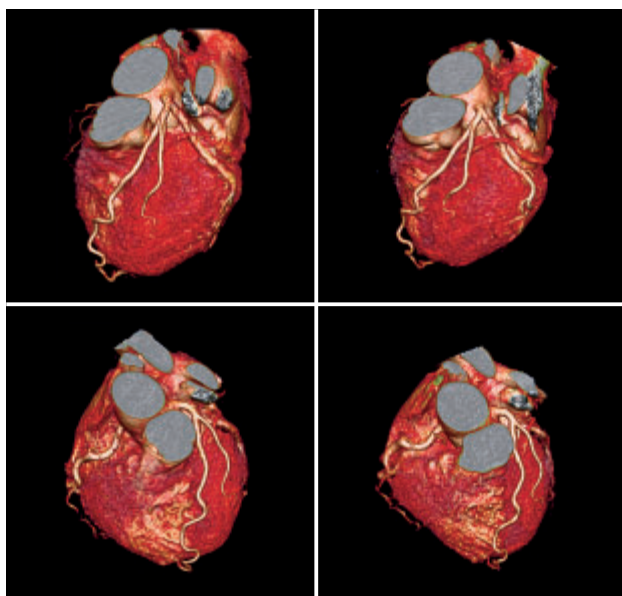


Strahlendosis bei der Dual Source CT

Dank eines dedizierten Mechanismus zur Dosisreduzierung kann die Strahlendosis bei der Dual Source CT wirksam auf ein Niveau verringert werden, das erheblich unter dem der single source CT liegt.

Von Dr. Thomas Flohr, Leiter Physics and Application Development; Dr. Herbert Bruder, Dr. Karl Stierstorfer, Physics and Application Development, Siemens AG, Medical Solutions, Geschäftsgebiet CT; und Dr. Cynthia McCollough, Direktor des CT Clinical Innovations Center, Mayo Clinic, Rochester, MN, USA

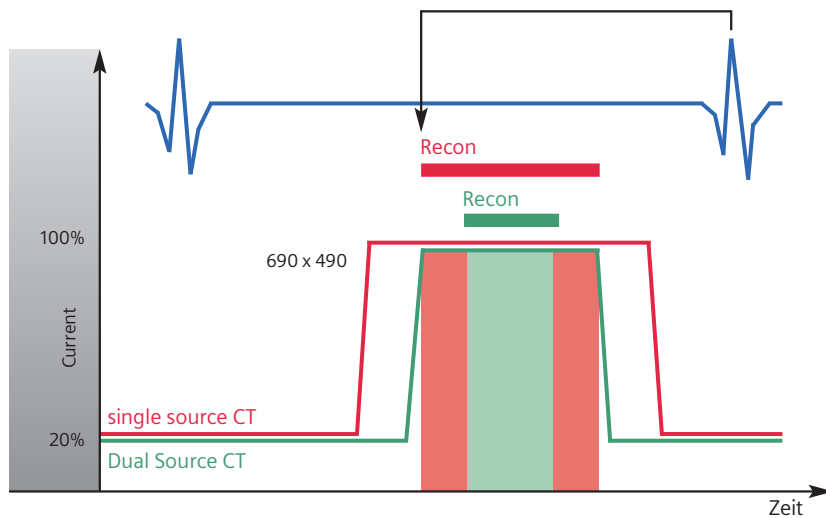


[1] VRT-RENDERING eines 59 Jahre alten männlichen Patienten mit Verdacht auf RCA-Stenose. Die mittlere Herzfrequenz des Patienten betrug 85 bpm. Links: diastolische Rekonstruktion bei 65% des Herzzyklus. Rechts: endsystolische Rekonstruktion bei 28% des Herzzyklus. In beiden Fällen sind die Koronararterien deutlich, ohne Bewegungsartefakte, dargestellt.

Voraussetzung für die erfolgreiche Einführung von Herz-CTs in die klinische Routine sind eine zeitliche Auflösung von unter 100 ms, eine räumliche Auflösung im Sub-mm-Bereich und Untersuchungszeiten unter 10 Sek für das gesamte Herzvolumen. Das SOMATOM® Definition ist ein Dual Source CT- (DSCT) Scanner mit einer Gantry-Rotationszeit von 0,33 Sek, einer Kollimation $2 \times 32 \times 0,6$ mm und z-Sharp™-Technologie für die simultane Akquisition von 2×64 sich überlappenden 0,6-mm-Schichten. Mit diesen technischen Daten kann der Scanner die oben genannten Anforderungen erfüllen: zeitliche Auflösung von 83 ms unabhängig von der Herzfrequenz für eine CTA der Koronargefäße und für die Untersuchung der Herzfunktion. Routinemäßig kann eine Auflösung von 0,4 mm für eine Befundung von Stents und stark kalkifizierten Koronararterien erzielt werden. Abhängig von der Herzfrequenz eines Patienten liegt die Scanzeit für einen Untersuchungsbereich von 120 mm zwischen 5 und 9 Sek. Die ersten klinischen Erfahrungen haben bereits eine erheblich robustere Bildgebung von Patienten mit hoher Herzfrequenz gezeigt [Abb. 1].

Die hohe Strahlendosis für den Patienten ist ein wesentliches Problem bei Herz-CTs. Sie wird hauptsächlich von der sich stark überlappenden Datenakquisition aufgrund des niedrigen Pitch-Wertes der Spirale, der für eine lückenlose Volumenerfassung jeder Phase des Herzzyklus notwendig ist, verursacht. Bei der Herz-DSCT müssen beide Röntgenstrahler

EKG-gesteuerte Modulation der Röhrenstromstärke



[2] DARSTELLUNG EINER EKG-gesteuerten Modulation des Stroms der Röntgenröhre für das DSCT-System. Das Bildrekonstruktionsfenster sollte sich für die CT-Angiographie innerhalb des Fensters der maximalen Röhrenstromstärke befinden. Das zeitliche Bildrekonstruktionsfenster beträgt 83 ms für die DSCT; für einen single source CT bei einer Gantry-Rotationszeit von 0,33 s beträgt es 165 ms. Bei der DSCT kann das zeitliche Fenster der maximalen Röhrenstromstärke vom Benutzer gewählt werden. Es kann sehr viel kürzer als bei einem single source CT-System sein und damit die Strahlendosis für den Patienten reduzieren.

gleichzeitig mit der Leistung betrieben werden, die für eine single source CT notwendig ist, da jeder Strahler nur eine Viertelrotation zu jeder Bildschicht beiträgt. Ohne weitere Optimierung würde die DSCT die Strahlendosis für den Patienten nahezu um den Faktor 2 erhöhen. Die Strahlendosis kann jedoch wirksam auf ein Niveau erheblich unter dem einer kardiologischen single source CT gebracht werden. Die folgenden drei Schritte tragen wesentlich zur Verringerung der Strahlendosis bei:

- Einsatz einer neuen, EKG-gesteuerten Dosismodulation (ECG-Pulsing) mit einem kürzeren Belichtungsfenster, die selbst bei arrhythmischen Patienten verlässlich angewandt werden kann;
- Verzicht auf Multi-Sektor-Rekonstruktionen und Einsatz einer Ein-Sektor-Rekonstruktion bei allen Herzfrequenzen, die eine effiziente Anpassung des Spiral Pitch an die Herzfrequenz ermöglicht;
- Einsatz eines optimierten kardiologischen Strahlformfilters, der eine unnötige Strahlenbelastung außerhalb der zentralen Herzregion vermeidet.

Effiziente EKG-gesteuerte Modulation der Röhrenstromstärke

Beim Herz-CT wird eine EKG-gesteuerte Modulation der Stromstärke der Röntgenröhre angewendet, um das Zeitintervall der maximalen Strahlenbelastung auf Herzphasen zu beschränken, bei denen eine diagnostische Bildqualität erforderlich ist [Abb. 2]. Das Plateau hoher Dosis muss sich über einen für die Bildrekonstruktion notwendigen Datenbereich erstrecken sowie über zusätzliche Bereiche für die

retrospektive Optimierung der Herzphase, die für die Bildrekonstruktion angewandt wird. Die Bildrekonstruktion erfordert bei der single source CT ein hohes Dosisplateau von mindestens der halben Gantry-Rotationszeit im Isozentrum. Auch muss der für die Phasenoptimierung notwendige Datenbereich wegen der niedrigeren zeitlichen Auflösung größer sein als bei der DSCT. Während einer DSCT benötigt die Bildrekonstruktion lediglich ein hohes Dosisplateau für ein Viertel der Gantry-Rotationszeit im Isozentrum. Deshalb kann das Intervall mit voller Dosis wesentlich kürzer sein, und es besteht eine geringere Strahlenbelastung im Vergleich zur single source CT. Das Potenzial zur Dosisreduzierung ist von der Länge des Herzzyklus und damit von der Herzfrequenz des Patienten abhängig. Für die EKG-gesteuerte Modulation der Röhrenstromstärke wird eine prospektive Methode benötigt, um den Zeitpunkt der R-Zacke für den nächsten Herzzyklus abzuschätzen. Bei konventionellen Ansätzen wird der Mittelwert von vorangegangenen Herzzyklen verwendet, um das nächste RR-Intervall abzuschätzen. Diese Methode schlägt jedoch fehl, wenn der Herzschlag des Patienten arrhythmisch ist. Für die DSCT wurde ein sehr viel robusterer Algorithmus zur prospektiven Schätzung der Herzzykluslänge durch eine verfeinerte Analyse des Patienten-EKGs entwickelt und implementiert. Dieser Algorithmus berücksichtigt auch nicht-rhythmische Herzschläge.

Anpassung des Spiral Pitch an die Herzfrequenz des Patienten

Bei einer single source CT wird die verbesserte zeitliche Auflösung auf Kosten eines begrenzten Spiral Pitch und einer



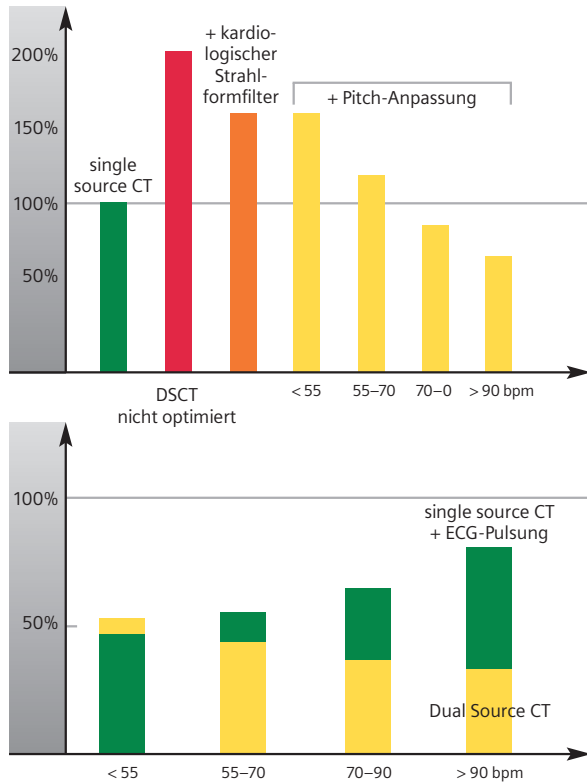
TROTZ ZWEIER RÖNTGENRÖHREN ermöglicht das SOMATOM Definition Herz-CTAs mit nur der halben Dosis im Vergleich zu single source Systemen.

entsprechend erhöhten Strahlendosis für den Patienten erzielt. Der Tischvorschub muss für eine Ein-Sektor-Rekonstruktion so langsam sein, dass jede z-Position des Herzens während jeder Phase des Herzzyklus von einer Detektorschicht abgetastet werden kann. Daraus folgt, dass die Herzfrequenz des Patienten den Spiral Pitch bestimmt: Wenn die Herzfrequenz ansteigt, kann auch der Spiral Pitch erhöht werden. Werden aber Multi-Sektor-Rekonstruktionen bei höheren Herzfrequenzen angewandt, um die zeitliche Auflösung zu verbessern, muss der Spiral-Pitch wieder reduziert werden: Jede z-Position des Herzens muss bei einer 2-Sektor-Rekonstruktion von einer Detektorschicht während zweier aufeinander folgenden Herzschlägen abgetastet werden; für eine 3-Sektor-Rekonstruktion während dreier aufeinander folgenden Herzschlägen usw. Hersteller von single source CT-Scannern empfehlen im Allgemeinen einen adaptiven Ansatz für EKG-gegate Herzscans: Der Pitch des EKG-gegate Spiral-Scans wird bei einem relativ niedrigen Wert von 0,2 – 0,25 konstant gehalten, und eine größere Anzahl von Herzzyklen wird für die Bildrekonstruktion bei höheren Herzfrequenzen benutzt, um die zeitliche Auflösung zu verbessern. Bis zu einer bestimmten Herzrate wird eine Ein-Sektor-Rekonstruktion durchgeführt; wenn die Herzfrequenz diesen Schwellenwert übersteigt, werden zwei oder sogar noch mehr Segmente verwendet. Selbst wenn eine gewisse Pitch-Anpassung – wie von manchen Herstellern vorgeschlagen –

möglich ist, so bleibt der Variationsbereich sehr klein, d. h., er liegt zwischen 0,2 und 0,25.

Mit einem DSCT-System wird eine zeitliche Auflösung eines Viertels der Gantry-Rotationszeit unabhängig von der Herzfrequenz des Patienten erzielt. Eine Einzelsegmentrekonstruktion unter Benutzung der Daten von einem Herzzyklus für die Bildrekonstruktion kann für alle Herzfrequenzen angewandt werden. Da eine Multi-Sektor-Rekonstruktion nicht erforderlich ist, kann der Spiral Pitch effizient an die Herzfrequenz des Patienten angepasst und bei höheren Herzfrequenzen wesentlich erhöht werden. Single source CT-Systeme müssen im Vergleich bei höheren Herzfrequenzen eine multisektorierte Rekonstruktion benutzen. Pitch-Werte können von 0,25 bei niedrigeren Herzfrequenzen bis zu 0,5 bei hohen Herzfrequenzen erreichen und damit das gesamte Herzvolumen innerhalb von 5–9 s bei einer Kollimation von $2 \times 32 \times 0,6$ mm abdecken. Der erhöhte Pitch bei höherer Herzfrequenz verkürzt nicht nur die Untersuchungszeit, sondern verringert auch die Strahlendosis für den Patienten. Bei konstanter Röhrenleistung (konstantes mA) und festgelegter Gantry-Rotationszeit ist der höhere Pitch einer reduzierten Patientendosis direkt gleichzusetzen: Eine EKG-gegate Untersuchung, die bei einem Pitch von 0,4 statt 0,2 durchgeführt wird, benötigt nur $0,2/0,4 = 0,5$ -mal die Strahlendosis. Die Herzfrequenz des Patienten wird vor der Untersuchung mit dem bewerteten DSCT-Scanner über-

Vergleich der relativen Strahlendosis



[3] RELATIVE STRAHLENDOSIS für EKG-geatetes Scannen mit einem single source CT und DSCT bei gleichem angenommenem Bildrauschen. Für beide Systeme wird keine EKG-gesteuerte Dosismodulation benutzt. Das single source CT-System wird mit einem Pitch von 0,2 betrieben. Das nicht-optimierte DSCT-System (mit gleichem Pitch) erhöht die Strahlendosis nahezu um den Faktor 2. Diese Erhöhung wird mit einem optimierten kardiologischen Strahlformfilter auf den Faktor 1,53 herabgesetzt. Bei zusätzlicher Pitch-Anpassung beträgt die Strahlendosis für das DSCT-System nur 80 Prozent der Strahlenbelastung eines single source CT bei klinisch relevanten Herzfrequenzen von 70–90 bpm.

[4] RELATIVE STRAHLENDOSIS für EKG-geatetes Scannen mit einem single source CT und DSCT bei EKG-gesteuerter Dosismodulation und der gleichen Skalierung wie in Abb. 3. Beim single source CT ist das Fenster der vollen Dosis 400 ms, beim DSCT 210 ms. Die relative Dosis nimmt beim single source CT mit der Erhöhung der Herzfrequenz zu, wegen des abnehmenden Dosisreduzierungs-effekts der EKG-gesteuerten Dosismodulation und des konstanten Spiral Pitch. Beim DSCT nimmt sie mit zunehmender Herzfrequenz ab. Bei klinisch relevanten Herzfrequenzen zwischen 70 und 90 bpm beträgt die Strahlenbelastung mit dem DSCT lediglich 50 Prozent der Strahlenbelastung mit einem single source CT-System.

wacht; die niedrigste während der Überwachungsphase festgestellte Herzfrequenz wird übernommen und ein zusätzlicher Sicherheitswert von 10 bpm wird für die automatische Pitch-Einstellung abgezogen.

Optimierter kardiologischer Strahlformfilter

Da die Körperdicke zur Peripherie hin abnimmt, kann der Röntgenstrahl durch geformte Filter abgeschwächt werden, um die Strahlungsintensität in der Scanebene (in Richtung des Abstrahlwinkels) mit zunehmender Entfernung vom Isozentrum zu verringern. Bei einer Herz-CT liegt die interessierende Region, das Herz, im Zentrum des Thorax, und die Strahlung kann im Prinzip auf ein kardiologisches Sichtfeld (FoV) mit einem Durchmesser von zirka 25 cm beschränkt werden. Deshalb kann die Strahlendosis außerhalb des kardiologischen FOV durch einen optimierten Strahlformfilter und durch das kleinere Scansichtfeld des zweiten Röntgenröhren-Detektorsystems reduziert werden.

Die Auswirkungen der drei dosissparenden Schritte sind in den Abb. 3 und 4 zusammengefasst. In Abb. 3 wird die relative

Strahlendosis für eine EKG-geatete Herz-CTA mit der DSCT mit der Dosis für ein entsprechendes single source CT-System verglichen, wobei beide ohne EKG-Pulsung arbeiten.

Die Dosisreduzierung bei der DSCT entsteht durch den kardiologischen Strahlformfilter und die Anpassung des Pitch an die Herzfrequenz des Patienten. Der Effekt der EKG-geateten Dosismodulation ist bei Abb. 4 zusätzlich für beide Systeme berücksichtigt worden. Für EKG-geatetes Spiral-Scannen kann bei Anwendung der drei dosissparenden Schritte eine Dosisreduzierung im Vergleich zum single source CT bis zum Faktor 2 nachgewiesen werden.

Weiterführende Literatur

- [1] Flohr, T., et. al.: First performance evaluation of a Dual Source CT (DSCT) system, *Eur Radiol.* 2006 Feb; 16(2):256-68.
- [2] Achenbach, S., et al.: Contrast-enhanced coronary artery visualization by Dual Source computed tomography – Initial experience. *Eur J Radiol.* 2006 Mar; 57(3): 331-5.