

## Digitales Röntgen

*In der Medizin verringern digitale Röntgenverfahren die Strahlenbelastung um bis zu 90 Prozent. Für die Astrophysik fliegen digitale Röntgendetektoren auf Satelliten mit.*

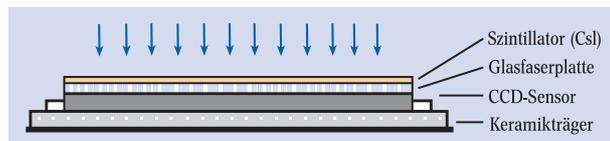
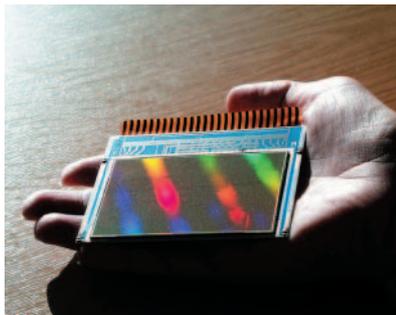
Ob beim Zahnarzt, beim Orthopäden oder im Krankenhaus – selbstverständlicher Bestandteil vieler Diagnosen und Behandlungen ist die Röntgenaufnahme. So verwundert es nicht, dass beachtliche Zahlen zusammen kommen: Über 100 Millionen Röntgenaufnahmen fallen allein in Deutschland jedes Jahr an. Nach Schätzung der Deutschen Röntgengesellschaft ist die Hälfte davon überflüssig, weil alte Aufnahmen vorhanden sein müssten. Doch die schlummern beim vorigen Arzt in der Schublade oder wurden vom Patienten verbummelt. 50 Millionen mal kostbares Film-

1) vgl. „Die Digitalkamera“, Phys. Bl., Juli/August 2001, S. 118

**Abb. 1:** Digitale Röntgengeräte in Zahnarztpraxen reduzieren die Strahlenbelastung für den Patienten um bis zu 90 %. (Foto: Sirona)



**Abb. 2:** Der OPDIMA-Sensor von Siemens wird für die Mammographie verwendet. (Foto: Siemens)



**Abb. 3:** Beim OPDIMA-CCD wird das einfallende Röntgenlicht von einer CsI-Schicht in Fluoreszenzlicht umgewandelt und von einem herkömmlichen CCD-Chip detektiert.

material vergeudet, mit giftigen Chemikalien in teuren Maschinen entwickelt – könnte man da nicht von der digitalen Fotografie lernen und den Film durch einen elektronischen Sensor ersetzen, mit all den Vorteilen, die man bei den Digitalkameras schätzt: sekundenschnelle Verfügbarkeit der Aufnahmen, hohe

Qualität, einfache Bildnachbearbeitung, bequeme Archivierung auf der Festplatte?

Ja, man könnte. Vor allem in Zahnarztpraxen wird schon länger digital geröntgt (Abb. 1). Die ersten Arbeiten, die sich mit der dentalen digitalen Radiographie beschäftigten, erschienen sogar schon 1989. Wegen der hohen Kosten für digitale Röntgengeräte sind jedoch bisher nur ein Fünftel der Zahnärzte in Deutschland damit ausgestattet.

Beim digitalen Röntgen kommt ein wichtiger Vertreter der optoelektronischen Bildwandler zum Einsatz: der CCD-Chip. Diese Stellung verdankt er vor allem seiner Anwendung in der Unterhaltungselektronik, beispielsweise der digitalen Fotografie<sup>1)</sup>. Seine Funktionsweise basiert auf dem Photoeffekt in einer MOS-Photozelle (*Metal Oxid Semiconductor*; in der Praxis wird das Metall meist durch eine leitende Polysiliziumschicht ersetzt): Auf den CCD einfallende Photonen erzeugen in einer verarmten Siliziumschicht Elektronen, die in Pixelzellen gespeichert und über ein Schieberegister ausgelesen werden. Röntgenquanten müssen aber, bevor sie auf den Chip treffen, zunächst noch mittels einer vorgelagerten Leuchtfolie durch Szintillation in sichtbares Licht umgewandelt werden; ansonsten würden sie den Sensor zerstören.

Aufnahmen von einzelnen Zähnen sind kleinformatig, weswegen die Qualität der CCD-Aufnahmen den herkömmlichen Röntgenbildern ebenbürtig ist bzw. ihnen, beispielsweise beim Kontrast, überlegen ist. Hinzu kommen die oben genannten Vorteile und – für den Patienten sicher am interessantesten – eine Reduktion der Strahlenbelastung um bis zu 90 Prozent, da die Sensoren wesentlich empfindlicher sind als die Filme.

Problematisch wird der Einsatz des CCD-Chips allerdings bei großen Aufnahmen. Der größte zur Zeit in Serienproduktion hergestellte Röntgen-CCD namens OPDIMA (Siemens) hat eine Fläche von  $49 \times 85 \text{ mm}^2$  (Abb. 2) und wird in der Mammographie, der Brustuntersuchung bei Frauen, eingesetzt. Zwar ist er zu klein für die digitale Vollfeldmammographie, bei der die ganze Brust abgebildet wird, aber wegen der hohen Ortsauflösung (bis zu 20 Linienpaare pro Millimeter) und der digitalen Bildnahme bestens geeignet zur Unterstützung

der so genannten stereotaktischen Biopsie, bei der verdächtiges Gewebe mithilfe zweier Röntgenaufnahmen aus verschiedenen Richtungen lokalisiert und entnommen wird; der Computer berechnet dabei die Koordinaten für die Führung der Biopsienadel. Die hohe Auflösung verbessert zudem die Diagnose von winzigen Verkalkungen in der Brust, die eine Krebsvorstufe sein können.

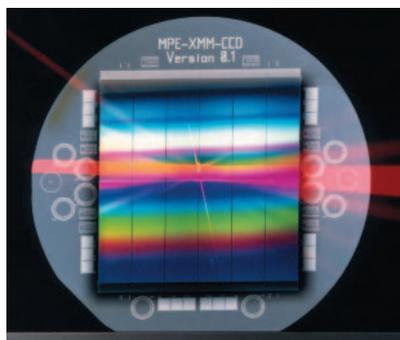
Der aus fast 30 Millionen physikalischen Pixeln (jeder  $12 \mu\text{m}$  groß) bestehende OPDIMA-Chip wird über eine vor Strahlung schützende Glasfaserplatte an einen  $100 \mu\text{m}$  dünnen CsI-Szintillator gekoppelt (Abb. 3). Mit diesem Aufbau kann der CCD-Chip Röntgenstrahlung mit einer Effizienz von fast 60 % detektieren. Das ist sehr nahe am theoretischen Limit von 64 % Absorptionswahrscheinlichkeit für Röntgenstrahlung in  $100 \mu\text{m}$  CsI in dem in der Mammographie benutzten Energiebereich von ca. 20 keV. Der Kontrast einer digitalen Aufnahme mit OPDIMA ist um etwa 40 % besser als der einer herkömmlichen Filmaufnahme. Im praktischen Einsatz kooperieren Film und CCD: Zunächst wird die gesamte Brust auf einen Film aufgenommen, anschließend untersucht man die verdächtigen Gebiete mit der Digitaltechnik. Man benötigt dazu nur eine Mammographievorrichtung: Der CCD-Chip inklusive Elektronik ist in einer Kassette verpackt, die die gleichen Ausmaße wie eine Filmkassette hat.

Röntgendetektoren gibt es aber nicht nur immer häufiger in Arztpraxen und Krankenhäusern, sondern auch auf Satelliten, denn Röntgenspektren kosmischer Objekte verraten den Forschern Details, die sich aus den optischen Spektren nicht ablesen lassen. An die Detektoren der Röntgenastrophysik werden hohe Anforderungen gestellt: Neben dem vollständigen Nachweis der einfallenden Röntgenstrahlung bei Energien von 100 eV bis 20 keV sollen sie eine hohe spektrale und örtliche Auflösung liefern und – für das Studium sich rasch verändernder Phänomene – eine möglichst kurze Auslesezeit haben. Ein Musterschüler in diesem Sinne ist der Röntgendetektor an Bord des europäischen Röntgenobservatoriums XMM-Newton, das seit dem Start Ende 1999 erfolgreich arbeitet (Abb. 4).

Im Energiebereich der Röntgen-

astronomie, der niedriger ist als in der Medizin, besteht die Möglichkeit, Röntgenstrahlung durch ein großes Detektorvolumen direkt, also ohne Szintillator, nachzuweisen. Das erhöht die Nachweiswahrscheinlichkeit, geht aber auf Kosten der Ortsauflösung, was in der Astronomie im Gegensatz zur Mammographie in gewissen Grenzen akzeptabel ist. Gegen die Verwendung optischer CCDs auf XMM spricht außerdem, dass bei diesen die Photonen „von vorne“ in den Detektor einfallen und zunächst die Schieberegisterstruktur und eine Isolationschicht durchqueren müssen. Diese Schichten haben unterschiedliche Absorptionskoeffizienten, sodass einfallende Strahlung mit niedriger Energie lokal unterschiedlich abgeschwächt und damit die Aufnahme verfälscht wird.

Günstiger ist ein Detektor, der von hinten bestrahlt wird und dessen sensitives Volumen direkt an der Oberfläche (bzw. hinter einem dünnen Eintrittsfenster) beginnt. Das Max-Planck-Institut für extraterrestrische Physik (MPE) in Garching gründete daher 1992 zusammen mit dem Max-Planck-Institut für Physik in München eigens ein Halbleiterlabor, um kommerziell nicht verfügbare Siliziumdetektoren für die Elementarteilchenphysik und die Röntgenastronomie selbst zu entwickeln. Hauptantrieb des Labors war die Entwicklung des Röntgen-CCD-Chips für XMM-Newton. Da sich das herkömmliche MOS-Prinzip der CCD-Chips als ungeeignet erwies, entwickelten die Münchner eine neuartige Diodenstruktur. Nur auf diese Weise konnten sie ein durchgehend sensitives, fast 300  $\mu\text{m}$  dickes Detektormaterial und einen zuverlässigen Abtransport der erzeugten Ladungen gewährleisten.



**Abb. 4:** Der  $6 \times 6 \text{ cm}^2$  große pn-CCD-Chip der EPIC-Kamera an Bord von XMM. (Foto: MPE)

Die MOS-Dioden werden bei diesem Detektor durch pn-Dioden in einer höher dotierten Epitaxialschicht auf einem schwach n-leitenden Siliziumsubstrat ersetzt. Auf der gegenüber liegenden Eintrittsseite befindet sich eine einzige großflächige pn-Diode. Wird an diese Diode eine hohe Sperrspannung angelegt, verarmt das gesamte Substrat an freien Ladungsträgern und wird somit zum Detektor – registrierbare Elektronen und die dazugehörigen Löcher, analog zur Erzeugung von Elektronen-Ionen-Paaren in einem Gasedetektor, können jetzt nur noch durch Strahlung von außen via Photoeffekt erzeugt werden. Schaltet man die pn-Diode an der Vorderseite auch in Sperrrichtung, so bilden sich an der Grenzschicht zum Substrat Potentialmulden, in denen sich die erzeugten Elektronen sammeln können. Durch eine geschickte zeitlich versetzte Spannungsversorgung der nebeneinander angeordneten Dioden lassen sich benachbarte Potentiale so modifizieren, dass die gespeicherten Ladungsträger von einer Mulde zur nächsten geschoben werden. Hierin unterscheiden sich die pn-Dioden nicht von ihren MOS-Schwestern, dafür aber in der Pixelgröße (genauer: in der Größe einer Bildzelle, die aus drei Pixeln besteht). Bei herkömmlichen CCDs beträgt die etwa  $4 \times 4$  bis  $25 \times 25 \mu\text{m}^2$ , beim pn-CCD, wie er in der Röntgenkamera EPIC (*European Photon Imaging Camera*) des XMM eingebaut ist, dagegen  $150 \times 150 \mu\text{m}^2$ . Man kommt dadurch mit weniger Pixeln aus und kann mit höherer Frequenz auslesen.

Die Energieempfindlichkeit des pn-CCD reicht – dank des dünnen Eintrittsfensters – von unter 5 keV bis – dank der 300  $\mu\text{m}$  dicken sensitiven Schicht – zu 10 keV, bei einer Quanteneffizienz von 90 %. Selbst bei 15 keV wird noch die Hälfte aller einfallenden Photonen registriert. MOS-CCDs streichen hier längst die Segel und sammeln nur noch jedes zehnte Photon ein.

Der pn-Röntgen-Chip aus München wird inzwischen nicht nur in der Astronomie, sondern auch in anderen Anwendungen genutzt, beispielsweise zum Nachweis von Strahlung höherer harmonischer Ordnung am Max-Planck-Institut für Quantenoptik.

ULRICH KILIAN