildeigenschaften erreicht sind.

Die von verschiedenen Herstellern angebotenen iterativen Rekonstruktionstechniken unterscheiden sich in ihrer Komplexität. So nutzen die üblicherweise in der klinischen Routine eingesetzten IR-Techniken weniger rechen- und somit zeitaufwändige Algorithmen, da auf häufige Rück- und Vorwärtsprojektionen verzichtet wird. Stattdessen finden wiederholte Filtervorgänge zur Entfernung von Bildrauschen und Artefakten statt, die entweder nur auf der Ebene der Bild- oder Rohdaten oder auf beiden Ebenen stattfinden können. Wie oft und mit welcher Filterstärke diese Schritte durchgeführt werden, lässt sich bei vielen der kommerziell angebotenen IR-Systemen durch den Benutzer stufenweise graduieren. Ein Beispiel für einen nur auf Bilddatenebene zum Tragen kommenden iterativen Rekonstruktionsalgorithmus ist IRIS (Siemens), wohingegen SAFIRE und ADMIRE (Siemens), AIDR 3 D (Toshiba), iDose4 (Philips) und ASIR-V (GE) Vertreter von auf Bild- und Rohdatenebene wirkenden iterativen Rekonstruktionstechniken darstellen [56 – 58].

Findet hingegen bei jedem Zyklus aus Rück- und Vorwärtsprojektion jeweils eine statistische Gewichtung der Rohdaten mit dem Ziel statt, stark verrauschte Rohdaten weniger zum Bild beitragen zu lassen und so das Bildrauschen zu reduzieren, spricht man von einer statistischen iterativen Rekonstruktion. Ein Beispiel dafür ist die von GE unter der Bezeichnung VEO angebotene iterative Rekonstruktionstechnik. Solche Verfahren können auch die Scannergeometrie (Größe der Detektorpixel und des Fokus im Röntgenstrahler) genauer modellieren, um die Bildschärfe zu erhöhen, wobei dann von einer modellbasierten iterativen

Rekonstruktion (MBIR) gesprochen wird. Die von den Herstellern verwendete Nomenklatur ist allerdings nicht immer eindeutig: So stellt der von GE als ASIR (adaptive-statistische-iterative-Rekonstruktion) angebotene Algorithmus eines der ersten iterativen Rekonstruktionsverfahren dar und ist nur eingeschränkt mit den neueren statistischen und modellbasierten Verfahren vergleichbar. Statistische iterative Rekonstruktionen und modellbasierte iterative Rekonstruktionen benötigen sehr viele Zyklen aus Rück- und Vorwärtsprojektion, sind deshalb sehr rechenaufwändig und haben in der Regel lange Bildrekonstruktionszeiten, was den Einsatz in der klinischen Routine bislang einschränkt, obwohl aus Studien eine verbesserte Bildqualität bei der Rekonstruktion von Low-dose-CT-Daten bekannt ist [19]. Dies könnte sich jedoch mit dem Einsatz neuerer Generationen statistischer iterativer Rekonstruktionsalgorithmen ändern: So wurde in einer kürzlich publizierten Studie zum Einsatz eines solchen Prototypen auf dem Feld der CT-Koronarangiografie von einer Rekonstruktionszeit von lediglich fünf Minuten berichtet – was für den klinischen Einsatz vertretbar erscheint – bei zugleich verringerter Strahlendosis und verbesserter Bildqualität [20].

Ein Problem bei der Anwendung iterativer Rekonstruktionstechniken kann der veränderte Bildeindruck insbesondere bei höherer Rauschreduktion darstellen, da homogenere Flächen zunehmend „plastikartig“ und wie gemalt erscheinen können (► **Abb. 4a – e**) [57]. Vor allem bei Einführung von IR empfiehlt es sich daher, auf niedrigerem Niveau zu beginnen, um dem Anwender eine schrittweise Gewöhnung an den veränderten Bildeindruck zu ermöglichen.

Über die letzten Jahre wurden zahlreiche Studien bezüglich des Potenzials von IR-Techniken zur Dosisreduktion publiziert, wobei von Einsparungen von ca. 20 bis zu über 75 % berichtet wurde [21, 59, 60]. Allerdings wurde in einer Arbeit auch gezeigt, dass zu aggressive Dosisreduktion trotz Anwendung von IR zu einem Verlust an Niedrigkontrastauflösung bei der Beurteilung von Objekten mit geringem Umgebungscontrast führt. Die Autoren dieser Studie rieten daher trotz des Einsatzes von IR von einer zu ambitionierten Dosisreduktion ab, wenn beispielsweise native Untersuchungen des Schädels zum Ausschluss eines Schlaganfalls oder kontrastangehobene Untersuchungen der Leber zur Detektion von Metastasen durchgeführt werden, bei denen eine ausreichende Kontrastauflösung auch bei geringem Kontrast entscheidend ist, um z. B. Läsionen nicht zu übersehen [61].

Low-dose-Simulation

Inwieweit eine Dosisreduktion ohne Beeinträchtigung der Bildqualität und der diagnostischen Wertigkeit machbar ist, muss vor dem klinischen Einsatz dosisreduzierter Protokolle evaluiert werden. Hierbei kann die Low-Dose-Simulation von Nutzen sein, die es ermöglicht, retrospektiv dosisreduzierte CT-Daten zu generieren, wobei CT-Untersuchungen mit geringerem Röhrenstrom simuliert werden, indem den vorliegenden Originaldaten ein realistisches Bildrauschen hinzugefügt wird [62]. Dies wird in der CT-Dosisforschung zunehmend eingesetzt, so etwa zur Entwicklung eines kraniellen Low-Dose-CT-Perfusionsprotokolls [22, 23, 63, 64]: Hier konnte gezeigt werden, dass eine Dosisreduktion von bis zu 60 % der ursprünglichen Standarddosis zu keiner Verschlechterung der Bildqualität oder der diagnostischen Genauigkeit dieser Methode führt.

Dosisüberwachung und -management

Die CT hat sich in den letzten Jahren stets weiterentwickelt und ist dosiseffizienter geworden. Dies schlägt sich auch in den zuletzt im Juli letzten Jahres nach unten korrigierten diagnostischen Referenzwerten des Bundesamts für Strahlenschutz nieder, welche „der 75. Perzentile einer Verteilung von Patientendosen verschiedener Anwender“ entsprechen und „nicht als im Idealfall erreichbare Werte“ zu verstehen sind [24]. Gerade mit modernen Geräten sind also auch weit niedrigere Dosen erreichbar als in den diagnostischen Referenzwerten angegeben. Was vom Stand der Technik her möglich wäre, wird jedoch nicht sofort in der klinischen Praxis umgesetzt, wie erst kürzlich für die Situation in Deutschland gezeigt werden konnte [65]. Um dem Potenzial der teils komplexen technischen Neuerungen gerecht zu werden bedarf es eines Optimierungsprozesses, der die Übersicht voraussetzt, wo Verbesserungen möglich sind. Zwar wird in der Regel zu jeder CT ein Dosisreport angelegt und mit den Bildern im PACS gespeichert, jedoch ist eine manuelle stichprobenartige Durchsicht dieser Information, um so besonders dosisintensive Untersuchungen zu identifizieren, zeitraubend und kann nur ein unvollständiges Bild liefern. Ein weiterer hiervon unabhängiger, jedoch nicht weniger bedeutsamer Aspekt der Dosisüberwa-

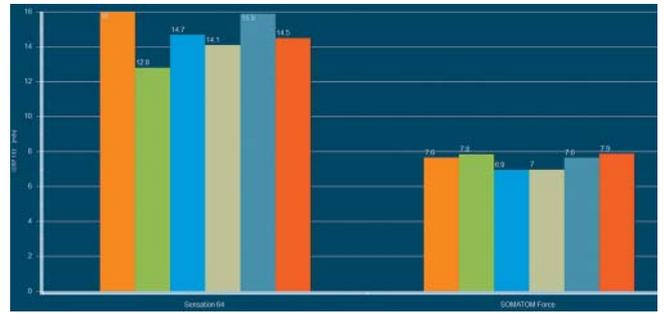
chung betrifft die bereits eingangs erwähnte Problematik hoher Kumulativdosen einzelner Patienten durch wiederholte Untersuchungen, welche sich ohne geeignete Hilfsmittel nicht ohne Weiteres eruieren lassen [25].

Als Lösung bieten inzwischen mehrere Hersteller Softwaretools zum Dosismanagement an. Diese erlauben es, anhand von Parametern wie CTDI, DLP, effektiver Dosis oder SSDE die durchschnittliche Dosis einzelner Untersuchungsprotokolle zu ermitteln und Optimierungspotenzial aufzudecken, wobei neben der Computertomografie auch andere Modalitäten angebunden werden können. Eine Übersicht über mehrere am Markt verfügbare Dosismanagementsysteme ist in ► **Tab. 1** aufgeführt, für eine detaillierte Darstellung sei auf entsprechende Veröffentlichungen verwiesen [26, 66]. Am Beispiel von Radimetrics (Bayer), für das eigene Erfahrungen unserer Abteilung vorliegen, sollen im Folgenden typische Fähigkeiten von Dosismanagementprogrammen erläutert werden: So kann der Benutzer Grenzwerte für Untersuchungsprotokolle definieren und wird bei deren Überschreitung gewarnt, wobei gehäufte Abweichungen ein Indiz auf das Vorliegen systematischer Fehler bei der Durchführung von CT-Untersuchungen liefern können, welche sich somit aufdecken und beheben lassen. Ebenso lassen sich Grenzwerte für Kumulativdosen von Patienten festlegen und Warnungen bei drohender Überschreitung generieren, damit der betroffene Patient gegebenenfalls einer anderen geeigneten Untersuchung unterzogen wird. Die Dosisüberwachung mittels automatisch erzeugter Alarmmeldungen anhand von durch den Nutzer vorab definierter Grenzwerte kann somit sowohl auf der Ebene einzelner Untersuchungsprotokolle als auch individueller Patienten erfolgen [25]. Auch kann beispielsweise der durchschnittliche Dosisbedarf verschiedener CT-Geräte für die Untersuchung bestimmter Körperregionen auf diesem Weg ermittelt und verglichen werden, um so zum Beispiel jüngere Patienten gezielt an dosissparenden Geräten zu untersuchen (► **Abb. 5**) [67]. Große Datenmengen lassen sich so mit vergleichsweise geringem Aufwand verarbeiten; hier sei auf eine Veröffentlichung aus den USA verwiesen, in der die durchschnittliche Dosis von fast 200 000 innerhalb eines Jahres an über 80 000 Patienten in fünf verschiedenen Kliniken durchgeführten CT-Untersuchungen ermittelt wurde [68]. Darüber hinaus lassen sich Untersuchungen simulieren, um mittels hinterlegter Phantome und Monte-Carlo-Simulationen die Auswirkungen veränderter Parameter wie etwa Scanlänge, Röhrenspannung und -strom auf die Patientendosis zu ermitteln, was beispielsweise zur Schulung in der Ausbildung von MTRA eingesetzt werden kann.

Gemäß der bis 2018 in nationales Recht umzusetzenden EURATOM-Richtlinie 2013/59 ist in der CT die verstärkte Hinzuziehung von Medizinphysik-Experten (MPE) vorgesehen, zu deren Aufgaben auch die „Optimierung des Strahlenschutzes von Patienten (...), einschließlich der Anwendung und Verwendung diagnostischer Referenzwerte“ gehört [69]. Zwar legt die Richtlinie nicht fest, wie der MPE seine Aufgaben erfüllen soll; angesichts der enormen Datenmengen erscheint die Umsetzung einer effizienten Überwachung und Optimierung aber nur möglich, wenn auf Hilfsmittel wie die voreingestellten Softwaretools zurückgegriffen wird.

► **Tab. 1** Übersicht über verschiedene Dosismanagementsysteme; CT: Computertomografie; XA: Angiografie; DR: digitale Radiografie; MG: Mammografie; PET: Positronen-Emissions-Tomografie; SPECT: Single-Photon-Emissions-Tomografie (modifiziert nach 64,65)

Name	tqm DOSE	Radimetrics	DoseWatch	DoseM	DoseWise	DoseTrack
Hersteller	Agfa	Bayer	GE	Infinit	Philips	Sectra
Modalitäten	CT, XA, DR, MG, PET-CT, SPECT-CT	CT, XA, DR, MG, PET-CT, SPECT-CT	CT, XA, DR, MG, PET-CT, SPECT-CT	CT, XA, DR, MG, PET-CT, SPECT-CT	CT, XA, DR, MG, PET-CT, SPECT-CT	CT, XA, DR, MG, PET-CT, SPECT-CT
Standort	lokal	lokal	lokal	lokal	lokal	Cloud
Berechnung der Strahlendosis	Konversionsfaktoren, Monte-Carlo-Simulation, eigener Algorithmus	Konversionsfaktoren, Monte-Carlo-Simulation	Konversionsfaktoren, eigener Algorithmus	Konversionsfaktoren	Konversionsfaktoren	Konversionsfaktoren, Monte-Carlo-Simulation, eigener Algorithmus
Alarmmeldungen konfigurierbar	ja	ja	ja	ja	ja	ja
Grafische Darstellung von Analyseergebnissen	Grafikvorlagen und individuell gestaltbare Grafiken	Grafikvorlagen und individuell gestaltbare Grafiken	individuell gestaltbare Grafiken	Grafikvorlagen und individuell gestaltbare Grafiken	Grafikvorlagen und individuell gestaltbare Grafiken	Grafikvorlagen und individuell gestaltbare Grafiken



► **Abb. 5** Balkendiagramm mit Vergleich der durchschnittlichen effektiven Dosis für eine Standard-CT-Untersuchung des Abdomens über sechs aufeinanderfolgende Monaten an einem älteren 64-Zeilen-Scanner ohne iterative Rekonstruktion (Siemens Sensation 64, links) und einem Dual-Source-Scanner der neuesten Generation mit iterativer Rekonstruktion (Siemens Somatom Force, rechts). Wegen des deutlich geringeren Dosisbedarfs wird diese Untersuchung möglichst am neueren Gerät durchgeführt, was zu einer deutlich höheren Untersuchungszahl führt (Sensation 64: 63 Untersuchungen, Somatom Force: 483 Untersuchungen; nicht dargestellt). Ein systematischer Unterschied hinsichtlich der Körperkonstitution des an beiden Geräten untersuchten Patientenkollektivs besteht nicht.

Zusammenfassung und Ausblick

Angesichts steigender Untersuchungszahlen und der damit verbundenen Besorgnis hinsichtlich möglicher Spätfolgen wurden über die letzten Jahre zahlreiche technische Neuerungen eingeführt, wodurch die CT dosis-effizienter geworden ist. Es ist zu erwarten, dass dieser Prozess auch in Zukunft voranschreitet. Zugleich geht der Trend zu einer zunehmenden Überwachung und Optimierung der am Patienten angewandten Strahlendosis. Die Herausforderung an die Radiologie besteht darin, die sich bietenden Möglichkeiten in die klinische Routine zu überführen, um so den Patienten eine gute und zugleich möglichst schonende Diagnostik zu bieten.

Da nicht alle Aspekte dieser Thematik in einem Übersichtsartikel dargelegt werden können, dürfen wir den an tiefergehenden Kenntnissen interessierten Leser auf die im Anhang aufgeführte weiterführende Literatur verweisen.

Interessenkonflikt

Fabian Bamberg: Unrestricted research grant und Mitglied Speakers Bureau Siemens Healthineers, unrestricted reserach grant und Mitglied Speakers Bureau Bayer. Ahmed Othman: Unrestricted research grant Bayer, Mitglied Speakers Bureau GE Healthcare. Thomas Flohr: Mitarbeiter Siemens Healthineers. Die übrigen Autoren geben an, dass kein Interessenkonflikt besteht.

Literatur

- [1] 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
- [2] Bundesamt für Strahlenschutz BfU, Naturschutz, Bau und Reaktorsicherheit. Umweltradioaktivität und Strahlenbelastung: Jahresbericht

2015. <http://nbn-resolving.de/urn:nbn:de:0221-2017072814305> (last accessed on 31.08.2017)
- [3] Nekolla EA, Schegerer AA, Griebel J et al. Frequency and doses of diagnostic and interventional X-ray applications: Trends between 2007 and 2014. *Der Radiologe* 2017; 57: 555–562
- [4] Berrington de Gonzalez A, Mahesh M, Kim KP et al. Projected cancer risks from computed tomographic scans performed in the United States in 2007. *Archives of internal medicine* 2009; 169: 2071–2077
- [5] Smith-Bindman R, Lipson J, Marcus R et al. Radiation dose associated with common computed tomography examinations and the associated lifetime attributable risk of cancer. *Archives of internal medicine* 2009; 169: 2078–2086
- [6] Brenner DJ, Hall EJ. Computed tomography—an increasing source of radiation exposure. *The New England journal of medicine* 2007; 357: 2277–2284
- [7] Hendee WR. Policy statement of the International Organization for Medical Physics. *Radiology* 2013; 267: 326–327
- [8] Protection ICoR: The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP publication 103. *Annals of the ICRP* 2007; 37: 1–332
- [9] Hendee WR, O'Connor MK. Radiation risks of medical imaging: separating fact from fantasy. *Radiology* 2012; 264: 312–321
- [10] McCollough CH. The Role of the Medical Physicist in Managing Radiation Dose and Communicating Risk in CT. *Am J Roentgenol* 2016; 206: 1241–1244
- [11] Verordnung über den Schutz vor Schäden durch Röntgenstrahlen (Röntgenverordnung – RöV). http://www.gesetze-im-internet.de/r_v_1987/R%C3%B6V.pdf (last accessed on 31.08.2017)
- [12] Gesetz zur Neuordnung des Rechts zum Schutz vor der schädlichen Wirkung ionisierender Strahlung. http://www.bmub.bund.de/fileadmin/Daten_BMU/Download_PDF/Strahlenschutz/neuordnung_wirkung_ionisierender_strahlung.pdf (last accessed on 31.08.2017)
- [13] Mayo-Smith WW, Hara AK, Mahesh M et al. How I do it: managing radiation dose in CT. *Radiology* 2014; 273: 657–672
- [14] Afat S, Pjontek R, Hamou HA et al. Imaging of Ventriculoperitoneal Shunt Complications: Comparison of Whole Body Low-Dose Computed Tomography and Radiographic Shunt Series. *Journal of computer assisted tomography* 2016; 40: 991–996
- [15] Soderberg M. Overview, practical tips and potential pitfalls of using automatic exposure control in CT: Siemens CARE Dose 4D. *Radiation protection dosimetry* 2016; 169: 84–91
- [16] Spearman JV, Schoepf UJ, Rottenkolber M et al. Effect of Automated Attenuation-based Tube Voltage Selection on Radiation Dose at CT: An Observational Study on a Global Scale. *Radiology* 2016; 279: 167–174
- [17] Mangold S, De Cecco CN, Schoepf UJ et al. CT angiography for planning transcatheter aortic valve replacement using automated tube voltage selection: Image quality and radiation exposure. *European journal of radiology* 2017; 86: 276–283
- [18] Mangold S, Wichmann JL, Schoepf UJ et al. Automated tube voltage selection for radiation dose and contrast medium reduction at coronary CT angiography using 3(rd) generation dual-source CT. *European radiology* 2016; 26: 3608–3616
- [19] Sun J, Yu T, Liu J et al. Image quality improvement using model-based iterative reconstruction in low dose chest CT for children with necrotizing pneumonia. *BMC medical imaging* 2017; 17: 24
- [20] Andre F, Fortner P, Vembar M et al. Improved image quality with simultaneously reduced radiation exposure: Knowledge-based iterative model reconstruction algorithms for coronary CT angiography in a clinical setting. *Journal of cardiovascular computed tomography* 2017; 11: 213–220
- [21] Den Harder AM, Willeminck MJ, De Ruiter QM et al. Dose reduction with iterative reconstruction for coronary CT angiography: a systematic review and meta-analysis. *The British journal of radiology* 2016; 89: 20150068
- [22] Othman AE, Afat S, Brockmann MA et al. Radiation dose reduction in perfusion CT imaging of the brain: A review of the literature. *Journal of neuroradiology Journal de neuroradiologie* 2016; 43: 1–5
- [23] Othman AE, Brockmann C, Yang Z et al. Impact of image denoising on image quality, quantitative parameters and sensitivity of ultra-low-dose volume perfusion CT imaging. *European radiology* 2016; 26: 167–174
- [24] Strahlenschutz Bf: Bekanntmachung der aktualisierten diagnostischen Referenzwerte für diagnostische und interventionelle Röntgenanwendungen. BAnz AT Bundesamt für Strahlenschutz 2016
- [25] Parakh A, Kortensniemi M, Schindera ST. CT Radiation Dose Management: A Comprehensive Optimization Process for Improving Patient Safety. *Radiology* 2016; 280: 663–673
- [26] Boos J, Meineke A, Bethge OT et al. Dose Monitoring in Radiology Departments: Status Quo and Future Perspectives. *RoFo : Fortschritte auf dem Gebiete der Röntgenstrahlen und der Nuklearmedizin* 2016; 188: 443–450
- [27] Kalra MK, Maher MM, Toth TL et al. Strategies for CT radiation dose optimization. *Radiology* 2004; 230: 619–628
- [28] McNitt-Gray MF. AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Topics in CT. Radiation dose in CT. *Radiographics: a review publication of the Radiological Society of North America, Inc* 2002; 22: 1541–1553
- [29] Schilham A, van der Molen AJ, Prokop M et al. Overranging at multi-section CT: an underestimated source of excess radiation exposure. *Radiographics: a review publication of the Radiological Society of North America, Inc* 2010; 30: 1057–1067
- [30] McCollough CH, Leng S, Yu L et al. CT dose index and patient dose: they are not the same thing. *Radiology* 2011; 259: 311–316
- [31] Huda W, Mettler FA. Volume CT dose index and dose-length product displayed during CT: what good are they? *Radiology* 2011; 258: 236–242
- [32] Brink JA, Morin RL. Size-specific dose estimation for CT: how should it be used and what does it mean? *Radiology* 2012; 265: 666–668
- [33] Medicine AAoPi. Size-specific dose estimates (SSDE) in pediatric and adult body CT Examinations: Report of AAPM Task Group 204. College Park, Md: American Association of Physicists in Medicine. 2011
- [34] Medicine AAoPi. Use of Water Equivalent Diameter for Calculating Patient Size and Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in CT: The Report of AAPM Task Group 220. College Park, Md: American Association of Physicists in Medicine. 2014
- [35] Kalra MK, Sodickson AD, Mayo-Smith WW. CT Radiation: Key Concepts for Gentle and Wise Use. *Radiographics: a review publication of the Radiological Society of North America, Inc* 2015 35: 1706–1721
- [36] Othman A, Hamou HA, Pjontek R et al. Evaluation of whole body Ultra-low-Dose CT for the assessment of ventriculoperitoneal shunt complications: an experimental ex-vivo study in a swine model. *European radiology* 2015; 25: 2199–2204
- [37] Othman AE, Afat S, Hamou HA et al. High-Pitch Low-Dose Whole-Body Computed Tomography for the Assessment of Ventriculoperitoneal Shunts in a Pediatric Patient Model: An Experimental Ex Vivo Study in Rabbits. *Investigative radiology* 2015; 50: 858–862
- [38] Wilting JE, Zwartkruis A, van Leeuwen MS et al. A rational approach to dose reduction in CT: individualized scan protocols. *European radiology* 2001; 11: 2627–2632
- [39] Li J, Udayasankar UK, Toth TL et al. Automatic patient centering for MDCT: effect on radiation dose. *American journal of roentgenology* 2007; 188: 547–552
- [40] Kaasalainen T, Palmu K, Reijonen V et al. Effect of patient centering on patient dose and image noise in chest CT. *American journal of roentgenology* 2014; 203: 123–130
- [41] Toth T, Ge Z, Daly MP. The influence of patient centering on CT dose and image noise. *Medical physics* 2007; 34: 3093–3101

- [42] Lee CH, Goo JM, Ye HJ et al. Radiation dose modulation techniques in the multidetector CT era: from basics to practice. *Radiographics : a review publication of the Radiological Society of North America, Inc* 2008; 28: 1451 – 1459
- [43] Bang DH, Lim D, Hwang WS et al. Lateral topography for reducing effective dose in low-dose chest CT. *Am J Roentgenol American journal of roentgenology* 2013; 200: 1294 – 1297
- [44] Maldjian PD, Goldman AR. Reducing radiation dose in body CT: a primer on dose metrics and key CT technical parameters. *American journal of roentgenology* 2013; 200: 741 – 747
- [45] McCollough CH, Bruesewitz MR, Kofler JM Jr. 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
- [46] Kaza RK, Platt JF, Goodsitt MM et al. Emerging techniques for dose optimization in abdominal CT. *Radiographics : a review publication of the Radiological Society of North America, Inc* 2014; 34: 4 – 17
- [47] Kalra MK, Maher MM, Toth TL et al. Techniques and applications of automatic tube current modulation for CT. *Radiology* 2004; 233: 649 – 657
- [48] Soderberg M, Gunnarsson M. Automatic exposure control in computed tomography—an evaluation of systems from different manufacturers. *Acta radiologica (Stockholm, Sweden : 1987)* 2010; 51: 625 – 634
- [49] 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
- [50] Seyal AR, Arslanoglu A, Abboud SF et al. CT of the Abdomen with Reduced Tube Voltage in Adults: A Practical Approach. *Radiographics : a review publication of the Radiological Society of North America, Inc* 2015; 35: 1922 – 1939
- [51] Lira D, Padole A, Kalra MK et al. Tube potential and CT radiation dose optimization. *American journal of roentgenology* 2015; 204: W4 – W10
- [52] Gonzalez-Guindalini FD, Ferreira BotelhoMP, Tore HG et al. MDCT of chest, abdomen, and pelvis using attenuation-based automated tube voltage selection in combination with iterative reconstruction: an intra-patient study of radiation dose and image quality. *American journal of roentgenology* 2013; 201: 1075 – 1082
- [53] Lee KH, Lee JM, Moon SK et al. Attenuation-based automatic tube voltage selection and tube current modulation for dose reduction at contrast-enhanced liver CT. *Radiology* 2012; 265: 437 – 447
- [54] Siegel MJ, Ramirez-Giraldo JC, Hildebolt C et al. Automated low-kilovoltage selection in pediatric computed tomography angiography: phantom study evaluating effects on radiation dose and image quality. *Investigative radiology* 2013; 48: 584 – 589
- [55] Siegel MJ, Hildebolt C, Bradley D. Effects of automated kilovoltage selection technology on contrast-enhanced pediatric CT and CT angiography. *Radiology* 2013; 268: 538 – 547
- [56] Geyer LL, Schoepf UJ, Meinel FG et al. State of the Art: Iterative CT Reconstruction Techniques. *Radiology* 2015; 276: 339 – 357
- [57] Willemink MJ, de Jong PA, Leiner T et al. Iterative reconstruction techniques for computed tomography Part 1: technical principles. *European radiology* 2013; 23: 1623 – 1631
- [58] Beister M, Kolditz D, Kalender WA. Iterative reconstruction methods in X-ray CT. *Physica medica : PM : an international journal devoted to the applications of physics to medicine and biology : official journal of the Italian Association of Biomedical Physics (AIFB)* 2012; 28: 94 – 108
- [59] 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
- [60] Willemink MJ, Leiner T, de Jong PA et al. Iterative reconstruction techniques for computed tomography part 2: initial results in dose reduction and image quality. *European radiology* 2013; 23: 1632 – 1642
- [61] McCollough CH, Yu L, Kofler JM et al. Degradation of CT Low-Contrast Spatial Resolution Due to the Use of Iterative Reconstruction and Reduced Dose Levels. *Radiology* 2015; 276: 499 – 506
- [62] Won KimC, Kim JH. Realistic simulation of reduced-dose CT with noise modeling and sinogram synthesis using DICOM CT images. *Medical physics* 2014; 41: 011901
- [63] Othman AE, Brockmann C, Yang Z et al. Effects of radiation dose reduction in Volume Perfusion CT imaging of acute ischemic stroke. *European radiology* 2015; 25: 3415 – 3422
- [64] Othman AE, Afat S, Brockmann C et al. Low-Dose Volume-Perfusion CT of the Brain: Effects of Radiation Dose Reduction on Performance of Perfusion CT Algorithms. *Clinical neuroradiology* 2015; 27: 311 – 318
- [65] Schegerer AA, Nagel H-D, Stamm G et al. Current CT Practice in Germany: Results and Implications of a Nationwide Survey. *European journal of radiology* 2017; 90: 114 – 128
- [66] Dosis-Management – Die wichtigsten Systeme im Überblick. <http://www.radiologieforum.de/uploads/Magazine/epaper-Strada-2016/page41.html#/40> (last accessed on 22.03. 2017)
- [67] MacGregor K, Li I, Dowdell T et al. Identifying Institutional Diagnostic Reference Levels for CT with Radiation Dose Index Monitoring Software. *Radiology* 2015; 276: 507 – 517
- [68] Smith-Bindman R, Moghadassi M, Wilson N et al. Radiation Doses in Consecutive CT Examinations from Five University of California Medical Centers. *Radiology* 2015; 277: 134 – 141
- [69] Radiology ESo. Summary of the European Directive 2013/59/Euratom: essentials for health professionals in radiology. *Insights into imaging* 2015; 6: 411 – 417