

Detektoren in der bildgebenden Diagnostik

Bildgebende Verfahren bieten immer genauere Einblicke in den Körper

Christoph Leussler, Torsten Solf, Gereon Vogtmeier und Herfried Wiczorek

Hinter dem Begriff „bildgebende Diagnostik“ verbirgt sich eine höchst komplexe Aufgabe: Mediziner möchten sich mithilfe bildgebender Verfahren ein möglichst gutes Abbild vom Inneren des Menschen machen, um damit ohne operativen Eingriff eine Diagnose stellen zu können. Um die oft komplementären Detektionssysteme für diesen Zweck zu optimieren, gilt es, vielfältige Anforderungen zu erfüllen.

Bei der Behandlung von Unfallopfern ist es von immenser Bedeutung, schnellstmöglich eine genaue Kenntnis der verletzten Körperteile zu erhalten. Einen ersten, sehr hilfreichen Überblick liefert ein 3D-Bild, das mit einem Computertomografen (CT) erstellt wurde. Bei der anschließenden Operation kann der Arzt sich dann auf einen Körperabschnitt konzentrieren, der sich im „interventionellen Modus“ eines Röntgensystems in Echtzeit darstellen lässt, nachdem die Operationsplanung mit dem CT-Datensatz vorbereitet wurde. Anschließend könnte beispielsweise eine neurologische Frage mithilfe der Magnetresonanztomografie (MRT) begutachtet werden, oder die Funktionalität (z. B. Durchblutung) einzelner Organe mit einer so genannten SPECT-Aufnahme. Für jede dieser Aufgaben gilt es, das optimale System mit den spezifischen Detektoren zu entwerfen und entsprechend den wachsenden Anforderungen zu optimieren.

Die Bedeutung nichtinvasiver Bildgebungsverfahren wie CT oder MRT¹⁾ in der diagnostischen Medizin ist aufgrund intensiver Forschungsfortschritte in den letzten zehn Jahre signifikant angewachsen. Ausgereifte Verfahren sowie neuartige Entwicklungen erhöhen kontinuierlich die Ortsauflösung sowie den gewebespezifischen Kontrast. Dadurch werden Diagnosen, z. B. der Karzinomausschluss, allein aufgrund von radiologischen Bildern möglich. Dies hilft einerseits dem Patienten, der sich nicht einer Biopsie unterziehen muss, und anderer-

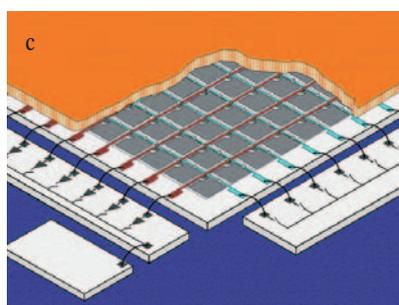
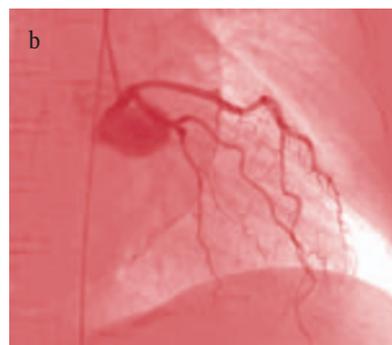
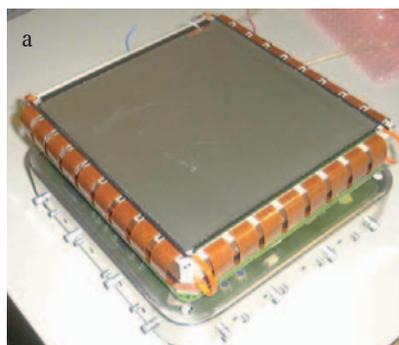


Abb. 1:

Moderne Festkörper-Röntgen-Detektoren (a) offenbaren beim Herzen auch feinste Strukturen (b, kontrastmittelverstärkte Röntgenaufnahme). Auf der Oberseite des Detektors befindet sich das eigentliche Detektorsubstrat mit der Szintillatorschicht aus CsI:Tl, den Fotodioden und den Dünnschichttransistoren aus amorphem Silizium. Der Prinzipaufbau eines flachen dynamischen Röntgendetektors (FDXD, c) zeigt die Matrixanordnung der Spalten- und Zeilenelektronik, die von der Szintillatorschicht überdeckt ist. Rechts im Bild sind die Treiberchips, welche die Dünnschichttransistoren ansteuern, links die Auslesechips mit nachgeschaltetem Multiplexer und ADC zu sehen.

seits den Krankenkassen, weil erfolgreiche Früherkennung die Belastung des Gesundheitssystems senkt. Trotz der erheblichen Fortschritte gibt es kein bildgebendes Verfahren, welches sämtliche Informationen für eine komplette Diagnose alleine liefern könnte. Der Arzt benutzt daher die so genannte „Differentialdiagnose“: Um einen Befund abzuklären werden etwa CT, MRT sowie US-Bilder im Zusammenhang begutachtet. Jedes Verfahren zeigt unterschiedliche Kontraste und liefert damit unterschiedliche Beiträge zur Diagnose. Somit sind die Verfahren, zumindest beim heutigen Stand der Technik, ergänzend und nicht konkurrierend.

Röntgendiagnostik

Das klassische Konzept der Röntgendiagnostik ist das der Projektionsradiografie. Die den meisten von uns vertrauten Röntengeräte bestehen im Wesentlichen aus vier Komponenten: dem Generator, der Röntgenröhre, dem Streustrahlenraster und dem Detektor. Generator und Röntgenröhre (Strahler) erzeugen die Röntgenstrahlung. Streustrahlenraster und Röntgendetektor liefern die Bilder, indem sie die Röntgenstrahlen, welche den Patienten durchdrin-

gen, räumlich filtern, aufnehmen und in eine fotografische Aufnahme oder ein Bildsignal verwandeln.

Nach der Entdeckung der Röntgenstrahlung 1895 durch Wilhelm Conrad Röntgen wurden zunächst Fluoreszenzschirme, später Filme und Film-Folien-Kombinationen als Detektor verwendet. Verstärkerfolien enthalten stark absorbierende lumineszierende Stoffe, welche die Röntgenstrahlung in sichtbares Licht umwandeln und so indirekt die Empfindlichkeit des Films stark erhöhen. Dadurch lässt sich die Strahlungs-dosis wesentlich verringern. Eine Modifikation der Verstärkerfolien sind die Speicherfolien für die digitale Radiografie. Dabei wird die Energie der absorbierten Röntgenquanten in der Folie gespeichert und später durch optische Anregung, d. h. Scannen mit einem Laserstrahl, ausgelesen [1].

Einen wesentlichen Durchbruch brachte der Röntgenbildverstärker, der erstmals die Durchleuchtung bei moderaten Strahlungsdosen ermöglichte. Ein Eingangleuchtschirm aus CsI:Na transformiert die Röntgenstrahlung in sichtbares Licht und mittels einer Fotokathode in Fotoelektronen, die auf einen Ausgangsleuchtschirm beschleunigt werden und dort das Signal verstärken, so

1) Und natürlich auch der Ultraschall-Diagnostik (US), die hier nicht weiter behandelt werden soll.

Christoph Leussler,
Torsten Solf, Dr.
Gereon Vogtmeier,
Dr. Herfried Wiczorek,
Philips GmbH
Forschungslaboratorium,
Imaging Systems, Weißhaus-
str. 2, 52066 Aachen
(Christoph Leussler ist in der Gruppe Tomographic Imaging Systems in Hamburg)

dass es sich über eine Kamera beobachten lässt.

Dem Wunsch nach handlicheren Detektoren mit verbesserter Bildqualität entsprach die Entwicklung von Festkörperdetektoren für die statische und dynamische Radiografie (Abb. 1a). Derartige Detektoren liefern verzerrungsfreie, großflächige, statische oder dynamische digitale Röntgenbilder – mit allen Möglichkeiten der digitalen Bildverarbeitung wie Belichtungs- und Fehlerkorrektur, Kontrastverstärkung (Abb. 1b) oder Differenzverfahren (z. B. digitaler Subtraktions-Angiografie).

Der grundlegende Aufbau eines medizinischen Festkörperdetektors ähnelt dem eines Flüssigkristalldisplays (Abb. 1c): Auf einer Glasplatte wird eine Matrix aus Fotodioden, Schalttransistoren, Schaltleitungen und Ausleseleitungen aufgebracht. Tatsächlich wurde die grundlegende

deutlich: Die (fast) vollständige Absorption der Röntgenquanten ist mit dicken Phosphorschirmen möglich, die jedoch nur eine geringe Ortsauflösung ermöglichen; umgekehrt erhält man gute Ortsauflösung mit dünnen Phosphorschichten, die allerdings nur einen geringen Teil der Röntgenstrahlung absorbieren. Im Falle des Festkörperdetektors verwendet man eine Schicht aus thalliumdotiertem Cäsiumjodid (CsI:Tl), die neben hoher Röntgenabsorption und guter Ortsauflösung auch noch eine hohe Lichtausbeute besitzt.

Das Grundprinzip dieser strukturierten Szintillatoren beruht darauf, dass sich Alkalihalogenide wie CsI strukturiert aufdampfen lassen, sodass die Schicht aus einzelnen, optisch voneinander getrennten Kristalliten besteht. Der Lichteileffekt dieser Struktur bündelt das in der Szintillatorschicht entstehende Licht und ermöglicht die notwendige gute Ortsauflösung auch bei hoher Schichtdicke.²⁾

Die Technologie strukturierter Szintillatoren wurde früher in Röntgenbildverstärkern verwendet und für die Verwendung in Festkörperdetektoren weiter optimiert. Ein wesentlicher Vorteil des flachen Detektors liegt darin, dass geometrische Verzerrungen und die ungleichmäßige Ausleuchtung des Bildes (Vignettierung) vermieden werden. Gleichzeitig erweist sich der Detektor durch den Verzicht auf die elektronenoptische Verstärkung als unempfindlicher gegenüber äußeren Einflüssen wie z. B. Magnetfeldern.

Die durch die Röntgenstrahlung im Szintillator erzeugten Photonen werden in Dünnschicht-Fotodioden aus amorphem Silizium (a-Si:H) absorbiert und in Form elektrischer Ladung gespeichert (Abb. 1c). Das Szintillationslicht lässt sich optimal ausnutzen, da das Emissionsspektrum des CsI:Tl und das Absorptionsspektrum des a-Si:H perfekt aneinander angepasst sind. Amorphe Halbleiter und Szintillatoren haben jedoch den Nachteil einer hohen Defektdichte. Deshalb kommt es zum „Trapping“ von Ladungsträgern und daher zu Nachleuchteffekten oder Geisterbildern [4]. Eine umfangreiche Materialentwicklung war notwendig, bevor amorphes Silizium und Cäsiumjodid als Detektormaterial für die medizinische Röntgentechnik einsetzbar waren.

Die elektrischen Ladungen in den Fotodioden werden durch

gleichzeitiges Anschalten der Dünnschichttransistoren einer Detektorzeile parallel in die außerhalb der Detektormatrix gelegenen Verstärkerchips transferiert. Die Bildqualität der neu entwickelten Detektoren muss selbstverständlich mit der von Film-Folien-Systemen oder Röntgenbildverstärkern vergleichbar sein. Da aber in diesem neuen Konzept keine Verstärkungsstufe, vergleichbar der Beschleunigung der Fotoelektronen im Bildverstärker, vorgesehen ist, lässt sich ein entsprechend hohes Signal-zu-Rauschverhältnis nur erreichen, indem das elektronische Rauschen der Ausleseschaltungen minimiert wird. Als Ausleseverstärker wurden daher spezielle rauschoptimierte ladungsempfindliche Verstärker in CMOS-Technik entwickelt. Nachgeschaltete Multiplexer und eine parallele Anordnung von Analog-Digital-Konvertern ermöglichen das notwendige schnelle Auslesen der Bilddaten.

Dieses neue Detektorkonzept erfordert insgesamt die Optimierung der gesamten Bildgebungskette: Entwicklung von Szintillatorschichten mit hoher Lichtausbeute, Maximierung des Signals durch Entwicklung einer entsprechend angepassten Fotodiodenmatrix, Minimierung des elektronischen Rauschens durch entsprechende Rauschunterdrückungskonzepte, und Optimierung des Systemaufbaus zur Unterdrückung elektrischer und magnetischer Störfelder und Interferenzen.

Computertomografie

Als ein wichtiges Hilfsmittel für die bildgebende Diagnostik ist die Computertomografie aus der medizinischen Welt nicht mehr wegzudenken. Die Einführung dieser Technologie 1972 revolutionierte die Untersuchungsmethoden in der Medizin.³⁾ Ihre Hauptvorteile sind die hohe örtliche Detailauflösung und der starke gewebespezifische Kontrast der Schichtbildaufnahmen. Das ermöglicht es, Verkalkungen der Herzkranzgefäße oder kleinste Geschwülste an Organen zu erkennen. Trotz der unvermeidlichen Strahlenbelastung ist die Computertomografie oft das einzig sinnvolle Verfahren, um dem Arzt die notwendigen Informationen entsprechend schnell zur Verfügung zu stellen, was z. B. in der Notfallmedizin von lebensentscheidender Bedeutung ist.

Das Prinzip, das einem solchen Schichtbild zugrunde liegt, ist rela-

Abb. 2:
CT-Scanner der
neuesten Genera-
tion mit einem
16-Zeilen Detektor
(Philips MX-8000
IDT)



Technologie der Großflächenelektronik aus amorphem Silizium (a-Si:H) ursprünglich für die LCD-Technik entwickelt. Neu ist nur die Fotodiode, die das Lumineszenzlicht einer großflächig auf der Glasplatte aufgedampften Szintillatorschicht in elektrische Ladung verwandelt und zwischenspeichert. Das Signal der einzelnen Dioden wird mit einer Bildwechselrate von 30 Hz zeilenweise ausgelesen, in ladungsempfindlichen Verstärkern am Detektor-Rand aufgenommen und digitalisiert. Die Bilddaten werden direkt einem digitalen Bildverarbeitungssystem zugeführt und lassen sich in Echtzeit darstellen [2].

Oberstes Gebot bei der Konzeptentwicklung für ein Röntgensystem ist es, höchste Bildqualität bei möglichst niedriger Dosis zu erzielen. Die Probleme, die mit dieser Forderung einhergehen, werden am Beispiel eines Film-Folien-Systems

2) Die gleichzeitige Optimierung von Absorption und Ortsauflösung zeigt sich in einer hohen „Detective Quantum Efficiency“ (DQE), dem Standardmaß zur Beurteilung der Bildqualität eines Detektorsystems [3].

3) Die Grundlagen für die Computertomografie legte der amerikanische Physiker Allan M. Cormack und unabhängig davon der britische Ingenieur Godfrey N. Hounsfield.

tiv einfach zu verstehen, allerdings sind viele Bedingungen zu erfüllen, um artefaktfreie Bilder zu erzeugen. Eine Röntgenquelle bestrahlt den Patienten fächerförmig, und das durch Absorption von Gewebe und Knochen abgeschwächte Intensitätsprofil wird von einem aus vielen Einzeldetektoren (ca. 1000 bei einem Einzeilenscanner) bestehenden Detektorarray erfasst. Röntgenquelle und Detektor rotieren um den

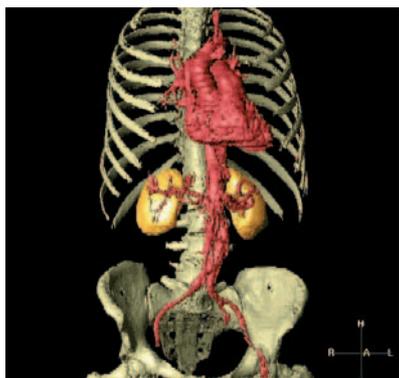


Abb. 3: Durch Nachbearbeitung von CT-Schichtaufnahmen ergibt sich eine 3D-Darstellung, die es dem Arzt erlaubt, einzelne Organe von allen Seiten zu betrachten oder sogar virtuell zu endoskopieren.

Patienten und nehmen so entsprechend viele Durchleuchtungsprofile auf, die durch gefilterte Rückprojektion (mit Wichtungsfunktion gefaltete Rücktransformation) in Schichtbilder umgerechnet werden. Dabei sind Röntgenröhre und Detektor über eine feste Geometrie in der „Gantry“ – dem Systemträger – einander zugeordnet. Je nach Bewegung von Patiententisch und Gantry sind verschiedene Scan-Modi möglich. Bei Verschieben des Patiententischs und gleichzeitiger Rotation ist es möglich, die Bilddaten für einen Volumenscan des Patienten schnell zu erfassen. Durch intelligente Bildverarbeitung kann das dreidimensionale Abbild eines Organs erstellt werden (Abb. 3) Der Arzt hat sogar die Möglichkeit, virtuelle „Rundflüge“ durch die Organe zu machen und dabei Informationen zu erhalten, wie sie sonst nur bei endoskopischen Untersuchungen entstehen.

Die Geschwindigkeit, mit welcher der gesamte Patient gescannt werden kann, ist besonders in der Notfallmedizin, aber auch bei anderen speziellen Applikationen wie z. B. Herzuntersuchungen ein wichtiger Aspekt. Insofern ist der Trend zu immer schnelleren Systemen mit besseren räumlichen und zeitlichen Auflösungen ein treibender Faktor

neuer Entwicklungen. Gleichzeitig ist natürlich die optimale Ausnutzung der Strahlungsdosis anzustreben, um die Strahlenbelastung des Patienten zu minimieren.

Neben der fehlerfreien Datenerfassung und den entsprechend optimierten Bildrekonstruktionsalgorithmen ist der Detektor die bildbestimmende Hauptkomponente eines CT-Scanners. Nur bei einwandfreier Erfassung der durch den Patienten abgeschwächten Röntgenintensitätsprofile ist die korrekte Rücktransformation zu den zweidimensionalen Schnittbildern möglich [5].

Früher arbeiteten die Detektoren im Wesentlichen mit Xenon-Hochdruckionisationskammern, heutige Systeme nutzen eine Kombination aus Szintillationskristall und Fotodiode. Während die ersten CT-Scanner nur aus Einzeilendetektoren bestanden – also auch nur ein Schichtbild pro Rotation erfasst werden konnte – sind nun die ersten Mehrzeilengeräte in den Kliniken vertreten. Neueste Versionen können 16 Zeilen gleichzeitig erfassen (Abb. 2). Das entspricht einer 16-fachen Scan-Geschwindigkeit und ermöglicht eine Bilderfassung mit höherer Auflösung. Bei einer Anzahl von etwa 900 bis 1000 Detektoren pro Zeile und 16 Zeilen fallen pro View Daten von etwa 16000 Pixeln an. Das summiert sich bei einer Rotationsgeschwindigkeit von mehr als zwei Umdrehungen pro Sekunde und 1000 bis 2500 Views pro Umdrehung auf über 80 Mio. Pixeldaten pro Sekunde. Die Szintillatorkristalle und die Detektoren mit der entsprechenden Verarbeitungselektronik müssen dabei den dynamischen Anforderungen (Direktstrahl bis max. Patientenabschwächung) bei gleichzeitiger hoher Auslesefrequenz genügen, wobei zusätzlich die hohe geometrische Präzision mit Toleranzen im μm -Bereich eingehalten werden muss. Dies ist zudem bei den durch die schnelle Rotation entstehenden Kräften zu gewährleisten.

Diese Forderungen nach Geschwindigkeit und Auflösung machen neue Konzepte notwendig. Dabei heißt es nicht nur die technischen Herausforderungen und die um ein Vielfaches höhere Datenmenge zu bewältigen, sondern auch die wirtschaftlichen Anforderungen zu berücksichtigen – schließlich sollen sich die Preise nicht vervielfachen. Dem eigentlichen Detektor kommt dabei eine Schlüsselrolle zu.

Die Effizienz der Szintillatormaterialien wird um so wichtiger, je kürzer die Zeit für einen View wird. Das bedeutet, dass die optimale schnelle Konversion der Röntgenquanten bei kurzer Abklingzeit ein wesentliches Merkmal eines guten Materials für ein CT-System ist. Zusätzlich ist eine hohe Transparenz und ein guter Reflektor an den Seiten wünschenswert, um Verluste innerhalb des Kristalls zu vermeiden.

Es gibt nun verschiedene Ansätze, die Detektortechnologie durch Integration diskreter Elemente – insbesondere der Datenerfassungselektronik – zu verbessern. Weitere Ansatzpunkte sind technische und wirtschaftliche Optimierungen bei den Fotodioden durch Herstellung spezifischer Arrays (Abb. 4).

Eine genaue Kenntnis der physikalischen Zusammenhänge ist notwendig, um verschiedene Effekte, die die Bildqualität reduzieren, rechnerisch korrigieren zu können. Dabei spielen sowohl Materialeigenschaften der Konversionsmate-



Abb. 4: Modul eines neu entwickelten Multiline-CT-Detektors mit integrierter Ausleseelektronik. Bei dem Modul sind deutlich die Pixelstrukturierung des oberen Detektors zu erkennen, der hier für Demonstrationszwecke noch nicht mit einem entsprechenden Szintillatorarray bedeckt ist.

rialien eine Rolle als auch die Eigenschaften der Fotodiode und der weiteren Elektronik. Deswegen ist man bemüht, in der Forschung Modelle für das Gesamtsystem zu erstellen, um mit Simulationen im Vorhinein die zu erwartende Bildqualität beurteilen zu können.

Nuklearmedizin

Die Untersuchungsverfahren der Nuklearmedizin sind denen der Projektionsradiografie und der Computertomografie vom Prinzip her eng verwandt. Ein wesentlicher Unterschied besteht jedoch darin, dass anstelle einer externen Röntgenquelle die Gammastrahlung eines dem Patienten injizierten Präparates durch Zählen der absor-

bierten Quanten und nicht durch Integration der elektrischen Ladungen gemessen wird. Die organspezifische Anreicherung radioaktiv markierter Präparate lässt Rückschlüsse auf die Funktion dieser Organe zu. Die Methoden der Nuklearmedizin werden deshalb vor allem eingesetzt, um erhöhte Stoffwechselaktivität nachzuweisen oder die biologische Funktion, z. B. die Durchblutung bestimmter Organe zu messen. Hauptanwendungs-

Abb. 5:
Bei der neuesten Generation von SPECT-Geräten lassen sich die zwei Kameras unabhängig an Roboterarmen bewegen. Dies ermöglicht es, die Kameras beliebig um den Patienten zu positionieren oder zu drehen.



gebiete der Nuklearmedizin sind daher Onkologie und Kardiologie.

Grundelement aller nuklearmedizinischen Detektoren ist der Szintillationsdetektor, bis vor kurzem in Form der „Anger-Kamera“. Dabei absorbiert ein hochtransparenter Szintillationskristall, meist NaI:Tl, die Gammaquanten. Die im Szintillator generierten Photonen breiten sich großräumig innerhalb des Kristalls aus und werden in einer matrixartigen Anordnung von Fotomultipliern detektiert. Für jedes Absorptionsereignis werden die räumlichen Koordinaten aus den Signalen mehrerer benachbarter Fotomultiplier mit Hilfe der Anger-Logik bestimmt [1, 6].

Bei der einfachsten Untersuchungsmethode, der Szintigrafie, fokussiert ein Bleikollimator die γ -Quanten mit einer Vielzahl paralleler Löcher auf die Gammakamera. Schräg einfallende Quanten können den Kollimator nicht passieren. Neben dieser räumlichen Fokussierung ist es aber auch notwendig, noch die Energie der absorbierten γ -Quanten zu messen, um nur diejenigen Quanten zu erfassen, die nicht innerhalb des Patienten durch Compton-Streuung ihre Richtung geändert und dadurch Energie verloren haben. Deshalb werden alle Einzelpulse rauscharm verstärkt, ihre aus den Signalen mehrerer Photomultiplier summierte Signalarhöhe wird in einem Pulshöhenanalysator überprüft und gleichzeitig der geometrische Schwerpunkt der Ladungsverteilung ermittelt. Wenn



Abb. 6:
Anhand von Ganzkörper-SPECT-Bildern lässt sich in der Onkologie nach Metastasen suchen.

die Signalarhöhe in einem engen Bereich um die zu erwartende γ -Energie, dem Energiefenster, liegt, wird das Einzelereignis gewertet.

Die Anforderungen an Szintillationskristalle für die Anwendung in der Nuklearmedizin sind weit höher als in der Röntgen- oder CT-Technik. Zur Absorption der hochenergetischen γ -Strahlung müssen Materialien mit hoher Dichte eingesetzt werden. Daneben spielt der Anteil der Strahlung, der durch den Fotoeffekt absorbiert wird, eine wesentliche Rolle, da der konkurrierende Prozess der Compton-Streuung nicht zur Bildgebung beiträgt – nur Ereignisse mit vollem Energieübertrag werden gezählt, um gestreute γ -Quanten auszuschließen. Wichtig ist neben der hohen Lichtausbeute eine kurze Abklingzeit des Signals, ansonsten würde die maximale Zählrate des Detektors zu stark eingeschränkt.

Eine Vielzahl von Faktoren bestimmen die Energieauflösung des Detektors. Neben den intrinsischen Eigenschaften des Szintillatormaterials sind dies die optischen Eigenschaften des Kristalls und die Qualität von Fotomultiplier und Ausleseelektronik. Aus der Vielzahl der am Markt vorhandenen Szintillatormaterialien kommen aufgrund dieser sehr speziellen Anforderungen – hohe Dichte und Kernladungszahl,

hohe Lichtausbeute, gute Energieauflösung und optische Transparenz – zurzeit neben NaI:Tl nur noch Wismutgermanat (BGO), Gadoliniumoxyorthosilikat (GSO) und die entsprechende Lutetiumverbindung (LSO) in Frage. Natriumjodid ist das einzige Material, das sich in einkristallinen Scheiben von bis zu 50×60 cm Größe kostengünstig herstellen lässt, die anderen Verbindungen sind nur in wenigen cm großen Kristallen verfügbar.

Wie bei der Projektionsradiografie lässt sich auch in der Nuklearmedizin durch Rotation einer oder mehrerer Gammakameras um den Patienten Tomografie betreiben. Dieses Verfahren, das tatsächlich dieselben Anger-Kameras verwendet, heißt Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT). Die SPECT-Technik ist äußerst variabel. Abhängig von der Aufnahmetechnik, der Sensitivität und der gewünschten Ortsauflösung der Aufnahme lassen sich verschiedene Kollimatoren mithilfe eines Kollimatorwechslers einsetzen. Im Bereich der Kardiologie werden oft Geräte in fest definierter Geometrie verwendet, ansonsten aber auch Systeme mit bis zu drei Messköpfen mit variablem Winkel, in unterschiedlichster Anordnung, seit neuestem auch an Roboterarmen anstelle einer fest vorgegebenen

Positronen-Emissionstomografie (PET)

Mit Einführung der PET erfuhr die Nuklearmedizin eine Erweiterung zu noch höherer Empfindlichkeit. Zerfällt ein Positronenstrahler, z. B. ^{18}F , wird das Positron in unmittelbarer Nähe des Zerfallsortes unter Aussendung zweier γ -Quanten annihiliert. Diese beiden Quanten fliegen mit einer Energie von je 511 keV in entgegengesetzte Richtung auseinander. Durch Messung in zwei gegenüberliegenden Detektoren lässt sich der Ort des Zerfallsereignisses auf eine Linie zwischen den beiden gemessenen Absorptionsereignissen festlegen und so analog der CT- oder SPECT-Technik rekonstruieren. Voraussetzung für eine derartige Auswertung ist allerdings die genaue Messung der zeitlichen Koinzidenz der beiden γ -Quanten im Bereich von 5 bis 10 ns.

Die Sensitivität eines PET-Systems lässt sich wesentlich dadurch steigern, dass eine ringförmige Anordnung aus Szintillatorkristallen an die Stelle der zwei Detektoren tritt. Ein derartiger Ringdetektor kann nach dem Prinzip der Anger-Kamera aus NaI:Tl-Kristallen aufgebaut werden. Andere Szintillationsmaterialien mit höherer Dichte, wie sie für die Absorption der hochenergetischen γ -Quanten im PET-

Detektor erwünscht sind, stehen nur in Form kleinerer Kristalle zur Verfügung. Daher bestehen PET-Systeme aus einer Vielzahl von Szintillatorkristallen (auf Basis von BGO, GSO oder LSO), die wiederum mit einer Matrix von Fotomultipliern optisch verbunden sind.

PET-Systeme mit einer Kollimatoranordnung ähnlich wie bei SPECT und Anger-Kameras werden als 2D-Geräte bezeichnet. Die neueste Generation von PET-Geräten verwendet anstelle der Bleikollimatoren das Prinzip der elektronischen Kollimation. Die Richtung der einfallenden γ -Quanten ist nämlich, vorausgesetzt die Streustrahlung durch eine gute Energieauflösung des Detektors ausreichend unterdrückt werden kann, durch die gleichzeitige Detektion zweier koinzidenter Quanten hinreichend bestimmt. Diese als 3D-Geräte bezeichnete Generation von PET-Systemen hat damit eine Empfindlichkeit bis in den Bereich von femto-Mol/cm³ erreicht. PET ist damit eine der aussichtsreichen Methoden für „Molecular Imaging“, d. h. die Darstellung von Stoffwechselvorgängen, etwa um die Wirksamkeit von Medikamenten durch moderne bildgebende Verfahren zu überprüfen.

Gantry (Abb. 5). Wichtig ist die exakte geometrische Anordnung und reproduzierbare Bewegung der Kameras, die erst die Rekonstruktion hochaufgelöster Bilddaten ermöglicht. Damit stehen Systeme für die Untersuchung einzelner Organe wie auch für Ganzkörperbilder (Abb. 6) in der Onkologie zur Verfügung.

Magnetresonanztomografie

Die Magnet Resonanz-Tomografie ist ein modernes Verfahren der diagnostischen Bildgebung, das Bilder mit einem sehr guten Weichteilkontrast aus dem menschlichen Körper liefert. Ein MR-Scanner besteht im Wesentlichen aus einem starken Hauptfeldmagneten, der die Kernspins der Wasserstoffatome (Protonen) im menschlichen Körper ausrichtet, ferner Gradientenspulen, die ein räumlich unterschiedliches, zeitlich schaltbares Magnetfeld erzeugen, und schließlich den resonanten Hochfrequenzspulen. Letztere dienen zur Anregung der Kernspinresonanz im gewünschten Abbildungsbereich und zur Detektion der schwachen Signale, die durch die rotierende transversale Komponente der Magnetisierung induziert werden. Das zu empfangende Signal hängt von der chemischen Zusammensetzung des Mediums in komplizierter Weise ab, da Relaxationsvorgänge eine wichtige Rolle spielen.

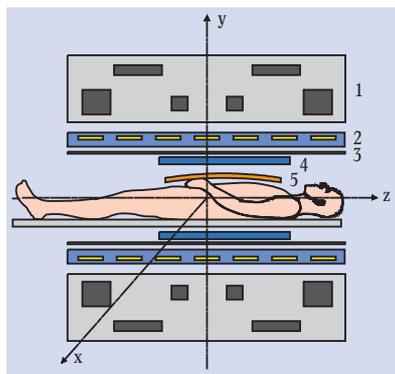


Abb. 7: Schematischer Aufbau eines Magnetresonanztomografen (vgl. Text)

Die eingesetzten Hauptmagnetfeldstärken (B_0) liegen für Anwendungen in der klinischen Bildgebung zwischen 0,2 und 3 Tesla. Mit dem gyromagnetischen Verhältnis γ für Protonen, $\gamma = 42,57 \text{ MHz/T}$, resultiert eine Resonanzfrequenz für das magnetische Wechselfeld $\nu = \gamma B_0$ von 8,5 bis 128 MHz. Dieser Frequenzbereich ist für unterschiedliche klinische Applikationen durch Hochfrequenzspulen abzudecken.

Abbildung 7 zeigt die räumliche Anordnung in einem MR-Scanner schematisch für einen supraleitenden Hauptfeldmagneten: Symmetrisch zum magnetischen Isozentrum des Hauptfeldmagneten (1) befindet sich das Gradientenspulensystem (2) bestehend aus drei ineinander angeordneten Spulenpaaren zur Erzeugung linear vom Ort abhängiger, parallel zu B_0 gerichteter, schaltbarer Gradientenfelder, die dem Hauptfeld überlagert werden.

Innerhalb der Gradientenspule befindet sich das Hochfrequenzspulensystem. Die Körperspule (4) ist durch einen Faraday-Schirm (3) (Durchmesser ca. 70 cm) von der Gradientenspule elektromagnetisch entkoppelt, welcher aber für die geschalteten Gradientenfelder transparent erscheint. Die HF-Körperspule erzeugt ein zirkular polarisiertes Anregungsfeld von bis zu $30 \mu\text{T}$. Mit Impulsspitzenleistungen von bis zu 15 kW wird ein homogener Abbildungsbereich mit einem Durchmesser von 50 cm abgedeckt. Beim Entwurf der HF-Spule ist man bestrebt, für die Empfangsspule (5) das Signal-zu-Rauschverhältnis (SNR) für den geforderten Abbildungsbereich zu optimieren.

Mit der Einführung von Spulenarrays aus mehreren separaten kleineren Einzelspulen, mit jeweils einem eigenem Vorverstärker, lässt sich bei simultanem MR Empfang im gleichen Abbildungsbereich ein wesentlich höheres SNR erreichen [7]. Jede der N individuellen Spulen wird an einen eigenen Empfänger angeschlossen, sodass man N Einzelbilder erhält. Jedes inhomogene Einzelbild enthält lokal ein höheres SNR. Die Einzelbilder werden anschließend im Computer zu einem Gesamtbild überlagert (Abb. 8).

Neben dem verbesserten SNR für große Abbildungsbereiche ist das inhomogene HF-Magnetfeld der Einzelspulen in einem Array als zusätzliche Quelle von räumlicher Information nutzbar [9] bzw. eine kürzere Aufnahmezeit erreichbar. Die verkürzte Messzeit ist für viele Anwendungen wichtig, insbesondere für die Echtzeitbildgebung bei operativen Eingriffen oder der Herzbildgebung. Dabei gilt es, den Rauschbeitrag mit speziellen Spulenarrangements zu minimieren.

Zwar steigt mit zunehmendem Hauptmagnetfeld B_0 ($> 1,5 \text{ Tesla}$) das erreichbare SNR, doch bestimmen elektromagnetische Ausbreitungseffekte und steigende HF-Ab-

sorption im menschlichen Körper die Bildqualität [10] und machen in Zukunft eine Reihe neuartiger technischer Lösungen notwendig.

Fazit

Die Technologien der verschiedenen bildgebenden Systeme sind mittlerweile so weit entwickelt, dass eine präzise Diagnostik vielfach schon aufgrund dieser Bildinformationen möglich ist. Die Anforderungen an die jeweiligen Detektoren sind dabei höchst verschieden, getrieben vom Wunsch nach höherer Detailauflösung bei gleichzeitig schnellerer Bilderfassung. Dazu kommen natürlich die Aspekte der verträglichen und schonenden Pati-

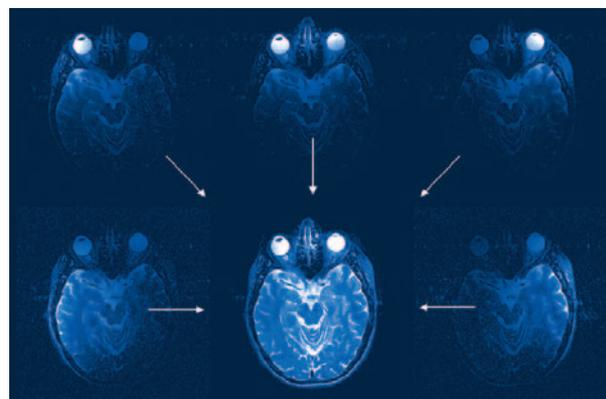


Abb. 8: Kombination der Einzelbilder eines 8-Kanal-Spulenarrays für den Kopf (Ausschnitt).

entenuntersuchung mit ins Spiel sowie die Wünsche nach neuen Methoden mit erweiterten Beurteilungsmöglichkeiten, etwa für die medizinische Vorsorgeuntersuchung. All diese Wünsche lassen sich durch Systeme erfüllen, bei denen der spezifische optimierte Detektor am Anfang der Bilderfassungskette steht.

Literatur

- [1] S. Webb, The Physics of Medical Imaging, Adam Hilger, Bristol (1988)
- [2] N. Jung et al., Medical Imaging 1998: Physics of Medical Imaging, SPIE Vol. 3336, 296 (1998)
- [3] U. Schiebel et al., Medical Imaging 1994: Physics of Medical Imaging, Proc. SPIE Vol. 2163, 129 (1994)
- [4] H. Wiczorek, Radiation Measurements 33, 541 (2001)
- [5] O. Dössel, Bildgebende Verfahren in der Medizin, Springer Verlag, Heidelberg (2000)
- [6] G. F. Knoll, Radiation Detection and Measurement, John Wiley & Sons, New York (2000)
- [7] P. B. Roemer et al., Magn. Reson. Med. 16, 192 (1990)
- [8] C. Leussler et al., Proc. ISMRM, S. 176 (1997)
- [9] K. P. Pruessmann et al., Magn. Reson. Med. 42, 952 (1999)
- [10] P. Röschmann, Med. Phys. 14, 922 (1987)