

Grundlagen der Flachdetektor-CT (FD-CT)

Die Entwicklung der Flachdetektor-(FD-)Technologie zielte darauf ab, die Standardradiographie durch die Bereitstellung höherer Leistungsfähigkeit und Dynamik zu verbessern. Die direkte Digitalausgabe, höhere Dosis-effizienz und höhere Bildraten ergeben zusätzliche praktische Vorteile und ermöglichen fluoroskopische Untersuchungen, aber auch CT-Anwendungen. In den meisten Fällen bezieht sich der Begriff der Flachdetektor-CT (FD-CT) auf die C-Bogen-basierte FD-CT, die zunehmend interventionell und intraoperativ eingesetzt wird.

Die Grundidee, Projektionsdaten über 180° plus Fächerstrahlwinkel zu akquirieren, wurde bereits in den 1990er Jahren verfolgt [11, 13]. Frühere Arbeiten wurden mit C-Bogen-Systemen durchgeführt, die mit herkömmlichen Bildverstärkern (BV) ausgestattet waren. Die begrenzte Dynamik, Bildverzerrungen und eventuelle Störungen durch Magnetfelder während der Rotationsbewegung limitieren die Leistung der BV als Detektoren für CT-Systeme und verhindern ihre Verwendung für klassische CT-artige Anwendungen wie die Bildgebung von Weichteilbestrukturen [7]. BV-basierte Systeme wurden aufgrund der oben aufgeführten Nachteile nur für Hochkontrastaufnahmen und die so genannte 3D-Rotationsangiographie (3D-DSA) verwendet [2, 11, 13, 24]. Es ist jedoch absehbar, dass diese Systeme durch FD-basierte C-Bogen-CT-Systeme ersetzt werden (Abb. 1a), die eine größere Dosis-effizienz und bessere Bildqualität bieten [1, 2, 12, 17, 19, 20, 25].

Die Anfertigung von 3D-DSA-Bildern mittels FD-CT während eines interventionellen Eingriffs, wie in Abb. 1b gezeigt, ist bereits weit verbreitet. Die Einführung der FD-Technologie brachte gegenüber BV-basierten Systemen den entscheidenden Vorteil einer verbesserten Weichteilbildung. Durch die höhere Dosis-effizienz und reduzierte Anfälligkeit für Artefakte besitzen die FD-basierten Systeme ein großes Potenzial für die CT-Bildgebung [20]. Insbesondere bieten diese Systeme auch die Möglichkeit, Weichteilbestrukturen darzustellen, wie das Beispiel einer intrazerebralen Blutung in Abb. 1c zeigt. Die Akquisition erfolgte mit der C-Bogen-FD-CT (Artis dTA, Siemens AG, HealthCare Sektor, Erlangen) und wurde mit der neuesten Softwareversion rekonstruiert. Der Befund wird durch die Vergleichsaufnahme mit der Spiral-CT bestätigt (Abb. 1d).

Moderne FD-basierte C-Bogen-Systeme genießen inzwischen eine hohe Akzeptanz und sind weit verbreitet, insbesondere zur interventionellen und intra-

operativen Bildgebung [1, 4, 10, 12, 16, 18, 20, 25]. Die physikalischen und technischen Eigenschaften solcher Systeme und das Zusammenspiel zwischen Bildqualität und Dosis im Vergleich zur klinischen Mehrschichtspiral-CT (MSCT) mit dedizierten CT-Detektoren sollen der Fokus dieser Übersicht sein. Auf Zukunftsaspekte und potenzielle Entwicklungen der FD-Technologie und der FD-CT im Allgemeinen wird im Abschnitt „Aktuelle und zukunftsweisende Anwendungen der FD-CT“ näher eingegangen.

FD-CT-Technologie

Im Folgenden wird hauptsächlich auf die Technologie der am häufigsten eingesetzten C-Bogen-FD-CT-Systeme und deren Hauptbestandteile, Röntgenquelle, Detektor, mechanischer Aufbau und Bildrekonstruktion, eingegangen. Grundlegende physikalische Eigenschaften sind auch für andere FD-Systeme gültig.

Tab. 1 Typische Aufnahme- und Geometrieparameter für die Spiral-CT und C-Bogen-FD-CT

	Konventionelle CT (64-Zeilen-Spiral-CT)	C-Bogen-FD-CT
Messfelddurchmesser	500–700 mm	100–250 mm
Röhrenspannung	80–140 kV	50–125 kV
Röhrenstrom	10–600 mA	10–800 mA
Röhrenleistung	20–100 kW	20–80 kW
Scanzeit	0,3–20 s	5–20 s
Strom-Zeit-Produkt	10–750 mAs	10–750 mAs
Kollimierung (Rotationszentrum)	≈64×0,6 mm	1024×0,12 mm bis 2048×0,10 mm
Datenrate	≤1000 MB/s	≤60 MB/s

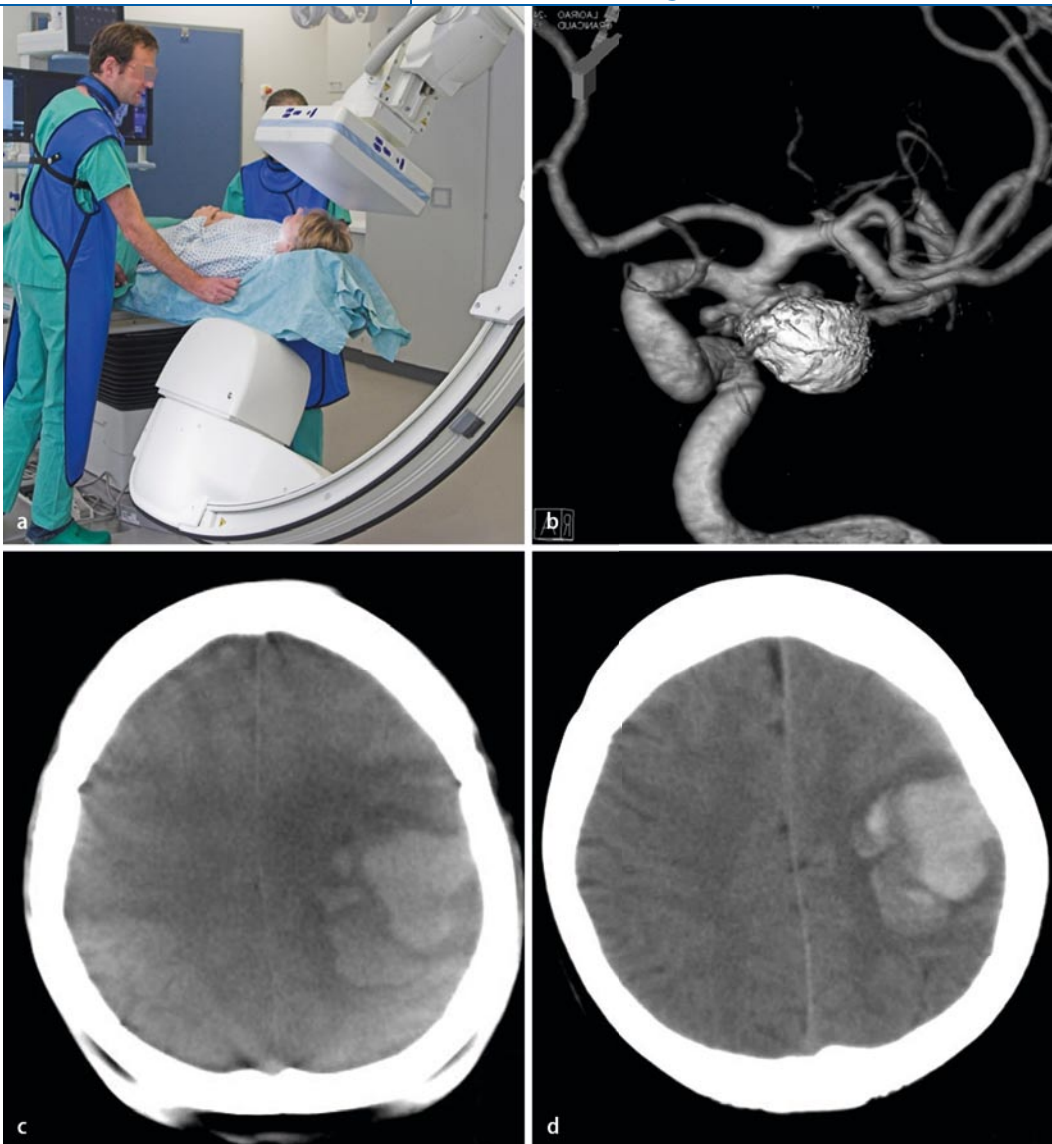


Abb. 1 ◀ FD-CT-Systeme bieten eine hervorragende Darstellung bei Objekten mit hohem Kontrast, aber können auch – anders als BV-basierte Systeme – im Bereich der Weichteilbildung, z. B. bei Blutungen, ausreichend gute Bilder liefern. Modernes C-Bogen-basiertes FD-CT-System (a), „Dual-volume“-Bild eines mit Coils verschlossenen Aneurysmas (b), eine atypisch gelegene intracerebrale Blutung, akquiriert mit der C-Bogen-FD-CT (c) bzw. Spiral-CT (d). In der C-Bogen-FD-CT können die Ausdehnung und Konfiguration gut abgebildet werden

Röntgenquellen

C-Bogen-Systeme werden allgemein für die Fluoroskopie verwendet; der CT-Modus ist ein Zusatz zum vorhandenen System. Entsprechend werden die Röntgenquellen, die normalerweise in der Angio- und Radiographie eingesetzt werden, auch für die CT-Bildgebung verwendet. Die Leistungsparameter unterscheiden sich nur leicht von denjenigen, die für gewöhnlich in der klinischen MSCT verwendet werden. Vor allem sind kleinere Brennflecke (Fokus) verfügbar, wobei die Leistung niedriger ist. Typische Parameter für die C-Bogen-CT und die klinische CT sind in **Tab. 1** gegenübergestellt.

C-Bogen-Systeme beinhalten eine Belichtungsautomatik, die nicht nur den Röhrenstrom, sondern auch die Röhren-

spannung anpasst. Dies ist zwar in der Radiographie erwünscht, allerdings führt eine projektionsabhängige Schwankung der Röhrenspannung zu einer Veränderung des Spektrums und demzufolge auch der Schwächungswerte. Dieser Effekt muss in der CT gesondert behandelt werden, um Bildartefakte zu vermeiden. Für die FD-CT ist es vorteilhaft, die Röhrenspannung konstant zu halten, wobei die Belichtungsautomatik nur den Röhrenstrom und die Belichtungszeit pro Projektion regelt.

Detektortechnologien

Die Flachdetektoren wurden für die Radiographie und später für die Angiographie entwickelt, um die Limitationen der Film-Folien-Kombinationen (FFK) und der Bildverstärker (BV) zu überwinden.

Die Absicht war es, eine schnelle und wiederholbare direkte Digitalaufnahme mit höherer Dynamik bereitzustellen [1, 17, 19, 20].

Der grundlegende Designgrundsatz der so genannten gebräuchlichen indirekten Detektoren basiert auf der Konvertierung von Röntgenstrahlen in sichtbares Licht durch einen Szintillator, meistens ein Cäsiumiodid- (CsI-)Substrat. Das ausgestrahlte Licht wird durch eine Matrix von Photodioden registriert, in ein elektrisches Signal umgewandelt und in der Ausleseelektronik digitalisiert. Die Auswahl des Szintillationsmaterials und dessen Dicke bestimmt die Röntgendetektionseigenschaften des Detektors. Größere Dicke bedeutet höhere Absorptionseffizienz, jedoch wird dadurch gleichzeitig die Ortsauflösung reduziert, da die Licht-

quanten in allen Richtungen ausgestrahlt werden und durch das Material diffundieren (■ **Abb. 2a**). Spezielle Anstrengungen wurden zur Herstellung von Szintillatoren mit einer Nadelstruktur unternommen, die das Licht entlang dieser Strukturen leiten (■ **Abb. 2b**). Dennoch wird das erzeugte Licht nicht immer perfekt entlang der Nadelstruktur geführt, sodass es trotzdem noch zu einer Degradierung der Ortsauflösung kommen kann, d. h. aufgrund dieses Effekts können kleinere Detektorpixel nur begrenzt eine Verbesserung der Ortsauflösung erzeugen. Dieses Zusammenspiel zwischen Röntgenabsorptionseffizienz und Ortsauflösung bestimmt die Wahl der Detektoren.

Die typische Dynamik von 10–14 Bit ist für die Radiographie und Fluoroskopie ausreichend, für CT-Anwendungen wären höhere Werte wünschenswert. Eine Bildrate von 5–10 Bildern/s ist heute für die volle Matrixausgabe normalerweise verfügbar und scheint ausreichend für die meisten Fluoroskopieanwendungen, aber nicht für die CT. Das Kombinieren von Pixeln, das so genannte Binning, erlaubt höhere Bildraten, z. B. bis zu 60 Bilder/s mit 4×4-Binning, jedoch auf Kosten der Ortsauflösung. Außerdem wird die geometrische Effizienz für indirekte Konverter beschränkt. Bei Pixelgrößen von 150 µm Breite beläuft sich die geometrische Effizienz auf etwa 65% [20]. Direktkonverter leiden unter dieser Beschränkung nicht.

Direktkonverter erlauben es, die Röntgenphotonen direkt in elektrische Ladung umzuwandeln, die dann entlang der Richtung eines applizierten elektrischen Feldes gelenkt und ohne einen nennenswerten Verlust der Auflösung (■ **Abb. 2c**) gesammelt wird. Beispiele für Direktkonverter sind Materialien wie amorphes Selen (a-Se [5, 27]) oder Cadmium-Tellurid (CdTe [3, 15]). Diese sind z. B. bei der Mammographie bereits in Einzelfällen für die Bildgebung im Einsatz, jedoch für die CT noch nicht verfügbar. Die noch schwierige Herstellung, aber v. a. Begrenzungen in der maximalen Röntgenleistung pro Detektorfläche und Probleme mit der zeitlichen Auflösung und Dynamik [3], haben bisher einen breiteren Einsatz verhindert. Trotzdem bieten diese Materialien auch die Möglichkeit, photo-

Radiologe 2009 · 49:811–819 DOI 10.1007/s00117-009-1860-9
© Springer Medizin Verlag 2009

Y. Kyriakou · T. Struffert · A. Dörfler · W.A. Kalender
Grundlagen der Flachdetektor-CT (FD-CT)

Zusammenfassung

Flachdetektoren (FD) sind für die Anwendung in der Radiographie und Fluoroskopie entwickelt worden, um die damaligen Standards – Film-Folien-Kombinationen (FFK) und Bildverstärker (BV) – zu ersetzen. Im Vergleich zu FFK und BV bietet die FD-Technologie eine höhere Dynamik, Verzerrungsfreiheit und eine gesteigerte Dosiseffizienz. Weitere Vorteile sind die Anfertigung Serienaufnahmen, eine sofortige Digitalausgabe und eine kompakte Bauweise. Dies legt auch eine Anwendung von Flachdetektoren in der Computertomographie (CT) nahe. Inzwischen ist die FD-CT weitgehend in der interventionellen und intraoperativen Bildgebung etabliert – meist als C-Bogen-System. Die FD-

Technologie hat erstmals die Weichteilbildung in der interventionellen Suite ermöglicht, was mit BV-Systemen nicht möglich war. Diese Übersichtsarbeit konzentriert sich auf die technischen Eigenschaften der FD-Technologie im Hinblick auf die interventionelle 3D-Bildgebung. Das Ziel der FD-CT ist nicht, die klinische CT hinsichtlich der typischen diagnostischen Untersuchungen zu ersetzen. Ihre Vorteile sind v. a. praktischer Art, wie die sofortige Verfügbarkeit der CT-Bildgebung während einer Intervention.

Schlüsselwörter

Flachdetektor · CT · C-Bogen · Intervention · 3D-Bildgebung

Basics principles of flat detector computed tomography (FD-CT)

Abstract

Flat detectors (FDs) have been developed for use in radiography and fluoroscopy to replace standard X-ray film, film-screen combinations and image intensifiers (II). In comparison to X-ray film and II, FD technology offers higher dynamic range, dose reduction, fast digital readout and the possibility for dynamic acquisitions of image series, yet keeping to a compact design. It appeared logical to employ FD designs also for computed tomography (CT) imaging. FDCT has meanwhile become widely accepted for interventional and intra-operative imaging using C-arm systems. Additionally, the introduction of FD technology was a milestone for soft-tissue CT imaging in the interventional suite which was not

possible with II systems in the past. This review focuses on technical and performance issues of FD technology and its wide range of applications for CT imaging. FDCT is not aimed at challenging standard clinical CT as regards to the typical diagnostic examinations, but it has already proven unique for a number of dedicated CT applications offering distinct practical advantages, above all the availability of immediate CT imaging during an intervention.

Keywords

Flat detector · Computed tomography (CT) · C-arm · Intervention · 3D imaging

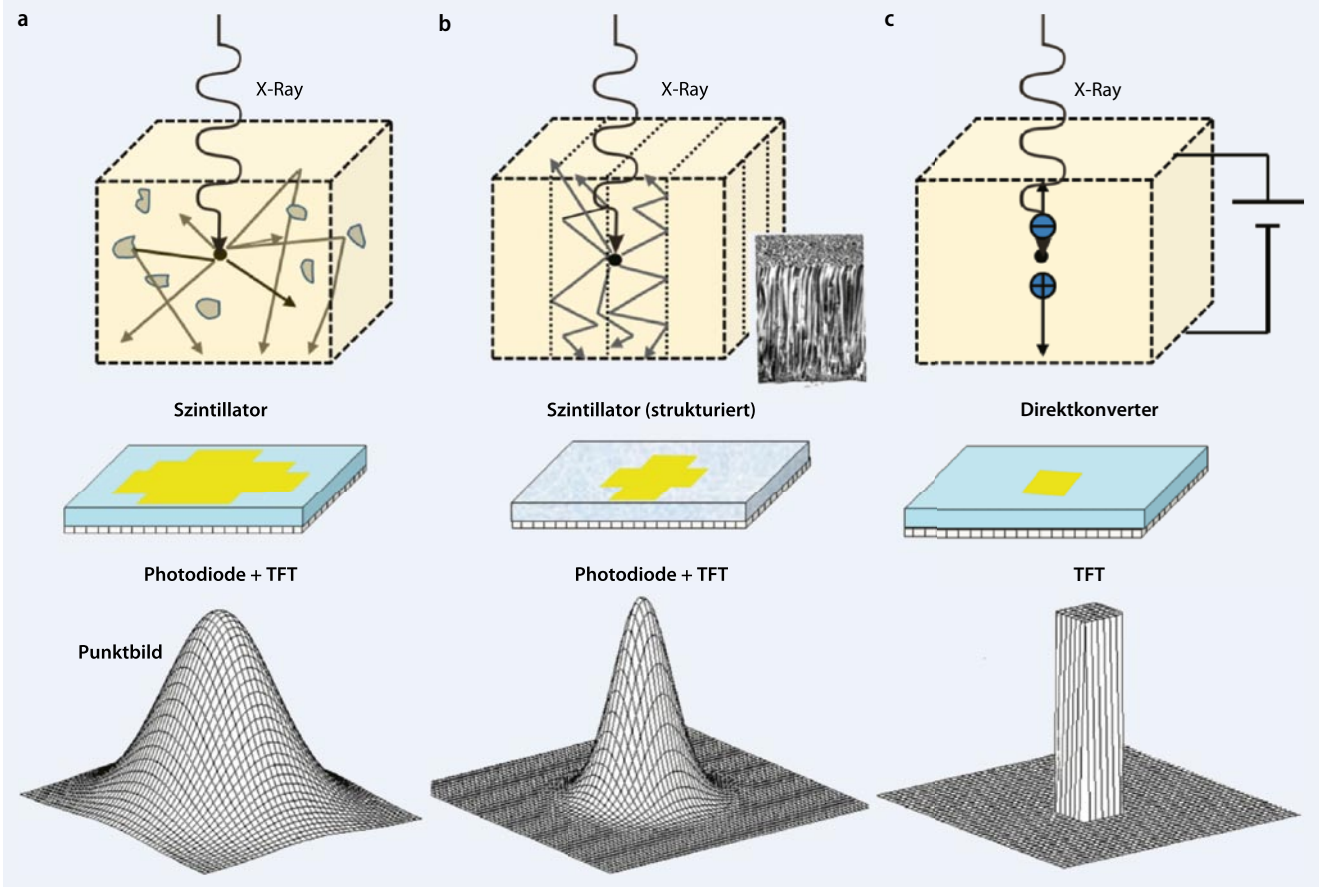


Abb. 2 ▲ Detektortechnologien. **a** indirekte Detektion über einen homogenen Szintillator, **b** indirekte Detektion über einen strukturierten Szintillator, z. B. CsI, **c** direkte Detektion ohne die Umwandlung in Licht, z. B. durch Cadmium-Tellurit (CdTe)

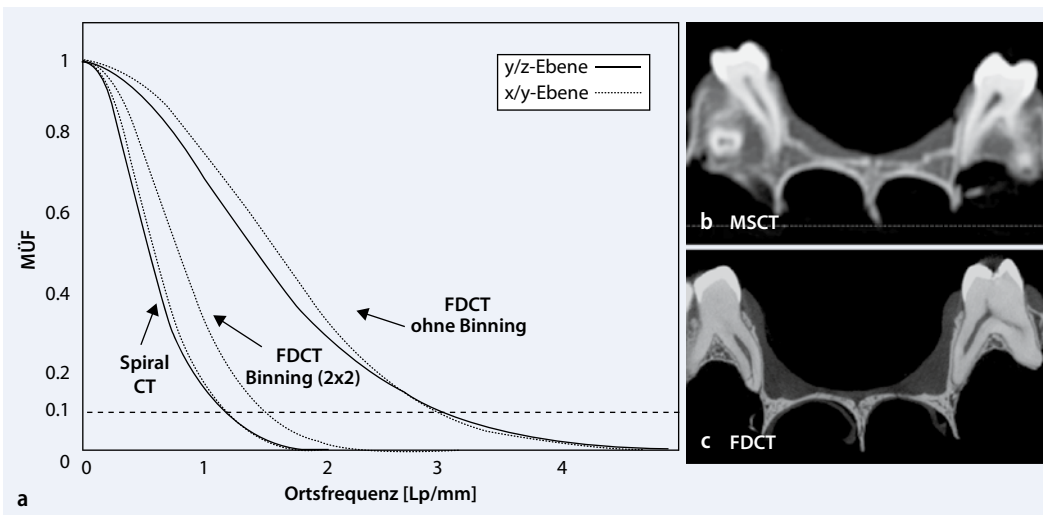


Abb. 3 ◀ MÜF von FD-CT und Spiral-CT für typische Aufnahme- und hochauflösende Rekonstruktionsfilter (a). Die FD-CT ist in punkto Ortsauflösung der konventionellen Spiral-CT überlegen, wie auch die Bilder eines Unterkieferpräparats, gemessen mit der Spiral-MSCT (b) und FD-CT (c) zeigen. MÜF Modulationsübertragungsfunktion

nenzählende Detektoren [15] für die CT zu konstruieren, was langfristig zu einer höheren Dosis-effizienz führen kann und in mehreren Forschungsarbeiten verfolgt wird.

Bildrekonstruktion

Die FD-CT kann als synonym zur Kegelstrahl-CT angesehen werden, die spezielle Bildrekonstruktionsverfahren erfordert. Die Rekonstruktionsmethode der Wahl ist der so genannte Feldkamp-Algorithmus

[14]. Im Prinzip kann eine hohe Bildqualität nur für die zentrale Schicht gesichert werden. Die Bildqualität nimmt für Regionen außerhalb der zentralen Schicht ab und Artefakte nehmen mit zunehmender Entfernung von der zentralen Schicht zu. Diese Artefakte werden allgemein Kegel-

strahlartefakte [19] genannt. Um sie zu vermeiden, sind exakte Rekonstruktionsalgorithmen notwendig, die generell berechnungsaufwendig und derzeit noch nicht praxisrelevant sind, deren Einsatz jedoch durch Fortschritte in der Computertechnik zunehmend realistischer wird.

Bildqualität und Dosis in der C-Bogen-basierten FD-CT

Aussagen bzgl. der Bildqualität hängen von mehreren Parametern wie Objektzusammensetzung oder -größe, dem Röntgenspektrum oder der jeweiligen Anwendung und dem Protokoll ab. Beispielbilder und Datenwerte, die in diesem Kapitel präsentiert werden, wurden mit einem C-Bogen-CT-System aufgenommen (Artis zeego, Siemens HealthCare, Forchheim, Deutschland). Das System verfügt über einen FD mit einer Fläche von $30 \times 40 \text{ cm}^2$ und Detektorelementen mit einer Größe von $154 \mu\text{m}$.

Ortsauflösung

Ähnlich wie bei der klinischen CT hängt die Ortsauflösung von der Fokusgröße, von der Detektorpixelgröße, der Geometrie und den Rekonstruktionsparametern ab [19, 20]. Der Parameter, der in der FD-CT am leichtesten modifiziert werden kann, ist die effektive Detektorpixelgröße durch Binning. Binning reduziert das Rauschen und die Datenmenge, wodurch die Bildrate erhöht werden kann, aber es reduziert auch die Ortsauflösung, was durch die Modulationsübertragungsfunktion (MÜF) gezeigt werden kann (■ **Abb. 3a**): Der MÜF-Wert bei 10% beträgt in diesem Fall $3,0 \text{ Lp/mm}$ ohne Binning und $1,5 \text{ Lp/mm}$ mit 2×2 -Binning. Auch dieser Wert überschreitet noch die Ortsauflösung in der MSCT, die normalerweise bis zu $1,2\text{--}1,4 \text{ Lp/mm}$ für hochauflösende Modi bietet. Dies wird auch durch die Aufnahmen einer Unterkieferprobe verdeutlicht (■ **Abb. 3b, c**).

Rauschen, Kontrast und Kontrastauflösung

Die Weichgewebe- oder, allgemein, Niedrigkontrastauflösung hängt stark vom Niveau des Bildrauschens ab. Flachdetek-

toren sind weniger effizient als Detektoren, die für die MSCT verwendet werden, und produzieren so bei gleicher Dosis erwartungsgemäß ein höheres Rauschen und eine niedrigere Niedrigkontrastauflösung. Ein Beispiel für die zu erwartenden Unterschiede in der Kontrastauflösung zwischen Spiral-CT und FD-CT mit gängigen Systemen zeigt ■ **Abb. 1c, d**. Dabei spielt nicht nur der Detektor eine Rolle, sondern auch Bildartefakte, bedingt z. B. durch Streustrahlung (s. Abschn. „Überlegungen zu Artefakten“), nehmen negativen Einfluss.

Dosisaspekte

Die Dosisüberlegungen für die FD-CT sind größtenteils dieselben wie in der MSCT, und alle allgemeinen Empfehlungen gelten für beide in ähnlicher Weise sowie auch die Probleme bei der Dosisbestimmung und Bewertung. Der allgemein akzeptierte technische Maßstab für die Dosis von CT-Systemen ist der CT-Dosisindex (CTDI [29]), der in den 80er Jahren für Einzelschichtaufnahmen in der CT definiert worden ist. Mit der Einführung von Mehrschichtsystemen mit Kollimierungen von $20\text{--}160 \text{ mm}$ in der MSCT und bis zu 200 mm in der FD-CT ist die konventionelle CTDI-Definition nicht mehr adäquat [9, 21]. Vergleiche von CT-Systemen, einschließlich ihrer Dosismerkmale, sind gegenwärtig immer noch schwierig, und es wurde noch keine Übereinkunft erzielt, wie dies zu bewerkstelligen wäre. Ein sehr allgemeiner Ansatz sind Monte-Carlo- (MC-)Berechnungen für phantom- oder patientenspezifische Dosisberechnungen, die sowohl für integrale Dosiswerte als auch für Dosisverteilungen zu nutzen sind [21]. Die relativen Dosisverteilungen für typische FD-CT-Aufnahmen bei Teilschichten über 200° , bei denen sich die Röntgenröhre unter dem Patiententisch bewegt und eine inhomogene Dosisverteilung entsteht, sind in ■ **Abb. 4** dargestellt.

Allgemeine Überlegungen hinsichtlich Auflösung und Dosis

Die Überlegungen dieses Abschnitts dienen einer zusammenfassenden Bewertung von Ortsauflösung, Niedrigkontrastauflösung, Rauschen und der verab-

Hier steht eine Anzeige.



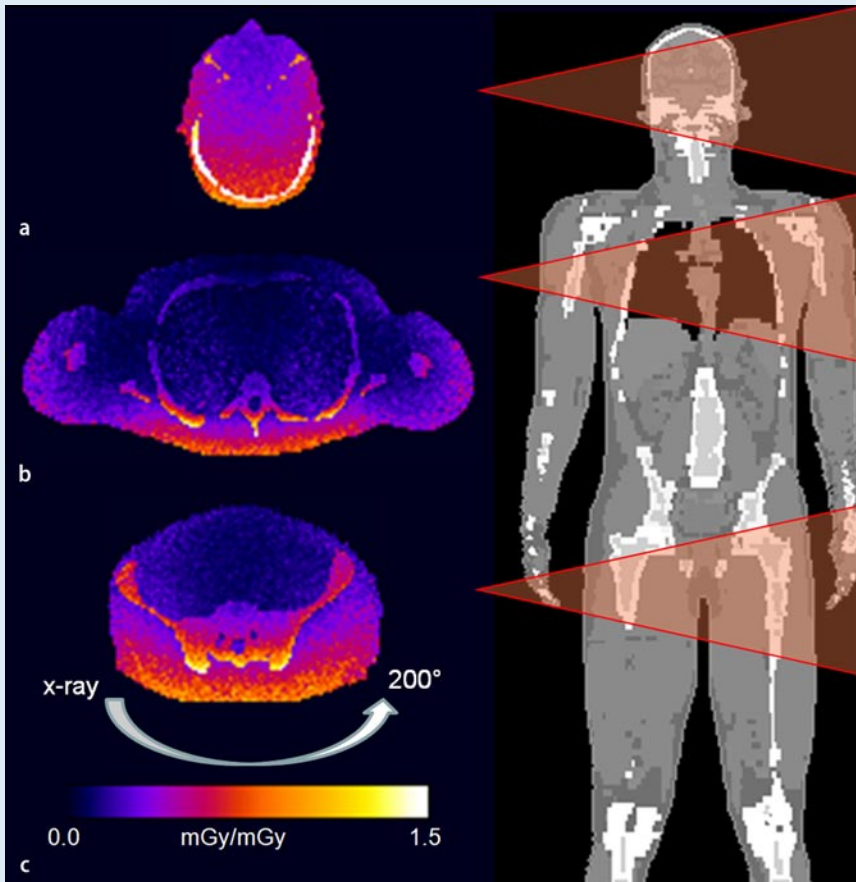


Abb. 4 ◀ 3D-Dosisverteilungen für typische FD-CT-Aufnahmeszenarien von Kopf (a), Thorax (b) und Hüfte (c) aus dem Bereich der interventionellen und intraoperativen Bildgebung, simuliert mit einer dedizierten Monte-Carlo-Software (Impact MC, VAMP GmbH, Erlangen). Die inhomogene Dosisverteilung, die durch den Teilscan über 200° entsteht, wird in der Darstellung deutlich und muss bei Überlegungen zur Dosisersparnis in Betracht gezogen werden

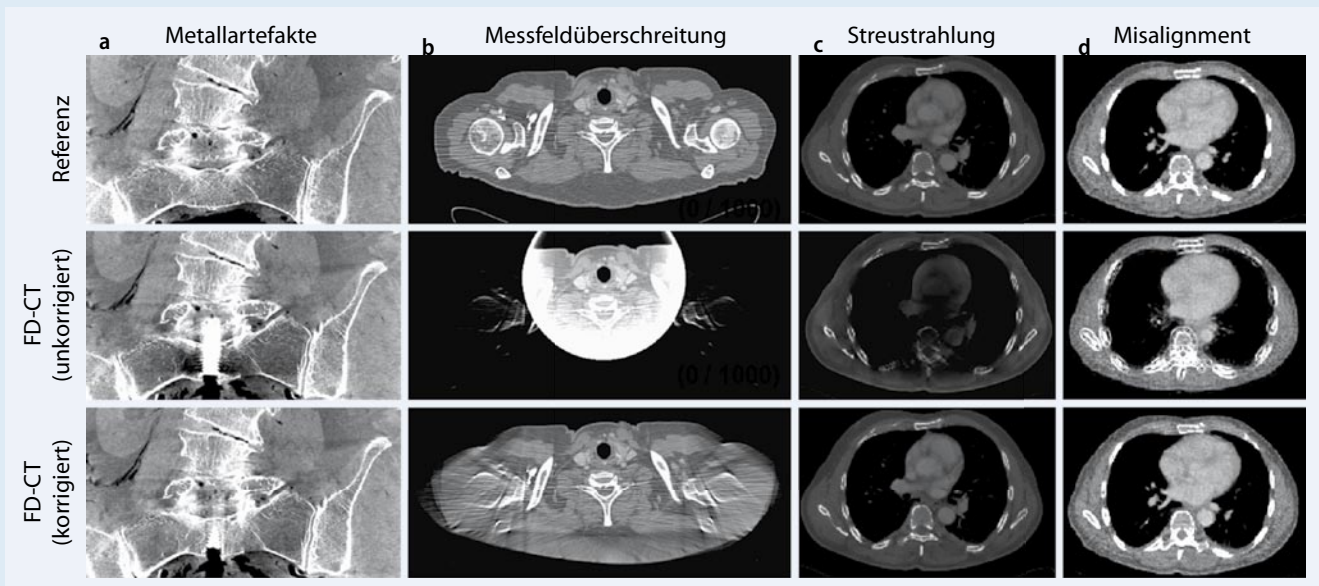


Abb. 5 ▲ Darstellung typischer Artefakte wie Metallartefakte (a), Messfeldüberschreitung (b), Streustrahlung (c) und Misalignment (d) in der FD-CT und deren Korrektur mit gängigen Korrekturverfahren. Die obere Zeile zeigt das Referenzbild (a ohne Metall, b–d Simulationen, die mittlere einen FD-CT-Scan ohne Korrektur und die dritte die korrigierten Bilder)

reichen Dosis mit einem einzigen Qualitätsfaktor, der ein CT-System kennzeichnet. Er gilt sowohl für die konventionelle Spiral-CT als auch für FD-CT-Systeme und ermöglicht einen direkten Vergleich

ihrer Eigenschaften. Der Qualitätsfaktor Q wird definiert [19] als

$$Q = c \cdot \frac{1}{\sigma^2 \cdot \rho_{10\%}^{-4} \cdot D}$$

wobei c normalerweise so gewählt wird, dass der Q -Wert sich für das als Referenz gewählte System zu 1 ergibt. Rauschen wird quantifiziert durch σ , was der Standardabweichung der CT-Werte in einem

homogenen Objektabschnitt entspricht. $\rho_{10\%}$ ist der 10%-Wert der MÜF, der ein Maß der Ortsauflösung darstellt und D ein Indikator für die verabreichte Dosis. Entsprechende Analysen zeigen dass die FD-CT hier der MSCT noch unterlegen ist – bei niedrigen Spannungen wie 80 kV nur leicht, bei hohen Spannungen wie 120–140 kV deutlich.

Überlegungen zu Artefakten

FD-CT-Scanner haben dieselben Probleme wie jedes andere Röntgen-CT-Bildgebungssystem, z. B. Strahlaufhärtung, defekte Detektorelemente oder Metallartefakte. Metallartefakte z. B. können mit Hilfe dedizierter Algorithmen in ähnlicher Weise wie in der MSCT korrigiert werden. Ein Beispiel der Messung eines Präparats vor (Referenz) und nach Implantation von Metallen, ohne und mit Korrektur, zeigt **Abb. 5a**.

Auf Grund ihrer besonderen Geometrie und Mechanik, die durch kleinere Fächerwinkel, größere Kollimierung in z-Richtung und mechanische Instabilitäten (engl. „misalignment“) gekennzeichnet ist, müssen FD-CT-Scanner zusätzlich mit Messfeldüberschreitungsartefakten [30] und Streustrahlungsartefakten [12, 23] und Artefakten, bedingt durch mechanische Ungenauigkeiten (Misalignment [22, 26]), rechnen. Entsprechende Korrekturalgorithmen [22, 23, 30] ermöglichen, die Bildqualität größtenteils wiederherzustellen und die Genauigkeit der CT-Werte zu verbessern (**Abb. 5b–d**).

Aktuelle und zukunftsweisende Anwendungen der FD-CT

Die Verfügbarkeit der FD-Technologie für die CT-Bildgebung hat eine erfreulich hohe Anzahl neuer Entwicklungen im Bereich der klinischen und vorklinischen Bildgebung angeregt.

C-Bogen-basierte FD-CT

Die routinemäßige interventionelle und intraoperative Bildgebung sind wesentliche Beispiele für C-Bogen-FD-CT-Applikationen [4, 10, 16]. Die bildgestützte Tumorthherapie mit FD-CT ist eine der am schnellsten wachsenden Anwen-

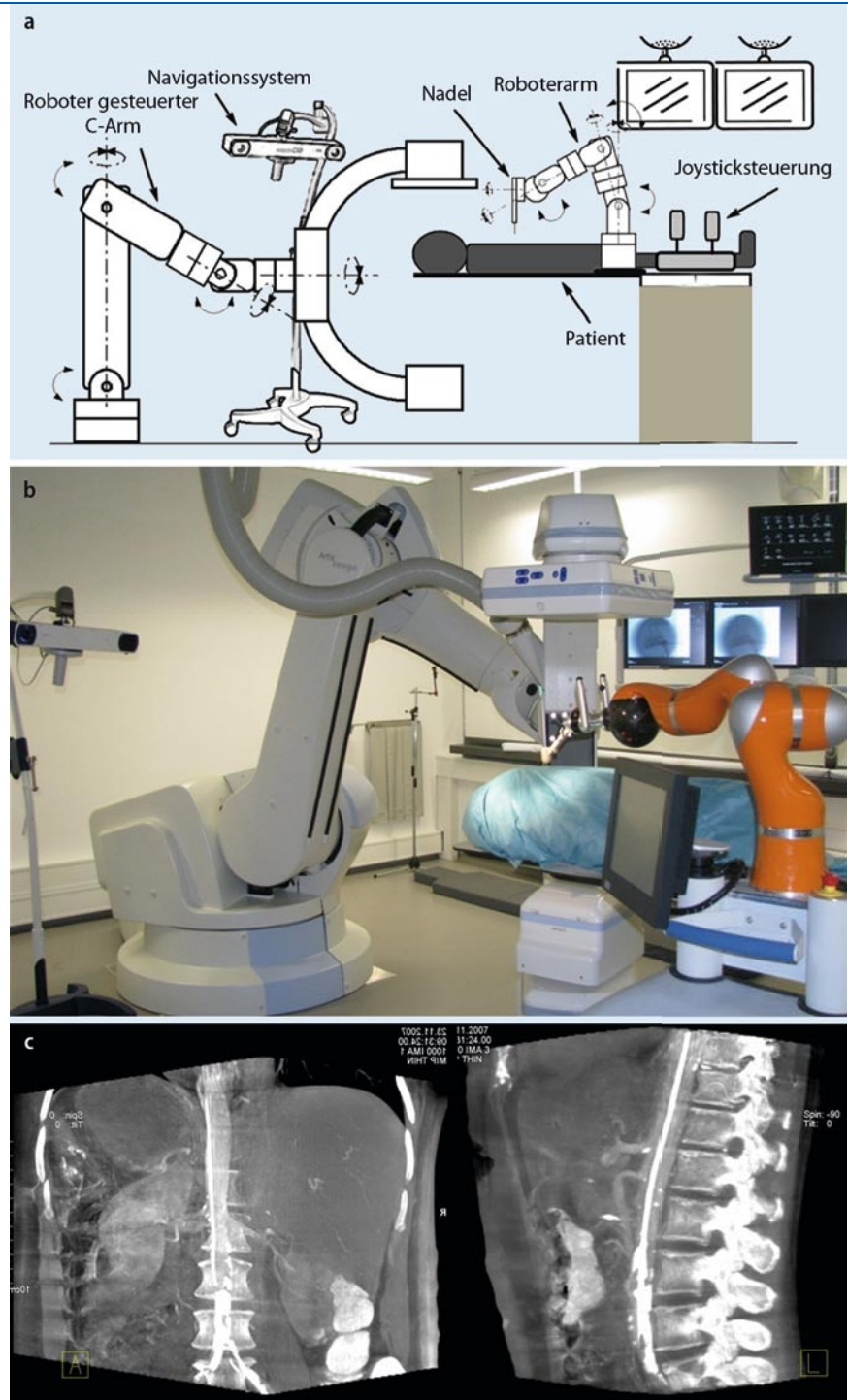


Abb. 6 ▲ Überlegungen zur Interventionssuite der Zukunft mit robotergeführtem C-Bogen, Navigationssystem und Leichtbauroboter zur Unterstützung des Eingriffs (a). Experimentelle Umsetzung für Grundlagenuntersuchungen im Institut für Medizinische Physik in Erlangen (b). Robotergeführte C-Bogen-Systeme erlauben neue Trajektorien und z. B. eine Erweiterung des Messfelds von ca. 25 auf ca. 45 cm (c). (Abbildung c mit freundlicher Genehmigung von Prof. Dr. M.F. Reiser, Institut für Radiologische Diagnostik, Ludwig-Maximilians-Universität München, Campus Großhadern)

dungen in der Radiologie. Sie kann für alle Körperbereiche angewendet werden und schließt die Tumorembolisation und Radiofrequenzablation mit ein. Gefäßinterventionen zur Behandlung von Aneu-

rysmen und a.v.-Fehlbildungen, die Bildgebung von Stents, Kochleaimplantaten gewinnen zunehmend an Bedeutung. Die angiographische FD-CT ist besonders hilfreich während neurointerventionen

oneller Verfahren, z. B. beim intrakraniellen Stenting und bei zerebrovaskulären Verengungen. Besonders die kleinen intrakraniellen Stents, die bei bloßer Fluoroskopie kaum sichtbar sind, können mit der hochauflösenden FD-CT gut sichtbar gemacht werden. Zusätzlich kann die FD-CT bei der Detektion von Blutungen helfen, die in seltenen Fällen während eines Eingriffs entstehen, indem sie morphologische Bilder des Gehirns liefert (■ **Abb. 1c**). Dadurch kann die sofortige Behandlung der Komplikation eingeleitet werden, ohne dass der Patient in den CT-Raum gebracht werden muss. Interventionen an der Wirbelsäule wie Kyphoplastie oder Vertebroplastie profitieren ebenso von der FD-CT.

Auch die intraoperative Bildgebung zeigte während der letzten Jahre einen beeindruckenden Aufwärtstrend. Sie konzentriert sich auf orthopädische und Unfallchirurgie sowie Gelenkersatz und Wirbelsäulenoperationen. Ähnlich wie in der interventionellen Radiologie erlaubt die FD-CT eine sofortige und schlüssige Kontrolle des operativen Eingriffs, z. B. die korrekte Anbringung der Schrauben ohne Beeinträchtigung der Gelenkfunktionen.

Computergestützte Interventionen und Operationen

Computergestützte Interventionen und Operationen werden zunehmen, weil sie eine höhere Präzision und höhere Ergebnisqualität zur Verfügung stellen können, v. a. in der Kombination mit der 3D-Bildgebung. In einem zukünftigen OP wird Robotertechnik eine zunehmende Rolle sowohl für die Bildgebung als auch für die Therapie spielen (■ **Abb. 6a**). Ein realisiertes Beispiel mit bereits vorhandenen Systemen, die in unterschiedlichen Bereichen agieren, ist in ■ **Abb. 6b** dargestellt. Ein großer Roboter bewegt das C-Bogen-System mit hoher Geschwindigkeit und mechanischer Präzision, besser als es konventionelle C-Bogen erlauben. Zusätzlich unterstützt ein kleinerer Leichtbauroboter den interventionellen Radiologen und den Chirurgen bei der Positionierung von Geräten, z. B. Punktionsnadeln oder Implantaten. Ein robotergeführter C-Bogen kann durch seine Variabilität andere Tra-

jektorien für die CT-Bildgebung verwenden und dadurch positive Effekte für die Bildqualität erzeugen, wie z. B. die Erweiterung des Messfelds von ca. 25 auf ca. 45 cm (■ **Abb. 6c**).

FD-CT kombiniert mit Strahlentherapieanlagen

Die Befestigung einer Röntgenröhre und eines FDs an einem rotierenden Linearbeschleuniger erlaubt die CT-Bildgebung des Patienten auf der Therapieliege [18]. Dies beruht auf dem gleichen Prinzip wie beim C-Bogen-CT. Die praktischen Vorteile der simultanen Kontrolle der Patientenposition und der Tumorbehandlung sowie die Möglichkeit eines gleichzeitigen Vergleichs mit den Therapieplanungsdaten überwiegen die potenziellen Nachteile bei der Bildqualität. Die anspruchsvolle diagnostische Vorbereitung erfolgt normalerweise weiterhin mit der klinischen CT oder auf andere Weise.

FD-CT der Brust

Die CT-Bildgebung der weiblichen Brust wurde bereits in den 70er Jahren ins Auge gefasst, aber kam nicht zum Durchbruch. Die Ortsauflösung war damals ungenügend und die Dosisniveaus waren bedeutend höher als bei der Mammographie. Gegenwärtig werden neue Ansätze bearbeitet, bei denen dedizierte FD-CT-Konzepte zum Einsatz kommen [6]. Hierbei wird anstatt des gesamten Brustkorbs nur die weibliche Brust exponiert, da die Patientin auf einer speziellen Liege mit jeweils nur einer Brust im Messfeld liegt. Somit sind niedrigere kV- und mAs-Einstellungen möglich als bei der Standard-CT. Es gibt Übereinstimmung hinsichtlich der Aussage, dass die CT-Bildgebung mit adäquater Bildqualität durch solche Scanner erreicht werden kann und zwar bei einem Dosisniveau, das äquivalent zu dem einer zweiseitigen Mammographie ist [6].

FD-CT für kieferorthopädische Anwendungen

Die CT-Bildgebung in der Zahnheilkunde gewann in den letzten Jahren an Aufmerksamkeit, da die Anzahl bildbasierter Verfahren in der Dental- und kiefer-

orthopädischen Chirurgie, z. B. bei Zahnimplantationen, zugenommen hat. Die meisten Geräte wurden ursprünglich mit Bildverstärkern ausgerüstet; die Bildqualität ist aber begrenzt und die Strahlenexposition unnötigerweise hoch [28]. Die Einführung der FD-Technologie in diese Scanner wird die Bildqualität voraussichtlich verbessern.

Fazit für die Praxis

Die FD-CT wird inzwischen weitgehend als dedizierte CT-Anwendung anerkannt. Vor allem die interventionelle und intraoperative Bildgebung sind z. Z. wichtige FD-CT-Anwendungen. In allen Fällen überwiegen die anwendungsbezogenen Vorteile die Nachteile bzgl. der Bildqualität, die dennoch berücksichtigt werden müssen, wenn die FD-CT mit der konventionellen klinischen CT verglichen wird. Die FD-CT hat nicht zum Ziel, die normale diagnostische CT herauszufordern. Sie wird aber große Bedeutung in der Radiologie gewinnen, speziell bei Anwendungen wie Planung, Navigation, Überwachung und Durchführung interventioneller Verfahren und bildgestützter Therapie. Die Vielseitigkeit der FD-CT, wie die sehr effiziente Kombination von 2D- und 3D-Bildgebung, ist hierbei von entscheidendem Vorteil.

Korrespondenzadresse

PD Dr. Y. Kyriakou



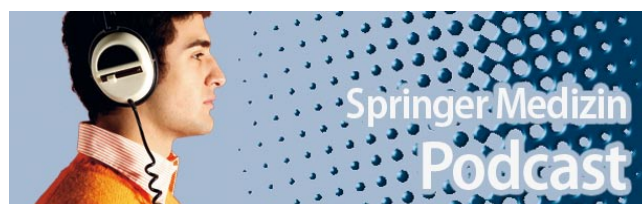
Institut für Medizinische Physik,
Universität Erlangen-Nürnberg,
Henkestr. 91, 91052 Erlangen
yiannis.kyriakou@imp.uni-erlangen.de

Interessenkonflikt. Der korrespondierende Autor gibt an, dass kein Interessenkonflikt besteht.

Literatur

1. Antonuk L, Jee KW, El-Mohri Y et al (2000) Strategies to improve the signal and noise performance of active matrix, flat-panel imagers for diagnostic x-ray applications. *Med Phys* 27:289–306
2. Baba R, Konno Y, Ueda K et al (2002) Comparison of flat-panel detector and image-intensifier detector for cone-beam CT. *Comput Med Imaging Graph* 26:153–158
3. Barber WC, Nygard E, Iwanczyk JS et al (2009) Characterization of a novel photon counting detector for clinical CT: count rate, energy resolution and noise performance. *Proc SPIE* 7258:725–824

4. Benndorf G, Strother CM, Claus B et al (2005) Angiographic CT in cerebrovascular stenting. *Am J Neuroradiol* 26:1813–1818
5. Bloomquist A, Yaffe M, Mawdsley G et al (2006) Lag and ghosting in a clinical flat-panel selenium digital mammography system. *Med Phys* 33:2998–3005
6. Boone J, Nelson T, Lindfors K et al (2001) Dedicated breast CT: radiation dose and image quality evaluation. *Radiology* 221:657–667
7. Bruijns TJC, Bastiaens RJM, Hoornaert B et al (2002) Image quality of a large-area dynamic flat detector: comparison with a state-of-the-art II/TV system. *Proc SPIE* 4682:332–343
8. Chang C, Sibala J, Lin F et al (1978) Preoperative diagnosis of potentially precancerous breast lesions by computed tomography breast scanner: preliminary study. *Radiology* 129:209–210
9. Dixon RL (2003) A new look at CT dose measurement: beyond CTDI. *Med Phys* 30:1272–1280
10. Doerfler A, Wanke I, Egelhof T et al (2001) Aneurysmal rupture during embolization with Guglielmi detachable coils: causes, management and outcome. *Am J Neuroradiol* 22:1825–1832
11. El-Sheik M, Heverhagen JT, Alfke H et al (2001) Multiplanar reconstructions and three-dimensional imaging (computed rotational osteography) of complex fractures by using a C-arm system: initial results. *Radiology* 221:843–849
12. Fahrig R, Dixon RL, Payne T et al (2006) Dose and image quality for a cone-beam C-arm CT system. *Med Phys* 33:4541–4550
13. Fahrig R, Fox S, Lowrie S et al (1997) Use of a C-arm system to generate true 3D computed rotational angiograms: preliminary in vitro and in vivo results. *Am J Neuroradiology* 18:1507–1514
14. Feldkamp LA, Davis LC, Kress JW (1984) Practical cone-beam algorithm. *J Opt Soc Am A* 1:612–619
15. Feuerlein S, Roessler E, Proksa R et al (2008) Multienergy photon-counting K-edge imaging: potential for improved luminal depiction in vascular imaging. *Radiology* 249:1010–1016
16. Heran NS, Song JK, Namba K et al (2006) The utility of DynaCT in neuroendovascular procedures. *Am J Neuroradiol* 27:330–332
17. Jaffray DA, Siewerdsen JH (2000) Cone-beam computed tomography with a flat-panel imager: initial performance characterization. *Med Phys* 27:1311–1323
18. Jaffray DA, Siewerdsen JH, Wong J et al (2002) Flat-panel cone-beam computed tomography for image-guided radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 53:1337–1349
19. Kalender WA (2005) Computed tomography. Fundamentals, system technology, image quality, applications. Publicis, Erlangen
20. Kalender WA, Kyriakou Y (2007) Flat-detector computed tomography (FD-CT). *Eur Radiol* 17:2767–2779
21. Kyriakou Y, Deak P, Langner O et al (2008) Concepts for dose determination in flat-detector CT. *Phys Med Biol* 53:3551–3566
22. Kyriakou Y, Lapp RM, Hillebrand L et al (2008) Simultaneous misalignment correction for approximate circular cone-beam computed tomography. *Phys Med Biol* 53:6267–6289
23. Kyriakou Y, Riedel T, Kalender WA (2006) Combining deterministic and Monte Carlo calculations for fast estimation of scatter intensities in CT. *Phys Med Biol* 51:4567–4586
24. Linsenmaier U, Rock C, Euler E et al (2002) Three-dimensional CT with a modified C-arm image intensifier: feasibility. *Radiology* 224:286–292
25. Ning R, Chen B, Yu R et al (2000) Flat-panel detector-based cone-beam volume CT angiography imaging: system evaluation. *IEEE Trans Med Imaging* 19:949–963
26. Rougee A, Picard C, Ponchut C et al (1993) Geometrical calibration of X-ray imaging chains for three-dimensional reconstruction. *Comput Med Imaging Graph* 17:295–300
27. Saunders R Jr, Samei E, Jesneck J et al (2005) Physical characterization of a prototype selenium-based full field digital mammography detector. *Med Phys* 32:588–599
28. Schulze D, Heiland H, Thurmann H et al (2004) Radiation exposure during midfacial imaging using 4- and 16-slice computed tomography, cone beam computed tomography systems and conventional radiography. *Dentomaxillofac Radiol* 33:83–86
29. Shope TB, Gagne RM, Johnson GC (1981) A method for describing the doses delivered by transmission x-ray computed tomography. *Med Phys* 8:488–495
30. Sourbelle K, Kachelriess M, Kalender WA (2005) Reconstruction from truncated projections in CT using adaptive detruncation. *Eur Radiol* 15:1008–1014



- **Kongressnews**
- **Spannendes aus der Welt der Medizin**
- **Interviews**

Jeden Monat neu!

Jetzt kostenlos downloaden unter

www.springer.de/podcast