

Dosisreduktion: CT-Untersuchungen „fast ohne“ Dosis

Dose Reduction: CT Examinations “Almost Without” Dose

D. Piede



Die Strahlenbelastung, das Strahlendosismanagement und die Dosisreduktion stehen heute auf der Liste der zu erforschenden Themen in der medizinischen Bildgebung ganz oben. Immer mehr Patienten sind über das Risiko einer medizinischen Strahlenbelastung gut informiert. Um die Unsicherheiten auf Patientenseite nicht weiter zu verstärken, mussten die Gerätehersteller einlenken. Mit neu entwickelten, extrem strahlensparenden Gerätetechnologien und durch offene, verständliche Kommunikation wird derzeit versucht, die Angst vor der medizinischen Bildgebung zu nehmen. Da dies nicht nur ein Marketinggag ist, sondern in der klinischen Routine wirklich gut funktioniert, ist es wert, diesen Artikel zu schreiben. Finden Sie die richtige Dosis für Ihren individuellen Patienten und dessen klinische Fragestellung in diesem Artikel anhand von Software- und Hardwarelösungen der Firma Siemens Healthcare.

Seit der Installation des ersten klinischen CT im Jahre 1972 stiegen die effektiven Dosen pro CT-Untersuchung stetig an. Das lag zum einen sicher daran, dass die CT anfänglich nur für Schädeluntersuchungen genutzt werden konnte und erst im Laufe der Zeit Ganzkörperscanner entwickelt wurden. Zum anderen wollte man die neue Ära der medizinischen Bildgebung für die Diagnostik vieler Krankheiten nutzen. Dabei trat der Strahlenschutz in den Hintergrund, verbunden mit einem Anstieg der effektiven Dosis. Mit höherer Dosis konnten diagnostisch bessere Bilddatensätze akquiriert werden. Mit kürzeren Untersuchungszeiten stiegen auch kontinuierlich die Untersuchungszahlen. Ab Mitte der 1990er-Jahre reagierten die ersten Medizingerätehersteller und entwickelten Software- sowie Hardwarekomponenten, welche zur Dosisreduktion beitragen (☛ Tab. 1).

Rechtfertigende Indikation

Mit der rechtfertigenden Indikation hat der Gesetzgeber eine Instanz geschaffen, die der Anwendung von ionisierenden Strahlen am Menschen vorangestellt ist. Sie muss von einem Arzt mit Fachkunde im Strahlenschutz gestellt werden. Vorgeschrieben ist, dass sie dokumentiert wird. Die Aufsichtsbehörde kann prüfen, ob die rechtfertigende Indikation gestellt wurde und ob die Dokumentation ausreichend und angemessen ist. Mit der rechtfertigenden Indikation ist vorgesehen zu überprüfen, ob die angeforderte Untersuchung sinnvoll ist in Bezug auf die erhobene Fragestellung. Zu der Überprüfung gehört, ob Alternativmethoden wie Sonografie oder MRT die Frage beantworten können und ob die Untersuchung überhaupt gerechtfertigt, d.h. medizinisch indiziert, ist. Der Gesetzgeber möchte damit

Tab. 1 Entwicklung der effektiven Dosis pro CT-Untersuchung von der ersten Gerätegeneration bis heute.

1970 – 1979	1980 – 1990	1991 – 1996	1997 – 2007	2009 – 2013
1,3 mSv	4,4 mSv	8,8 mSv	7,4 mSv	5,5 mSv



Podcast online!

Sie finden den Podcast zu diesem Beitrag unter www.thieme-connect.de/products bei Ihrer Radiopraxis.

Tipps und Tricks: Keine Dosis ist die beste Dosisparmethode

Sie sind für die technische Durchführung der Untersuchung verantwortlich. Sollten Sie in einer klinischen Fragestellung keine rechtfertigende Indikation sehen, trauen Sie sich, Rückfragen an einen Arzt mit aktueller Fachkunde zu stellen, um ggf. auf Untersuchungen ganz ohne Strahlenbelastung zurückgreifen zu können.

Automatismen in einer Praxis und im Krankenhaus durchbrechen, die entweder aus dem bisher Üblichen sich entwickelt haben oder die mit dem Ziel einer ökonomischen Optimierung entwickelt worden sind. Im Krankenhaus bedeutet die Überprüfung einer Anmeldung und das Stellen der rechtfertigenden Indikation eine zusätzliche Hürde in der Abwicklung der Untersuchungen. Deshalb könnten z.B. Anmeldeformulare entwickelt werden, auf denen der Anfordernde kenntlich macht, ob er die Fachkunde besitzt. Verfügt der anfordernde Arzt über die Fachkunde, kann die Untersuchung direkt von den MTRA durchgeführt werden; andernfalls ist sie durch einen Arzt mit Fachkunde in der Röntgenabteilung zu stellen und zu dokumentieren. Im Not- und Bereitschaftsdienst kann dies zusätzliche Probleme aufwerfen. Angenommen Sie müssten für jede Röntgenuntersuchung noch zusätzlich einen Arzt mit Fachkunde aufsuchen, würde dies organisatorisch einige Nachteile mit sich ziehen. Sinnvoll ist, fachkundige Ärzte im Bereitschaftsdienst zu haben (chirurgische und internistische Notaufnahme) oder in der Röntgenabteilung.

Die rechtfertigende Indikation muss von einem Arzt mit Fachkunde gestellt werden.

Die richtige Dosis

Bevor man sich Gedanken um die Dosisoptimierung macht, muss man erst einmal definieren, was die richtige Dosis ist. Dabei geht es in erster Linie um die diagnostischen Referenzwerte, welche das Bundesamt für Strahlenschutz für diagnostische und interventionelle Röntgenunter-

Tab. 2 Vom Bundesamt für Strahlenschutz im Juni 2010 veröffentlichte diagnostische Referenzwerte für CT-Untersuchungen an Erwachsenen pro Scanserie.

CT-Untersuchungsart	CTDIvol [mGy]	DLP [mGy × cm]
	zur Orientierung	pro Scanserie
Hirnschädel	65	950
Gesichtsschädel (Tumordiagnostik)	22	250
Gesichtsschädel (Sinusitis)	9	100
Thorax	12	400
Lendenwirbelsäule (Bandscheibe)	42	250
Lendenwirbelsäule (Knochen-Spirale)	16	500
Oberbauch	20	450
Abdomen	20	900
Becken	20	450

suchungen stetig aktualisiert. Der diagnostische Referenzwert stellt den Dosiswert einer strahlendiagnostisch medizinischen Anwendung dar, welcher ein Durchschnittswert für eine typische Untersuchung an einem Standardpatienten mit Standardmaßen (Körpergewicht 70 kg ± 3 kg) an einem beliebigen CT ist. Es wird erwartet, dass diese Werte bei üblichen Untersuchungen nicht überschritten werden (☉ Tab. 2). An einem CT ist daher die Anzeige des CTDIvol (CT-Dosisindex) und DLP (Dosis-Längen-Produkt) vor einer Scanserie obligatorisch. Die angegebenen Richtwerte des DLP gelten pro Scanserie. Die Anzahl der Scanserien gilt als eine Frage der Rechtfertigung bzw. der rechtfertigenden Indikation. Damit ist gemeint, dass Sie je nach Fragestellung unterschiedlich viele Serien akquirieren können. Benötigt man z.B. für die Beantwortung der Fragestellung eine native, eine arterielle und eine venöse Scanserie, so ist es indiziert, eine solche 3-phasige Untersuchung durchzuführen. Reicht hingegen nur eine dieser Phasen zur eindeutigen Befundung aus, so ist es aus Strahlenschutzaspekten nicht erlaubt, mehrere Scanserien zu akquirieren. Die Werte des CTDIvol dienen nur der Orientierung. Dabei ist zu beachten, dass sich die Referenzwerte für Untersuchungen an Erwachsenen und für pädiatrische Untersuchungen unterscheiden.

Der diagnostische Referenzwert stellt den Dosiswert einer strahlendiagnostisch medizinischen Anwendung dar, welcher ein Durchschnittswert für eine typische Untersuchung an einem Standardpatienten mit Standardmaßen (Körpergewicht 70 kg ± 3 kg) an einem beliebigen CT ist.

Röhrenstrommodulation

Früher wurde mit gleichbleibenden Scanparametern eine komplette Scanserie durchgeführt. Dieses Prinzip vernachlässigte entweder die Bildqualität oder den Strahlenschutz. Eine Möglichkeit zur Reduktion der Strahlenbelastung war die Herabsetzung des Röhrenstroms, dadurch musste man das Rauschen oder Artefakte in bestimmten anatomischen Bereichen in Kauf nehmen. Zur Verbesserung der Bildqualität konnte man den Röhrenstrom erhöhen, aber einhergehend mit einer erhöhten Energiedosis.

Da seit dem Jahr 1994 von der Firma Siemens Care Dose 4D eingesetzt wird, hat man die Möglichkeit, für jede Schicht und sogar für jede Winkelstellung der Röntgenröhre den Röhrenstrom automatisch anzupassen. Es existiert nun also eine Art Belichtungsautomatik für CT. Dies erleichtert die tägliche Arbeit enorm. Vielen ist z.B. gar nicht bewusst, dass die Röhrenleistung bei immer noch ausreichender Bildqualität um den Faktor 2 verringert werden kann, wenn der Durch-

messer eines Patienten nur 4 cm kleiner ist – abweichend vom Standardpatienten. Als Berechnungsgrundlage für Care Dose 4D dient das Topogramm. Daher ist es äußerst wichtig, dass Sie Ihren Patienten isozentrisch lagern und eine ausreichende Scanlänge des Topogramms akquirieren.

Eine Winkelmodulation kommt zustande, wenn während der Röhrenrotation unterschiedliche Schwächungswerte entstehen. Diese werden in Echtzeit analysiert, und der Röhrenstrom wird in den verschiedenen Winkeln angepasst. Dieser Aspekt ist besonders wichtig, um die Dosis in den Schulter- und Beckenregionen effizient zu mindern. Denn hier ist die laterale Abschwächung wesentlich höher als bei der a.-p.-Abschwächung. Bei einer korrekten Anwendung von Care Dose 4D kann man eine Dosisreduktion bis zu 68 % erreichen.

Care Dose 4D berechnet anhand der Absorptionskurve umfangsmodulierend in Berücksichtigung auf den Faktor Zeit eine optimale Dosis für eine gute diagnostische Bildqualität.

Fallbeispiel Topogramm

Stellen Sie sich vor, Sie fertigen ein a.-p.-Topogramm an, Ihr Patient liegt geometrisch über dem Isozentrum. Abbildungstechnisch erscheint der Patient vergrößert, somit ist die Berechnungsgrundlage für Ihren Scan ein größerer Patient. Daraus resultiert ein höherer Röhrenstrom als eigentlich für diesen Patienten nötig. Im nächsten Szenario reicht Ihr eigentlicher Scan über das Topogramm hinaus. Dadurch kann in diesem Bereich keine sinnvolle Röhrenstrommodulation angewendet werden. Der Scan wird mit denselben Parametern wie in der letzten berechenbaren Schicht fortgeführt, auch wenn eigentlich ein niedrigerer Röhrenstrom ausreichend gewesen wäre.

EKG-gesteuerte Dosismodulation

EKG-gesteuerte Dosismodulation in der kardiologischen Spiral-CT

Eine CT des Herzens in Spiraltechnik ist nur bei bestimmten Fragestellungen notwendig. Hier geht es z.B. um einen zusätzlichen Informationsgewinn der Herzfunktion. Außerdem kommt sie bei Arrhythmien oder bei zu hohen Herzfrequenzen zur Anwendung, wenn eine Vorbereitung mit entsprechenden Medikamenten zur Senkung der Herzfrequenz kontraindiziert ist.

Das EKG, welches Sie während der CT ableiten, wird in Echtzeit analysiert und ausgewertet. In den meisten Fällen interessiert Sie nur ein bestimmter Teil des Herzzyklus für Ihre Bildgebung. In der vorher bestimmten Herzschlagphase wird der Röhrenstrom auf den maximalen Wert geregelt, um eine entsprechende Bildqualität zu erreichen. In den Zwischenphasen wird der Röhrenstrom bis auf maximal 4 % verringert (☉ Abb. 1). Aufgrund dieser Technik kann die durchschnittliche Dosis um 30–50 %, in Bezug auf einen Standardspiralscan, verringert werden. Durch bestimmte Algorithmen gelingt dies auch bei Arrhythmien oder Extrasystolen.

Eine CT des Herzens in Spiraltechnik wird z. B. bei Arrhythmien oder bei zu hohen Herzfrequenzen durchgeführt.

EKG-gesteuerte Dosismodulation in der getriggerten Sequenz-CT

Die sequenzielle Aufnahmetechnik der Cardio-CT ist ein Mix aus prospektiver EKG-Steuerung und Step-and-Shoot-Technik. Mit Adaptive Cardio Sequence wird das Patienten-EKG analysiert. Ein transversaler Scan wird mit einer vorab berechneten zeitlichen Verschiebung in Bezug zu der R-Zacke ausgelöst. Es ist grundlegend wichtig, dass das EKG keine Arrhythmien aufweist, da im Vorhinein bestimmt wird, wann der „Shoot“ erfolgt. Unregelmäßigkeiten werden durch die ständige Analyse des EKGs zuverlässig erkannt. Bei Extrasystolen kann der Scan entweder gestoppt werden, wenn der Herzschlag vorzeitig einsetzt, wobei unnötige Dosis gespart wird, oder er kann in derselben Position wiederholt werden. Dadurch kann eine unnötige Strahlenbelastung bei unvorhersehbarer Extrasystole ausgeschlossen werden. Nach einem „Shoot“ folgt der „Step“. Der Tisch bewegt sich in die nächste „Shoot“-Position, um dann den nächsten Scan in zeitlicher Verschiebung zur R-Zacke zu akquirieren (☉ Abb. 2). Diese gesamte Technik führt zu einer deutlichen Dosisreduktion, da für die Bildrekonstruktion nur ein Minimum an Scandaten benötigt wird.

Die sequenzielle Aufnahmetechnik der Cardio-CT ist ein Mix aus prospektiver EKG-Steuerung und Step-and-Shoot-Technik.

Dynamische Röntgenstrahlkollimierung

Bei einem Standardspiralscan ist es aus technischen Gründen üblich, dass es zu einem Overranging kommt, d. h., dass vor und nach einem Scanvorgang eine zusätzliche Halbrotaion stattfindet und somit der komplette Detektor während der gesamten Rotation bestrahlt wird, auch wenn

Abb. 1 Ein EKG-getriggelter Spiral-CT-Scan mit möglicher Reduktion des Röhrenstroms außerhalb der vorher eingestellten Startphase, hier im Beispiel der bestmöglichen Diastole.

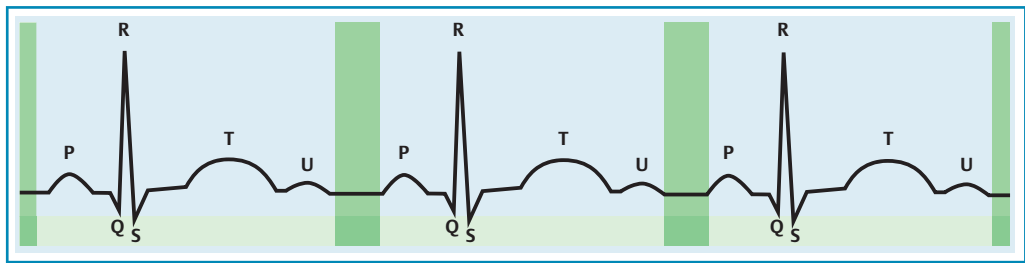
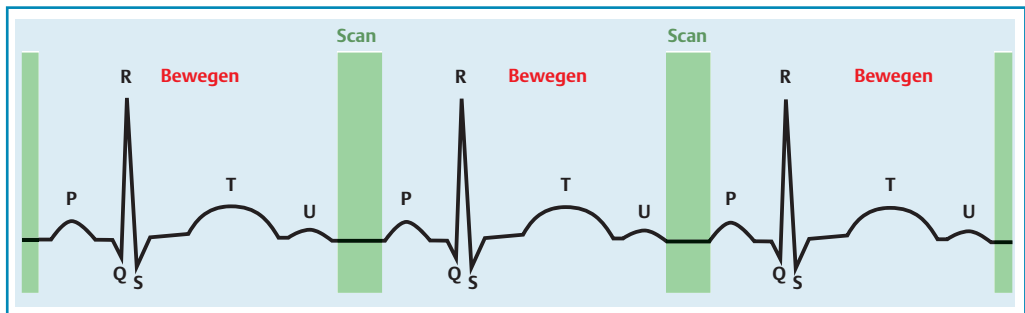


Abb. 2 EKG-getriggerte sequenzielle Bildgebung ohne Abbildung einer funktionellen Komponente.



nur ein Teil der aufgenommenen Daten für die Bildrekonstruktion notwendig ist. Das Adaptive Dose Shield beinhaltet 2 Kollimatorlamellen. Der röhrenseitige Kollimator öffnet und schließt sich am Anfang und am Ende jedes Spiralscans. Dadurch wird eine zusätzliche Bestrahlung außerhalb des eingestellten Scanbereiches verhindert (Abb. 3). Durch diese präzise, schnelle und unabhängige Bewegungstechnologie der Kollimatorlamellen wird das Gewebe ohne Beeinträchtigung der Bildqualität nur im gewünschten Bereich bestrahlt. Je nach Scanbereich lassen sich hierbei Dosisreduktionen von bis zu 25 % erzielen.

Dual-Source-CT

Im Gegensatz zum Single-Source-CT arbeiten im Dual-Source-CT 2 rotierende, um 95° versetzt angeordnete Röntgenstrahler mit gegenüberliegenden Detektoren gleichzeitig. Damit kann die Aufzeichnungszeit halbiert werden, was besonders für die Herzbildgebung nützlich ist. Die beiden Röhren können mit unterschiedlicher Spannung betrieben werden.

Dual Energy

Durch die Kombination aus unterschiedlichen Röhrenspannungen der beiden Röntgenröhren kann man Materialanalysen spezifischer durchführen, z.B. kann man ähnliche Kontraste (z.B. Iod und Knochen) besser unterscheiden, da die beiden Materialien bei unterschiedlichen Spannungen unterschiedlich Strahlung absorbieren. Des Weiteren können bei Dual-Energy-CT-Untersuchungen zusätzliche Zinnfilter (Selective Photon Shield) für 80, 90 und 100, 140, 150 kV verwendet werden. Dadurch kommt es zu einer besseren Trennung der beiden Energiespektren und zu einer noch besseren Analyse der Gewebe. Zum anderen wird mit zusätzlicher Filterung auch Dosis durch die Filterung der weichen Röntgenstrahlung eingespart (Abb. 4).

Jede Röntgenröhre hat einen eigenen Generator (2×120 kW bei einem Siemens Somatom Force), dadurch kann bei extrem adipösen Patienten (>180 kg Körpergewicht) eine gute Bildqualität bei doppelter Dosis erreicht werden (2 Röntgenröhren mit 120 kV und 300 mAs = doppelte Dosis, aber gute Bildqualität).

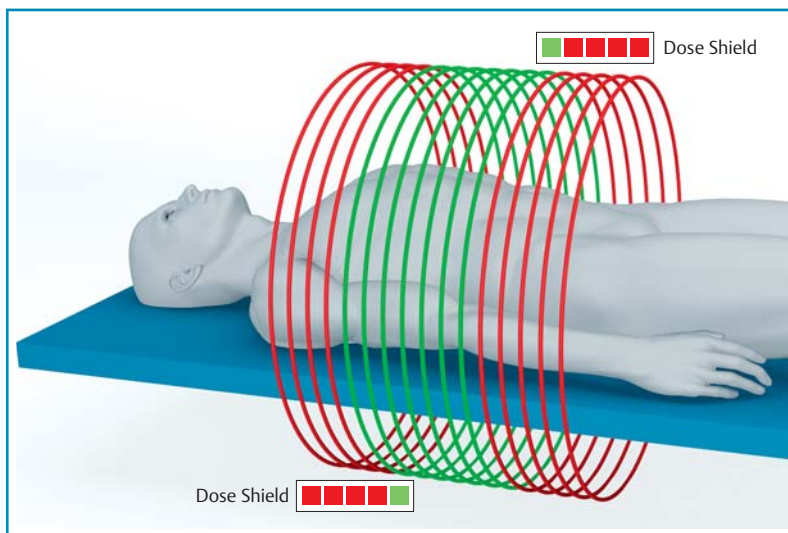


Abb. 3 Durch den dynamischen Einsatz der Kollimatorlamellen (Dose Shield) bei der Spiral-CT wird die technisch bedingte sonst stattfindende zusätzliche Bestrahlung außerhalb der eigentlichen Untersuchungsregion verhindert.

Bei Dual-Energy-CT-Untersuchungen kommt es durch die Verwendung von zusätzlichen Zinnfiltern zu einer besseren Trennung der beiden Energiespektren und zu einer noch besseren Analyse der Gewebe.

Zeitauflösung

Als Rechenbeispiel hat ein Single-Source-System eine übliche Rotationszeit von 1 s. Durch die gefilterte Rückprojektion ($\frac{1}{2}$ Röhrenrotation) ergibt sich ein 180° -Datensatz in 0,5 s. Hingegen besitzt ein Dual-Source-System eine Rotationszeit, man beachte die doppelte Röhren-Detektor-Konstruktion, von 0,5 s. Durch die gefilterte Rückprojektion ergibt sich ein 180° -Datensatz in 0,25 s.

Flash Mode

Der Flash Mode ist eine Kombination von schneller Röhrenrotation und High-Pitch-CT. Das 1-Röhren-System schafft eine Vollrotation in 0,25 s (180° -Rotation=0,125 s). Das 2-Röhren-System eine Vollrotation in 0,125 s (180° -Rotation=0,0625 s) durch die beiden Röntgenröhren. Dies kann man beispielweise in der Herzbildgebung anwenden. Ein CT-Scan ist optimal zwischen 65–72% im Intervall, bei dem die 100% den Bereich von der einen R-Zacke zur nächsten im EKG darstellen. Je kürzer die gefilterte Rückprojektion (Turbo Flash: 0,0625 s), desto kleiner und optimaler wird der Trigger-Bereich.

Der hohe Pitch kann verwendet werden, da die vermeintlich entstandenen Lücken, die mit einem Single-Source-System bei diesem Pitch entstehen würden, mit dem zweiten Röhren-Detektor-System eines Dual-Source-Systems aufgefüllt werden (Abb. 5). Da aufgrund des hohen Pitch-Wertes keine redundanten Daten erfasst werden, wird zur Bildrekonstruktion ein System mit Datenmessung pro Vierteldrehung verwendet. Dabei hat jedes der einzelnen Axialbilder eine zeitliche Auflösung von einem Viertel der Rotationszeit. Somit kann man z.B. mit dem Siemens Somatom Force auf eine maximale Scangeschwindigkeit von 737 mm/s kommen. Diese Technik ist für die Herzbildgebung bei Patienten mit niedrigen Herzfrequenzen oder bei pädiatrischen CT wegen möglichen Bewegungsartefakten (auch Atmung) zu empfehlen. Dosis wird bei High-Pitch-CT jedoch bei sonst vollkommen gleichen Parameter-einstellungen nicht eingespart, da das mAs-Produkt, unabhängig vom Pitch-Wert, gleich bleibt.

Der Flash Mode ist eine Kombination von schneller Röhrenrotation und High-Pitch-CT.

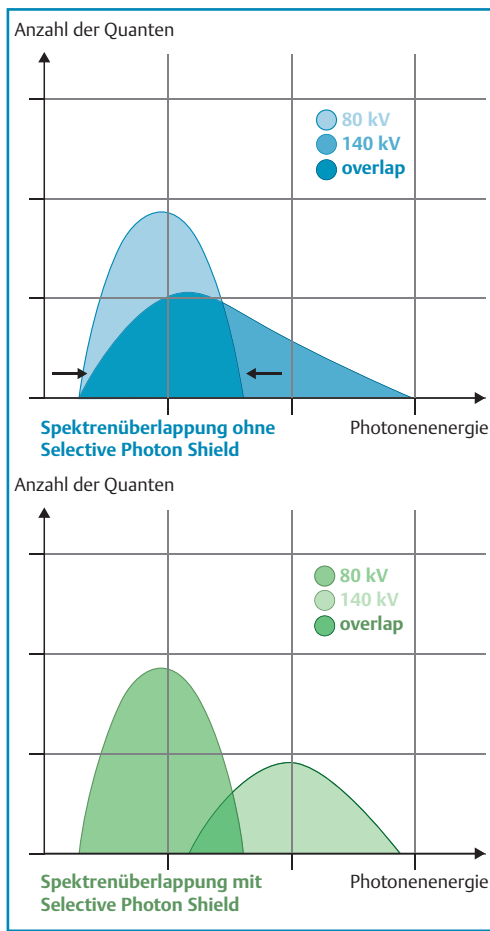


Abb. 4 Durch eine Anwendung zusätzlicher Filter kommt es zu einer besseren Trennung der beiden Energiespektren bei Dual-Energy-CT-Untersuchungen, hinzu kommt die Dosisersparnis durch die Filterung der weicheren Röntgenstrahlung.

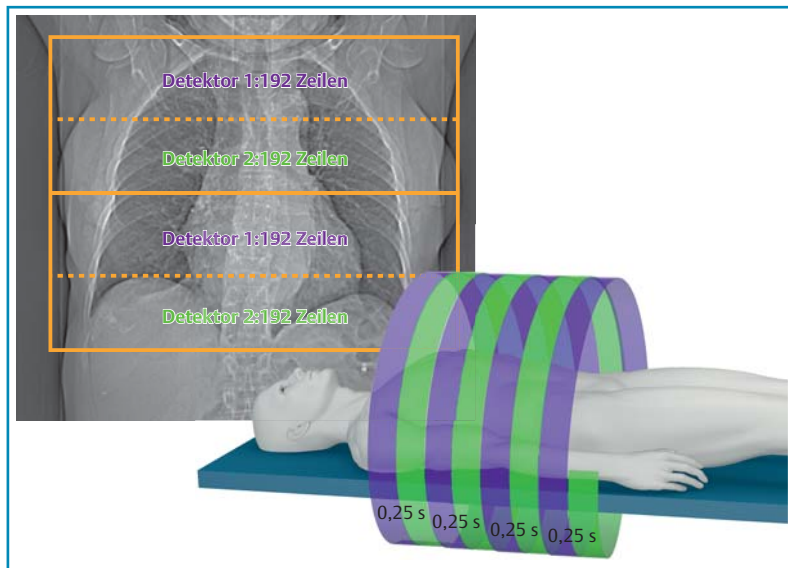


Abb. 5 Durch die Lage des zweiten Röhren-Detektor-Systems eines Dual-Source-CT werden die Lücken, welche bei einem Single-Source-CT bei gleichem Pitch auftreten würden, aufgefüllt. Dadurch sind z.B. Scangeschwindigkeiten von bis zu 737 mm/s mit einem Siemens Somatom Force möglich.

Dieses Dokument wurde zum persönlichen Gebrauch heruntergeladen. Vervielfältigung nur mit Zustimmung des Verlages.

Hintergrundwissen High-Pitch-CT

Stellen Sie sich vor, Sie laufen gemütlich unter einer Dusche durch. Die Dusche weiß das und braucht in dieser Zeit nicht so viel Wasser auswerfen, um Sie nass werden zu lassen. Hingegen, wenn eine andere Person unter der Dusche hindurchrennt, und die Dusche weiß dies wieder, wirft sie in dieser kurzen Zeit mehr Wasser aus, um diese Person genauso nass zu machen. Das Gleiche passiert während eines High-Pitch-CT und Ihrem Patienten, nur dass in diesem Fall das Wasser durch Röntgenstrahlung ersetzt wird.

X-Care

X-Care reduziert direkt die Strahlenbelastung für dosissensitive Körperregionen, z. B.:

- ▶ Orbitae
- ▶ Schilddrüse
- ▶ Mammae

Es wird der Röhrenstrom in einem Fächerbereich von 100° (üblicherweise a.-p.) reduziert. Die Dosis wird insgesamt nicht reduziert, sie wird nur anders verteilt. In einem standardmäßigen Thorax-CT schraubt X-Care im a.-p.-Strahlengang (im Bereich der Mammae → organspezifisch) den Röhrenstrom auf 20% der eigentlichen Dosis herunter. Die restliche Dosis wird auf den dorsalen Anteil aufgeteilt, der CTDIvol bleibt gleich, egal ob Sie X-Care verwenden oder nicht (☉ Abb. 6).

X-Care reduziert direkt die Strahlenbelastung für dosissensitive Körperregionen.

Abb. 6 Bei einer Anwendung von X-Care reduziert sich die direkte Strahlenbelastung von dosissensitiven Körperregionen.

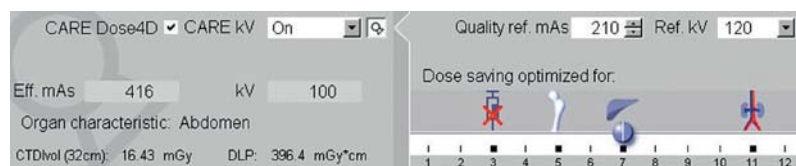
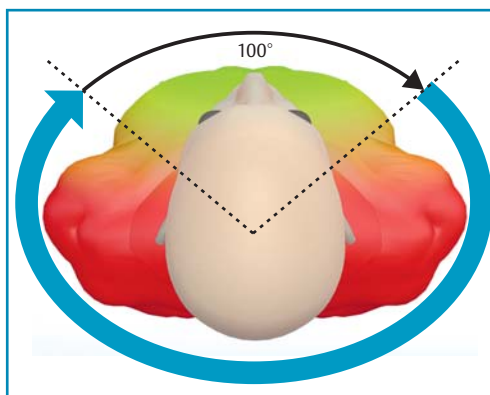


Abb. 7 Die automatische kV-Anpassung kann mithilfe von diesen Einstellungsmöglichkeiten untersuchungsspezifisch angepasst werden.

Röhrenspannung

Durch die vollautomatische Anpassung der Röhrenspannung an die Anatomie des einzelnen Patienten, die Röhrenleistung und das untersuchende Organ, kann zusätzlich Dosis gespart werden. Ändert man die Röhrenspannung, muss auch entsprechend der Röhrenstrom angepasst werden, um ein konstantes Kontrast-Rausch-Verhältnis gewährleisten zu können. Verringert sich die Röhrenspannung um 20kV, erhöht sich der Röhrenstrom um etwa 25%. Durch das Zusammenspiel von Care kV und Care Dose 4D, also die Anpassung von Röhrenstrom und Röhrenspannung, wird die Bildqualität technisch bestimmt. Die beiden Parameter werden automatisch und patientengerecht eingestellt.

Die kV-Regulierung geschieht organspezifisch. Für eine reine Gefäßdarstellung reichen unter Umständen, wegen des besseren Kontrasts, 80kV aus. Dies ist allerdings aufgrund des Rauschens nicht sinnvoll für eine gleichzeitige Knochendarstellung. Fertigen Sie z. B. eine CT-Angiografie der Kopf-Hals-Region an und möchten aus diesem Datensatz die Wirbelsäule rekonstruieren, sind 80kV nicht zu empfehlen. Die Abstimmung des Scans auf die klinische Fragestellung kann im Vorfeld mithilfe eines Schiebereglers angepasst werden (☉ Abb. 7) Bei adipöseren Patienten, die eine höhere Strahlenabsorption haben, kann die Leistung der Röntgenröhre bei einer niedrigeren Spannung möglicherweise nicht ausreichen, um das erforderliche Verhältnis zwischen Kontrast und Rauschen im Bild zu erzielen. Bei diesen Patienten muss die Röhrenspannung erhöht werden.

Durch die vollautomatische Anpassung der Röhrenspannung an die Anatomie des einzelnen Patienten, die Röhrenleistung und das untersuchende Organ, kann zusätzlich Dosis gespart werden.

Iterative Rekonstruktion

Schon seit mittlerweile 3 Jahrzehnten wird versucht, die iterative Rekonstruktion für die Bildberechnung zu nutzen. Im Gegensatz zu der gefilterten Rückprojektion ist die iterative Rekonstruktion viel rechenaufwendiger. Der hohe Rechenaufwand hat in der Vergangenheit verhindert, dass sich das Verfahren der iterativen Bildgebung in der klinischen Praxis etablierte. Denn die Berechnung konnte bei größeren Datensätzen mehrere Stunden dauern. Mit Einsatz der iterativen Rekonstruktion können routinemäßige CT-Untersuchungen jetzt mit geringerem Bildrauschen, verbesserter Niedrigkontrasterkennbarkeit und höherer Bildqualität durchgeführt werden. Nebenbei kann eine Dosiseinsparung von bis zu 60%, abhängig von der klinischen Fragestellung,

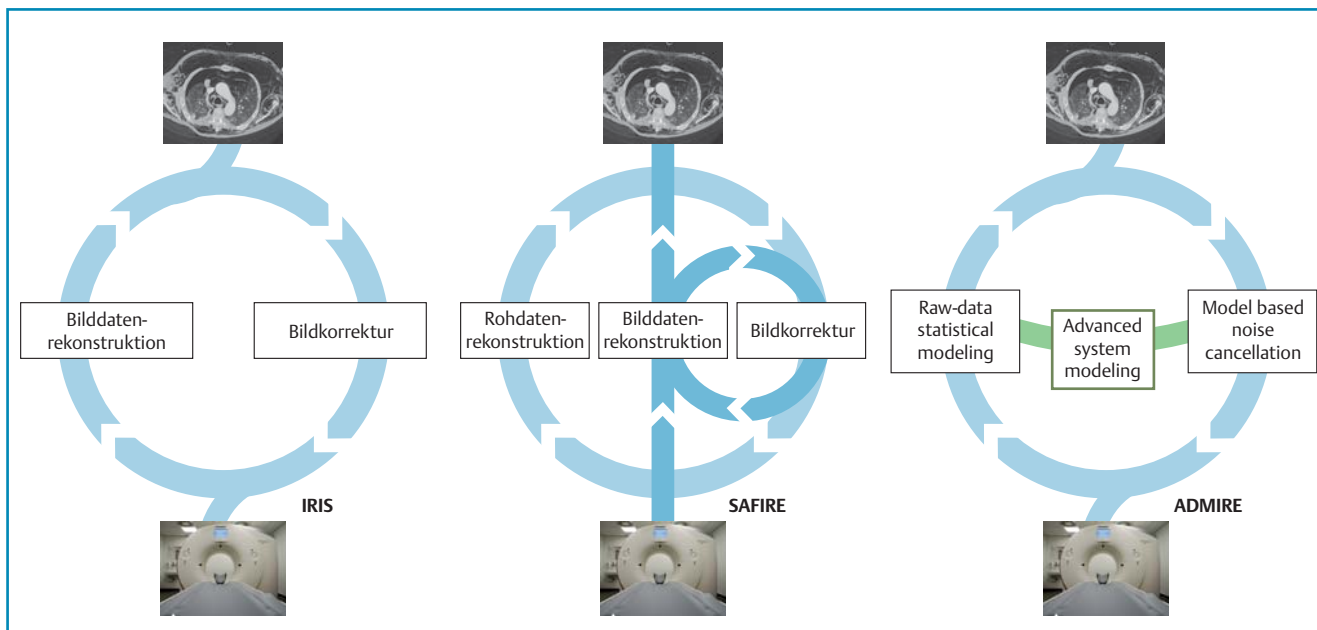


Abb. 8 Durch iterative Rekonstruktionen können das Bildrauschen reduziert und vor allem die Auflösung an Organgrenzen verbessert werden.

der Patientenstatur, der anatomischen Untersuchungsregion und der praktischen Erfahrung des Bedieners, erzielt werden. Derartige Dosisersparungen waren in der CT bisher durch den verwendeten Rekonstruktionsalgorithmus der gefilterten Rückprojektion (Filtered back Projection, FBP) beschränkt. Wenn die Rekonstruktion der erfassten Rohdaten auf konventionelle Weise erfolgt, müssen die Wechselwirkungen zwischen räumlicher Auflösung und Bildrauschen berücksichtigt werden. Die Methoden der iterativen Rekonstruktion ermöglichen das Entkoppeln von räumlicher Auflösung und Bildrauschen durch die Verwendung von Korrekturschleifen.

Ablauf einer iterativen Rekonstruktion:

- ▶ Rekonstruiere ein 1. Bild
- ▶ Passt das Bild zu den gemessenen Rohdaten?
- ▶ Solange nein, berechne ein Korrekturbild

Seit 2009 gibt es die ersten klinischen Ansätze für eine iterative Bildberechnung im Bildraum (IRIS – Iterative Reconstruction in Image Space). Ziel war es, jegliche Bilddaten beim ersten Rekonstruktionslauf vom langsam rekonstruierbaren Rohdatenbereich in den weniger aufwendig zu rekonstruierenden Bilddatenbereich zu überführen. So werden auch zeitaufwendige Rückprojektionen vermieden. Das so entstehende Masterbild hat ein hohes Bildrauschen. Dieses Rauschen wird in den folgenden iterativen Schritten im Bildraum reduziert, ohne die Bildschärfe zu beeinträchtigen. Nur ein Jahr später war die erste iterative Rekonstruktionsmöglichkeit auf Rohdatenbasis verfügbar. In diesem Verfahren wird zunächst auch das Rauschen im Bildraum reduziert. Danach werden die Daten wieder in den Rohdatenbereich zurückgeführt, und es werden weitere iterative

Schritte im Rohdatenbereich ausgeführt. Die Rohdaten werden im sog. Sinogramm visualisiert – daher der Name SAFIRE (Sinogram affirmed iterative Reconstruction). Durch die iterativen Schleifen im Rohdatenbereich wird die Bildqualität in Hinsicht auf Artefakte, Kontraste und Schärfe verbessert.

Seit 2013 gibt es die fortgeschrittene Variante der rohdatenbasierten iterativen Rekonstruktion. In dieser Technologie werden die jeweiligen Nachbarpixel zur rohdatenbasierten Rekonstruktion in die Berechnung des gewünschten Pixels mit einbezogen. Mit ADMIRE (Advanced Modeling iterative Reconstruction) überzeugen klinische Bilder mit höherer Auflösung bei Organgrenzen und verbesserter Abgrenzung der Kanten. Auch Artefakte werden weiter reduziert, z. B. Streifenartefakte im Schulterbereich. Dicke Schichten werden nun in einem natürlicheren Bildeindruck rekonstruiert, auch von Ultra-low-Dose-Scans (Abb. 8).

Mit Einsatz der iterativen Rekonstruktion können routinemäßige CT-Untersuchungen jetzt mit geringerem Bildrauschen, verbesserter Niedrigkontrasterkennbarkeit und höherer Bildqualität durchgeführt werden.

Detektortechnologie

Die Siemens Stellar-Detektoren sind die ersten voll integrierten CT-Detektoren. Dies ermöglicht eine Verarbeitung des digitalen Signals ohne Verluste, während das Rauschen, welches durch den Detektor erzeugt wird, reduziert wird. Bei herkömmlichen Detektoren ist eine separate elektronische Platine mit Analog-Digital-Wandler erforder-

derlich. Durch die hohe Anzahl an elektronischen Bauteilen und die langen Leiterbahnen erhöht sich nicht nur der Stromverbrauch, sondern vor allem auch das elektronische Rauschen. Bei den Stellar-Detektoren sind alle Bauteile vollständig auf einer Einheit verbaut, sodass die Fotodiode direkt über eine anwendungsspezifisch integrierte Schaltung mit dem Analog-Digital-Wandler arbeitet (TrueSignal-Technologie). Das Ergebnis ist ein verlustfreies, digitalisiertes Signal mit reduziertem elektronischen Rauschen in dem erfassten Bild, durch die Verkürzung des Signalpfads.

Bei der klinischen CT werden die Röntgenstrahlen abhängig von den gescannten Gewebetypen unterschiedlich stark abgeschwächt. Ebenso unterschiedlich sind die Signale, die beim Detektor ankommen. Der Dynamikbereich steht für den Bereich, in dem die eingehenden Signale ohne Sättigung gleichzeitig zuverlässig gemessen werden können. Die neuen Detektoren haben einen hohen Dynamikbereich von 102 dB. Im Zusammenspiel mit der durch die TrueSignal-Technologie erzielten Rauschreduktion können Stellar-Detektoren dadurch schwächere Signale über einen breiteren Bereich messen. Das wiederum wirkt sich unmittelbar positiv auf die Qualität des CT-Bildes aus, besonders in Anwendungen mit extrem schwachen Signalwerten. Solche extrem schwachen Signalwerte spielen eine wichtige Rolle bei der Untersuchung von adipösen Patienten, bei Niedrigdosis-Scans sowie bei den spannungsarmen Datensätzen von Dual-Energy-Untersuchungen.

Die Siemens Stellar-Detektoren sind die ersten voll integrierten CT-Detektoren. Dies ermöglicht eine Verarbeitung des digitalen Signals ohne Verluste, während das Rauschen, welches durch den Detektor erzeugt wird, reduziert wird.

Dosiswarnung

Das Problem bei all diesen automatischen bewussten und unbewussten systemseitigen Anpassungen ist, dass die Dosis unwillkürlich proportional zur Bildqualität des Standardpatienten angepasst wird. Das System zeigt vor jedem Scan den erwarteten, errechneten CTDIvol und das DLP an. Eine zusätzliche Warnung wird ausgegeben, wenn der jeweils vorher festgelegte Wert für diesen Scan überschritten wird. Die einzelnen Werte können im Scan-Protokoll-Assistenten für jeden einzelnen Scan festgelegt werden. Es empfiehlt sich, dies in Anlehnung an die diagnostischen Referenzwerte vom Bundesamt für Strahlenschutz zu modifizieren. Die Warnung kann bestätigt und der Scan mit diesen Parametern durchgeführt werden, oder es können noch einmal manuelle Änderungen am Scanprotokoll vorgenommen werden, um unter den von Ihnen festgelegten Dosiswerten zu bleiben.

Zusätzlich könnte spezielle Software zur Überwachung von Strahlendosen eingeführt werden. Dies sind vor allem retrospektive Analysen und Statistiken, welche automatisch, fallbezogen, organbezogen oder modalitätsbezogen ausgewertet werden. Mithilfe von Dashboards werden diese grafisch dargestellt, oder bei Überschreitung vorher festgelegter Szenarien wird ein Alarm ausgegeben.

Abstract

The radiation exposure, the radiation dose management and the dose reduction are at the top of the researched list in medical imaging. More and more patients are well informed about the risks of medical radiation exposure. To reduce the uncertainties the manufacturers of the equipment had to react. There are newly developed, extremely resistant to radiation-saving device technologies. With open and understandable communication the manufacturers are trying to take the fear of an imaging examination. That works very well in the clinical routine and that is why this article is written. Find the right dose for your individual patient and his clinical question in this article with software and hardware solutions of Siemens Healthcare.

Kernaussagen

- ▶ Sie sind maßgebend für die Strahlendosis einer Untersuchung verantwortlich, trauen Sie sich, Rückfragen bei unklaren Indikationen zu stellen.
- ▶ Untersuchen Sie fallbezogen.
- ▶ Beschäftigen Sie sich mit den herstellerepezifischen Dosismodulationsbegriffen, um die optimale Dosis für die optimale Bildqualität zu erzielen.
- ▶ Nutzen Sie das Dosisparpotenzial bei der Installation eines neuen CT und verfallen Sie nicht in alte Muster des gewohnten Scannens.
- ▶ Optimieren Sie im Laufe der Zeit und nach Rücksprache mit den Radiologen Ihre Scanprotokolle, insbesondere im Hinblick auf die bisherige Bildqualität.

Literatur

- 1 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
- 2 Alibek S, Brand M, Suess C et al. Dose reduction in pediatric computed tomography with automated exposure control. *Acad Radiol* 2011; 18: 690–693
- 3 Bundesamt für Strahlenschutz. Bekanntmachung der aktualisierten diagnostischen Referenzwerte für diagnostische und interventionelle Röntgenuntersuchungen (22. Juni 2010). Im Internet: <http://www.bfs.de/de/ion/medizin/referenzwerte02.pdf> (Stand 6.8.2014)
- 4 Christner JA, Zavaletta VA, Eusemann CD et al. Dose reduction in helical CT: dynamically adjustable z-axis X-ray beam collimation *AJR Am J Roentgenol* 2010; 194: W49–55
- 5 Jakobs TF, Becker CR, Ohnesorge B et al. Multislice helical CT of the heart with retrospective ECG gating: reduction of radiation exposure by ECG-controlled tube current modulation. *Eur Radiol* 2002; 12: 1081–1086
- 6 Stolzmann P, Leschka S, Scheffel H et al. Dual-source CT in step-and-shoot mode: noninvasive coronary angiography with low radiation dose. *Radiology* 2008; 249: 71–80

Über den Autor**Danny Piede**

Jahrgang 1990. 2007–2010 Ausbildung zum MTRA an der Carl-Thiem-Klinikum Cottbus gGmbH. Seit 2010 tätig als MTRA am Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie und Neuroradiologie des Universitätsklinikum Essen.

Korrespondenzadresse

Danny Piede
 Universitätsklinikum Essen
 Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie und Neuroradiologie
 Hufelandstraße 55
 45147 Essen
 Deutschland
 E-Mail: danny.piede@gmx.de

Interessenkonflikt: kein Interessenkonflikt angegeben

**Radiobonus**

Beantworten Sie die CRTE-Fragen zu diesem Artikel bis zum 31. Mai 2015 und gewinnen Sie eines von 3 Exemplaren des Taschenatlas der Schnittbildanatomie, Band II: Thorax, Herz, Abdomen, Becken von Torsten Möller und Emil Reif.



CRTE-Fragen Dosisreduktion: CT-Untersuchungen „fast ohne“ Dosis

1 Eine rechtfertigende Indikation für eine Röntgenuntersuchung darf stellen:

- A. Gesundheits- und Krankenpfleger mit Weiterbildung zur Intensivpflege
- B. Patient
- C. MTRA
- D. Arzt mit Fachkunde im Strahlenschutz
- E. Arzt ohne Fachkunde im Strahlenschutz

2 Welche Aussage zum diagnostischen Referenzwert für die CT ist korrekt?

- A. Der angegebene diagnostische Referenzwert darf in keinem Fall überschritten werden
- B. Die diagnostische Referenzwerte werden praxis-, kliniks- oder institutsintern festgelegt
- C. Es gelten für Kinder und Erwachsene dieselben diagnostischen Referenzwerte
- D. Die diagnostischen Referenzwerte für das Dosis-Längen-Produkt gelten pro Scanserie
- E. Die Angabe der diagnostischen Referenzwerte erfolgt immer in cm/s

3 Die Röhrenstrommodulation

- A. tritt bei adipösen Patienten außer Kraft
- B. wird u. a. anhand der Absorptionskurve berechnet
- C. ist abhängig von der eingegebenen Patientengröße und des Patientengewichts
- D. funktioniert nur bei Tierversuchen
- E. kann mit einem lateralen Topogramm nicht berechnet werden

4 In der kardiologischen CT-Bildgebung

- A. muss das entsprechende Untersuchungsprotokoll abhängig von der klinischen Fragestellung und der Herzfrequenz ausgewählt werden
- B. kann die Strahlenbelastung des Patienten vernachlässigt werden, da die zu untersuchende Region ziemlich klein ist
- C. haben radiologische Mitarbeiter Stress
- D. wird die Herzfrequenz mit Adenosin immer künstlich erhöht
- E. muss für eine native Herz-CT-Untersuchung immer ein Radiologe anwesend sein

5 Die Step-and-Shoot-Technik

- A. kann nur mit Siemens CT-Geräten genutzt werden
- B. nutzt eine zeitliche Verschiebung zu den R-Zacken für die Bildakquirierung
- C. erfordert eine hohe Herzfrequenz
- D. ist für die Herzbildgebung im CT uninteressant
- E. muss immer nach einem Standardspiralscan erfolgen

6 Dual-Source-Geräte

- A. sind in jedem Fall dosissparender
- B. erzeugen einen anderen Bildeindruck; diese Bilder dürfen deshalb nicht mit Bildern von Single-Source-Geräten verglichen werden
- C. sind in Deutschland nicht zugelassen
- D. nutzen iterative Rekonstruktionen, um die Untersuchungszeit zu verkürzen
- E. können Dual Energy und High Pitch nutzen und haben eine höhere zeitliche Auflösung

7 X-Care

- A. erhöht die Untersuchungszeit durch eine geringe Strahlenexposition
- B. verringert die Untersuchungszeit durch eine erhöhte Strahlenexposition
- C. kann nur bei pädiatrischen CT-Untersuchungen verwendet werden
- D. verringert die Röhrenspannung
- E. ergibt keine Änderung am CTDIvol

8 Welche Aussage zur Röhrenspannung ist richtig?

- A. Die Röhrenspannung wird in der CT nicht verändert
- B. Eine CT-Untersuchung ist immer mit 120 kV abgelegt
- C. Eine höhere Röhrenspannung bei einer CT-Untersuchung erhöht den CTDIvol
- D. Eine niedrigere Röhrenspannung bei einer CT-Untersuchung erhöht den CTDIvol
- E. Änderungen der Röhrenspannung heißt die Änderung des mAs-Werts

9 Iterative Rekonstruktionen

- A. verringern getrennt von der räumlichen Auflösung das Bildrauschen
- B. sind nicht so rechenaufwendig wie gefilterte Rückprojektionen
- C. dürfen nur bei niedrigem Röhrenstrom verwendet werden
- D. bilden eine zeitliche Bildkomponente mit ab
- E. verursachen Streifenartefakte

10 Warum werden voll integrierte CT-Detektoren produziert?

- A. geringere Produktionskosten
- B. deutlich geringeres Gewicht, dadurch eine doppelt so schnelle Rotationszeit
- C. geringeres elektronisches Rauschen
- D. kleinerer Dynamikbereich
- E. um am Ende ein analoges Signal zu erhalten