

Der Einsatz von Flachbilddetektoren für die CT-Bildgebung

Zusammenfassung

Die klinische CT hat einen sehr hohen Leistungsstandard erreicht. Durch den Einsatz von Spiralscanverfahren und Mehrzeilendetektoren können auch große Körperabschnitte in sehr kurzer Zeit und mit isotroper, hoher Ortsauflösung von besser als 1 mm dargestellt werden. Für mögliche Verbesserungen im Bereich der Detektortechnik wird zurzeit der Einsatz von Flachbilddetektoren (flat-panel detector, FPD), die für die Radiographie entwickelt wurden, erwogen. In diesem Beitrag werden die Anforderungen an CT-Detektoren diskutiert und gängige FPDs in Bezug auf ihre Eignung für die CT-Bildgebung bewertet. FPDs bieten hervorragende Voraussetzungen für die hochauflösende Darstellung von Strukturen mit hohem Kontrast. Die Niedrigkontrastauflösung und die Dosiseffizienz stehen aber hinter der Leistungsfähigkeit von dedizierten CT-Detektoren noch zurück; die zeitliche Auflösung ist ebenfalls eingeschränkt. FPDs besitzen ein hohes Potenzial für Spezialanwendungen der CT, wie z. B. für die 3D-Angiographie oder die intraoperative Bildgebung, wobei gleichzeitig auch der Workflow verbessert werden kann. Für die diagnostische CT sind sie zurzeit aber auch aus Dosisgründen noch nicht uneingeschränkt zu empfehlen. Die entsprechenden technischen Entwicklungen werden in Zukunft ständig neu bewertet werden müssen. Die Entwicklung von Detektorsystemen, die für Radiographie und CT gleichermaßen geeignet sind, stellen ein attraktives Ziel dar.

Schlüsselwörter

Computertomographie (CT) · Flachbilddetektoren · Kegelstrahl-CT · Bildqualität · Dosis

Traditionell werden in der Röntgencomputertomographie (CT) einzelne transversale Schichten des untersuchten Objektes erfasst und dargestellt. Hierfür kommen in der Regel einzeilige, gekrümmte Detektorarrays zum Einsatz, die einen Radius aufweisen, der exakt dem Abstand vom Röntgenfokus zum Detektor entspricht (Abb. 1a). Dass bereits bei den ersten beiden klinischen CT-Scannertypen jeweils ein 2-zeiliges Array zum Einsatz kam, ist eher von historischem Interesse. Erst in der 2. Hälfte der 90er Jahre erfolgte der Technologiesprung zu mehrzeiligen Detektorarrays, d. h. zu einer Detektorzeilenzahl D größer als 2 (Tabelle 1) [9]. Mit dem Jahre 1998 wurde die simultane Erfassung von 4 Schichten ($M = 4$) routinemäßig möglich, wobei die Detektorarrays bis zu $D = 34$ Zeilen aufwiesen. In Kombination mit Spiral-CT-Scans resultierte daraus eine Steigerung der Volumenaufnahmegeschwindigkeit um eben den Faktor $M = 4$ und ermöglichte deutliche Verbesserungen der Bildqualität, da erstmals Dünnschichtaufnahmen routinemäßig für größere Aufnahmebereiche eingesetzt werden konnten. Dies führte umgehend zu einer hohen Akzeptanz der Mehrschicht-Spiral-CT (MSCT) und zu weiteren Entwicklungsanstrengungen. Heute werden bereits standardmäßig Geräte eingesetzt, die die simultane Erfassung von 16 Schichten erlauben (Abb. 1b). Die zu Grunde liegende Detektortechnologie, insbesondere der Aufbau des Detektorarrays, die Anzahl der Detektorzeilen, die Ausführung der Elektronik etc., sind von Hersteller zu Hersteller unterschiedlich. Es handelt sich aber weiterhin um gekrümmte, spe-

ziell für die CT entwickelte Detektoren mit besonderen Leistungsmerkmalen, wie weiter unten beschrieben wird. Es wird erwartet, dass sich die Entwicklung zu höheren Zeilen- und Schichtzahlen fortsetzen wird. Prototypen mit 256 Detektorzeilen sind bereits in Entwicklung (Abb. 1c). Der im einfachsten Falle ebene Fächer (Abb. 1a) erweitert sich dadurch, genau wie beim Einsatz von Flachbilddetektoren (Abb. 1d), zu einem pyramidenförmigen Strahl. Allgemein spricht man, etwas ungenau, von Kegelstrahlgeometrie bzw. Kegelstrahl-CT (engl. cone-beam CT, CBCT). Im Folgenden beziehen sich die Begriffe CT und MSCT auf die heute allgemein verfügbaren klinischen Scanner mit einer Geometrie wie in Abb. 1a–c dargestellt, die Begriffe FPD-CT und CBCT auf neue Scanner mit einer Geometrie entsprechend Abb. 1d.

Parallel zur Entwicklung neuer Detektorkonzepte mussten wegen des Übergangs zur Kegelstrahlgeometrie auch neue Ansätze zur Bildrekonstruktion entwickelt und erprobt werden. Der Fächerwinkel Φ des im Wesentlichen rechteckig ausgeblendeten Strahlenfeldes ist über die Geometrie und den Durchmesser des Messfeldes festgelegt (Abb. 1). In der CT bleibt er konstant, da keine Einschränkung des Messfeldes von heute typischerweise 50 cm Durch-

© Springer-Verlag 2003

Prof. Dr. W. A. Kalender
Institut für Medizinische Physik,
Universität Erlangen-Nürnberg,
Krankenhausstr. 12, 91054 Erlangen
E-Mail: willi@imp.uni-erlangen.de

W. A. Kalender

The use of flat-panel detectors for CT imaging

Abstract

Clinical CT has reached a very high performance level by now. The introduction of spiral scanning and of multirow detectors have allowed to image even large body sections in very short time and with isotropic, high spatial resolution of better than 1 mm. For further improvements with respect to detector technology the use of flat-panel detectors (FPD), which have been developed for radiographic applications, is currently under investigation.

In this article we discuss the general demands on CT detectors and specifically the suitability of FPDs with respect to CT imaging. FPDs offer excellent performance for the imaging of high-contrast structures with high spatial resolution. Low-contrast resolution and dose efficiency, however, do not yet reach the level of performance of dedicated CT detectors; temporal resolution is also limited. FPDs appear primarily suited for special applications in CT as for example 3D angiography or intraoperative imaging which also allows for improvements in workflow. For standard diagnostic CT they are not to be recommended at present, last but not least for dose reasons. The respective technical developments will have to be reassessed constantly in the future. The development of detector systems which are equally suited for radiography and CT constitutes an attractive goal.

Keywords

Computed tomography (CT) · Flat-panel detectors · Cone-beam CT · Image quality · Dose

Digitale Röntgenaufnahmen

messer akzeptiert würde. Der Kegelwinkel κ , der senkrecht zur Fächerzentralebene aufgespannt wird, steigt mit der Anzahl der Detektorzeilen stetig an. Es kann als Konsens angesehen werden, dass bei Aufnahmen von bis zu 4 Schichten der Kegelwinkel ignoriert werden kann, dass also die 4 erfassten Schichten strikt als parallel angesehen werden können, ohne dass wesentliche Artefakte entstehen. Bei 16 simultan erfassten Schichten hingegen ist die Berücksichtigung der Kegelstrahlgeometrie unbedingt erforderlich, um Artefakte zu vermeiden [9]. Hierfür stehen unterschiedliche, in der Zwischenzeit erfolgreich erprobte Ansätze zur Bildrekonstruktion zur Verfügung (z. B. [7, 16]). Auf Probleme der Bildrekonstruktion, die sich mit zunehmendem Kegelwinkel verschärfen, soll in diesem Artikel nicht im Detail eingegangen werden. Es sei nur festgestellt, dass Konzepte und Entwicklungen im Bereich der Rekonstruktionsalgorithmen zur Verfügung stehen und dass damit eine entscheidende Voraussetzung für den Einsatz von Flächendetektoren in der CT gewährleistet erscheint.

CT-Bildgebung mit Flächendetektoren und Aufnahmen in Kegelstrahlgeometrie wurden allerdings unabhängig von den oben beschriebenen Entwicklungen in der klinischen CT bereits früh diskutiert und teilweise erprobt. Erste

Versuche wurden z. B. mit Röntgenbildverstärkern an Strahlentherapiesimulatoren durchgeführt [2, 6, 11]; klinisch akzeptable Bildqualität wurde in der Regel hierbei nicht erzielt, und Dosisüberlegungen waren in diesem Falle nicht von Belang. Größere Bedeutung und breiten klinischen Einsatz erreichten hingegen angiographische Anwendungen mit Röntgenbildverstärkern an rotierenden C-Bögen (z. B. [1, 3, 4]). Diese Anwendungen haben seit einigen Jahren auch Produktstatus erreicht. Nach vorzugsweise intraarterieller Injektion werden bei hoher Kontrastierung der Gefäße hervorragende 3D-Angiographien erzielt (Abb. 2a); Anwendungen dieser Art werden in der interventionellen Neuro-radiologie an zahlreichen Installationen durchgeführt. Weitere Versuche zur CT-Bildgebung mit Bildverstärkern zielen auf den Mund-Kiefer-Gesichts-Bereich, z. B. zur Planung von Dentalimplantaten, und auf intraoperative Anwendungen, z. B. in der Unfallchirurgie [12]. Weichgewebedifferenzierung wie in der CT ist dabei allerdings in allen Fällen kaum möglich und auch nicht beabsichtigt.

Parallel hat sich ein weiterer Anwendungsbereich für die Flächendetektor-CT entwickelt: die Bildgebung an Kleintieren (z. B. [8, 10]). In diesem rasch wachsenden Gebiet kommen z. Z. noch überwiegend Szintillatorfolien zum Ein-

Tabelle 1

Die Entwicklung der Detektortechnologie für klinische CT. Zurzeit werden Scanner mit Schichtzahlen von 1, 2, 4, 6, 8, 10, 12 und 16 kommerziell angeboten. Eine obere Grenze wird nicht angenommen. Folgt daraus, dass zukünftig auch Flächendetektoren eingesetzt werden?

Hersteller	Gerätetyp	Zeilenzahl D	Schichtzahl M	Jahr
EMI	Mark I	2	2	1972
Siemens	SIRETOM 2000	2	2	1974
Alle	Standard-Scanner	1	1	>1974
Siemens	SOMATOM SD	2	2	1977
Imatron	C-100	2	2	1983
Elscint	Twin	2	2	1994
GE	LightSpeed	16	4	1998
Siemens	SOMATOM Volume Zoom	8	4	1998
Picker	Mx8000	8	4	1998
Toshiba	Aquilion	34	4	1998
GE	LightSpeed 16	24	16	2001
Siemens	SOMATOM Sensation 16	24	16	2001
Philips	Mx8000 IDT	24	16	2001
Toshiba	Aquilion Multi 16	34	16	2001
Wenige	Prototyp	256	256	2002

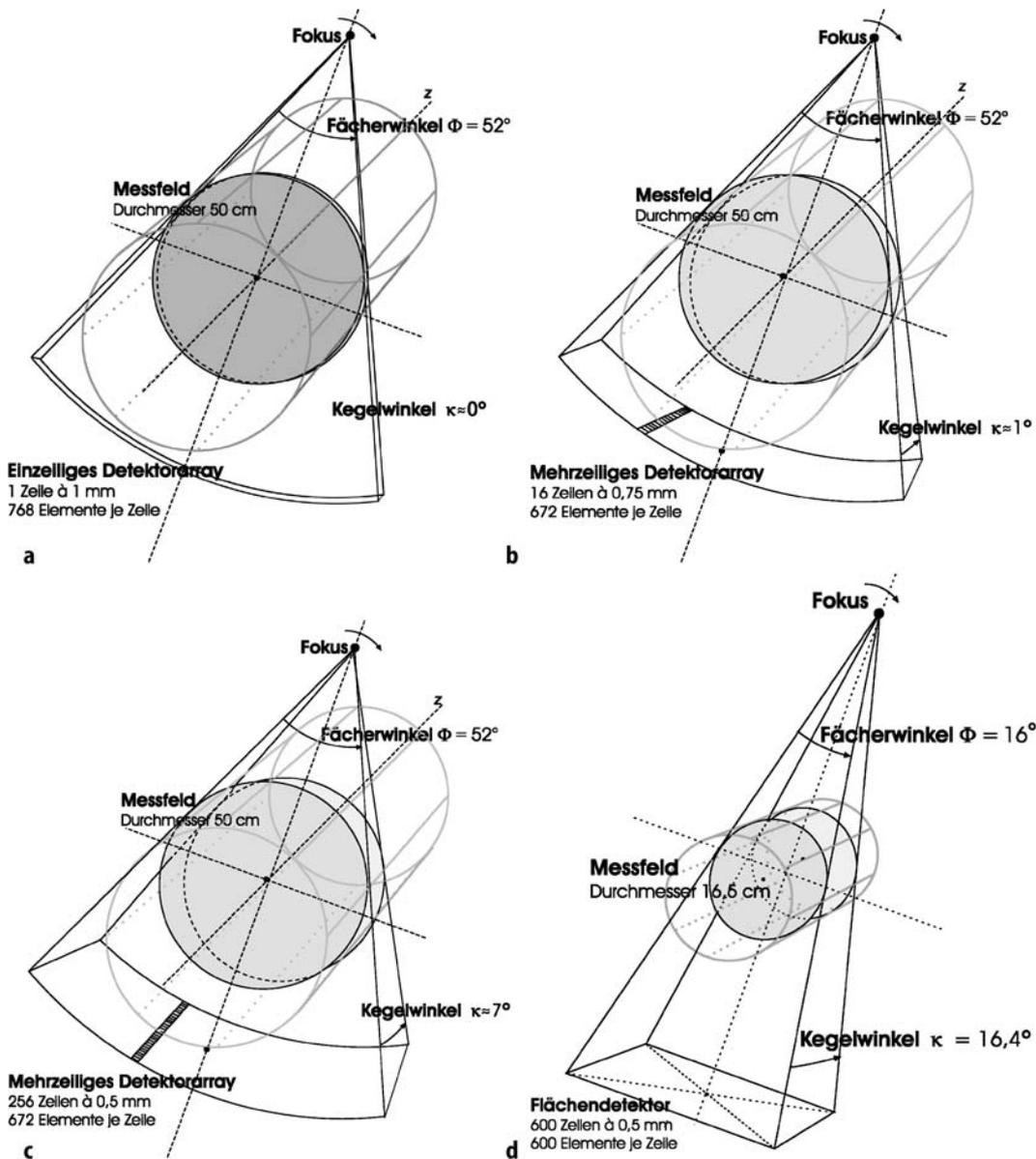


Abb. 1 Die Entwicklung der CT erfolgte von Aufnahmen mit einem „ebenen“ Fächer bei einzeiligem Detektor (a) zu zunehmend größeren Kegelwinkeln bei Mehrzeilendetektoren (b, c) und Flächendetektoren (d). Der Fächerwinkel Φ ist durch den Messfeld-durchmesser vorgegeben, der Kegelwinkel κ nimmt mit der Anzahl der Detektorzeilen zu

satz, die optisch an CCD-Chips gekoppelt werden. Auch hier steht bisher die Darstellung von Hochkontraststrukturen im Vordergrund (Abb. 2b).

Es ist naheliegend und z. Z. eine der meist diskutierten Fragen in der Computertomographie, welche Leistungsmerkmale mit dem Einsatz von Flachbilddetektoren in klinischen CT-Scannern zu erreichen sind. Alle großen Hersteller weisen auf entsprechende experimentelle Untersuchungen hin; an Präparaten gewonnene Bilder mit erstaunlicher Detailschärfe werden gerne gezeigt (Abb. 2c). Produkte werden allerdings noch nicht angeboten.

In diesem Artikel sollen der Stand der Entwicklung dargestellt und die

physikalischen Randbedingungen, bisherige Ergebnisse und mögliche Weiterentwicklungen diskutiert werden. Dabei ist schon eingangs anzumerken, dass zwar die technischen und physikalischen Grundlagen und damit auch die prinzipiell erreichbaren Leistungsmerkmale der FPD-CT bekannt, dass aber die technischen Lösungen in vieler Hinsicht weder ausgereift noch erprobt und deshalb keine abschließenden Aussagen möglich sind.

Anforderungen an Detektoren für CT

Der Standard für Bildqualität in der CT wird durch die heute bereits etablierten

klinischen CT-Scanner gesetzt. Diese verwenden ausschließlich speziell für diese Gerätetypen entwickelte Detektoren entsprechend Abb. 1a–c. Allgemeine Anforderungen sind in Tabelle 2 zusammengefasst; diese werden von den heute eingesetzten CT-Detektoren weitgehend erfüllt.

Als Empfänger für die Röntgenstrahlung kommen z. Z. in der Regel Szintillationsdetektoren zum Einsatz, in den meisten Fällen Sinterkeramiken wie Gadoliniumoxysulfid (Gd_2O_2S). Diese zeichnen sich v. a. durch sehr schnelles Abklingen des Signals aus und haben deswegen nicht nur Cäsiumjodid, von dem schon in den 80er Jahren Abschied genommen wurde, sondern auch Xenon-



Abb. 2a–c ◀ **CT mit Flächendetektoren bietet heute bereits die hochauflösende Darstellung von Hochkontraststrukturen.** a 3D-CT-Angiographie mit Hilfe von rotierenden Röntgenbildverstärkern ist bereits etabliert. b Bildgebung an Kleintieren mit Mikro-CT bietet höchste Auflösung bis zu 10 μm . c Aufnahme des Handskeletts mit FPD-CT erlaubt Auflösungsweite im Bereich von 200 μm . ✦ Abbildung in Farbe siehe Seite 421

detektoren praktisch komplett verdrängt. Die Absorptionseffizienz bei diesen Detektoren ist hoch; der Idealwert von 100% wird aber nicht erreicht (Tabelle 3). Hinzu kommt, dass auch die geometrische Effizienz wegen der unvermeidlichen Septen zwischen den einzelnen Detektorelementen den Idealwert nicht erreicht. Typische Werte der geometrischen Effizienz von Mehrzeilendetektoren liegen bei 80%. Der Einsatz von Streustrahlungskollimatoren reduziert diesen Wert potenziell zusätzlich. Die Gesamteffizienz heutiger CT-Detektoren liegt somit im Bereich von 50–80%.

Es sind v. a. der hohe Dynamikbereich, das gleichförmige Ansprechverhalten über alle Detektorkanäle und der im Normalbetrieb praktisch vernachlässigbare Beitrag der Elektronik zum Gesamttrauschen, welche die dedizierten CT-Detektoren auszeichnen. Der Übergang von ein- zu mehrzeiligen Detektoren hat praktisch nichts am Anforderungsprofil und an den erreichten Leis-

tungsmerkmalen geändert. Allerdings hat sich die Bedeutung hoher geometrischer Effizienz und kompakter und kostengünstiger Elektronik erhöht.

Flachbilddetektoren, die für den Einsatz in der CT betrachtet werden, sollten im Prinzip die gleichen Leistungsmerkmale aufweisen wie die heute bereits für die klinische CT etablierten Konzepte. Zu berücksichtigen sind v. a. die heute breit verfügbaren „flachen“ Szintillatorfolien, die Röntgenstrahlung in Licht wandeln, das von flächigen Photodiodenarrays aus amorphem Silizium mit nachgeschalteten Dünnschichttransistoren in elektrische Signale gewandelt wird. Detektoren dieser Art wurden überwiegend für Radiographie, Angiographie und Mammographie entwickelt; ein aktueller Überblick hierzu findet sich im ersten Beitrag dieses Heftes [15], auf den hier implizit Bezug genommen wird.

Die Formate der verfügbaren FPDs sind der jeweiligen radiologischen Anwendung angepasst. Es ergibt sich meist

ein gegenüber der klinischen CT reduziertes Messfeld von typischerweise 30 cm oder weniger. Wie in Abb. 1d gezeigt, verringert sich der Messfelddurchmesser gegenüber den physikalischen Abmessungen des Detektors genau wie auch in der Radiographie entsprechend der geometrischen Vergrößerung. Während es in der Radiographie aus Strahlenschutzgründen erwünscht ist, nur den interessierenden Körperabschnitt zu erfassen, muss hingegen in der CT aus Bildqualitätsgründen der gesamte Körperquerschnitt gemessen oder es müssen Abschätzungen zur Ergänzung der Daten durchgeführt werden. Um diese Einschränkung zu beheben, können, wie von einem Hersteller in einem Prototyp verwirklicht, 2 FPDs in Fächerrichtung aneinander gesetzt werden. Allgemein sind aber Einschränkungen des Messfeldes zu erwarten.

Die Elektronik ist in der Regel für den in der jeweiligen radiographischen Anwendung geforderten Dynamikbereich ausgelegt, der in der Regel niedriger liegt als in der CT. Typischerweise stehen bei FPDs 12–14 Bit zur Verfügung im Vergleich zu typ. 24 Bit bei heutigen klinischen CT-Scannern. Am interessantesten erscheinen zurzeit aSi/CsJ-Flächendetektoren, also Detektoren auf der Basis der aSi-Photodiodentechnologie, die mit Cäsiumjodid-Verstärkerfolien gekoppelt sind und kommerziell bereit stehen. Bei Absorberdicken von 400–1000 μm CsJ liegt die Absorptionseffizienz niedriger als bei modernen CT-Scannern (Tabelle 3). Allerdings ist anzumerken, dass frühere Scanner mit Xenondetektoren ähnliche Werte aufwiesen und dass die geometrische Effizienz bei FPDs höher liegen kann als bei CT-Detektoren. Ein Problem liegt in dem relativ langsamen Abklingverhalten des aSi/CsJ-Systems, was weiter unten noch angesprochen wird.

Scannerkonzepte für CT mit Flächendetektoren

Für bisherige Untersuchungen der Kegelstrahl-CT kamen im Wesentlichen 3 Aufbauten zum Einsatz. Naheliegender ist der oben bereits angesprochene Einsatz von rotierenden C-Bögen, die inzwischen für unterschiedliche Aufgaben auch mit Flachbilddetektoren ausgerüstet werden (Abb. 3a). Neben den bereits angesprochenen Detektoreigenschaften sind die mechanischen Eigenschaften

Tabelle 2

Anforderungen an CT-Detektorsysteme

Anforderungen an CT-Detektorsysteme	Akzeptabler Wert
Hoher Dynamikbereich	10^5 – 10^6
Hohe Linearität über den gesamten Dynamikbereich	
Hohe Quantenabsorptionseffizienz	>90% (ideal 100%)
Hohe Lumineszenzeffizienz ^a bei Szintillationsdetektoren	>5% (ideal 100%)
Hohe geometrische Effizienz	80–90% (ideal 100%)
Schnelles zeitliches Ansprech- und Abklingverhalten	Abklingkonstante <10 μ s
Geringes Nachleuchten	<0,01%, 100 ms nach Bestrahlungsende
Geringe Strahlungsdrift	$\leq 0,5\%$ für die längst mögliche Scanzeit
Elektronikrauschen gering im Vergleich zum Quantenrauschen bei allen Scanmodi	$\sigma_E \leq 0,5\sigma_Q$
Geringes Übersprechen zwischen den Detektorelementen	<3%
Hohe Homogenität des Materials innerhalb eines Detektorelements für geringe Artefaktneigung	U.a. Reinheit des Ausgangsmaterials >99,99%
Gleiches Ansprechverhalten aller Detektorelemente innerhalb des Detektorarrays	<0,1% Differenz (nach optionaler Korrektur)
Detektormaterial einfach und mit hoher Präzision bearbeitbar	$\pm 10 \mu$ m Toleranz
Aufbau als ein- und mehrzeiliges Array möglich	≥ 4 Zeilen
Umweltverträglichkeit des Detektormaterials	Niedrige Toxizität, geringe Entsorgungskosten
Chemische Stabilität	Z. B. unempfindlich gegen Feuchtigkeit
Stabilität gegen Umwelteinflüsse	Z. B. thermischer Ausdehnungskoeffizient < $10^{-5}/^\circ\text{C}$
Möglichkeit zur Kollimierung gegen Streustrahlung	–
Niedrige Kosten und einfache Wartung	–

^aVerhältnis der Energie des nachweisbaren sichtbaren Lichts zur Energie der absorbierten Röntgenstrahlung

des gesamten Aufbaus von Belang. Es ist noch abzuwarten, ob der erforderliche Gleichlauf der Komponenten, die exakte Bestimmung der jeder Projektion zuzuordnenden Winkelposition etc. auch im Routinebetrieb genau genug gewährleistet oder ggf. korrigiert werden können, um die theoretisch möglichen Leistungsdaten im klinischen Einsatz zu erreichen.

Alternativ zu rotierenden C-Bögen kommen Aufbauten zum Einsatz, bei denen Detektor und Röhre stationär gehalten werden, was nicht nur den technischen Aufwand deutlich reduziert, sondern auch Einflüsse durch mangelnden Gleichlauf in der Bewegung dieser größeren Komponenten vermeidet. In diesem Falle wird jeweils das Objekt auf einem höhenverstellbaren Drehteller positioniert, wodurch beliebige Abtasttrajektorien (kreisförmig, spiralförmig und Mischformen) realisiert werden können. Ein Aufbau dieser Art ist seit 1998 in unserem Institut im Einsatz (Abb. 3b). Er hat sich auch dadurch bewährt, dass die großen Komponenten wie Röntgenquelle und Detektor leicht eingebaut und gewechselt

werden können. Bedingt durch die gut justierbare Mechanik können höchste Auflösungswerte erzielt werden, wenn Röhren mit Mikrofokus eingesetzt werden. Dementsprechend sind Aufbauten dieser Art für Mikro-CT besonders geeignet, wobei Auflösungswerte im Bereich von 10 μ m erreichbar sind (Abb. 2b).

Naheliegender, als 3. Möglichkeit eines Messaufbaus, ist der Einsatz der heute typischen CT-Gantry, die von allen Merkmalen her, wie z. B. der mechani-

schen Präzision, bestens geeignet ist [13]. Experimentalaufbauten hierzu werden z. Z. von allen Herstellern propagiert (Abb. 3c). Damit ist allerdings nicht automatisch ein klinisch einsetzbares Gerät gegeben, da weiterhin Optimierungsbedarf bzgl. Messfeld, Aufnahmegeometrie etc. besteht und die aSi/CsJ-Technologie wegen Einschränkungen der Elektronik und des zeitlichen Ansprechverhaltens keine schnellen Scans mit hoher Qualität erlaubt. Solche Aufbauten sind

Tabelle 3

Absorptionseffizienz von typischen Detektorsystemen für die CT bei 120 kV

Objekt	Detektor	20 cm H ₂ O	20 cm H ₂ O und 2 cm Knochen	40 cm H ₂ O und 4 cm Knochen
CT	Xenon ^a (10 bar, 30 mm)	42,8%	39,2%	32,9%
CT	Xenon ^a (25 bar, 60 mm)	73,8%	74,0%	72,7%
CT	Gadoliniumoxysulfid 1,4 mm	89,9%	88,1%	84,5%
FPD	Cäsiumjodid 0,5 mm	48,9%	44,1%	36,7%
FPD	Cäsiumjodid 1,0 mm	70,5%	65,9%	58,1%

^a1,3 mm Aluminiumeintrittfenster, Kammerdruck und -tiefe in Klammern

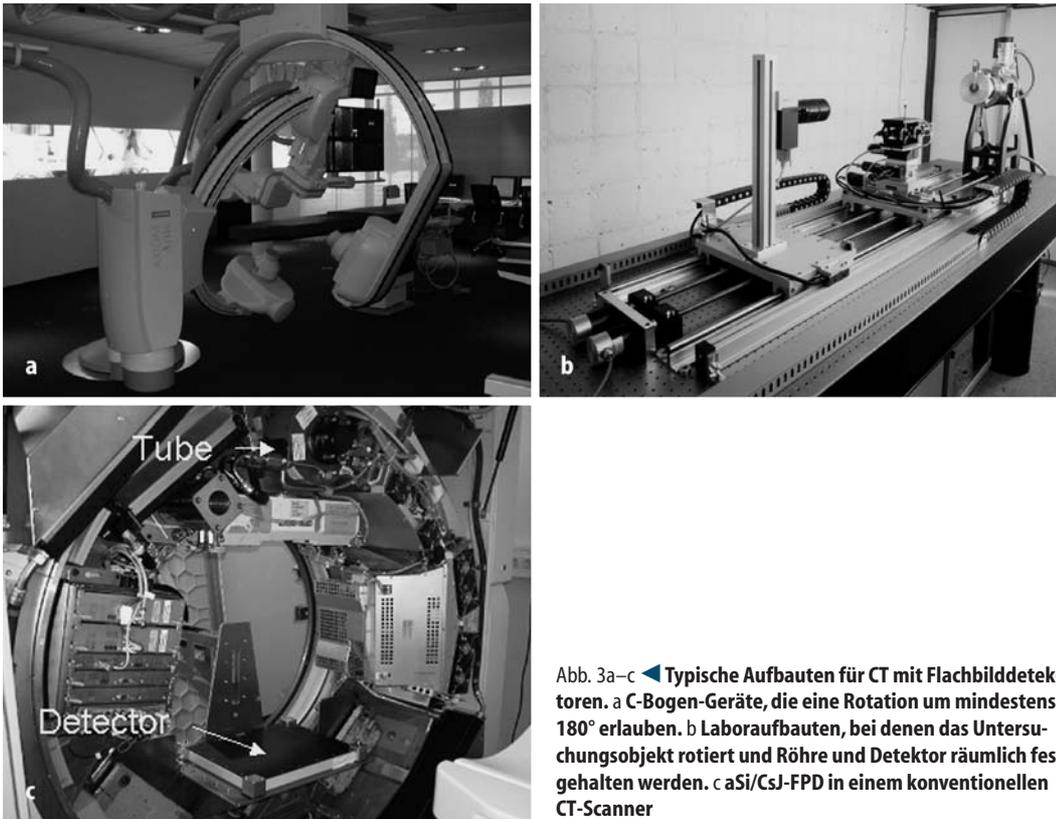


Abb. 3a–c ◀ Typische Aufbauten für CT mit Flachbilddetektoren. a C-Bogen-Geräte, die eine Rotation um mindestens 180° erlauben. b Laboraufbauten, bei denen das Untersuchungsobjekt rotiert und Röhre und Detektor räumlich festgehalten werden. c aSi/CsJ-FPD in einem konventionellen CT-Scanner

aber ebenfalls gut geeignet, Detektoreigenschaften experimentell zu überprüfen. Ein Einsatz deutet sich auch für die Bildgebung an Kleintieren an, wofür allerdings preiswertere Spezialscanner zur Verfügung stehen.

Bildqualität und Dosis bei CT mit Flachbilddetektoren

Ergebnisse zur CT mit Flächendetektoren werden zurzeit häufig in Vorträgen berichtet, umfangreiche und solide Dokumentationen der erreichten Bildqualität und der nötigen Dosis im praktischen Betrieb liegen bisher aber noch nicht vor. Aus der eigenen Erfahrung heraus können in Übereinstimmung mit den meisten verfügbaren Literaturquellen [8, 13] die aus physikalischen Überlegungen resultierenden Erwartungen bestätigt werden. Die Ortsauflösung lässt sich beim Einsatz der heute gängigen Flachbilddetektoren mit einer Detektorelementgröße von typischerweise 100–200 µm gegenüber den klinischen CT-Scannern deutlich verbessern. Spitzenwerte für die klinische CT liegen im Bereich von 0,5 mm isotroper Ortsauflösung und darunter (Abb. 4a); für den klinischen Einsatz kommen aber eher Scan-

modes und Faltungskerne mit Auflösungswerten im Bereich von 0,6–0,8 mm zum Einsatz (Abb. 4b). Mit FPD-CT können diese Werte deutlich verbessert werden. Um dies zu gewährleisten, muss natürlich wie auch in der klinischen CT der Zoomfaktor ausreichend groß bzw. die Matrix ausreichend fein gewählt werden (Abb. 4c, d). Die zugehörige Modulationstransferfunktion (Abb. 4e) belegt, dass z. B. bei einem System mit 184 µm Pixelpitch Werte von 2,5 Lp/mm und besser entsprechend Auflösungselementen von 200 µm und kleiner erreicht werden [14].

Es ist bei einer Steigerung der Ortsauflösung immer zu berücksichtigen, dass die Varianz des Bildpunktrauschens bei unveränderten Scan- und Rekonstruktionsparametern und unverändertem Objektdurchmesser mit der 4. Potenz des Abtastabstandes und damit umgekehrt proportional zur 4. Potenz der Ortsauflösung ansteigt [5, 9]. Wird z. B. das Auflösungselement von 800 auf 200 µm verkleinert, steigt die Varianz um $(800/200)^4 = 256$ an. Die Weichgewebe- oder Niedrigkontrastauflösung kann also nicht in gleicher Weise gesteigert werden wie die Ortsauflösung, ohne einen erheblichen Dosisanstieg in Kauf

zu nehmen. Der Einsatz von FPDs für gleichzeitig gesteigerte Orts- und Kontrastauflösung bietet sich daher eher im Bereich der Kleintierbildgebung mit der entsprechend niedrigeren Gesamtschwächung an [9].

Untersuchungen zur Niedrigkontrasterkennbarkeit haben auch deshalb für die Abschätzung der „CT-Fähigkeit“ von FPDs besonders hohe Bedeutung. Gesicherte klinische Ergebnisse liegen noch nicht vor. Meist wird nur auf experimentelle Ergebnisse an Phantomen und Präparaten Bezug genommen, die im Wesentlichen die Detektoreigenschaften der eingesetzten FPDs bewerten [8, 13, 14]. Diese Ergebnisse sind durchaus ermutigend (Abb. 5). Die Erkennbarkeit von Niedrigkontrastdetails ist erheblich verbessert gegenüber früheren Untersuchungen mit Bildverstärkersystemen. Von der Physik her, insbesondere bzgl. der Absorptionseffizienz der Detektoren (Tabelle 3), konnte dies erwartet werden. Welche Ergebnisse in klinisch einsetzbaren Aufbauten zu erzielen sind, muss aber noch nachgewiesen werden. Größere Streustrahlungsbeiträge bei den notwendigen größeren Formaten, mechanische Probleme, Einschränkung des Dynamikbereichs, die

sich bei dickeren Objekten bemerkbar machen werden, das zeitliche Verhalten der Detektorsysteme, das sich bei schnelleren Scans negativ auswirken kann, und andere Faktoren sind zu berücksichtigen. Alle angesprochenen Probleme sind im Prinzip lösbar, bedürfen aber noch einigen Entwicklungsaufwands.

Die angesprochenen Probleme des Signalnachleuchtens sind für die radiographischen Anwendungen von geringer oder gar keiner Bedeutung. In der

CT schlagen sie sich aber auf dem Wege der Rekonstruktion von CT-Bildern aus vielen aufeinander folgenden Projektionen als subtile oder manchmal auch grobe Artefakte nieder. Die Problematik ist aus der klassischen CT bekannt und wurde häufig untersucht. So zeigt z. B. Abb. 6 die Verschlechterung der Auflösung in CT-Bildern, die im Vergleich zu perfekten Detektoren (z. B. Gd_2O_2S) längere (z. B. Xenon) und heute unakzeptabel lange (z. B. CsJ) Abklingkonstanten τ aufweisen [9]. Natürlich können Kor-

rekturverfahren eingesetzt werden, diese führen aber in der Regel zur Erhöhung des Rauschens und garantieren niemals eine 100%ige Korrektur. Wie sich die Nachleuchteffekte bei aSi/CsJ-Systemen bei typischerweise 30 Projektionen/s im CT-Bild niederschlagen werden, ist noch offen. Sehr schnelle Scans, so wie sie in der klinischen CT inzwischen für die Herzbildgebung durchgeführt werden, sind aber für FPDs kurzfristig nicht zu erwarten. Der Übergang zu Gd_2O_2S -Szintillatoren bei FPDs wür-

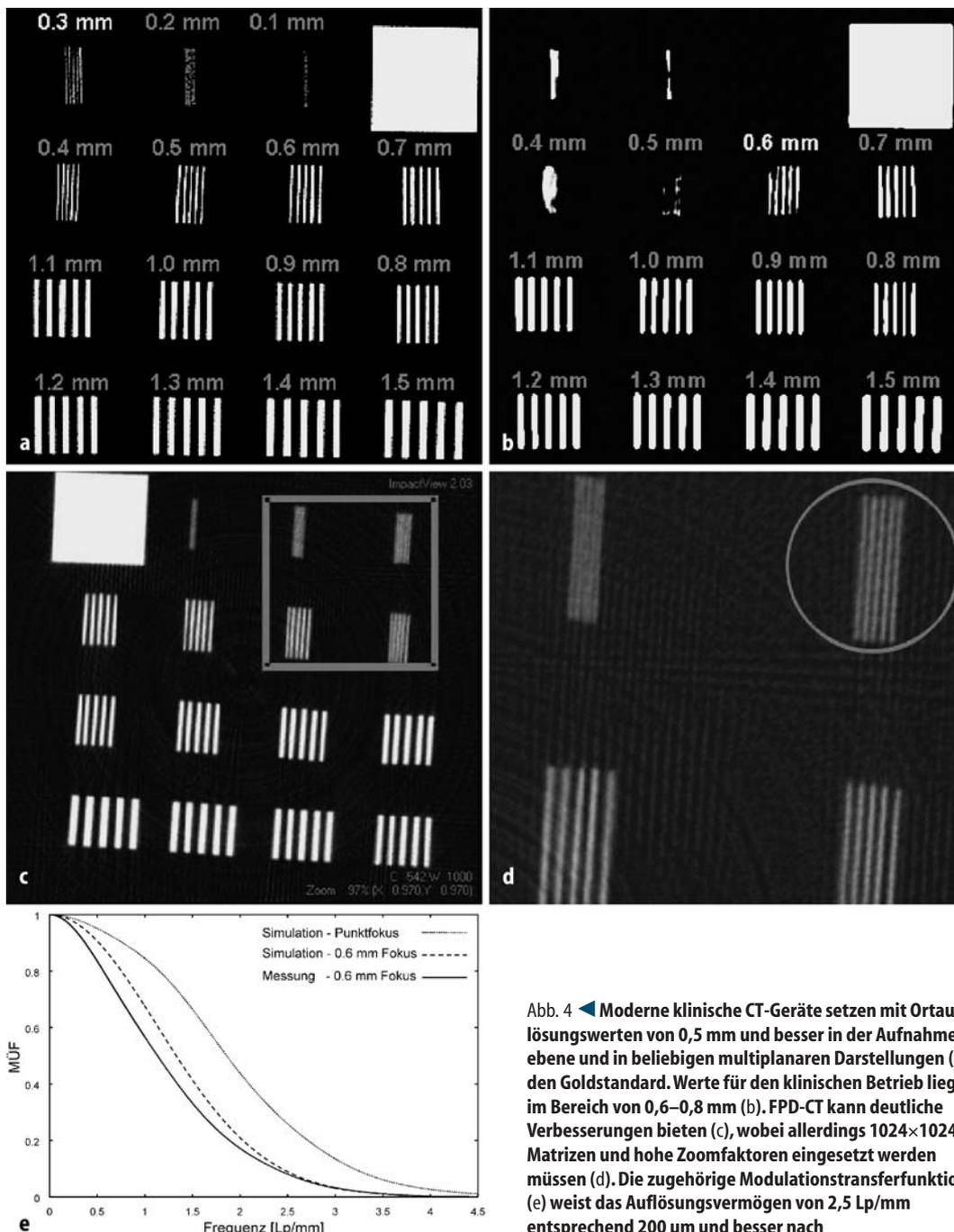


Abb. 4 ◀ Moderne klinische CT-Geräte setzen mit Ortsauflösungswerten von 0,5 mm und besser in der Aufnahmeebene und in beliebigen multiplanaren Darstellungen (a) den Goldstandard. Werte für den klinischen Betrieb liegen im Bereich von 0,6–0,8 mm (b). FPD-CT kann deutliche Verbesserungen bieten (c), wobei allerdings 1024×1024 Matrizen und hohe Zoomfaktoren eingesetzt werden müssen (d). Die zugehörige Modulationstransferfunktion (e) weist das Auflösungsvermögen von 2,5 Lp/mm entsprechend 200 µm und besser nach

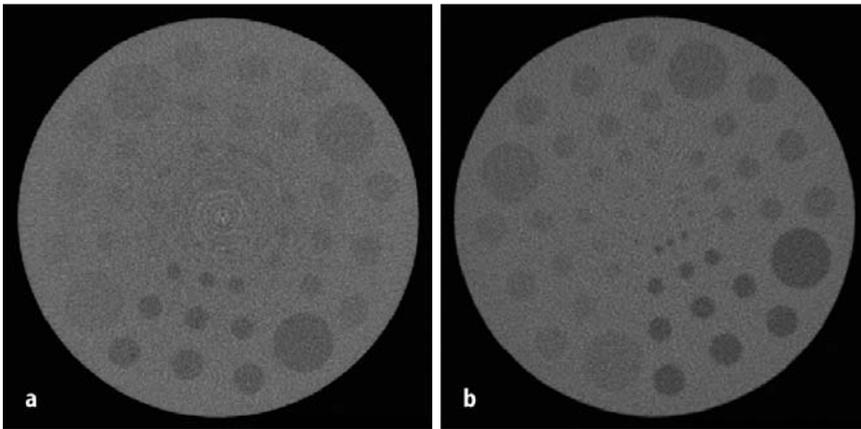


Abb. 5 ▲ FPD-CT mit aSi-Detektoren bietet erfreulich gute Ergebnisse für die Kontrastauflösung (a), erreicht aber bei vergleichbarer Dosis noch nicht die Qualität der Aufnahmen mit klinischen CT-Scannern (b). (120 kV, 10 cm Phantombdurchmesser)

de zwar ein fast ideales zeitliches Verhalten sichern, aber wegen der diffusen Lichtausbreitung in diesem Material zu unerwünschten Auflösungsverlusten führen [15].

Zusammenfassung und Ausblick

Die CT hat sich in den letzten Jahren rasant von einem Schicht- zu einem Volumenbildgebungsverfahren weiter entwickelt. Diese Entwicklung wird sich fortsetzen. Schon heute bietet die Mehrschicht-Spiral-CT hervorragende Ergebnisse bei sehr kurzer Untersuchungszeit. Das heißt, Ganzkörperuntersuchungen können innerhalb einer Atempause und Herzuntersuchungen können mit einer effektiven Scanzeit von 100–200 ms in hoher Qualität durchgeführt werden. Be-

züglich der zeitlichen Auflösung erscheinen also nur wenige Wünsche offen.

Neben dedizierten CT-Detektoren mit höheren Zeilenzahlen werden in Zukunft auch FPDs zum klinischen Einsatz kommen. Einen Grund für diese Entwicklung stellt die 3D-Ortsauflösung dar, die mit FPDs noch einmal erheblich gesteigert werden kann (Abb. 4), was auch bereits mit Bildverstärkern nachgewiesen wurde (Abb. 2a). Die Hoffnung bzgl. FPDs beruht v. a. darauf, dass auch das Leistungsvermögen bei der Darstellung von Niedrigkontraststrukturen gesteigert werden kann. Es liegt z. Z. weiterhin niedriger als in der diagnostischen CT (Abb. 5). Deswegen steht zu erwarten und ist auch zu empfehlen, dass FPDs gezielt für Spezialanwendungen eingesetzt werden, aus denen andere Vorteile erwachsen.

Im Vordergrund für die FPD-CT werden Anwendungen stehen, bei denen heute bereits C-Bögen eingesetzt werden. Hierzu gehören insbesondere die Angiographie, die interventionelle und die intraoperative Bildgebung. Der besondere Vorteil besteht darin, dass ohne Umlagern des Patienten unterschiedliche Untersuchungen durchgeführt werden können und die CT-Aufnahme als zusätzliche Information bereit steht. Als eines von vielen möglichen Beispielen sei die intraoperative Bildgebung im Rahmen von Gelenkimplantationen genannt. Schon heute wird es als Qualitätsstandard angesehen, präoperativ den Eingriff dreidimensional zu planen und das geeignete Implantat schon vorab sicher auszuwählen. Da dieses Vorgehen aber einen zusätzlichen CT-Termin erfordern würde, wird es häufig ausgeschlossen. Ein CT-fähiges C-Bogen-Gerät erlaubt es, diese Untersuchung und auch die Planung im OP direkt vor dem Eingriff durchzuführen, anschließend den Eingriff unter Durchleuchtung zu überwachen und das Endergebnis nicht nur durch eine Röntgenaufnahme zu dokumentieren, sondern ggf. auch wieder durch CT zu kontrollieren. Die in letzter Zeit populär gewordenen Begriffe „one-stop shopping“ und „workflow optimization“ haben hier eine eindeutige positive Bedeutung.

Weitere Anwendungen wie z. B. die bereits oben angesprochene etablierte interventionelle Neuroradiologie werden den Einsatz von C-Bogen-Geräten mit Flachbilddetektoren zur CT-Bildgebung beflügeln. Die Patientendosis muss in allen Fällen überwacht werden, die Indikation und der Nutzen für den Patienten werden aber sicher überwiegen.

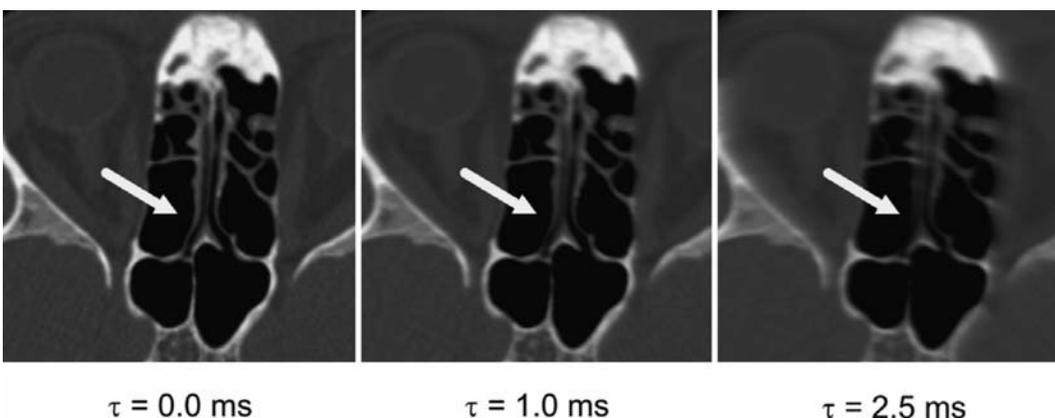


Abb. 6 ▲ Neben den Rotations- und Aufnahmezeiten haben auch die Detektorcharakteristika Einfluss auf die Bildqualität. Nachleuchteffekte bei Cäsiumjodid bewirken Auflösungsverluste bei schnellen Aufnahmen (s. Text)

Ohne größere Einschränkungen können Untersuchungen mit FPD-CT bereits bei kleinen Objektdurchmessern durchgeführt werden, also im Schädel-, im Mund-Kiefer-Gesichts-Bereich und an den Extremitäten. Für die experimentelle Medizin bietet sich folgerichtig auch der Einsatz in der Kleintierbildung an. Für Untersuchungen am Körperstamm, insbesondere bei größeren Patientenquerschnitten, sind aber noch erhebliche Anstrengungen und technische Weiterentwicklungen erforderlich, bevor die heute etablierte hohe CT-Bildqualität garantiert werden kann.

Danksagung. Die Abb. 4c–e und 5a wurden der Dissertation von Thomas Riedel, IMP Erlangen, entnommen. Die zugehörigen Untersuchungen erfolgten in Kooperation mit Siemens Medical Solutions. Allen Beteiligten sei hierfür herzlich gedankt. Alle weiteren Bilder wurden mit freundlicher Genehmigung des Verlages dem Buch Computertomographie [9] entnommen.

Literatur

1. Anxionnat R, Bracard S, Maxcho J et al. (1998) 3D-angiography. Clinical interest. First application in interventional neuroradiology. *J Neuroradiol* 25:251
2. Arnot RN, Willeters RJ, Battern JR, Orr JS (1984) Investigations using an X-ray image intensifier and a TV camera for imaging transverse sections in humans. *Br J Radiol* 57:47–55
3. El-Sheik M, Heverhagen JT, Alfke H, Froelich JJ, Hornegger T, Brunner T, Klose KJ, Wagner H-J (2001) Multiplanar reconstructions and three-dimensional imaging (computed rotational osteography) of complex fractures by using a C-arm system: initial results. *Radiology* 221(3):843–849
4. Fahrig R, Fox S, Lownie S, Holdsworth DW (1997) Use of a C-arm system to generate true 3-D computed rotational angiograms. *Am J Neuroradiol* 18(8):1507–1514
5. Fuchs T, Kalender WA (2003) On the correlation of pixel noise, spatial resolution and dose in computed tomography: theoretical prediction and verification by simulation and measurement. *Physica Medica XIX* (in print)
6. Harrison RM, Farmer FT (1978) The determination of anatomical cross-sections using a radiotherapy simulator. *Br J Radiol* 59:41–66
7. Huesman RH (ed) (2002) Sixth international meeting on fully three-dimensional reconstruction in radiology and nuclear medicine. *Phys Med Biol* 47(15):2571–2833 http://cfi.lbl.gov/3D-2001/3D_Prog.html
8. Jaffray DA, Siewerdsen JH (2000) Cone-beam computed tomography with a flat-panel imager: Initial performance characterization. *Med Phys* 27(7):1311–1323
9. Kalender WA (2003) *Computed tomography*, 2nd ed. Wiley & Sons, New York
10. Karolczak M, Schaller S, Engelke K, Lutz A, Seibert U, Wiesent K, Kalender WA (2001) Implementation of a cone-beam reconstruction algorithm for the single circle source orbit with embedded misalignment correction using homogenous coordinates. *Med Phys* 26(10):2050–2069
11. Kotre CJ, Harrison RM, Ross WM (1984) A simulator-based CT system for radiotherapy treatment planning. *Br J Radiol* 57:631–635
12. Linsenmaier U, Rock C, Euler E, Wirth S, Brandl R, Kotsianos D, Mutschler M, Pfeifer KJ (2002) Three-dimensional CT with a modified C-arm image intensifier: feasibility. *Radiology* 224(1):286–292
13. Ning R, Chen B, Yu R, Conover D, Tang X, Ning Y (2000) Flat-panel detector-based cone-beam volume CT angiography imaging: system evaluation. *IEEE Transactions on Medical Imaging* 19(9):949–963
14. Riedel T (2003) Simulation of arbitrary CT measurements with experimental verification. Dissertation am Institut für Medizinische Physik, Universität Erlangen-Nürnberg
15. Spahn M, Heer V, Freytag R (2003) Flachbilddetektoren in der Röntgendiagnostik. *Radiologe* 43: 340-350
16. Wang G, Crawford CR, Kalender WA (eds) (2000) Special issue on multirow detector and cone-beam spiral/helical CT. *IEEE Transactions on Medical Imaging* 19(9):817–971

Osteoporose-Hotline für Ärzte

Alarmierende Zahlen, vernichtende Folgen für die Betroffenen und oft unzureichende medizinische Versorgung: Die Rede ist von Osteoporose. Weniger als 25 Prozent der fünf bis sieben Millionen Betroffenen werden rechtzeitig und adäquat behandelt, der Rest ist der Invalidität und Pflegebedürftigkeit ausgesetzt. Dabei sind die Aussichten für eine erfolgreiche Behandlung sehr gut, wenn diese rechtzeitig beginnt und nach Evidenz basierendem Standard durchgeführt wird.

Deshalb stehen Osteoporose-Spezialisten vom Kuratorium Knochengesundheit e.V. den ärztlichen Kollegen bei Problemen in Diagnostik, Prävention und Therapie sowie bei anderen osteologischen Fragestellungen am Telefon wie folgt zur Verfügung:

- Dr. Christian Günther am 6. Mai und 3. Juni von 13-15 Uhr unter 08531 / 232689
- Dr. Jutta Semler am 7. Mai und 4. Juni von 8-10 Uhr unter 030 / 80505620 und von 16-18h unter 07441 / 952658
- Dr. Herrmann Schwarz am 7. Mai und 4. Juni von 16-18 Uhr unter 07441 / 952658
- PD Dr. Sephan Scharla am 8. Mai und 5. Juni von 13-15 Uhr unter 0170 / 5240698
- Prof. Dr. Helmut W. Minne am 2. Mai und 6. Juni von 12-14 Uhr unter 05281 / 151403

Weitere Informationen gibt es unter www.osteoporose.org oder bei dem Kuratorium Knochengesundheit e.V., Ansprechpartnerin ist Frau Martina Ade, Leipziger Straße 6, 74889 Sinsheim. Quelle: Kuratorium Knochengesundheit e.V.