

Radiologie up2date

2 · 2017

Gerätetechniken / Neuentwicklungen / Digitale Radiologie 11

Dosis und Dosisreduktion in der Computertomografie

*Michael Lell
Michael Wucherer
Marc Kachelrieß*

VNR: 2760512017152372795
DOI: 10.1055/s-0043-105755
Radiologie up2date 2017; 17 (2): 163–178
ISSN 1616-0681
© 2017 Georg Thieme Verlag KG

Unter dieser Rubrik sind bereits erschienen:

Diffusionsbildgebung: Technik und klinische Anwendung

G. Kukuk, S. Greschus, J. Goldstein, C. Pieper Heft 1/2017

MRT-Perfusionsmessung mit Arterial Spin Labelling – Anwendung für die Niere und Transplantatniere

K. Hüper, B. Kühn, M. Gutberlet Heft 2/2016

Suszeptibilitätsgewichtete Bildgebung in der Neuroradiologie

S. Peters Heft 1/2014

Artefakte und Fallstricke in der onkologischen F-FDG-PET-CT-Diagnostik

C. von Falck, H.-J. Raatschen, F. Bengel Heft 4/2011

Dynamische Flat-Panel-Detektoren: Technik und Anwendungen

R. Loose Heft 2/2011

Neue Entwicklungen in der MSCT

H. Shin Heft 4/2010

Hochfeld-MRT: Was ist anders?

H. Quick Heft 3/2010

MR-Artefakte erkennen und vermeiden

S. Heiland Heft 4/2009

Wissenswertes zur Untersuchungstechnik bei Multislice-CT: ein Leitfaden für die Praxis

H. Shin Heft 1/2007

Funktionelle Magnetresonanztomografie: Grundlagen und klinische Anwendung

C. Stippich Heft 4/2005

Radiologische Messverfahren zur Beurteilung des Therapieansprechens solider Tumoren

D. Wormanns Heft 3/2005

Parallele Bildgebung in der Magnetresonanztomografie

S. Maderwald, M. Ladd Heft 2/2005

PET/CT in der Onkologie

G. Antoch, A. Bockisch, M. Forsting Heft 4/2004

Der klinische Einsatz der diffusionsgewichteten MRT am Gehirn

J. Fiebach, I. Harting Heft 3/2004

Perfusions-MRT

S. Heiland, M. Hartmann Heft 3/2004

Mehrzeilen-CT: Anwendung beim Schlaganfall

P. Schramm Heft 2/2004

Kontrastmittel in der Radiologie – Röntgen und MRT

U. Speck Heft 1/2003

Schnelle Magnetresonanz-Bildgebung

S. Brockstedt, K. Scheffler, G. Bongartz, E.-M. Larsson Heft 4/2002

Grundlegende Techniken des Image Processing in der Schnittbilddiagnostik

H. Shin, G. Stamm Heft 3/2002

Digitale Flachdetektorsysteme

K. Ludwig, T. Bernhardt Heft 1/2002

Multi-Detektor-Computertomografie

H. Shin, S. Heiland Heft 4/2001

ALLES ONLINE LESEN



Mit der eRef lesen Sie Ihre Zeitschrift: online wie offline, am PC und mobil, alle bereits erschienenen Artikel. Für Abonnenten kostenlos! <https://eref.thieme.de/radio-u2d>

JETZT FREISCHALTEN



Sie haben Ihre Zeitschrift noch nicht freigeschaltet? Ein Klick genügt: www.thieme.de/eref-registrierung

Dosis und Dosisreduktion in der Computertomografie

Michael Lell, Michael Wucherer, Marc Kachelrieß



Die CT wird in der diagnostischen Radiologie immer häufiger eingesetzt. Neue Untersuchungsindikationen, z. B. die Koronar-CTA, die CT-Kolonografie oder diverse CT-Perfusionsuntersuchungen, sind im klinischen Alltag angekommen. Dies erfordert die im Folgenden vorgestellten Verfahren, um die Strahlenexposition zu reduzieren, ohne die sehr kurze Untersuchungszeit bei hoher (isotroper) Auflösung zu beschneiden.

Einleitung

Dosisreduktion ist in der CT nach wie vor ein sehr aktuelles Thema. Die Anzahl der CT-Untersuchungen steigt, getrieben durch die rasche technische Entwicklung der Geräte, die breite Einsatzmöglichkeit, die Verfügbarkeit und die relativ geringen Kosten, stetig an. Nach dem Barmer GEK-Arztreport 2011 wurden 2009 in Deutschland 114 CT-Untersuchungen pro 1000 Einwohner durchgeführt, in Frankreich 130 und in USA 228 pro 1000 Einwohner. Deutlich über 60% der medizinischen Strahlenexposition in Deutschland wird durch die CT verursacht, obwohl ihr Anteil an allen Röntgenuntersuchungen nur knapp 10% ausmacht. Besonders dramatisch lesen sich die Zahlen aus USA, die einen Anstieg von CT-Untersuchungen von 26 Millionen im Jahr 1998 auf über 70 Millionen im Jahr 2008 zeigen. Sowohl in der Laien- als auch in der Fachpresse haben Hochrechnungen zur Induktion von Krebserkrankungen durch medizinische Diagnostik [1–3] eine intensive Diskussion entfacht. Um das Risiko für den Patienten zu minimieren, verlangt die Röntgenverordnung, dass vor jeder Untersuchung die rechtfertigende Indikation durch einen fachkundigen Arzt gestellt wird. Dabei muss individuell geprüft werden, dass der Nutzen für den Patienten das potenzielle Risiko überwiegt.

Das Risiko, das von der Strahlenexposition medizinischer CT-Bildgebung ausgeht, ist sehr schwer einzuschätzen. Es besteht weitgehender Konsens, dass das Schadensrisiko zum einen gering ist, zum anderen, dass das Risiko über die Lebenszeit kumuliert. Der Grund, warum die Risiken durch eine Strahlenexposition im diagnostischen Bereich (< 100 mSv) so schwierig abzuschätzen sind, ist, dass es riesiger Kohorten bedarf, um den karzinogenen Effekt durch die Strahlenexposition von der natürlichen bzw. anders bedingten Inzidenz von Krebserkrankungen zu trennen. Die Basis für Risikokalkulationen sind:

- Überlebende der Atombombenabwürfe in Hiroshima und Nagasaki (Radiation Effects Research Foundation, RERF)
- Personen mit medizinischer Strahlenexposition
- beruflich strahlenexponierte Arbeiter in der Nuklearindustrie
- Personen mit umweltbedingter Strahlenexposition inkl. der Betroffenen von Reaktorunfällen wie z. B. Tschernobyl

Zusammengefasst werden diese Studien in den BEIR-Berichten (BEIR = „Biological Effects of Ionizing Radiation“). Der letzte Bericht (BEIR VII) berücksichtigte alle 4 Gruppen, gewichtete aber die RERF-Daten am stärksten [4]. Eine der am meisten beachteten epidemiologischen Studien ist die Japan-United States cooperative Life Span Study (LSS) von Überlebenden des Atombombenabwurfs 1945 [5]. Die LNT-Theorie (LNT = „linear-no threshold“), bei der das Risiko einer Hochdosisexposition (z. B. aus der LSS) ohne Schwellwert, d. h. bis Null linear interpoliert wird, ist das in den BEIR-Berichten favorisierte Modell. LNT wurde ursprünglich nicht dafür entwickelt, individuelle Risiken im Low-Dose-Bereich (< 100 mSv) zu berechnen, sondern als konservatives Modell zur Entwicklung von Standards für beruflich exponierte Arbeiter in der Atomindustrie. Es wird unterstellt, dass das Risiko einer Krebsinduktion proportional zur Expositions-dosis ist – auch für kleine Dosiswerte. Demgegenüber steht der „healthy worker effect“, der sich auf Daten einer halben Million beruflich exponierter Arbeiter in der Nuklearindustrie bezieht [6]. Bei diesen wurde sogar eine niedrigere Krebsrate als bei der Normalbevölkerung gefunden. Zu ähnlichen Ergebnissen kommen auch Preston et al. [7] bei der Auswertung der RERF-Daten. Im Gegensatz zur Ganzkörperexposition bei den Personen der RERF-Kohorte oder bei den beruflich Exponierten sind in der medizinischen Bildgebung in aller Regel nur einzelne Organe exponiert – eine Ausnahme ist die Ganzkörper-„Trauma-

spirale“. In der medizinischen Bildgebung werden die einzelnen Organäquivalentdosen mit organspezifischen Wichtungsfaktoren, die die unterschiedliche Strahlenempfindlichkeit des Gewebes berücksichtigen, multipliziert und zur Ganzkörperäquivalentdosis oder effektiven Dosis aufsummiert. Die effektive Dosis ist „ausschließlich als Strahlenschutzgröße vorgesehen, die auf Referenzparametern beruht. Ihre Verwendung für epidemiologische Untersuchungen oder für detaillierte spezifische retrospektive Untersuchungen der Exposition einer Person und des individuellen Risikos ist somit nicht empfehlenswert“ (ICRP 103; S71, Absatz 157).

Dosisgrößen

Zur Bewertung des mit der Röntgenstrahlung einhergehenden geringen, aber nicht vernachlässigbaren Risikos ist die Definition einiger Dosisgrößen nötig.

Die **Energiedosis** ist der Quotient aus der in einem Masselement absorbierten Energie und der Masse, die Einheit der Energiedosis ist das Gray ($Gy = J/kg$). Die Energiedosis ist eine rein physikalische Größe und ist i. d. R. auf einen Punkt bezogen.

Berechnet man die mittlere Energiedosis eines Organs und berücksichtigt die biologische Wirksamkeit der Röntgenstrahlung, erhält man die **Äquivalentdosis** des jeweiligen Organs, vereinfachend spricht man hier auch von der Organdosis. Der Strahlungswichtungsfaktor für Röntgenstrahlung, der die biologische Wirksamkeit der locker ionisierenden Strahlung widerspiegelt, ist 1. Die Einheit von Äquivalentdosen heißt Sievert (Sv).

Zur Berechnung der **effektiven Dosis**, die als Maß für den Schaden einer Strahlenexposition angesehen werden kann, werden die einzelnen Organ- bzw. Gewebedosen

gewichtet aufsummiert. Die Summe der Gewebewichtungsfaktoren beträgt 1. Die einzelnen Werte und die Anzahl der gelisteten Organe haben sich seit der ICRP-Publikation 26 von 1977 zweimal geändert, die aktuellen Werte von 2007 (ICRP 103) sind im Strahlenschutzgesetz (2017) angegeben. Die effektive Dosis hängt somit neben der physikalischen Strahlenexposition auch von der biologischen Bewertung und dem Rechenverfahren ab und wird ebenfalls in der Einheit Sievert (bzw. mSv) angegeben. In der Praxis ist die Berechnung der effektiven Dosis über die einzelnen Organdosen (z. B. Monte-Carlo-Methode) schwierig. Deshalb versucht man über leichter messbare Größen (Dosisausgangsgrößen) und mittels Konversionsfaktoren Schätzwerte der effektiven Dosis zu erhalten, wobei darauf zu achten ist, inwieweit z. B. Geschlecht oder Alter der exponierten Personen berücksichtigt werden.

Im Dosisprotokoll einer CT-Untersuchung werden der **volumetrische CT-Dosis-Index** ($CTDI_{vol}$) und das Dosislängenprodukt (DLP) angegeben. Der $CTDI_{vol}$ ist eine geometrisch gewichtete Dosismessgröße in einem 32-cm-Plexiglasphantom (Body). Nur bei Schädeluntersuchungen wird der $CTDI_{vol}$ in einem 16-cm-Plexiglasphantom (Head) gemessen. Für pädiatrische Untersuchungen wird unterschiedlich verfahren, oft wird für pädiatrische Body-Protokolle auch das 32-cm-Phantom verwendet, obwohl aufgrund der Körpergeometrie das 16-cm-Phantom angebracht wäre. Auch im AAPM-Report No. 96: „The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT“ sind für Kinder (0–10 Jahre) Konversionsfaktoren angegeben, die sich auf ein 16-cm-Phantom beziehen. Die Gerätehersteller stellen für die Umrechnung des $CTDI_{vol}$ vom 32-cm-Phantom auf das 16-cm-Phantom entsprechende Korrekturfaktoren zur Verfügung, die jedoch geräte- und spannungsspezifisch sind und in der Größenordnung Faktor 2 liegen.

► **Tab. 1** Konversionsfaktoren in der CT (www.aapm.org/pubs/reports/RPT_96.pdf).

Körperregion	k ($mSv \times mGy^{-1} \times cm^{-1}$)				
	0 Jahre	1 Jahr	5 Jahre	10 Jahre	Erwachsener
Kopf-Hals	0,013	0,0085	0,0057	0,0042	0,0031
Kopf	0,011	0,0067	0,004	0,0032	0,0021
Hals	0,017	0,012	0,011	0,0079	0,0059
Thorax	0,039	0,026	0,018	0,013	0,014
Abdomen + Becken	0,049	0,03	0,02	0,015	0,015
Körperstamm	0,044	0,028	0,019	0,014	0,015

Bei den pädiatrischen Untersuchungen und den Kopf-und-Hals-Untersuchungen bei Erwachsenen wird das 16-cm-Phantom, bei den restlichen Untersuchungen (dunkelgrau hinterlegt) das 32-cm-Phantom verwendet. Bei manchen CT-Geräten wird im Patientenprotokoll abweichend davon auf ein 32-cm-Phantom referenziert, dann ist ein zusätzlicher gerätespezifischer Faktor für die Abschätzung der Effektivdosis erforderlich.

Merke

Der $CTDI_{vol}$ berücksichtigt nicht nur die absorbierte Energiedosis in einem Phantom, sondern auch einen Anteil an Streustrahlung außerhalb des kollimierten Nutzstrahles und wird als Messgröße in der Einheit 10^{-3} Gy (mGy) angegeben.

Durch Multiplikation mit der Scanlänge und unter Berücksichtigung des Pitch (Tischvorschub pro Rotation) errechnet sich aus dem CTDI-Wert das **Dosislängenprodukt**. Das DLP ist ein Maß für die absorbierte Energie, die ein Körper, repräsentiert durch das Phantom, während des CT-Scans hat (unter der Annahme also, dass das Phantom anstelle des Patienten während der gesamten CT-Messung im Strahlengang lag). Das DLP kann als informative Dosisgröße genutzt werden, die bei jeder CT-Untersuchung dokumentiert werden muss und mittels diagnostischer Referenzwerte zum Benchmarking herangezogen wird. Mithilfe von Konversionsfaktoren kann man mit dem DLP die effektive Dosis eines Patienten schnell, aber relativ grob, abschätzen. Die Konversionsfaktoren hängen u. a. von der anatomischen Region, dem Geschlecht, dem Alter und der Größe ab. Oft wird jedoch mit Konversionsfaktoren gerechnet, die lediglich die Körperregion berücksichtigen, z. B. $k = 0,015$ mSv/(mGy \times cm) für eine CT-Untersuchung des Abdomens beim Erwachsenen (**Tab. 1**). Multipliziert man diesen mit dem Dosislängenprodukt (ca. 330 mGy \times cm), erhält man den Schätzwert von 5 mSv für die effektive Dosis dieser Untersuchung. Tools zur Dosisabschätzung (z. B. ImPACT; www.impactscan.org) stehen im Internet zum Download bereit.

Vor- und Formfilter

CT-Systeme sind mit wechselbaren Vor- und Formfiltern ausgestattet, um die Strahlenqualität an die jeweilige Bildgebungssituation anzupassen.

Der **Vorfilter** sorgt für eine Aufhärtung des Spektrums; niedrigerenergetische Quanten, die nicht zur Bilderzeugung beitragen, werden absorbiert und damit die Patientenexposition verringert ohne die Bildqualität zu beeinträchtigen; höherenergetische Quanten (härteres Spektrum) führen zu geringeren Strahlauhärtungsartefakten. Die Verwendung eines zusätzlichen Zinnfilters als Vorfilter zur Aufhärtung des Spektrums wurde für eine bessere Separation der Energielevel bei der Dual-Energy-CT [8, 9] eingeführt. Der Zinnfilter kann aber auch verwendet werden, um Hochkontrastobjekte (Knochen, Lunge) mit extrem niedriger Dosis (**Abb. 1**) zu untersuchen, vergleichbar denen von konventionellen Röntgenaufnahmen des Thorax [10] oder der Nasennebenhöhlen [11, 12].

Merke

Die Vorfilterung geht jedoch zulasten der Röntgenleistung, da ein Teil der Strahlung im Vorfilter absorbiert wird, bei der Zinnfilterung bei 100 kV sind dies bis zu 90%. Daher sind entsprechend leistungsfähige Röntgenröhren erforderlich [9].

Formfilter sind eine spezielle Art von Vorfiltern. Sie werden eingesetzt, um die räumliche Dosisverteilung zu optimieren. Ist beispielsweise nur ein kleiner zentraler



Abb. 1 30-jährige schwangere Patientin mit neu diagnostiziertem Mammakarzinom links, Thorax-CT zum Ausschluss von Lungenmetastasen. Um die Strahlenexposition bei geplanter Fortführung der Schwangerschaft zu minimieren, wurde ein Zinnfilter zur Vorfilterung verwendet und die Untersuchung mit 100 kV Röhrenspannung und AEC durchgeführt. Die Bilder wurden mit einem modellbasierten iterativen Rekonstruktionsverfahren (ADMIRE 3) rekonstruiert. $CTDI_{vol} = 0,52$ mGy, $DLP = 16,7$ mGy \cdot cm. Dies entspricht einer effektiven Dosis von ca. 0,23 mSv. Die effektive Dosis eines konventionellen Röntgen-Thorax-Bildes in 2 Ebenen liegt bei ca. 0,1 mSv.

Bereich von Interesse (z. B. Schädel-, Hals-, Herz-CT, pädiatrische CT), wird ein Formfilter (Bow-tie-Filter) genutzt, der die Strahlung in den weiter vom Drehzentrum entfernten Regionen stark schwächt [13, 14]. Diese Filter funktionieren aber nur dann in der gewünschten Weise, wenn die Patienten exakt zentriert gelagert werden. Die exakte Positionierung in lateraler Richtung kann durch Lagerungshilfen (z. B. Kopfschale) und den Positionierungslaser in der Gantry sichergestellt werden. Die optimale Tischhöhe ist oft schwieriger einzustellen, hierfür wird derzeit entweder ein laterales Topogramm oder der horizontal abstrahlende Positionierungslaser genutzt, zukünftig könnte dies aber auch automatisiert durch Oberflächenerkennung möglich sein.

Automatische Röhrenstrommodulation

Erste Ansätze zur automatischen Röhrenstrommodulation („automatic exposure control“, AEC) wurden Ende der 1990er-Jahre vorgestellt [15, 16]. Die AEC ist damit eines der ältesten Verfahren zur Dosisreduktion und wird heute von allen CT-Geräteherstellern angeboten. Ursprünglich wurde zwischen einer winkelbasierten Modulation (x-y-Richtung) und einer longitudinalen Modulation (z-Richtung) unterschieden. Die aktuellen CT-Systeme kombinieren diese Verfahren zu einer Dosisautomatik (GE: AutomA 3D, Philips: DoseRight, Siemens: CareDose 4D, Toshiba: SureExposure 3D).

Bei der **winkelbasierten Technik** wird meist eine annähernd sinusförmige Röhrenstrommodulation durchgeführt, die auf den Absorptionswerten zweier Topogramme (a.-p. und lateral) basiert [17]. Eine Weiterentwicklung dieser Technik ist die anatomiebasierte Modulation in x-y-Richtung, die während des Scanvorgangs kontinuierlich das Schwächungsprofil misst und den Röhrenstrom in Echtzeit für den nächsten Halbumlauf moduliert [16, 18]. Bei einer annähernd kreisförmigen Körpergeometrie mit gleichförmiger Schwächung (z. B. Neurokranium) ist die Modulierung gering, bei ovaler Geometrie und ungleicher Schwächungsverteilung (z. B. Schultergürtel) entsprechend groß. Durch die Röhrenstrommodulation wird neben der Dosisreduktion auch das Rauschen im Bild homogenisiert und somit die Bildqualität verbessert.

Bei der **longitudinalen Modulation** wird der Röhrenstrom entsprechend dem Schwächungsprofil des Topogramms berechnet, sodass in Regionen niedriger Schwächung (z. B. Lunge) weniger Dosis als in Regionen hoher Schwächung (z. B. Schultergürtel, Becken) eingesetzt wird. Zusätzlich wird aber auch die individuelle Physiognomie des Patienten berücksichtigt. Dazu wird vor der Untersuchung ein Referenzwert für die Bildqualität oder ein Maß für das Bildrauschen festgelegt („Noise Index“, „Baseline mAs“, „Reference mAs“). Die von Hersteller zu

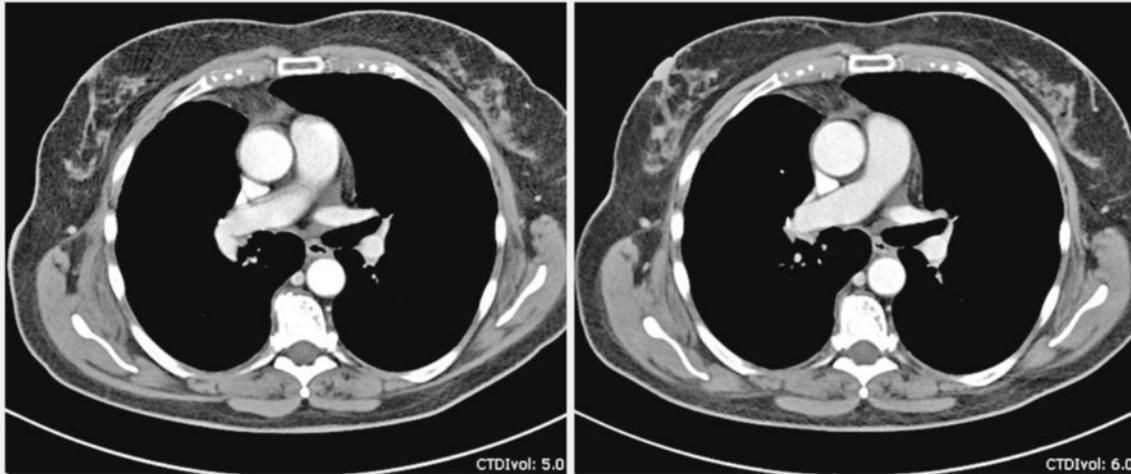
Hersteller unterschiedlichen Algorithmen versuchen dieses Rauschniveau entsprechend dem Schwächungsprofil des Topogramms im gesamten Untersuchungsbereich zu optimieren. Oft will man dabei nicht das Rauschen konstant halten, sondern es gemäß klinischen Gesichtspunkten an den Querschnitt anpassen: Für dünne Querschnitte oder Patienten wird der Röhrenstrom weniger stark abgesenkt, als dies für konstantes Rauschen nötig wäre, für dicke Querschnitte oder Patienten wird der Röhrenstrom weniger stark erhöht, als dies für konstantes Rauschen nötig wäre. Hintergrund dieser Praxis ist, dass das Fett adipöser Patienten als „endogenes“ Kontrastmittel wirkt und deshalb bei der Erkennung pathologischer Veränderungen ein höheres Rauschen tolerabel ist. Überragt die Scanrange das Topogramm, fehlen die Schätzwerte für die Dosissteuerung. Abhängig von den herstellereigenen Algorithmen wird dann entweder mit dem maximalen oder minimalen Röhrenstrom innerhalb der Grenzen der bis dahin verwendeten Dosismodulation untersucht – oder die Untersuchung wird mit der zuletzt berechneten Einstellung weitergeführt.

Die Definition der **Referenzwerte** hat einen relevanten Einfluss auf die Patientenexposition: Wird das gewünschte Rauschniveau niedrig angesetzt, steigt zwar die Bildqualität, aber noch stärker steigt die Dosis: Rauschen im CT-Bild ist indirekt proportional zur Wurzel aus der Anzahl der Photonen, d. h., eine Halbierung des Rauschens bewirkt eine Vervielfachung der Dosis bei sonst unveränderten Parametern. Bei dem Algorithmus AutomA 3D (GE) werden ein Wert für den Noise Index sowie der minimale und maximale Röhrenstrom festgelegt; ein ähnliches Vorgehen bietet Toshiba (SureExposure 3D). Bei Philips (DoseRight) und bei Siemens (CareDose4D) gibt der Anwender einen Referenz- oder Basisröhrenstrom an, der sich auf ein Referenzbild (Unisex Standard = Person 70–80 kg) bezieht.

Merke

Die exakte Lagerung des Patienten im Isozentrum des Scanners ist für die optimale Wirkung der AEC sehr wichtig (► Abb. 2).

Der Vergrößerungseffekt beim Topogramm bei nicht exakt eingestellter Tischhöhe beeinflusst die Dosis in folgender Weise: Pro Zentimeter „off-center“ ergibt sich eine Änderung von ca. 10% bei denjenigen CT-Systemen, die die Dosis nach jeweils einer Halbwertschichtdicke verdoppeln (sog. „constant-noise-systems“). Das heißt, dass eine Lagerung außerhalb des Isozentrums in Richtung Röntgenröhre zu einem um 10% erhöhten $CTDI_{vol}$ pro cm führt, im umgekehrten Fall, also 1 cm aus dem Isozentrum von der Röhre entfernt, zu 10% niedrigerem $CTDI_{vol}$ pro cm. Bei Systemen, die die Dosis erst nach 2 Halbwertschichtdicken verdoppeln, sind es entsprechend 5% pro cm („adequate-noise-systems“).



► **Abb. 2** 65-jährige Frau mit Z. n. Bronchialkarzinom. Kontrolluntersuchungen im Abstand von 6 Monaten, aktuell kein Hinweis auf ein Tumorrezidiv. Das Gewicht der Patientin war unverändert. Die unterschiedlichen Expositionswerte (5,6 mGy, 6,8 mGy in der Voruntersuchung) erklären sich vor allem durch die unterschiedliche Tischhöhe während der Untersuchung, die einen wesentlichen Effekt auf die AEC und damit die Röhrenstromsteuerung hat.

EKG-basierte Röhrenstrommodulation/ „Herz-CT“

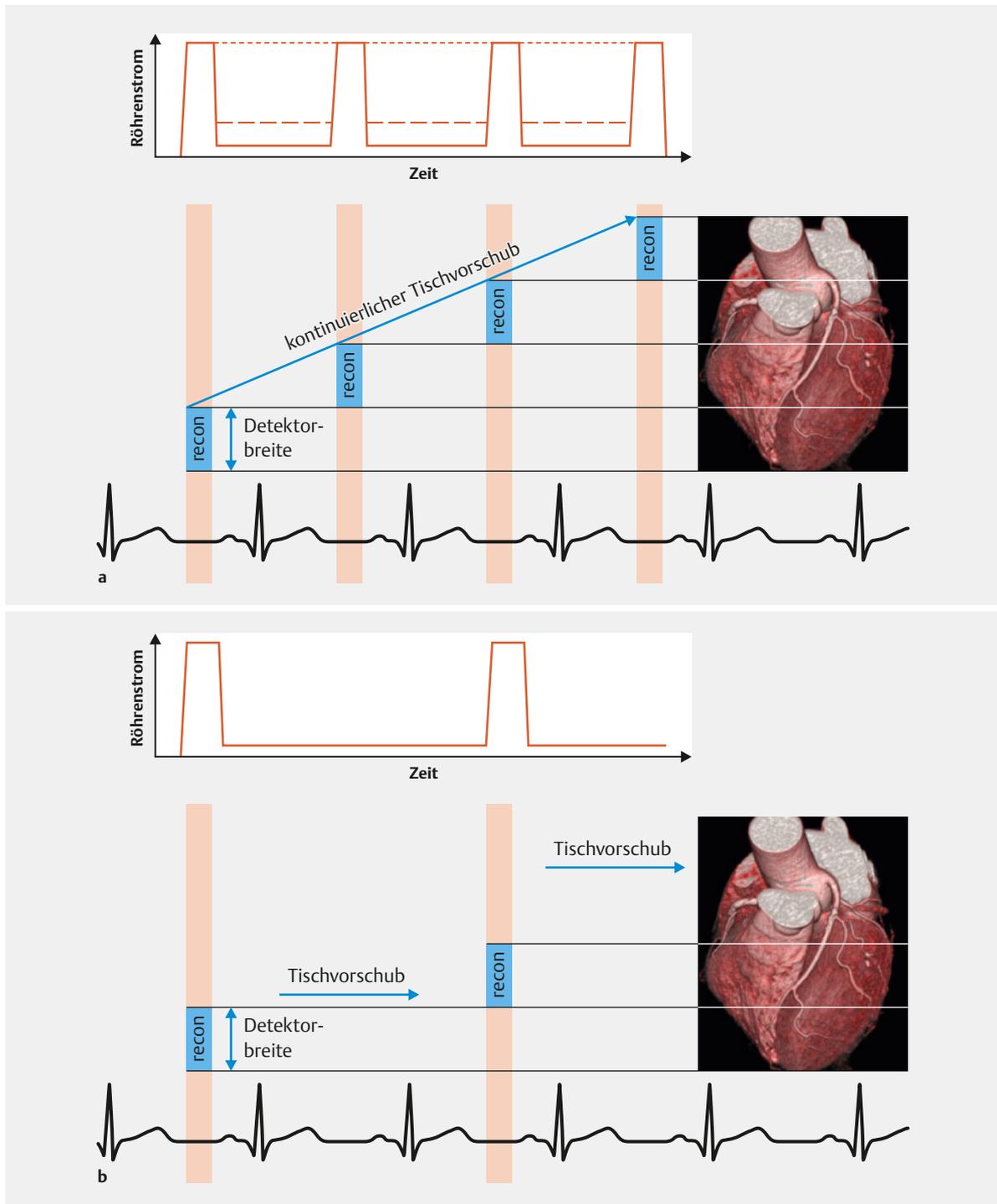
In der Herz-CT (Low-Pitch-Spiralscan mit retrospektivem Gating, ► **Abb. 3a**) werden spezielle Röhrenstrommodulationsverfahren eingesetzt, die die Herzphase des Patienten berücksichtigen und den Röhrenstrom in denjenigen Herzphasen reduzieren, die für die Bildrekonstruktion primär nicht relevant sind. Bei dieser EKG-basierten Röhrenstrommodulation wird typischerweise in der spätdiastolischen Phase (ca. 60–80% des RR-Zyklus) die volle Dosis appliziert, während in den übrigen Phasen die Röhrenleistung reduziert wird (z. B. auf 5–20%). Bei Patienten mit hoher Herzfrequenz kann neben einem diastolischen Fenster auch ein systolisches Fenster sinnvoll sein, da sich mit zunehmender Herzfrequenz vorwiegend die Dauer der frühen Füllungsphase und Diastase der Diastole verkürzt [19, 20]. Je breiter das oder die „Fenster“ mit hoher Röhrenlast sind, umso mehr Freiheiten hat man in der späteren Bildrekonstruktion – umso höher ist aber auch die resultierende Patientenexposition. Zu beachten ist außerdem, dass der Wechsel zwischen hoher und niedriger Röhrenleistung nicht augenblicklich stattfindet, sondern eine An- und Abstiegphase hat. Die Rekonstruktion von Bildern außerhalb der eigentlichen Rekonstruktionsfenster kann sinnvoll sein, um die Myokardkontraktivität zu beurteilen und um Funktionsparameter wie die Ejektionsfraktion (EF) zu bestimmen. Das hohe Rauschen, mit dem die Phasen mit verminderter Dosis behaftet sind, kann durch Bildrekonstruktion mit großer Schichtdicke und – falls vorhanden – iterativen Rekonstruktionsverfahren deutlich reduziert werden.

EKG-basierte Untersuchungstechniken

Eine dosiseffizientere Alternative zum retrospektiven Gating ist der **EKG-getriggerte Sequenz-Mode**, bei dem prospektiv in einer vorgegebenen Herzphase ein Einzelscan erfolgt (► **Abb. 3b**). Je nach Herzfrequenz und Geschwindigkeit des Systems folgt nach dem Tischvorschub ein weiterer Scan im nächsten oder übernächsten Herzzyklus. Abhängig von der Detektorbreite und der Größe der gewünschten Untersuchungsregion sind mehrere Tischverschiebungen notwendig. CT-Geräte mit sehr breiten Detektorarrays (Aquilion One von Toshiba oder Revolution CT von GE) können das Herz ohne Tischverschiebung mit einer einzigen Rotation abbilden. Voraussetzungen für optimale Ergebnisse mit dem Sequenz-Mode sind

- patientenseitig eine niedrige Herzfrequenz bei minimaler Herzfrequenzvarianz und
- geräteseitig eine hohe zeitliche Auflösung.

Bei den üblicherweise verwendeten 180°-Cardio-Rekonstruktionsalgorithmen entspricht die zeitliche Auflösung 50% der Rotationszeit bzw. 25% der Rotationszeit bei Dual-Source-CT. Falls die oben genannten Voraussetzungen nicht gegeben sind – was trotz optimaler Patientenvorbereitung nicht selten der Fall ist – kann das Datenakquisitionsfenster durch ein „Padding“ verbreitert werden, um im Nachhinein den Rekonstruktionszeitpunkt innerhalb enger Grenzen zu variieren und damit Bewegungsartefakte zu reduzieren. Padding führt jedoch wie breitere Akquisitionsfenster beim retrospektiven Gating wiederum zu einer Erhöhung der Strahlenexposition.



► **Abb. 3** Retrospektives Gating und prospektive Triggerung. **a** Beim retrospektiven Gating werden kontinuierlich Daten gemessen, dementsprechend gibt die Röhre kontinuierlich Strahlung ab. Da aber nur zu bestimmten Herzphasen Bilder rekonstruiert werden, ist diese Untersuchungstechnik hinsichtlich der Strahlenexposition nicht optimal. Zur Dosisreduktion kann in den Phasen, die mit hoher Wahrscheinlichkeit nicht für die Bildrekonstruktion verwendet werden, die Dosis stark abgesenkt werden (EKG-basierte Dosismodulation). Je stabiler und niedriger die Herzfrequenz ist, desto enger kann das Fenster mit voller Dosis sein. Je breiter dieses Fenster ist, desto größer sind die Chancen, durch ein individuell angepasstes Rekonstruktionsfenster ein optimales, bewegungsfreies Bild zu erhalten. Die kontinuierliche Datenaufnahme ermöglicht die mehrphasige Bildrekonstruktion, womit zeitaufgelöste Cine-Loops des Herzens erstellt und Funktionsparameter wie z. B. die Ejektionsfraktion bestimmt werden können. Auch die Klappenfunktion kann beurteilt werden. **b** Bei der prospektiven Triggerung wird nur zu einer bestimmten Zeit innerhalb des Herzzyklus Strahlung abgegeben. Die minimale Aufnahmezeit (zeitliche Auflösung) beträgt dabei die Hälfte der Rotationszeit, bei DSCT-Systemen ein Viertel der Rotationszeit. Durch das sog. Padding kann das Fenster der Datenakquisition verbreitert und damit innerhalb dieser Grenzen die Bildrekonstruktion verbessert werden. Padding ist jedoch nur im Sequenz-Mode möglich, bei der prospektiv getriggerten High-Pitch-Spirale ist dies nicht möglich. Die Tischverschiebung im Sequenz-Mode findet jeweils zwischen den Datenakquisitionen statt, sodass nur bei jedem 2. Herzschlag gemessen wird.

Der **High-Pitch-Mode** (HPM) ist ein prospektiv getriggert, sehr schneller Spiralscan, bei dem das Herz innerhalb einer einzigen Herzphase mit einem Spiralscan abgebildet wird. Dazu sind sehr hohe Pitchwerte (typischerweise 3,2–3,4) nötig, die ein CT-System mit 2 Röntgenröhren und 2 Detektoreinheiten, also ein Dual-Source-CT, erfordern, um eine lückenlose Datenaufnahme zu gewährleisten. Da die Patientenliege nicht abrupt auf eine Geschwindigkeit von bis zu 73 cm/s beschleunigt werden kann, ist beim HPM eine Beschleunigungs- und Abbremsphase vor- bzw. nachgeschaltet, sodass der eigentliche Untersuchungszeitpunkt etwa 3 Herzzyklen vorher abgeschätzt und initiiert werden muss. Dies kann bei hoher Herzfrequenzvariabilität dazu führen, dass die Untersuchungen nicht exakt in der optimalen Herzphase stattfinden und dann die Gefahr von Bewegungsartefakten besteht. Eine retrospektive Korrektur ist nicht möglich.

Merke

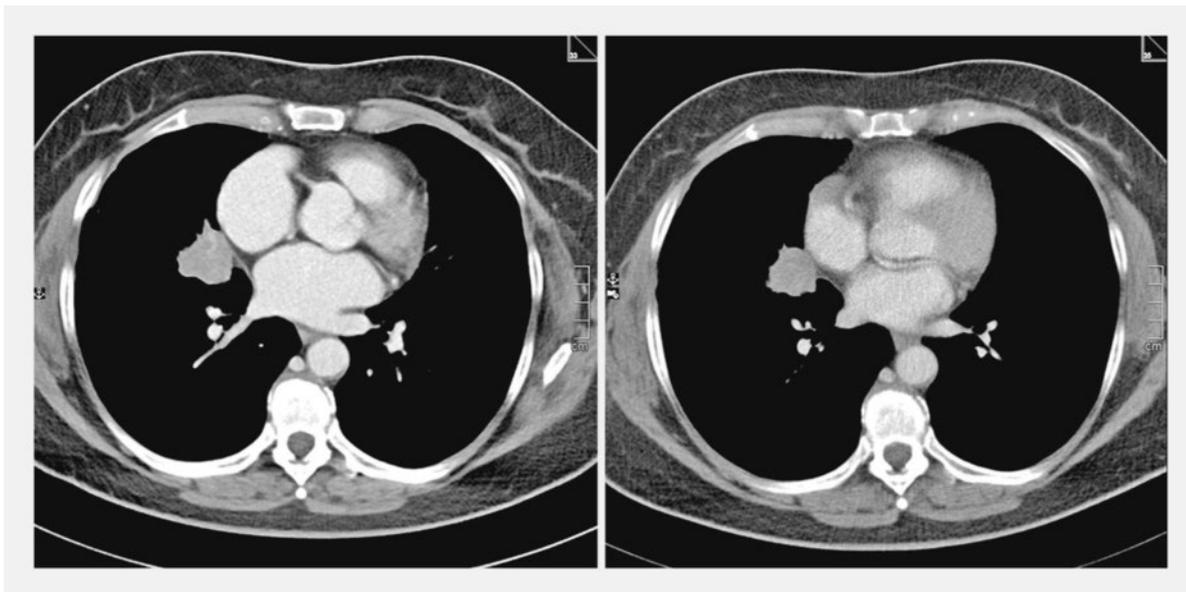
Vorteil des HPM ist die extrem kurze Untersuchungszeit, die eine CTA mit sehr geringen Kontrastmittelvolumina erlaubt. Da bei der High-Pitch-Kardio-CT keine redundanten Daten erzeugt werden, ist es auch ein besonders dosiseffektives Untersuchungsverfahren.

Eine Besonderheit bei Toshiba-Systemen ist ein **variabler Pitch-Faktor** („variable helical pitch“, vHP), ein Scan-Mode, bei dem ein Teil der Untersuchung mit EKG-Gating und niedrigem Pitch, ein anderer Teil ohne Gating mit höherem Pitch möglich ist. Dieser Mode bietet sich bei Aortenuntersuchungen an, z. B., um eine Aortendissektion

auszuschließen oder nachzuweisen, oder bei der Vorbereitung einer TAVI-Prozedur: Durch die EKG-Korrelation werden das Herz, die Koronarien und die Aortenwurzel bewegungsfrei erfasst, der Rest der Aorta, bei dem Bewegung durch den pulsatilen Blutfluss unproblematisch ist und der damit keine EKG-korrelierte Datenaufnahme erfordert, kann mit höherer Geschwindigkeit aufgenommen werden. Dadurch verkürzen sich die Aufnahmezeit, die Strahlenexposition und die Kontrastmittelboluslänge (und damit die Kontrastmittelmenge).

Automatische Röhrenspannungswahl

Ähnlich wie die Röhrenstrommodulation verwendet die Spannungsautomatik die Schwächungswerte aus der Übersichtsaufnahme (Topogramm). Bei Siemens („CarekV“) legt der Untersucher lediglich den Anwendungsfall (z. B. Nativ-CT, Kontrastmittel-CT, CT-Angiografie) fest und unter Abwägung der Schwächung aus dem Topogramm, den Leistungsdaten der Röhre und den Vorgaben durch das Scanprotokoll wird ein Spannungsvorschlag errechnet und umgesetzt. Dabei wird automatisch der Röhrenstrom angepasst, um das Bildrauschen innerhalb der gewählten Toleranz zu halten. Bei einer CT-Untersuchung ohne Kontrastmittelgabe (Nativ-CT) versucht der Algorithmus bei der Wahl der Spannung den Rauschpegel unverändert zum 120-kV-„Referenzprotokoll“ zu halten, während bei einer CTA lediglich das Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis („contrast-to-noise-ratio“, CNR) von Jod konstant gehalten wird, was zu einer signifikanten Dosisreduktion führt. Bei gleicher diagnostischer Aussagekraft kann damit eine Dosisreduktion von bis zu 35% erreicht



► **Abb. 4** 53-jährige Patientin mit nicht kleinzelligem Bronchialkarzinom (NSCLC) rechts. Im Vergleich zur Voruntersuchung (120 kV, AEC) wurde die aktuelle Untersuchung (links) mit automatischer kV-Selektion mit Röhrenstromadaption bei sonst unveränderten Parametern durchgeführt. Durch die Selektion von 90 kV konnte die Dosis bei vergleichbarem Rauschniveau um 23% reduziert werden. Zusätzlich bewirkt die niedrigere Röhrenspannung eine Steigerung des Jodkontrastes.

werden [9,21–23]. Dies basiert auf einer höheren Absorption niederenergetischer Strahlung durch jodhaltige Kontrastmittel. Der Jodkontrast steigt bei niedrigerer Röhrenspannung an, bei 90 kV etwa um den Faktor 1,4 (► **Abb. 4**), bei 70 kV um den Faktor 2 im Vergleich zu 120 kV [24]. Begrenzt wird das Verfahren durch die Leistungsfähigkeit der Röntgenröhre: Da die abrufbare Maximalleistung bei 70, 80, 90 oder 100 kV geringer ist als bei 120 oder 140 kV [9], erfordert eine Abdomenuntersuchung eines Erwachsenen bei kurzer Untersuchungszeit (kurze Rotationszeit und rascher Tischvorschub) eine auf niedrige Spannungen optimierte Röhre. In manchen Fällen muss die Untersuchung aber aufgrund der Leistungsgrenze der Röhre mit einer höheren Spannung durchgeführt werden. Inzwischen bieten auch andere Hersteller Algorithmen mit automatischer mAs-Anpassung bei Röhrenspannungsänderung an (kV Assist, GE; iPatient, Philips; ^{SURE}kV, Toshiba). Ist ein CT-Gerät nicht mit einem entsprechenden Algorithmus ausgestattet, muss der kV-Wert manuell ausgewählt und entsprechend der im Vergleich zur 120-kV-Untersuchung höhere Basis-mAs-Wert vorgegeben werden. Dies geschieht am besten anhand von Äquivalenztabelle. Diese auf Äquivalenztabelle basierten Niedrig-kV-Protokolle haben sich jedoch mit wenigen Ausnahmen (z. B. pädiatrische Untersuchungen in spezialisierten Zentren, Perfusions-CT bei Verdacht auf Schlaganfall) nicht flächendeckend etablieren können.

Dynamische Kollimatoren

Eine zunehmende Kegelstrahlgeometrie (Cone-Beam) zur Ausleuchtung breiter Detektorarrays (aktuell bis zu 16 cm Breite im Drehzentrum in z-Richtung) beeinflussen Overranging, Shadowing und Overbeaming.

Das **Overranging** beschreibt die zusätzliche Exposition am Anfang und Ende des Untersuchungsvolumens, die für die Bildrekonstruktion notwendig ist (es sind für jede Schichtposition die Daten eines Winkelbereichs von 180° + Fächerwinkel erforderlich). Je höher der Pitchwert und je breiter der Detektor, desto größer ist das Overranging. Der Anteil des Overrangings an der Gesamtdosis ist umso größer, je kürzer die Untersuchungsregion ist (Felsenbein, Untersuchungen bei kleinen Kindern). Um das Overranging zu minimieren, sind bei kleinen Untersuchungsstrecken deshalb die Verkleinerung des Pitchwerts und die Verminderung der für die Untersuchung benutzten Detektorelementreihen (z. B. 32 bei einem 64-Zeilen-CT) angezeigt. Dies geht allerdings zulasten der Untersuchungszeit. Deshalb wurden dynamische Kollimatoren entwickelt, die am Anfang und Ende des Untersuchungsvolumens den Strahlenkegel einblenden, um das Overranging zu verringern.

Shadowing beschreibt die Abnahme der Quanteneffizienz durch die Absorption von Röntgenquanten an Ste-

gen zwischen den einzelnen Detektorelementen. Dieser Effekt wird durch einen dem Detektor vorgeschalteten Kollimator („post-patient collimation“) verursacht, dem Anti-Scatter-Grid, der die Streustrahlung verringert, oder durch einen zusätzlichen Detektorkamm bei hochauflösenden Modi zur Steigerung der räumlichen Auflösung.

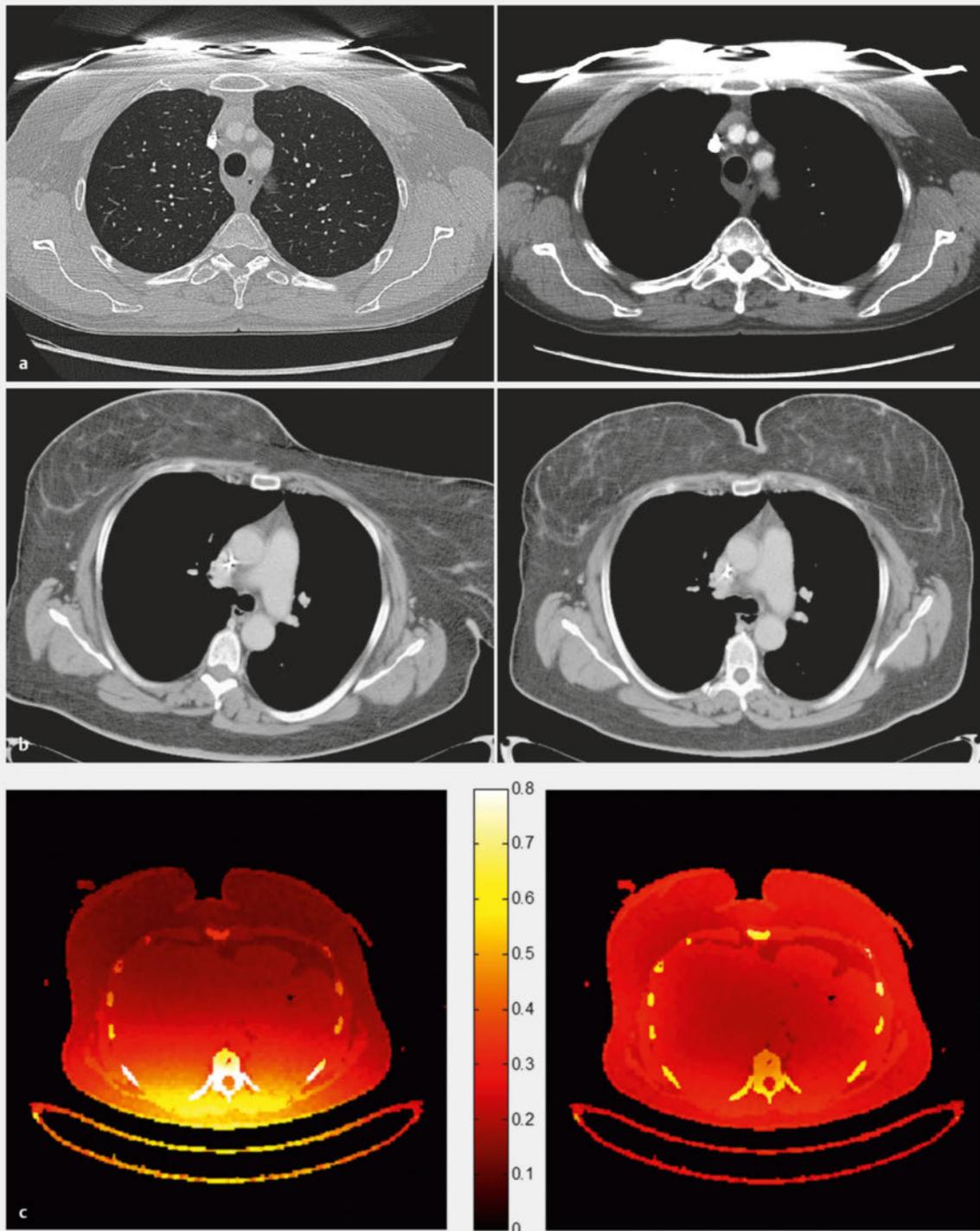
Overbeaming beschreibt den Halbschatten (Penumbra), der durch die Divergenz des Strahlenfächers an den äußeren Detektorelementen in z-Richtung entsteht – insbesondere bei der Akquisition dünner Schichten. Je größer die Zahl der aktiven Detektorreihen ist, desto kleiner ist das Overbeaming. Shadowing und Overbeaming sind nicht durch dynamische Kollimatoren beeinflussbar.

Bismut-Schilde, anatomiebasierte Dosismodulation

Strahlensensible Organe wie die Augenlinsen und die Schilddrüse können effektiv und ohne Beeinflussung der Bildqualität mit Bismut-Auflagen geschützt werden, sofern diese nicht im primären Untersuchungsfeld liegen, sondern unmittelbar angrenzen. Bei der kranialen CT sollte die Verwendung solcher Schilde Standard sein.

Liegt das betreffende Organ im primären Untersuchungsfeld (z. B. Schilddrüse bei einer Hals-CT oder Brustdrüse bei einer Thorax-CT), reduziert eine Bismut-Auflage ebenfalls die Oberflächendosis, wobei dieser Effekt allerdings mit einer Minderung der Bildqualität durch oberflächennahe Artefakte und eine geringere Dosis-effizienz erkauft wird (► **Abb. 5 a**). Letztere erklärt sich durch die Tatsache, dass das Bismut nicht nur einen Teil derjenigen Photonen absorbiert, die auf den Körper auftreten, sondern auch solche, die den Körper bereits durchdrungen haben und deren Signal am Detektor empfangen werden sollte. Darüber hinaus ist darauf zu achten, dass die Schilde erst nach Anfertigung des Topogramms aufgelegt werden, da sonst durch die erhöhte Absorption sowohl die kV-Vorwahl wie auch die AEC negativ beeinflusst werden und zu hohe Dosen appliziert werden [25, 26].

Wenn das zu schützende Organ im primären Untersuchungsfeld liegt, ist eine winkelabhängige, anatomieangepasste Röhrenstrommodulation (ODM, GE; XCare, Siemens) das unproblematischere und elegantere Verfahren (► **Abb. 5 b**). Dabei wird der Röhrenstrom in einem bestimmten Winkel (z. B. 120°) reduziert, wenn sich die Röntgenröhre vor dem Patienten befindet, der Röhrenstrom erhöht, wenn sich die Röhre im Rücken des Patienten befindet. Dadurch konnte bei Phantommessungen eine Einsparung von bis zu 42% gemessen werden, ohne dass die Bildqualität beeinflusst wurde [27]. Die Wirkung dieses Verfahrens kann durch entsprechende Kleidung (Tragen eines BH während der Untersuchung; ► **Abb. 5 c**) verbessert werden [28]. Artefakte durch Metallbügel und



► **Abb. 5** Bismut-Schilde und anatomiebasierte Dosismodulation.

a 59-jährige Patientin mit NSCLC. Ein Bismut-Schild ohne ausreichenden Abstand zur Haut erzeugt ausgeprägte Aufhängungsartefakte in der vorderen Thoraxwand. Zwischen Bismut-Folie und Hautoberfläche sollte eine 1–2 cm dicke Schaumstoffmatte gelegt werden, damit die Artefakte in der Thoraxwand reduziert werden.

b 64-jährige Patientin, Kontrolluntersuchungen zum Therapiemonitoring bei Ovarialkarzinom. Die Verwendung einer Winkel- oder „Anatomie“-basierten Röhrenstrommodulation führt zu keinerlei Artefakten im Bild. In einem Winkel von ca 120° (10:00–2:00-Uhr-Position) wird dabei der Röhrenstrom abgesenkt, in der 4:00–8:00-Uhr-Position entsprechend angehoben. Wie das Beispiel zeigt, sollte bei der Thoraxuntersuchung bei Frauen der BH anbelassen werden, damit die Dosismodulation ihre volle Wirkung entfalten kann.

c Simulation der Dosisverteilung mit (rechtes Bild) und ohne (linkes Bild) winkelbasierter Dosismodulation (XCare, Siemens). Die Oberflächendosis an der Mamma wird dadurch signifikant reduziert.

Verschlüsse sind nach unseren Erfahrungen mit mehreren Tausend Untersuchungen zu vernachlässigen, auch bei Low-Dose-CTs (s. a. ► **Abb. 1**).

Dual-Energy-CT

Bei der Zweispektren-CT, auch Dual-Energy-CT (DECT) genannt, erhält man 2 Datensätze mit unterschiedlichen Energieniveaus.

Merke

Die DECT-Daten können auf unterschiedliche Weise gewonnen werden: Dual-Source-CT (DSCT) mit unterschiedlichen Spannungen je Röhre, schnelles Umschalten der Röhrenspannung („rapid kV-Switching“), Nutzung von Dual-Layer-Detektoren („Sandwichdetektor“), Verwendung spezieller Vorfilter oder auch 2 aufeinanderfolgende Messungen mit unterschiedlichen Spannungen [9].

Bei der **Dual-Source-Technik** sind 2 eigenständige Röhrendetektorsysteme in einer Gantry verbaut [29]. Dadurch können Formfilter und Röhrenstrommodulationsverfahren uneingeschränkt verwendet werden. Die Streustrahlenkorrektur wie auch die Separation der Energiespektren gelingt dabei gut, allerdings ist wegen des aus Platzgründen kleineren zweiten Detektors nur ein eingeschränktes Bildfeld nutzbar [30].

Das **kV-Switching** wird durch die extrem schnelle Umschaltung zwischen den beiden Spannungen während eines Spiralscans realisiert. Bei dieser Technik ist weder die Wahl unterschiedlicher Vorfilter für jede der beiden

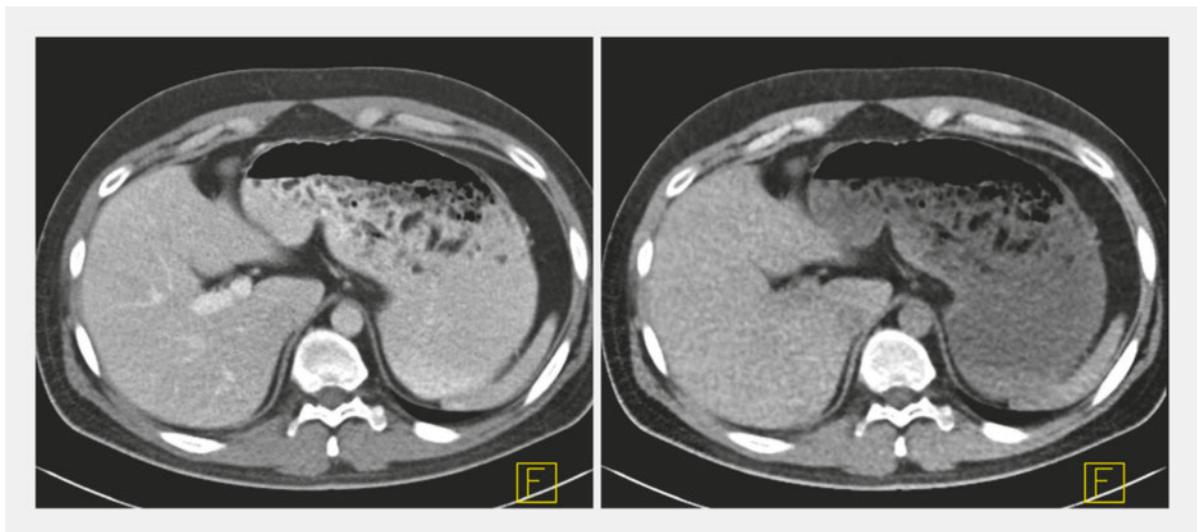
Spannungen noch eine Röhrenstrommodulation möglich. Dadurch, und durch die Tatsache, dass die Umschaltträgheit der Spannungen eher zu einem sinusoidalen Spannungsverlauf als zum gewünschten sprunghaften Verlauf führt, wodurch die spektrale Trennung beeinflusst wird [30].

Die **Dual-Layer-Technik** (IQon Spectral CT, Philips) vereint die Vorteile, dass

- kein spezielles Dual-Energy-Protokoll gewählt werden muss, sondern prinzipiell aus jeder Untersuchung spektrale Daten berechnet werden können,
- das gesamte Bildfeld genutzt wird und
- beide Datensätze exakt zur gleichen Zeit aufgenommen werden.

Ein weiteres Konzept ist die **Vorfilterung des Nutzstrahlbündels** mit einem Gold- und Zinnfilter (TwinBeam, Siemens). Hier wird jeweils die Hälfte der Detektorbreite mit einem weichen Energiespektrum (Goldfilterung) und einem aufgehärteten Energiespektrum (Zinnfilterung) belichtet. Ein Pitchwert von 0,5 oder kleiner stellt sicher, dass jedes Bildelement von beiden Spektren erfasst wird. Diese Splitfiltertechnik ist kostengünstiger als die anderen dedizierten Zweispektrenverfahren. Die für die DECT-Auswertung wichtige spektrale Trennung ist jedoch schlechter als bei DSCT.

Schließlich gibt es noch die Möglichkeit durch 2 aufeinanderfolgende **Sequenz- oder Spiralscans** eine Zweispektrenaufnahme zu realisieren. Diese Methode hat prinzipiell dosismäßig die gleichen Vorteile wie die DSCT (geringstmögliche Dosis durch Einsatz dedizierter Vorfilter



► **Abb. 6** 54-jähriger Patient mit Z. n. Rektumkarzinom, ohne Hinweis auf ein Lokalrezidiv oder Filiae. 120-kV-äquivalentes Mischbild in portalvenöser Kontrastmittelpfase und virtuell natives CT (VNC) aus den Dual-Energy-Daten berechnet. Im Gegensatz zu einem „echten“ Nativ-CT wird auch das oral applizierte Kontrastmittel aus dem Bild entfernt. Da die Strahlenexposition einer DECT-Untersuchung einer CT mit 120 kV entspricht, wird die Dosis durch die Berechnung eines VNC gegenüber einer separaten Messung halbiert.

und Röhrenstrommodulation separat für jede Spannung und bestmögliche spektrale Trennung). Sie leidet jedoch unter dem großen Nachteil des Zeitversatzes zwischen den beiden Aufnahmen: Patientenbewegungen müssen nachträglich vor der Berechnung der spektralen Bilder korrigiert werden und Unterschiede in der Kontrastmittelverteilung können zu einer Beeinträchtigung der Jod- und Weichteildarstellung führen.

Durch DE-Postprocessing kann ein sog. virtuell-natives Bild errechnet werden, wodurch ein separater Scan vor Kontrastmittelgabe häufig überflüssig wird (► **Abb. 6**). Durch nichtlineares Mischen („non-linear blending“, NLB) der beiden Komponenten eines DECT-Datensatzes wird zur Verbesserung des Jodkontrastes für jedes Pixel entweder der CT-Wert des Niedrig-kV-Bildes (bei hohen CT-Werten) oder derjenige des Mischbildes verwendet. Im Fall von mittleren CT-Werten wird entsprechend linear interpoliert. Dadurch wird der Jodeffekt verstärkt, ohne dass das Rauschen extrem ansteigt, wie dies bei mono-energetischer Darstellung der Fall wäre. Weiterentwicklungen des NLB erlauben den Kontrast über die Auswahl der Energie (keV) festzulegen, die niedrigen Ortsfrequenzen (Kontrast/Signal) werden aus den Daten niedriger keV, die hohen Frequenzen (feine Details und Rauschen) von denen mittlerer keV genommen. Dadurch kann der Jodkontrast bei nahezu unverändertem Rauschen weiter verbessert werden. Bei kräftigen Patienten kann dadurch im Vergleich zu einem konventionellen Low-kV-Protokoll (z. B. 80–100 kV) bei vergleichbarer Bildqualität Dosis eingespart werden, bei schlanken Patienten ist die Verwendung eines Low-kV-Protokolls oft dosiseffizienter, sofern die Option des virtuellen Nativbildes nicht genutzt

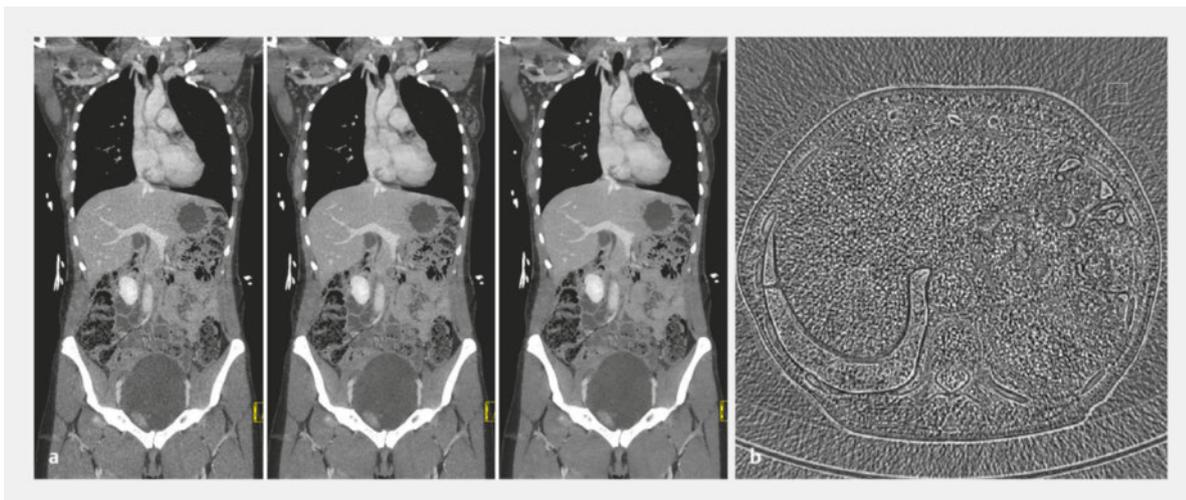
wird. Darüber hinaus können verschiedene Materialien klassifiziert und quantifiziert werden, z. B. kann bei Arthritis-Patienten eine Uratablagerung sensitiv nachgewiesen und damit die Diagnose einer Gichtarthropathie gesichert werden.

Iterative Rekonstruktion

Algorithmen zur Bildrekonstruktion lassen sich in analytische Algorithmen – der am häufigsten verwendete Algorithmus ist die sog. gefilterte Rückprojektion („filtered back projection“, FBP) – und iterative Algorithmen unterteilen (► **Abb. 7**).

Vorteil der **analytischen Algorithmen** ist der relativ geringe Rechenaufwand, sodass Bilder nahezu in Echtzeit berechnet werden können (typisch sind 20–50 Bilder pro Sekunde). Nachteilig ist, dass im Niedrigdosisbereich starkes Bildrauschen und Artefakte auftreten. Die analytischen Algorithmen basieren auf vereinfachten Systemmodellen, bei denen der Röntgenstrahl als unendlich dünn angenommen wird und statistische Eigenschaften des Röntgenstrahls und damit das Quantenrauschen vernachlässigt werden.

Iterative Rekonstruktionsalgorithmen reduzieren das Bildrauschen, z. T. auch die Bildartefakte, wodurch eine Untersuchung mit niedrigerer Dosis akquiriert werden kann. Im Gegensatz zu den oben beschriebenen Verfahren ist die Dosisreduktion durch iterative Rekonstruktion also indirekt. Iterative Algorithmen berechnen multiple simulierte Korrekturprojektionen und gleichen diese in mehreren Berechnungszyklen an die gemessene Projek-



► **Abb. 7** Iterative Rekonstruktion.

a 34-jährige Frau nach Verkehrsunfall. Traumaspirale mit automatischer kV-Selektion und AEC (CAREkV, CAREdose 4D). $CTDI_{vol} = 6,77$ mGy, DLP = 441 mGycm. Berechnung der Bilddaten mit gefilterter Rückprojektion (FBP, Bild links), SAFIRE 3 (Bild Mitte), SAFIRE 5 (Bild rechts). Deutliche Reduktion des Bildrauschens durch die iterative Rekonstruktion ohne Verlust von Bild-details.

b Im Subtraktionsbild von FBP und SAFIRE sind lediglich Rauschstrukturen und Kantendetails zu erkennen, jedoch keine Bilddetails.

tion an, um Artefakte zu minimieren. Der Hauptnachteil der iterativen Algorithmen ist der damit verbundene hohe Rechenaufwand, der zeitaufwendig ist. Je nach Hersteller gibt es verschiedene Algorithmen, die sich durch ihre technischen Grundlagen teils erheblich unterscheiden können [9]. Die erste Generation der iterativen Verfahren basierte auf einer Kombination von adaptiven Sinogramm- und Bildfiltern. Da Bildfilter mehrmals, also iterativ angewendet werden, wird von iterativer Rekonstruktion gesprochen, obwohl es sich eigentlich um eine „Bildrestaurierung“ handelt. In der zweiten Generation der iterativen Algorithmen findet auch eine Vorwärtsprojektion statt, um die Bilder konsistenter zu den Rohdaten zu machen. Ein klassischer iterativer Algorithmus (MBIR/VEO, GE) benötigt jedoch sehr hohe Rechenleistung und damit lange Rekonstruktionszeiten womit die Akzeptanz in der klinischen Routine eingeschränkt ist. Beschleunigte Ansätze nutzten sowohl adaptive Rohdatenfilter, kanten-erhaltende Bildfilter und eine oder zwei Iterationen zwischen Bild- und Rohdatenraum mit vorkonditionierter Rückprojektion. Diese Algorithmen sind deutlich schneller und erreichen auf leistungsfähigen Bildrechnern Rekonstruktionszeiten vergleichbar mit denen konventioneller Systeme mit FBP-basierter Bildrekonstruktion. Damit sind sie voll routinetauglich. Nähere Details sind in der Literatur [31, 32] zu finden. Eine potenzielle Dosisreduktion von 50–75% wurde in einzelnen Studien beschrieben [33, 34]. Im Fall einer sehr starken Dosisreduktion (> 40%) kann allerdings die Gefahr bestehen, dass niedrig kontrastierte Läsionen, wie sie z.B. in der Leber vorkommen, nicht mehr zu erkennen sind [35].

Schlussfolgerungen

Die vielfältigen Methoden der Dosisreduktion, die auch gut miteinander kombiniert werden können und sollen, haben dazu geführt, dass bereits für eine Reihe von CT-Untersuchungen die sehr ambitionierten Vorgaben „Achieving routine submillisievert CT Scanning“ [36] erfüllt werden. Dazu zählen die Herz-CTA in ausgewählten Patientenkollektiven bei Erwachsenen [37] und Kindern [38] sowie diverse Low-Dose-Nativ-CT-Untersuchungen (Thorax-CT [10], CT-Colonografie [39], Urolithiasis-CT [40], NNH-CT [11]). CT-Untersuchungen sind in Einzelfällen bereits auf einem Expositionsniveau konventioneller Röntgenaufnahmen möglich und bieten darüber hinaus die Vorteile der überlagerungsfreien Darstellung pathologischer Prozesse. Damit ist in Zukunft mit weiter steigenden Untersuchungszahlen für die CT zu rechnen.

Interessenkonflikt

Die Autoren geben an, dass kein Interessenkonflikt besteht.

KERNAUSSAGEN

- Die Anzahl der CT-Untersuchungen steigt an, aktuell werden über 60% der medizinischen Strahlenexposition in Deutschland durch die CT verursacht.
- Bei den Dosisgrößen ist zwischen Energiedosis, Äquivalentdosis und effektiver Dosis zu unterscheiden. Im Dosisprotokoll einer CT-Untersuchung werden der CTDI_{vol} und das Dosislängenprodukt (DLP) angegeben.
- Die aktuellen Verfahren zur Dosisreduktion beruhen auf unterschiedlichen Prinzipien und können kombiniert werden. Zu ihnen gehören Vorfilter, die Modulation von Röhrenstrom oder Röhrenspannung, EKG-basierte Untersuchungstechniken, dynamische Kollimatoren, Bismut-Schilde, Dual-Energy-CT und iterative Rekonstruktionen.

Über die Autoren



Michael Lell

Prof. Dr. med. 1989–1996 Medizinstudium in Regensburg und München (TU). 1998 Promotion. 2003 Facharzt für Diagnostische Radiologie. 2005 Habilitation. 2009 Oberarzt am Radiologischen Institut der Uniklinik Erlangen. 2011 apl. Professor für Radiologie. 2016 Chefarzt des Instituts für Radiologie und Nuklearmedizin am Klinikum Nürnberg und Berufung zum Univ. Professor der Paracelsus Medical University, Nürnberg. Schwerpunkte: kardiovaskuläre Bildgebung, Dosisreduktion in der CT, interventionelle Therapie.



Marc Kachelrieß

Prof. Dr. rer. biol. hum., Dipl.-Phys. 1989–1995 Studium der Physik in Erlangen-Nürnberg. 1998 Promotion am Institut für Medizinische Physik. 2002 Habilitation. 2005 Berufung zum Professor für Medizinische Bildgebung. 2014 Berufung zum Professor für Röntgenbildgebung und CT am Deutschen Krebsforschungszentrum (DKFZ) in Heidelberg. Schwerpunkte: Bildrekonstruktion, Dosisreduktion, Mehrspektralen-CT, hochperformante Bildgebung.



Michael Wucherer

Dr. rer. nat., Dipl.-Phys. 1975–1981 Studium der Physik in Erlangen-Nürnberg. 1982 Medizinphysiker. 1985 Promotion. 1986 Medizinphysik-Experte am Institut für Medizinische Physik im Klinikum Nürnberg. 2000 Leiter des Institutes für Medizinische Physik; Leiter der MTRA-Schule; Strahlenschutzbevollmächtigter für das Klinikum Nürnberg. Schwerpunkte: medizinische Physik auf dem Gesamtgebiet der Radiologie, Dosimetrie, Strahlenschutz, Optimierung von Bildqualität und Dosis.

Korrespondenzadresse

Prof. Dr. med. Michael Lell

Institut für Radiologie und Nuklearmedizin
Klinikum Nürnberg
Paracelsus Medical University
Tel.: 0911 398-2540, Fax: 0911 398-2073
michael.lell@klinikum-nuernberg.de

Wissenschaftlich verantwortlich gemäß Zertifizierungsbestimmungen

Wissenschaftlich verantwortlich gemäß Zertifizierungsbestimmungen für diesen Beitrag ist Prof. Dr. med. Jörg Barkhausen, Lübeck.

Literatur

- [1] Brenner DJ, Hall EJ. Computed tomography-an increasing source of radiation exposure. *N Engl J Med* 2007; 357: 2277–2284
- [2] Einstein AJ, Henzlova MJ, Rajagopalan S. Estimating risk of cancer associated with radiation exposure from 64-slice computed tomography coronary angiography. *JAMA* 2007; 298: 317–323
- [3] Berrington de González A, Mahesh M, Kim KP et al. Projected cancer risks from computed tomographic scans performed in the United States in 2007. *Arch Intern Med* 2009; 169: 2071–2077
- [4] Hendee WR, O'Connor MK. Radiation risks of medical imaging: separating fact from fantasy. *Radiology* 2012; 264: 312–321
- [5] Preston DL, Shimizu Y, Pierce DA et al. Studies of mortality of atomic bomb survivors. Report 13: Solid cancer and non-cancer disease mortality: 1950–1997. *Radiat Res* 2003; 160: 381–407
- [6] Muirhead CR, O'Hagan JA, Haylock RG et al. Mortality and cancer incidence following occupational radiation exposure: third analysis of the National Registry for Radiation Workers. *Br J Cancer* 2009; 100: 206–212
- [7] Preston DL, Ron E, Tokuoka S et al. Solid cancer incidence in atomic bomb survivors: 1958–1998. *Radiat Res* 2007; 168: 1–64
- [8] Lell MM, Hinkmann F, Nkenke E et al. Dual energy CTA of the supraaortic arteries: technical improvements with a novel dual source CT system. *Eur J Radiol* 2010; 76: e6–e12
- [9] Lell MM, Wildberger JE, Alkadhi H et al. Evolution in computed tomography: the battle for speed and dose. *Invest Radiol* 2015; 50: 629–644
- [10] Gordic S, Morsbach F, Schmidt B et al. Ultralow-dose chest computed tomography for pulmonary nodule detection: first performance evaluation of single energy scanning with spectral shaping. *Invest Radiol* 2014; 49: 465–473
- [11] Lell MM, May MS, Brand M et al. Imaging the paranasal region with a third-generation dual-source CT and the effect of tin filtration on image quality and radiation dose. *AJNR Am J Neuroradiol* 2015; 36: 1225–1230
- [12] Wuest W, May M, Saake M et al. Low-Dose CT of the Paranasal Sinuses: Minimizing X-Ray Exposure with Spectral Shaping. *Eur Radiol* 2016; 26: 4155–4161
- [13] Boone JM. Method for evaluating bow tie filter angle-dependent attenuation in CT: theory and simulation results. *Med Phys* 2010; 37: 40–48
- [14] Whiting BR, Evans JD, Dohatcu AC et al. Measurement of bow tie profiles in CT scanners using a real-time dosimeter. *Med Phys* 2014; 41: 101.915
- [15] Giacomuzzi SM, Erckert B, Freund MC et al. [Dose reduction in computerized tomography with a new scan procedure]. *Aktuelle Radiol* 1996; 6: 110–113
- [16] Kalender WA, Wolf H, Suess C. Dose reduction in CT by anatomically adapted tube current modulation. II. Phantom measurements. *Med Phys* 1999; 26: 2248–2253
- [17] Kopka L, Funke M, Breiter N et al. [An anatomically adapted variation of the tube current in CT. Studies on radiation dosage reduction and image quality]. *RoFo* 1995; 163: 383–387
- [18] Gies M, Kalender WA, Wolf H et al. Dose reduction in CT by anatomically adapted tube current modulation. I. Simulation studies. *Med Phys* 1999; 26: 2235–2247
- [19] Achenbach S, Manolopoulos M, Schuhback A et al. Influence of heart rate and phase of the cardiac cycle on the occurrence of motion artifact in dual-source CT angiography of the coronary arteries. *J Cardiovasc Comput Tomogr* 2012; 6: 91–98
- [20] Seifarth H, Wienbeck S, Pusken M et al. Optimal systolic and diastolic reconstruction windows for coronary CT angiography using dual-source CT. *AJR Am J Roentgenol* 2007; 189: 1317–1323
- [21] Eller A, May MS, Scharf M et al. Attenuation-based automatic kilovolt selection in abdominal computed tomography: effects on radiation exposure and image quality. *Invest Radiol* 2012; 47: 559–565
- [22] Eller A, Wuest W, Kramer M et al. Carotid CTA: radiation exposure and image quality with the use of attenuation-based, automated kilovolt selection. *AJNR Am J Neuroradiol* 2014; 35: 237–241
- [23] 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 Am J Roentgenol* 2013; 201: W297–W306
- [24] Lell MM, Jost G, Korporeal JG et al. Optimizing contrast media injection protocols in state-of-the art computed tomographic angiography. *Invest Radiol* 2015; 50: 161–167
- [25] McCollough CH, Wang J, Berland LL. Bismuth shields for CT dose reduction: do they help or hurt? *J Am Coll Radiol* 2011; 8: 878–879
- [26] McCollough CH, Wang J, Gould RG et al. Point/counterpoint. The use of bismuth breast shields for CT should be discouraged. *Med Phys* 2012; 39: 2321–2324
- [27] Vollmar SV, Kalender WA. Reduction of dose to the female breast as a result of spectral optimisation for high-contrast thoracic CT imaging: a phantom study. *Br J Radiol* 2009; 82: 920–929
- [28] Seidenfuss A, Mayr A, Schmid M et al. Dose reduction of the female breast in chest CT. *AJR Am J Roentgenol* 2014; 202: W447–452
- [29] Flohr TG, Leng S, Yu L et al. Dual-source spiral CT with pitch up to 3.2 and 75 ms temporal resolution: image reconstruction and assessment of image quality. *Med Phys* 2009; 36: 5641–5653
- [30] Faby S, Kuchenbecker S, Sawall S et al. Performance of today's dual energy CT and future multi energy CT in virtual non-contrast imaging and in iodine quantification: A simulation study. *Med Phys* 2015; 42: 4349–4366

- [31] Choi JW, Lee JM, Yoon JH et al. Iterative reconstruction algorithms of computed tomography for the assessment of small pancreatic lesions: phantom study. *J Comput Assist Tomogr* 2013; 37: 911–923
- [32] Willeminck MJ, Takx RA, de Jong PA et al. Computed tomography radiation dose reduction: effect of different iterative reconstruction algorithms on image quality. *J Comput Assist Tomogr* 2014; 38: 815–823
- [33] Kalra MK, Woisetschlager M, Dahlstrom N et al. Radiation dose reduction with Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction technique for abdominal computed tomography. *J Comput Assist Tomogr* 2012; 36: 339–346
- [34] May MS, Wust W, Brand M et al. Dose reduction in abdominal computed tomography: intraindividual comparison of image quality of full-dose standard and half-dose iterative reconstructions with dual-source computed tomography. *Invest Radiol* 2011; 46: 465–470
- [35] 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
- [36] McCollough CH, Chen GH, Kalender W et al. Achieving routine submillisievert CT scanning: report from the summit on management of radiation dose in CT. *Radiology* 2012; 264: 567–580
- [37] Achenbach S, Marwan M, Ropers D et al. Coronary computed tomography angiography with a consistent dose below 1 mSv using prospectively electrocardiogram-triggered high-pitch spiral acquisition. *Eur Heart J* 2010; 31: 340–346
- [38] Han BK, Lindberg J, Overman D et al. Safety and accuracy of dual-source coronary computed tomography angiography in the pediatric population. *Journal of Cardiovascular Computed Tomography* 2012; 6: 252–259
- [39] Nagata K, Fujiwara M, Kanazawa H et al. Evaluation of dose reduction and image quality in CT colonography: comparison of low-dose CT with iterative reconstruction and routine-dose CT with filtered back projection. *Eur Radiol* 2015; 25: 221–229
- [40] Park SB, Kim YS, Lee JB et al. Knowledge-based iterative model reconstruction (IMR) algorithm in ultralow-dose CT for evaluation of urolithiasis: evaluation of radiation dose reduction, image quality, and diagnostic performance. *Abdom Imaging* 2015; 40: 3137–3146

Bibliografie

DOI <https://doi.org/10.1055/s-0043-105755>
Radiologie up2date 2017; 17: 163–178
© Georg Thieme Verlag KG Stuttgart · New York
ISSN 1616-0681

Punkte sammeln auf CME.thieme.de



Diese Fortbildungseinheit ist 12 Monate online für die Teilnahme verfügbar. Sollten Sie Fragen zur Online-Teilnahme haben, finden Sie unter cme.thieme.de/hilfe eine ausführliche Anleitung. Wir wünschen viel Erfolg beim Beantworten der Fragen!

Unter eref.thieme.de/ZZX8PPB oder über den QR-Code kommen Sie direkt zum Artikel zur Eingabe der Antworten.

VNR 2760512017152372795



Frage 1

Welche Theorie zur Abschätzung eines strahlenbedingten Risikos wird im BEIR VII favorisiert?

- A Protective Effect of low-dose Radiation (hormesis)
- B Linear-no-threshold
- C Threshold Dose of 100 mSv
- D Repetitive low-dose (20 mSv) Exposure Model
- E Healthy Worker Effect

Frage 2

Worüber kann die effektive Dosis am exaktesten abgeschätzt werden?

- A den $CTDI_{vol}$
- B das Dosislängenprodukt
- C Monte-Carlo-Simulation
- D den k-Faktor
- E das mAs-Produkt

Frage 3

Welche der folgenden Aussagen ist richtig? Die automatische Röhrenstrommodulation ...

- A ist ein Verfahren, das überwiegend in der Herzbildgebung eingesetzt wird.
- B ist besonders effektiv bei Objekten mit kreisförmigem Durchmesser.
- C verhindert hohe Expositionswerte im Schultergürtel.
- D ist am effektivsten bei exakter Lagerung des Patienten im Isozentrum.
- E wird nur von wenigen CT-Herstellern angeboten.

Frage 4

Welche der folgenden Aussagen zur automatischen Röhrenspannungswahl ist richtig?

- A Sie führt zu einer kontinuierlichen Anpassung der Röhrenspannung entlang der Patientenlängsachse.
- B Sie kann nicht in Kombination mit der Röhrenstrommodulation verwendet werden.
- C Sie führt zu höherem Jodkontrast in CTA-Untersuchungen bei Spannungen < 100 kV.
- D Sie wird beim Dual-Energy-CT angewendet.
- E Sie sollte bei schlanken Patienten nicht verwendet werden.

Frage 5

Welche der folgenden Aussagen ist richtig? Bismut-Schilde ...

- A verbessern die spektrale Separation bei Dual-Energy-CT.
- B sollten bereits beim Topogramm aufgelegt werden, wenn ein a.-p./p.-a. Topogramm erzeugt wird.
- C verbessern die Wirkung der Röhrenspannungswahl-Algorithmen.
- D vermeiden Artefakte durch Homogenisierung des Untersuchungsobjektes.
- E vermindern die Oberflächendosis.

Frage 6

Welche der folgenden Aussagen ist richtig? Ein Dual-Energy-CT ...

- A kann nur mit Dual-Source-CT-Geräten durchgeführt werden.
- B hat sich in der Diagnostik der Gichtarthropathie einen Stellenwert erobert.
- C ist gegenüber Bewegung unempfindlich und daher besonders in der Koronar-CT von Vorteil.
- D ist bei sehr schlanken Patienten dosiseffizienter als ein Low-kV-Scan.
- E sollte insbesondere bei beidseitigen Hüft-TEP in der Abdomen-Becken-Bildgebung eingesetzt werden.

Frage 7

Wo wurden 2009 die meisten CT-Untersuchungen pro 1000 Einwohner durchgeführt?

- A Frankreich
- B England
- C Skandinavien
- D USA
- E Italien

► Weitere Fragen auf der folgenden Seite ...

Punkte sammeln auf CME.thieme.de

Fortsetzung...

Frage 8

Wie hoch ist der ungefähre Anteil der CT an der medizinischen Strahlenexposition in Deutschland?

- A 10%
- B 25%
- C 60%
- D 80%
- E 95%

Frage 9

Welchen der folgenden Parameter beeinflusst der Noise Index?

- A die Rotationszeit
- B die Bildrekonstruktionszeit
- C das mAs-Produkt
- D die Vorfilterung
- E die Messzeit

Frage 10

Welche der folgenden Aussagen für die Herz-CT ist richtig?

- A Zur Analyse der Herzwandbewegung sollte die EKG-basierte Dosismodulation abgeschaltet werden.
- B Zur Analyse der Herzwandbewegung eignet sich besonders der High-Pitch-Mode.
- C Beim EKG-getriggerten Sequenz-Mode ist die zeitliche Auflösung von besonderer Bedeutung.
- D Zum Nachweis einer Koronararterienstenose mit der Dual-Energy-Technik kann auf eine Kontrastmittelgabe verzichtet werden.
- E Der Rekonstruktionszeitpunkt kann ausschließlich beim retrospektiv gegateten Spiral-Mode verändert werden.