



(10) **DE 10 2010 037 410 A1** 2011.03.17

(12) **Offenlegungsschrift**

(21) Aktenzeichen: **10 2010 037 410.5**

(22) Anmeldetag: **08.09.2010**

(43) Offenlegungstag: **17.03.2011**

(51) Int Cl.⁸: **A61B 6/00** (2006.01)

A61B 5/00 (2006.01)

H05G 1/02 (2006.01)

G01N 23/087 (2006.01)

(30) Unionspriorität:

12/557,314 10.09.2009 US

(71) Anmelder:

General Electric Co., Schenectady, N.Y., US

(74) Vertreter:

Rüger und Kollegen, 73728 Esslingen

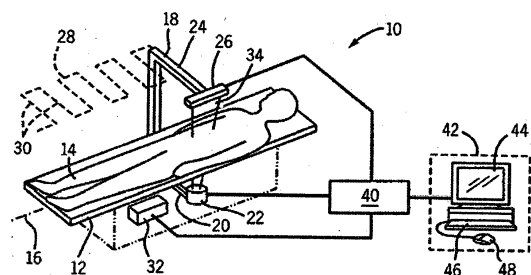
(72) Erfinder:

**Wear, James, Madison, WI, US; Ergun, David,
Madison, WI, US; Washenko, Robert A., Madison,
WI, US; Bucholz, Michael, Madison, WI, US;
Gorsuch, Darrell, Madison, WI, US; Payne,
Randall, Madison, WI, US**

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

(54) Bezeichnung: **Quer abtastendes Knochendensitometer und darin verwendeter Detektor**

(57) Zusammenfassung: Ein abtastendes Knochendensitometer (10) enthält eine Röntgenstrahlenquelle (22), um Röntgenstrahlen zu erzeugen, und einen Röntgendetektor (100, 200), um Röntgenstrahlen aufzunehmen, die von der Röntgenstrahlenquelle abgegeben werden. Der Röntgendetektor (100, 200) enthält einen Cadmiumtellur-(CdTe)-Halbleiter (300). Das abtastende Knochendensitometer enthält ferner eine Steuereinrichtung (32), die die Röntgenstrahlenquelle und den Röntgendetektor entlang eines quer verlaufenden Abtastpfads (22) bewegt, um mehrere Abtastbilder eines interessierenden Objekts zu akquirieren (14).



Beschreibung**HINTERGRUND ZU DER ERFINDUNG**

[0001] Die hierin beschriebene Erfindung betrifft allgemein medizinisch-diagnostische Bildgebungssysteme und spezieller Knochendensitometer.

[0002] Dualenergetische Bildgebungssysteme enthalten eine Röntgenstrahlenquelle, die einen kollimierten Strahl dualenergetischer Röntgenstrahlen emittiert, um einen Patienten bildgebend abzubilden. Ein Röntgendetektor ist in Bezug auf die Röntgenstrahlenquelle positioniert, um die Röntgenstrahlen aufzunehmen, die den Patienten durchqueren. Der Röntgendetektor erzeugt in Reaktion auf die empfangenen Röntgenstrahlen elektrische Signale. Die elektrischen Signale werden in digitale Signale umgewandelt, die durch das Bildgebungssystem genutzt werden, um Bilder des Patienten zu erzeugen.

[0003] Messungen der durch ein Objekt verursachten Röntgenstrahlenabsorption bei zwei unterschiedlichen Röntgenstrahl-Energien können Informationen über die Zusammensetzung des betreffenden Objekts hinsichtlich einer Zerlegung in zwei ausgewählte Basisstoffe aufdecken. Auf dem Gebiet der Medizin sind die ausgewählten Basisstoffe häufig Knochen und Weichteilgewebe. Die Fähigkeit, Knochen von umgebendem Weichteilgewebe zu unterscheiden, ermöglicht es, anhand von Röntgenbildern in vivo quantitative Daten über die Knochendichte für die Diagnose von Osteoporose und sonstige Knochenkrankungen zu gewinnen.

[0004] Zumindest einige bekannte dualenergetische Bildgebungssysteme enthalten Detektorelemente, die mittels eines Cadmiumtellurid-(CdTe)-Halbleiters hergestellt sind, der herkömmliche ohmsche Anoden- und Kathodenkontakte aufweist. Unter dem Einfluss einer angelegten Vorspannung erzeugt der Halbleiter einen Strom, der proportional zu der durch den Halbleiter absorbierten Energie jedes Röntgenstrahls ist. Die geringen Anstiege des Halbleiterstroms aufgrund von Röntgenstrahlen werden in digitale Signale übersetzt, die genutzt werden, um ein Bild zu erzeugen. Allerdings können die herkömmlichen ohmschen Kontakte einen beträchtlichen Verluststrom hervorbringen, der Rauschen verursacht und dadurch die Gesamtqualität des zur Erzeugung der Bilder genutzten Signals vermindert.

KURZBESCHREIBUNG DER ERFINDUNG

[0005] Gemäß einem Ausführungsbeispiel der Erfindung ist ein abtastendes Knochendensitometer geschaffen. Das Densitometer enthält eine Röntgenstrahlenquelle, um Röntgenstrahlen zu erzeugen, und einen Röntgendetektor, der Röntgenstrahlen aufnimmt, die von der Röntgenstrahlenquelle abge-

strahlt sind. Der Röntgendetektor enthält einen Cadmiumtellur-(CdTe)-Halbleiter. Das Densitometer enthält ferner eine Steuereinrichtung, die die Röntgenstrahlenquelle und den Röntgendetektor entlang eines quer verlaufenden Abtastpfads bewegt, um mehrere Abtastbilder eines interessierenden Objekts zu akquirieren.

[0006] Gemäß einem weiteren Ausführungsbeispiel ist ein Röntgendetektor geschaffen. Der Röntgendetektor enthält eine Kathode, eine Anode und mehrere Cadmiumtellur-(CdTe)-Halbleiter, die zwischen der Kathode und der Anode angeordnet sind. Die CdTe-Halbleiter sind dazu eingerichtet, Röntgenstrahlen, die von einer dualenergetischen quer abtastenden Röntgenstrahlenquelle abgegeben werden, in eine Ladung umzuwandeln, die proportional zu der Röntgenstrahl-Energie ist.

[0007] Gemäß noch einem Ausführungsbeispiel ist ein Verfahren zur Herstellung eines Dualenergiesystem-Röntgendetektors geschaffen. Zu dem Verfahren gehören die Schritte: Abscheiden einer Platin-kathode auf einer ersten Oberfläche eines Cadmiumtellur-(CdTe)-Halbleiters, der dazu eingerichtet ist, Röntgenstrahlen, die von einer dualenergetischen quer abtastenden Röntgenstrahlenquelle abgegeben werden, in eine Ladung umzuwandeln, die proportional zu der Röntgenstrahl-Energie ist; und Abscheiden eines Indium-Schottky-Kontakts auf einer gegenüberliegenden Fläche des CdTe.

KURZBESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN

[0008] [Fig. 1](#) veranschaulicht anhand eines Blockschaltbilds eines dualenergetischen Röntgen-Bildgebungssystems, das gemäß unterschiedlichen Ausführungsbeispielen ausgebildet ist, einen Ganzkörperabtastvorgang.

[0009] [Fig. 2](#) veranschaulicht einen exemplarischen Detektor, der in Zusammenhang mit dem in [Fig. 1](#) dargestellten Bildgebungssystem genutzt werden kann, gemäß unterschiedlichen Ausführungsbeispielen.

[0010] [Fig. 3](#) veranschaulicht einen weiteren exemplarischen Detektor, der in Zusammenhang mit dem in [Fig. 1](#) dargestellten Bildgebungssystem genutzt werden kann, gemäß unterschiedlichen Ausführungsbeispielen.

[0011] [Fig. 4](#) veranschaulicht einen weiteren exemplarischen Detektor, der in Zusammenhang mit dem in [Fig. 1](#) dargestellten Bildgebungssystem genutzt werden kann, gemäß unterschiedlichen Ausführungsbeispielen.

[0012] [Fig. 5](#) zeigt in einer perspektivischen Draufsicht den in [Fig. 4](#) dargestellten Detektor, der auf ei-

nem Substrat ausgebildet ist, gemäß unterschiedlichen Ausführungsbeispielen.

[0013] Fig. 6 zeigt in einer Seitenansicht ein exemplarisches Detektorelement, das in Zusammenhang mit den in Fig. 2–Fig. 5 gezeigten Detektoren verwendet werden kann, gemäß unterschiedlichen Ausführungsbeispielen.

[0014] Fig. 7 zeigt in einer grafischen Darstellung ein exemplarisches Ausgangssignal, das anhand eines einzelnen exemplarischen Detektorelements aufgenommen ist, gemäß unterschiedlichen Ausführungsbeispielen.

[0015] Fig. 8 zeigt in einer grafischen Darstellung ein von dem in Fig. 2, Fig. 3 und Fig. 4 gezeigten Detektor stammendes exemplarisches Ausgangssignal, gemäß unterschiedlichen Ausführungsbeispielen.

DETAILLIERTE BESCHREIBUNG DER ERFINDUNG

[0016] Die vorausgehende Kurzbeschreibung und die folgende detaillierte Beschreibung spezieller Ausführungsbeispiele werden nach dem Lesen in Verbindung mit den beigefügten Zeichnungen verständlicher. Soweit die Figuren Diagramme der funktionalen Blöcke vielfältiger Ausführungsbeispiele veranschaulichen, kennzeichnen die funktionalen Blöcke nicht notwendig die Aufteilung der Hardwareschaltung. Ein oder mehrere funktionale Blöcke (z. B. Prozessoren oder Speicher) können in einer einzelnen Hardwarekomponente (z. B. in einem Universal-Signalprozessor oder RAM-Speicher, einer Festplatte, oder dgl.) oder in mehreren Hardwareelementen verwirklicht sein. Ähnlich können die Programme auf eigenständigen Programmen basieren, können als Unterprogramme in einem Betriebssystem verwendet werden, können Funktionen in einem installierten Softwarepaket, und dergleichen sein. Es ist selbstverständlich, dass die vielfältigen Ausführungsbeispiele nicht auf die in den Figuren gezeigten Anordnungen und Funktionalitäten beschränkt sind.

[0017] In dem hier verwendeten Sinne sollte ein im Singular erwähntes Element bzw. Schritt, dem der unbestimmte Artikel vorangestellt ist, in dem Sinne verstanden werden, dass die Mehrzahl des Elements bzw. Schrittes nicht ausgeschlossen ist, es sei den ein derartiger Ausschluss ist ausdrücklich festgestellt. Ferner soll die Bezugnahme auf "ein Ausführungsbeispiel" der vorliegenden Erfindung nicht als Ausschluss der Existenz zusätzlicher Ausführungsbeispiele interpretiert werden, die ebenfalls die aufgeführten Merkmale verkörpern. Darüber hinaus können Ausführungsbeispiele, die ein oder mehrere Elemente mit einer speziellen Eigenschaft "aufweisen" oder "enthalten", wenn nicht ausdrücklich anders lau-

tend festgestellt, weitere derartige Elemente beinhalten, die diese Eigenschaft nicht aufweisen.

[0018] Ausführungsbeispiele dualenergetischer Röntgensystemen und Verfahren zum Akquirieren von Daten, beispielsweise von Knochen und Geweben, sind im Folgenden detailliert erläutert. Speziell wird als erstes eine detaillierte Beschreibung eines exemplarischen dualenergetischen Röntgensystems unterbreitet, auf die eine detaillierte Beschreibung vielfältiger Ausführungsbeispiele von Verfahren und Systemen folgt, die dazu dienen, Knochenmineraldichte, Knochengewebedaten und sonstige mit Knochen in Beziehung stehende Daten zu akquirieren und messen, die genutzt werden können, um beispielsweise eine Erkrankung wie Osteoporose zu diagnostizieren.

[0019] Mindestens ein technischer Effekt der vielfältigen Ausführungsbeispiele der hierin beschriebenen Systeme und Verfahren basiert darauf, genaue Knochendichtedaten unter Verwendung eines dualenergetischen Röntgen-Bildgebungssystems zu gewinnen. In einigen Ausführungsbeispielen wird ein einzelner dualenergetischer (zwei Energieniveaus verwendender) Röntgenstrahlabtastvorgang, und speziell ein einzelner Körperabtastvorgang verwendet, um für mehrere unterschiedliche Knochen Bilddaten zu akquirieren, aus denen Knochenlängen bestimmt werden.

[0020] Fig. 1 veranschaulicht in einem Blockschaltbild ein auch als dualenergetisches Knochendensitometersystem bezeichnetes exemplarisches dualenergetisches Röntgensystem als ein duales Röntgenabsorptionsmess-(DEXA oder DXA, Dual X-ray Absorptiometry)-System 10, das in der Lage ist, Knochendichtemessung durchzuführen. Das gemäß unterschiedlichen Ausführungsbeispielen konstruierte System 10 ist dazu eingerichtet, wenigstens ein Gebiet eines Knochens, eine Länge eines Knochens, einen Knochenmineralgehalt (BMC, Bone Mineral Content), eine Knochenmineraldichte (BMD, Bone Mineral Density) und eine Dicke oder Dichte eines Gewebes zu messen. Die BMD wird berechnet, indem das BMC durch das Gebiet des Knochens dividiert wird. Im Betrieb wird für die Abtastung eines Objekts ein Röntgenstrahl mit breitbandigen Energieniveaus verwendet, um beispielsweise einen Menschen zu scannen, um dessen Knochen bildgebend zu erfassen. Die akquirierten Bilder der Knochen werden verwendet, um einen gesundheitlichen Zustand, beispielsweise Osteoporose, zu diagnostizieren. Die Bilder können zum Teil anhand ermittelter Knochendichtedaten erzeugt werden, die während eines dualenergetischen Röntgenstrahlabtastvorgangs akquiriert werden.

[0021] Das System 10 enthält einen Patiententisch 12, der eine horizontale Fläche bereitstellt, die da-

zu dient, eine Person, z. B. einen in einer Rücken- oder Seitenlage entlang einer Längsachse **16** gelagerten Patienten **14** zu tragen. Das System **10** enthält ferner ein Trägerelement, beispielsweise einen C-Arm **18**. Der C-Arm **18** weist ein unteres Ende **20** auf, das unterhalb des Patiententisches **12** angeordnet ist, um eine Röntgenstrahlenquelle **22** zu tragen. Der C-Arm **18** weist ein oberes Ende **24** auf, das oberhalb des Patiententisches **12** angeordnet ist und einen Röntgendetektor **26** trägt. Optional kann der Röntgendetektor an dem unteren Ende **20** angebracht sein, und die Röntgenstrahlenquelle **22** kann mit dem oberen Ende **24** verbunden sein. Der Röntgendetektor **26** kann beispielsweise als ein Mehrfachelement-Cadmium-Tellur-(Cd-Te)-Detektor hergestellt sein, der Energieauflösung ermöglicht. Die Röntgenstrahlenquelle **22** und der Röntgendetektor **26** können gemäß einem Rastermuster **28** bewegt werden, um eine Reihe von Querabtastungen **30** des Patienten **14** zu verfolgen, während denen durch den Röntgendetektor **26** dualenergetische Röntgendaten gesammelt werden. Das Querabtastverfahren erzeugt anhand mehrerer entlang eines Patienten akquirierter Abtastbilder ein einzelnes Bild oder einen quantitativen Datensatz, wobei die Röntgenstrahlenquelle **22** und der Detektor **26** entweder in Längsrichtung mit der von oben nach unten verlaufenden Achse des Patienten oder in Querrichtung von der linken zu der rechten Seite des Patienten hin fluchtend ausgerichtet sind. Ein Abtasten/Scannen eines Patienten unter Verwendung einer quer verlaufenden Bewegung ermöglicht es, die Zeitspanne zwischen Akquisitionen benachbarter Abtastbilder auf ein Minimum zu reduzieren, da die quer zu dem Patienten verlaufende Richtung kürzer ist als die Längsrichtung. Folglich kann die Querabtastung die Schwere von Artefakten reduzieren, die aufgrund von Patientenbewegung zwischen Abtastbildern auftreten, so dass sich die Bilder genauer vereinen lassen.

[0022] Die quer abtastende Bewegung wird unter der Kontrolle einer Vortriebssteuereinrichtung **32** mittels (nicht gezeigter) Stellmotoren erzeugt. Im Betrieb erzeugt die Röntgenstrahlenquelle **22** einen Fächerstrahl **34**, der eine Ebene aufweist, die parallel zu der Längsachse **16** ist. Optional kann der Fächerstrahl **34** eine Ebene aufweisen, die senkrecht zu der Längsachse **16** verläuft. Das Rastermuster **28** ist so eingerichtet, dass ein gewisses Überlappen (z. B. ein leichtes Überlappen von 10 Prozent) zwischen aufeinanderfolgenden Abtastzeilen des Fächerstrahls **34** vorhanden ist. Die Röntgenstrahlenquelle **22**, der Röntgendetektor **26** und die Vortriebssteuereinrichtung **32** tauschen Daten mit einem Computer **40** aus und werden durch diesen gesteuert, wobei der Computer sowohl eine eigene Schaltung als auch einen oder mehrere Prozessoren enthalten kann, die in der Lage sind, ein gespeichertes Programm auszuführen.

[0023] Mit nochmaligem Bezug auf [Fig. 1](#) tauscht der Computer **40** Daten mit einem Terminal bzw. einer Workstation **42** aus, die ein Display **44**, eine Tastatur **46** und eine Cursorsteuervorrichtung, beispielsweise eine Maus **48**, aufweist, um eine Bedieneringabe und die Ausgabe von Text und Bildern für die Bedienperson zu ermöglichen. In einigen Ausführungsbeispielen ist der Computer **40** entfernt von der Workstation **42** angeordnet. Optional kann der Computer **40** einen Teil der Workstation **42** bilden. Der Computer ist dazu eingerichtet, einen oder mehrere Verarbeitungsschritte durchzuführen. Die akquirierten Knochen- und Gewebedaten, beispielsweise Bild- und Knochendichtedaten, können verarbeitet werden und in einem Scandurchlauf, während die Daten empfangen werden, in Echtzeit angezeigt werden. Darüber hinaus oder alternativ können die Daten in einem Scandurchlauf vorübergehend in einer Speichereinrichtung auf dem Computer **40** gespeichert und anschließend in einem Offlinebetrieb verarbeitet und angezeigt werden. Die Daten können auch auf einer Langzeitspeichereinrichtung (z. B. auf einem Festplattenlaufwerk oder Server) für einen späteren Zugriff, z. B. bei einer Nachsorgeabtastung desselben Patienten, gespeichert werden, und vorteilhaft genutzt werden, um beispielsweise die Änderung einer Knochen- und Gewebedichte über eine gewisse Zeitspanne hinweg zu überwachen. Das Display **44** basiert auf einem oder mehreren Monitoren, die Patientendaten, die das gescannte Bild und die Knochenlängenbilder beinhalten, einer Bedienperson zur Diagnose und Analyse anzeigen. Die wiedergegebenen Bilder können modifiziert werden, und die Wiedergabeeinstellungen des Displays **44** können ebenfalls mittels der Tastatur **46**, der Maus **48** oder eines auf dem Display selbst angezeigten Touchscreen-symbols manuell eingestellt werden.

[0024] Das System **10** ist dazu eingerichtet, im Betrieb entweder in einem dualenergetischen Röntgenmodus oder in einem eine einzelne Energie verwendenden Röntgenmodus zu arbeiten. In dem Einzelenergiemodus emittiert die Röntgenstrahlenquelle **22** Röntgenstrahlen in einem schmalen Band von Energien von wenigen keV und in dem diagnostischen Bildgebungsbereich von etwa 20–150 keV. In dem dualenergetischen Modus emittiert die Röntgenstrahlenquelle **22** eine Strahlung bei zwei oder mehr Energiebändern, die gleichzeitig oder in rascher Folge abgestrahlt werden. Die Röntgenstrahlenquelle **22** kann auch dazu eingerichtet sein, eine einzelne Breitbandenergie von mehr als einigen keV über den diagnostischen Bildgebungsbereich hinweg auszustrahlen. Das System **10** kann zwischen dem Dualenergiemodus und dem Einzelenergiemodus umgeschaltet werden, indem die Spannung und/oder der Strom der Röntgenstrahlenquelle **22** erhöht oder verringert wird. Das System kann auch zwischen dem Dualenergiemodus und dem Einzelenergiemodus umgeschaltet werden, indem ein K-Rand-Filter entfernt

oder hinzugefügt wird. Es ist zu beachten, dass die Röntgenstrahlenquelle **22** in der Lage ist, Röntgenstrahlen mit unterschiedlichen Energien oder Bereichen von Energien ausstrahlen.

[0025] Die Röntgenstrahlenquelle **22** kann dazu eingerichtet sein, wie in [Fig. 1](#) gezeigt, einen Fächerröntgenstrahl **34** auszugeben. Die Röntgenstrahlenquelle **22** kann auch dazu eingerichtet sein, ein (nicht gezeigtes) nadelförmiges Röntgenstrahlenbündel, ein konusförmiges Röntgenstrahlenbündel, oder andere Konfigurationen auszugeben. In einigen Ausführungsbeispielen veranlasst der Computer **40** das System **10**, in dem Einzelenergiemodus oder in dem dualenergetischen Modus zu arbeiten, um die Knochen- oder Gewebedaten wenigstens eines Teils des abgetasteten Körpers zu ermitteln. Allgemein ermöglicht der Einzelenergiemodus die Erzeugung von Bildern mit höherer Auflösung. Die akquirierten Bilder können dann verwendet werden, um beispielsweise die Knochendichte oder andere Charakteristiken oder Bestandteile von Knochen und Geweben zu messen. Wie oben erörtert, kann der dualenergetische Röntgenstrahlabtastvorgang auf einem geradlinigen Abtasten des gesamten Patientenkörpers basieren, das, wie im Vorausgehenden beschrieben, in einer quer verlaufenden Abtastsequenz ausgeführt werden kann. Während des dualenergetischen Röntgenstrahlabtastvorgangs kann ein Bild des gesamten Körpers des Patienten akquiriert werden, das Bild-daten enthält, die die Knochen und Gewebe im Körper betreffen. Der den gesamten Körper einbeziehende Gesamtkörperabtastvorgang kann als ein einzelner Abtastvorgang ausgeführt werden, der in einem niedrig dosierten Modus durchgeführt werden kann. In einigen Ausführungsbeispielen können anstelle einer Gesamtkörperabtastung Abtastungen einzelner rechtwinkliger Regionen des Körpers ausgeführt werden, die eine einzige Überstreichung verwendende Abtastungen sein können. Wenn der Abtastvorgang des Patienten oder eines Abschnitts von diesem vollendet ist, werden die durch den Detektor **26** gelieferten dualen Energiesignale in Bilder zweier Basisstoffe, z. B. Knochen und Weichteilgewebe, zerlegt. Die Signale hoher und niedriger Energie können außerdem zusammengeführt werden, um einen Einzelenergiemodus vorzusehen, der ein hervorragendes Signal/Rausch-Verhältnis für Bildgebungszwecke aufweist.

[0026] Der in [Fig. 1](#) dargestellte Detektor **26** kann als eine lineare Matrix von Detektorelementen, als eine seitlich lineare Matrix von Detektorelementen, die zwei in Querrichtung getrennte Zeilen von Detektorelementen enthält, oder als ein Detektor mit gestapelter Matrix ausgeführt sein, bei dem die Detektorelemente längs einer Ausbreitungsrichtung der Strahlung gestapelt sind und selektiv auf Spektren niedriger bzw. hoher Energie ansprechen.

[0027] [Fig. 2](#) veranschaulicht einen in Verbindung mit dem in [Fig. 1](#) dargestellten Bildgebungssystem **10** verwendbaren exemplarischen Detektor **100**, der eine Anzahl von Detektorelementen **102** aufweist, die in Form einer Matrix angeordnet sind. In einem Ausführungsbeispiel sind die vielen Detektorelemente **102** als eine monolithische Konstruktion auf einem einzelnen keramischen Substrat ausgebildet. Optional sind die vielen Detektorelemente **102** einzeln hergestellt und anschließend zusammengebaut, um den Detektor **100** zu bilden. In dem Ausführungsbeispiel enthält der Detektor **100** eine Anzahl von Detektorelementen **102**, die als sechzehn Cadmiumtellur-(CdTe)-Detektorelemente **102** veranschaulicht sind, die so angeordnet sind, dass sie die lineare Matrix **104** bilden. Der Einsatz von CdTe-Detektorelementen **102** verbessert die Abbildungsqualität von Bildern, indem dem Detektor **100** ermöglicht wird, Bilder mittels einer Photonen-zähltechnik zu erzeugen. Falls beispielsweise während eines Hüftenscansvorgangs ein Röntgenstrahl voller Intensität von einer in hohem Maße schwächenden Hüftenregion zu Luft übergeht, reduzieren oder eliminieren die Detektorelemente **102** eine Raumladungspolarisation, die dazu führen kann, dass ein nachfolgender Bereich eines Scandurchgangs keine Zählimpulse oder fehlerhafte Zählimpulse aufweist. Der exemplarische Detektor **100**, der CdTe-Detektorelemente **102** nutzt, weist beispielsweise im Vergleich zu CZT-Detektorelementen verbesserte Lochtransporteigenschaften auf. Folglich weisen die unter dem Einfluss von Röntgenstrahlen stehenden CdTe-Detektorelemente eine verbesserte Unempfindlichkeit gegenüber der Raumladungspolarisation auf, was erwünscht ist, wenn Patienten mittels des hier beschriebenen Bildgebungssystems **10** abgetastet werden.

[0028] Nochmals mit Bezug auf [Fig. 2](#) sind zumindest einige der Detektorelemente **102** in dem Ausführungsbeispiel mit einer Breite **110** von etwa 1,5 Millimeter und mit einer Länge **112** von etwa 2,7 Millimeter bemessen. Selbstverständlich ist die Breite **110** und die Länge **112** der Detektorelemente **102** exemplarisch, und es können in Abhängigkeit von der Bildgebungsanwendung andere Breiten und Längen gewählt werden. In dem Ausführungsbeispiel umfasst der Detektor **100** außerdem mindestens ein weiteres Detektorelement **120** mit einer Breite **122** von etwa 1,4 Millimeter und einer Länge **124** von etwa 2,7 Millimeter.

[0029] Wie in [Fig. 2](#) dargestellt, ist das Detektorelement **120** an einem Ende **126** der Detektormatrix **104** angeordnet. Die Anzahl von Detektorelementen **102** und **120** sind in sechzehn Messelektroden angeordnet, die einen als ein Masseanschluss dienenden Schutzring **130** aufweisen, der die Detektorelemente **102** und **120** auf einer Kathodenseite **132** umgibt. Der Detektor **100** enthält außerdem eine einzelne Anodenelektrode **134**, die auf einer Seite **136** ausgebil-

det ist, die der Kathodenseite **132** gegenüberliegt. In dem Ausführungsbeispiel sind sämtliche Detektorelemente **102** und **120** durch einen nicht leitenden Spalt **140** getrennt, so dass die Detektorelemente **102** und **120** einen Elektrodenabstand von etwa 1,60 mm aufweisen. In dem Ausführungsbeispiel ist der Spalt **140** mit einem nicht metallischen Material gefüllt. In dem Ausführungsbeispiel weist der Detektor **100** eine Dicke **160** auf, die im Bereich von etwa 0,1 Millimeter bis 3,0 Millimeter bemessen ist, um einen ausreichend hohen Wirkungsgrad der Röntgenstrahlenabsorption zu ermöglichen, um zu gewährleisten, dass der Abtastvorgang mit Blick auf die Dosis effizient ist. Weiter weist der Detektor in dem Ausführungsbeispiel eine Breite **162**, eine Länge **164** und eine Dicke **160** auf, wobei die Breite **162** mit etwa 3,0 Millimeter, die Länge **164** mit etwa 26,0 Millimeter und die Dicke **160** mit etwa 1,0 Millimeter bemessen ist.

[0030] Fig. 3 veranschaulicht einen weiteren exemplarischen Detektor **200** mit einer Anzahl von Detektorelementen **102**, die als eine versetzte Matrix angeordnet sind, die in Verbindung mit dem in Fig. 1 dargestellten Bildgebungssystem **10** genutzt werden können. In dem Ausführungsbeispiel enthält der Detektor **200** vier monolithische Detektoren **202**, **204**, **206** und **208**, die den Detektor **200** bilden. In dem Ausführungsbeispiel sind die vier monolithischen Detektoren **202**, **204**, **206** und **208** miteinander verbunden, um den Detektor **200** zu bilden. Optional kann der Detektor **200** so hergestellt sein, dass die vier monolithischen Detektoren **202**, **204**, **206** und **208** als eine einteilige Konstruktion ausgebildet sind. Insbesondere kann der Detektor **200** als eine einzelne Einheit hergestellt sein, um die vier monolithischen Detektoren **202**, **204**, **206** und **208** zu enthalten. In dem Ausführungsbeispiel ist jeder Detektor **202**, **204**, **206** und **208** ein einzelner Monolith, der dem in Fig. 2 dargestellten monolithischen Detektor **100** im Wesentlichen ähnelt.

[0031] Der Detektor **200** ist in Form einer 2x2-Matrix eingerichtet, die zwei Spalten **210** und **212** aufweist, wobei jede Spalte zwei monolithische Detektoren enthält. Die Spalte **210** enthält die Detektoren **202** und **204**, und die Spalte **212** enthält die Detektoren **206** und **208**. In dem Ausführungsbeispiel enthält jeder Detektor **202**, **204**, **206** und **208** sechzehn Detektorelemente **102**. Jede Spalte **210** und **212** enthält somit 32 Detektorelemente **102**, die um eine Strecke versetzt sind, die etwa die Hälfte der Breite eines einzelnen Detektorelements, beispielsweise etwa 0,8 Millimeter, beträgt. Als solcher enthält der Detektor **200** in dem Ausführungsbeispiel vierundsechzig vollständige Detektorelemente **102**. In einem Ausführungsbeispiel sind die vier Detektoren **202**, **204**, **206** und **208**, die verwendet werden, um den Detektor **200** zu bilden, auf einem einzelnen Keramiksubstrat ausgebildet. Optional sind die vier Detektoren **202**, **204**, **206** und **208**, die verwendet werden, um den Detektor **200**

zu bilden, einzeln hergestellt und anschließend zusammengebaut, um den Detektor **200** zu bilden. In dem Ausführungsbeispiel enthält jeder Detektor **202**, **204**, **206** und **208** sechzehn Cadmiumtellur-(CdTe)-Detektorelemente **102**, die ausgerichtet sind, um die lineare versetzte Detektormatrix **200** zu bilden. Wie in Fig. 3 dargestellt, enthält jeder Detektor **202**, **204**, **206** und **208** ein entsprechendes, kleiner bemessenes Detektorelement **220**, **222**, **224** und **226**, die dem in Fig. 2 dargestellten Detektorelement **120** ähneln. Die kleiner bemessenen Detektorelemente **220**, **222**, **224** und **226** weisen sämtliche eine Breite **228** auf, die geringer ist als eine Breite **230** der übrigen Detektorelemente. Die Breite der Detektorelemente **220**, **222**, **224** und **226** ist reduziert, um den Elektrodenabstand quer über den Spalt zwischen den Detektorelementen, wie oben erörtert, aufrecht zu erhalten.

[0032] Die Detektoren **202**, **204**, **206** und **208** sind so angeordnet, dass das Detektorelement **220** benachbart zu dem Detektorelement **222** angeordnet ist, und dass das Detektorelement **224** benachbart zu dem Detektorelement **226** angeordnet ist. Darüber hinaus ist der Spalt **221** zwischen den Detektorelementen **220** und **222** sowie zwischen den Detektorelementen **224** und **226** definiert. In dem Ausführungsbeispiel ist der Spalt **221** ein Luftspalt. Die in Fig. 3 dargestellte versetzte Detektoranordnung verbessert die longitudinale Bildabtastung, ohne kleinere Pixel einsetzen zu müssen.

[0033] Optional kann der Detektor **200** ein mit einer gestapelten Matrix aufgebauter Detektor sein, bei dem die Detektorelemente **102** längs der Ausbreitungsrichtung der Strahlung gestapelt sind und selektiv auf Spektren niedriger bzw. hoher Energie ansprechen. Ein spezieller Vorteil des Detektors mit gestapelter Matrix basiert darauf, dass der Detektor mit gestapelter Matrix ohne weiteres Konstruktionen einer multilinearen Matrix oder eines Flächendetektors aufnehmen kann. Jeder der hierin beschriebenen Detektoren enthält mehrere unabhängige Detektorelemente, die entlang wenigstens einer Zeile angeordnet sind, um ein Abtastbild zu liefern, das eine Breite aufweist, die durch Erweitern der Breite des Detektors erweitert werden kann. Beispielsweise kann die Breite der Abtastung durch Hinzufügen zusätzlicher Detektorabschnitte zu dem Detektor **200** erweitert werden. Wenn der Abtastvorgang vollendet ist, werden die durch den Detektor gelieferten dualen Energiesignale in Bilder zweier Basisstoffe zerlegt, z. B. Knochen oder Weichteilgewebe. Die Signale hoher und niedriger Energie können auch zusammengeführt werden, um einen Einzelenergiemodus vorzusehen, der ein hervorragendes Signal/Rausch-Verhältnis für Bildgebungszwecke aufweist.

[0034] Fig. 4 veranschaulicht einen weiteren in Verbindung mit dem in Fig. 1 dargestellten Bildgebungssystem **10** verwendbaren exemplarischen Detektor

250 mit einer Anzahl von Detektorelementen **252**, die in Form einer Matrix angeordnet sind. In dem Ausführungsbeispiel sind die mehreren Detektorelemente **252** diskrete Detektorelemente **252**, die einzeln hergestellt sind und anschließend zusammengebaut sind, um den Detektor **250** zu bilden. In dem Ausführungsbeispiel enthält der Detektor **250** eine Anzahl von Detektorelementen **252**, die als sechzehn Cadmiumtellur-(CdTe)-Detektorelemente **252** veranschaulicht sind und ausgerichtet sind, um die lineare Matrix zu bilden.

[0035] In dem Ausführungsbeispiel sind die Detektorelemente **252** mit einer Breite **254** von etwa 3,0 Millimeter und einer Länge **256** von etwa 7,0 Millimeter bemessen. Es sollte verständlich sein, dass die Breite **254** und die Länge **256** der Detektorelemente **252** exemplarisch sind, und dass in Abhängigkeit von der Bildgebungsanwendung andere Breiten und Längen ausgewählt werden können. In dem Ausführungsbeispiel sind sämtliche Detektorelemente **252** durch einen Nichtleiter oder einen Luftspalt **260** getrennt, so dass der Detektor **250** eine Gesamtlänge **262** von etwa 51,0 Millimeter aufweist. Jedes Detektorelement **252** enthält eine einzelne Anode und eine einzelne Kathode, die auf einer Seite ausgebildet ist, die der Anode gegenüberliegt. In dem Ausführungsbeispiel weist der Detektor **250** eine Dicke von etwa 0,75 Millimeter auf.

[0036] [Fig. 5](#) zeigt in einer perspektivischen Draufsicht von oben ein in [Fig. 4](#) dargestelltes einzelnes Detektorelement **252**, das auf einem Substrat **270** ausgebildet ist, gemäß unterschiedlichen Ausführungsbeispielen. In dem Ausführungsbeispiel enthält jedes Detektorelement **252** eine Kathode **302** und eine Anode **304**. Während des Zusammenbaus wird die Kathode **302** mit einer gemeinsamen Kathode **402** elektrisch verbunden. Die Detektorelementanode **304** ist mit einer gemeinsamen Anode **404** elektrisch verbunden. Die einzelne Detektorkathode **402** und die einzelne Detektoranode **404** ermöglichen es, von dem Detektor stammende elektrische Ausgangssignale zur weiteren Verarbeitung an das Bildgebungssystem zu übermitteln. Beispielsweise können die elektrischen Ausgangssignale von der Kathode **402** und der Anode **404** an einen Computer, beispielsweise an den in [Fig. 1](#) dargestellten Computer **40**, übermittelt werden. Der Computer **40** kann dann vielfältige Algorithmen nutzen, um unter Verwendung der von der Kathode **402** und der Anode **404** her empfangenen Daten ein Bild des Patienten zu rekonstruieren.

[0037] [Fig. 6](#) zeigt in einer Seitenansicht ein exemplarisches Detektorelement **102**, das in Zusammenhang mit jedem der hier beschriebenen Detektoren genutzt werden kann. In dem Ausführungsbeispiel ähnelt das Detektorelement **252** im Wesentlichen dem Detektorelement **102**. Demzufolge sollte

es verständlich sein, dass die folgende Beschreibung des Detektorelements **102** auch auf das Detektorelement **252** anwendbar ist. Wie in [Fig. 6](#) dargestellt, enthält das Detektorelement **102** einen CdTe-Halbleiterkristall **300**. Das Detektorelement **102** enthält ferner eine Kathode **302** und eine gegenüberliegende Anode **304**. Die Kathode **302** ist auf einer Röntgenstrahlauftrefffläche **306** angeordnet, beispielsweise auf der Fläche des Detektorelements **102**, auf der die Röntgenstrahlen auftreffen. Die Anode **304** ist auf einer gegenüberliegenden Fläche **308** des Halbleiterkristalls **300** angeordnet. Die Kathode **302** und die Anode **304** können auf dem Wafer **300** beispielsweise unter Verwendung einer chemischen Dampfabscheidungs-, Sprüh- und/oder Metallbeschichtungstechnik angeordnet sein. In dem Ausführungsbeispiel ist die Kathode **302** unter Verwendung eines Platinwerkstoffs hergestellt, und die Anode **304** ist mindestens mittels eines Indiumwerkstoffs und/oder eines Aluminiumwerkstoffs hergestellt. Die Kombination des Wafers **300**, der Kathode **302** und der Anode **304** bilden eine Diode. In dem Ausführungsbeispiel ist die Anode **304** aus dem Indium- oder Aluminiumwerkstoff hergestellt, um einen Schottky-Kontakt oder einen Sperrkontakt/Element zu bilden, wenn eine positive Vorspannung zwischen der Anode **304** und der Kathode **302** angelegt wird. Beispielsweise sind zumindest einige bekannte Detektorelemente mittels eines Cadmiumtellurid-(CdTe)-Halbleiters hergestellt, der herkömmliche ohmsche Anoden- und Kathodenkontakte aufweist. Unter dem Einfluss einer angelegten Vorspannung ruft der Halbleiter einen Strom hervor, der proportional zu der Energie jedes durch den Halbleiter absorbierten Röntgenstrahls ist. Die aufgrund der Röntgenstrahlen hervorgerufenen geringen Anstiege des Halbleiterstroms werden in digitale Signale übersetzt, die genutzt werden, um ein Bild zu erzeugen. Allerdings können die herkömmlichen ohmschen Kontakte einen beträchtlichen Verluststrom verursachen, der Rauschen hervorruft und daher die Gesamtqualität des zur Erzeugung der Bilder verwendeten Signals vermindert. Die hierin beschriebenen Detektorelemente **102** weisen hingegen sämtliche eine Anode **304** auf, die einen Schottky-Kontakt bildet, der Halbleiterverlustströme wesentlich reduziert, so dass dadurch Rauschen vermindert wird, und eine genaue Abschätzung der Energie jedes Röntgenstrahls ermöglicht ist.

[0038] Im Betrieb erzeugt jedes Detektorelement **102** eine elektrostatische Ladung, die durch die Ionisation von Röntgenstrahlen verursacht wird, die auf die erfassende Fläche des Detektorelements **102** einfallen. Das Signal wird mittels einer elektrischen Vorspannung erzeugt, die, wie in [Fig. 6](#) gezeigt, zwischen der Kathode **302** und der Anode **304** angelegt ist. Die Kombination des CdTe-Halbleiters **300** und der Indiumanode **304** gestattet es dem Detektorelement **102** als ein Schottky-Kontakt zu wirken. Der Schottky-Kontakt sperrt den Verluststrom weit-

gehend, so dass das Detektorelement **102** in der Lage ist, die Energie jedes Röntgenstrahls zu messen und die Energie des Röntgenstrahls entweder einem Röntgenstrahl niedriger Energie oder einem Röntgenstrahl hoher Energie zuzuordnen. Im Betrieb misst das Detektorelement **102** gleichzeitig den Anteil hoher und niedriger Energie eines einzelnen Breitbandenergie-Röntgenstrahls.

[0039] Beispielsweise zeigt **Fig. 7** in einer grafischen Darstellung ein exemplarisches Ausgangssignal, das von einem einzelnen exemplarischen Detektorelement **102** her aufgenommen ist, wobei die x-Achse die Röntgenstrahl-Energie repräsentiert, und die y-Achse die Quantität von Röntgenstrahlen repräsentiert, die bei einer vorgegebenen Röntgenstrahl-Energie gemessen wird. Das von dem Detektorelement **102** ausgegebene Ausgangssignal ist ein elektrischer Impuls, der in Reaktion auf Röntgenstrahlen erzeugt wird, die auf das Detektorelement **102** einfallen, wobei die Amplitude des Impulses proportional zu der Energie des absorbierten Röntgenstrahls ist. Wie in **Fig. 7** dargestellt, wird der Impuls **600**, falls die Röntgenstrahl-Energie des einzelnen Impulses **600** einen vorgegebenen Schwellwert **601** überschreitet, als ein Impuls hoher Energie klassifiziert. Falls der einzelne Impuls den Schwellwert **601** hingegen unterschreitet, wird der Impuls **600** als ein Impuls niedriger Energie klassifiziert. Falls der einzelne Impuls **600** beispielsweise kleiner gleich 40 keV ist, wird der Impuls **600** als ein Impuls niedriger Energie klassifiziert. In dem Ausführungsbeispiel emittiert die Breitbandröntgenstrahlenquelle Röntgenstrahlen mit einer Energie von etwa 40 keV, die als Röntgenstrahlen niedriger Energie klassifiziert werden, und Röntgenstrahlen mit einer Energie von etwa 80 keV, die als Röntgenstrahlen hoher Energie klassifiziert werden.

[0040] **Fig. 8** zeigt in einer grafischen Darstellung ein exemplarisches Ausgangssignal von dem in **Fig. 2**, **Fig. 3** und **Fig. 4** gezeigten Detektor gemäß unterschiedlichen Ausführungsbeispielen, wobei die x-Achse das Detektorelement **102** (oder den Detektor kanal) repräsentiert, und die y-Achse die Zählrate repräsentiert. Wie erörtert, werden die Röntgenstrahlimpulse als Impulse entweder niedriger oder hoher Energie klassifiziert. Wie in **Fig. 8** dargestellt, ist die kumulative Zählrate **500** für Röntgenstrahlen, die bei einer ersten Röntgenstrahl-Energie absorbiert sind, größer als eine Zählrate **502** von Röntgenstrahlen, die bei einer zweiten, niedrigeren Energie absorbiert sind. In dem Ausführungsbeispiel ermöglicht der Schottky-Kontakt **304** den Detektorelementen **102**, Röntgenstrahlen zu unterscheiden, die bei unterschiedlichen Energieniveaus aufgenommen sind, und die empfangenen Röntgenstrahlen in Zählimpulse umzuwandeln.

[0041] Das Detektorelement **102**, das den Schottky-Kontakt **304** enthält, ist in der Lage, den höheren

Spannungspegeln standzuhalten, die in Zusammenhang mit dem dualenergetischen Bildgebungssystem verwendet werden können, ohne von einem entsprechenden Anstieg des Verluststroms betroffen zu sein. Darüber hinaus ist das CdTe-Detektorelement **102** kostengünstiger als herkömmliche CZT-Detektorelemente, was insbesondere in Verbindung mit dem eine monolithische Matrix verwendenden Bauelement bedeutende Kosteneinsparungen ermöglicht.

[0042] Zu einem Verfahren zur Herstellung eines mit einem dualenergetischen System arbeitenden Röntgendetektors gehören die Schritte: Abscheiden einer Platinkathode auf einer ersten Fläche eines Cadmiumtellur-(CdTe)-Halbleiters, der dazu eingerichtet ist, Röntgenstrahlen umzuwandeln, die von einer dualenergetischen, quer abtastenden Röntgenstrahlenquelle abgegeben sind, in einen Strom, der zu den Röntgenstrahlen proportional ist, und Abscheiden eines Indium-Schottky-Kontakts auf einer entgegengesetzten Fläche des CdTe. Das Verfahren beinhaltet ferner den Schritt, mehrere CdTe-Halbleiter anzuordnen, um mindestens entweder eine lineare Detektormatrix oder eine versetzte Detektormatrix zu bilden.

[0043] Die vielfältigen Ausführungsbeispiele und/oder Komponenten, beispielsweise die Module oder darin enthaltene Komponenten und Steuereinrichtungen, können auch als Teil eines oder mehrerer Computer oder Prozessoren durchgeführt sein. Der Computer oder Prozessor kann eine Computervorrichtung, ein Eingabegerät, eine Anzeigeeinheit und eine Schnittstelle, beispielsweise für den Zugriff auf das Internet, enthalten. Der Computer oder Prozessor kann einen Mikroprozessor beinhalten. Der Mikroprozessor kann mit einem Datenübertragungsbus verbunden sein. Der Computer oder Prozessor kann ferner einen Speicher umfassen. Der Speicher kann einen Direktzugriffsspeicher (RAM) und einen Festwertspeicher (ROM) beinhalten. Der Computer oder Prozessor kann ferner eine Speichervorrichtung enthalten, die ein Festplattenlaufwerk oder ein Wechselspeicherlaufwerk sein kann, beispielsweise ein Diskettenlaufwerk, ein optisches Plattenlaufwerk, und dergleichen. Die Speichervorrichtung kann auch ein sonstiges ähnliches Mittel sein, das dazu dient, Computerprogramme oder andere Befehle in den Computer oder Prozessor zu laden.

[0044] In dem hier verwendeten Sinne kann der Begriff "Computer" oder "Modul" jedes prozessorgestützte oder mikroprozessorgestützte System beinhalten, beispielsweise Mikrocontroller verwendende Systeme, Computer mit reduziertem Befehlssatz (RISC, Reduced Instruction Set Computer), anwendungsspezifische integrierte Schaltkreise (ASICs, Application Specific Integrated Circuits), Logikschaltungen und sonstige Schaltkreise oder Prozessoren, die in der Lage sind, die hier beschriebenen Funktionen auszuführen. Die oben erwähnten Beispiele sind

lediglich exemplarisch und sollen daher keineswegs die Definition und/oder Bedeutung des Begriffs "Computer" beschränken.

[0045] Der Computer oder Prozessor führt einen Satz von Befehlen aus, die in einem oder mehreren Speicherelementen gespeichert sind, um Eingabedaten zu verarbeiten. Die Speicherelemente können darüber hinaus nach Wunsch oder Bedarf Daten oder sonstige Informationen speichern. Das Speicherelement kann in Form einer Datenquelle oder eines physikalischen Arbeitsspeicherelements in einer Verarbeitungsmaschine vorliegen.

[0046] Der Satz von Befehlen kann vielfältige Steuerbefehle beinhalten, die den als eine Verarbeitungsmaschine verwendeten Computer oder Prozessor veranlassen, spezielle Arbeitsschritte, beispielsweise die Verfahren und Prozesse der vielfältigen Ausführungsbeispiele der Erfindung, durchzuführen. Der Satz von Befehlen kann in Form eines Softwareprogramms vorliegen. Die Software kann in vielfältiger Weise verwirklicht sein, beispielsweise als Systemsoftware oder als Anwendungssoftware. Darüber hinaus kann die Software als eine Sammlung von voneinander unabhängigen Programmen oder Modulen, als ein innerhalb eines größeren Programms enthaltener Programmmodul oder als ein Abschnitt eines Programmmoduls vorliegen. Die Software kann auch auf einer modularen Programmierung in Form einer objektorientierten Programmierung basieren. Die Verarbeitung von Eingabedaten durch die Verarbeitungsmaschine kann in Reaktion auf Bedienersteuerbefehle, oder in Reaktion auf Ergebnisse einer vorherigen Verarbeitung, oder in Reaktion auf eine durch eine weitere Verarbeitungsmaschine getätigte Anforderung erfolgen.

[0047] In dem hier verwendeten Sinne sind die Begriffe "Software" und "Firmware" austauschbar und beinhalten ein beliebiges Rechnerprogramm, das in einem Arbeitsspeicher gespeichert ist, um durch einen Computer ausgeführt zu werden, beispielsweise in einem RAM-Speicher, ROM-Speicher, EPROM-Speicher, EEPROM-Speicher oder nicht-flüchtigen RAM-(NVRAM)-Speicher. Die oben erwähnten Arten von Arbeitsspeichern sind lediglich exemplarisch und sind daher mit Blick auf die Arten von Arbeitsspeichern, die zur Speicherung eines Rechnerprogramms geeignet sind, nicht beschränkend.

[0048] Es versteht sich, dass die oben erwähnte Beschreibung zur Veranschaulichung dient und nicht beschränken soll. Beispielsweise können die oben beschriebenen Ausführungsbeispiele (und/oder Aspekte davon) miteinander kombiniert werden. Darüber hinaus können viele Abwandlungen vorgenommen werden, um eine besondere Situation oder ein spezielles Material an die Lehre der unterschiedlichen Ausführungsbeispiele der Erfindung anzupas-

sen, ohne von deren Schutzzumfang abzuweichen. Während die hierin beschriebenen Abmessungen und Arten von Materialien die Parameter der vielfältigen Ausführungsbeispiele der Erfindung definieren sollen, sind sie keinesfalls beschränkend und dienen lediglich als Ausführungsbeispiele. Viele weitere Ausführungsbeispiele werden dem Fachmann nach dem Lesen der oben erwähnten Beschreibung offenkundig. Der Schutzzumfang der Erfindung sollte daher anhand der beigefügten Patentansprüche, gemeinsam mit dem vollen Schutzzumfang äquivalenter Formen ermittelt werden, zu denen derartige Ansprüche berechtigen. In den beigefügten Patentansprüchen werden die Ausdrücke "enthalten" und "bei denen" wie Klartextäquivalente der entsprechenden Begriffe "aufweisen" und "wobei" verwendet. Darüber hinaus dienen die Begriffe "erster", "zweiter", "dritter" usw. in den nachfolgenden Ansprüchen lediglich zur Kennzeichnung und sollen die Objekte nicht numerisch festlegen. Weiter sind die Beschränkungen der nachfolgenden Ansprüche nicht im Mittel-plus-Funktion-Format geschrieben und sie sind nicht basierend auf 35 U. S. C. § 112, Absatz sechs, zu interpretieren, es sei denn derartige Beschränkungen von Ansprüchen verwenden ausdrücklich den Begriff "Mittel für", gefolgt von einer Feststellung einer von weiterer Struktur freien Funktion.

[0049] Die vorliegende Beschreibung verwendet Beispiele, um die vielfältigen Ausführungsbeispiele der Erfindung einschließlich des besten Modus zu offenbaren, und um außerdem jedem Fachmann zu ermöglichen, die vielfältigen Ausführungsbeispiele der Erfindung in der Praxis einzusetzen, beispielsweise beliebige Einrichtungen und Systeme herzustellen und zu nutzen, und beliebige damit verbundene Verfahren durchzuführen. Der patentfähige Schutzzumfang der unterschiedlichen Ausführungsbeispiele der Erfindung ist durch die Ansprüche definiert und kann andere dem Fachmann in den Sinn kommende Beispiele umfassen. Solche anderen Beispiele sollen in den Schutzzumfang der Ansprüche fallen, falls sie strukturelle Elemente aufweisen, die sich von dem wörtlichen Inhalt der Ansprüche nicht unterscheiden, oder falls sie äquivalente strukturelle Elemente mit unwesentlichen Unterschieden gegenüber dem wörtlichen Inhalt der Ansprüche enthalten.

[0050] Ein abtastendes Knochendensitometer **10** enthält eine Röntgenstrahlenquelle **22**, um Röntgenstrahlen zu erzeugen, und einen Röntgendetektor **100, 200**, um Röntgenstrahlen aufzunehmen, die von der Röntgenstrahlenquelle abgegeben werden. Der Röntgendetektor **100, 200** enthält einen Cadmiumtellur-(CdTe)-Halbleiter **300**. Das abtastende Knochendensitometer enthält ferner eine Steuereinrichtung **32**, die die Röntgenstrahlenquelle und den Röntgendetektor entlang eines quer verlaufenden Abtastpfads **22** bewegt, um mehrere Abtastbilder eines interessierenden Objekts zu akquirieren **14**.

Bezugszeichenliste

10	Bildgebungssystem
12	Tabelle
14	Patient
16	Längsachse
18	C-Arm
20	Unteres Ende
22	Röntgenstrahlenquelle
24	Oberes Ende
26	Röntgendetektor
28	Rasterstruktur
30	Reihen von Querabtastungen
32	Vortriebssteuereinrichtung
34	Fächerstrahl
40	Computer
42	Workstation
44	Display
46	Tastatur
48	Maus
100	Detektor
102	Detektorelemente
104	Detektormatrix
110	Breite
112	Länge
120	Detektorelement
122	Breite
124	Länge
126	Ende
130	Schutzring
132	Kathodenseite
134	Anodenelektrode
136	Seite
140	Spalt
160	Dicke
162	Breite
164	Länge
200	Detektor
202	Detektorabschnitt
204	Detektorabschnitt
206	Detektorabschnitt
208	Detektorabschnitt
210	Spalte
212	Spalte
220	Detektorelemente
221	Spalt
222	Detektorelement
224	Detektorelement
226	Detektorelement
228	Detektorelementbreite
230	Detektorelementbreite
250	Detektor
252	Detektorelemente
254	Breite
256	Länge
260	Luftspalt
262	Gesamtlänge
270	Substrat
300	CdTe-Halbleiterwafer
302	Kathode

304	Anode
306	Röntgenstrahlauftrefffläche
308	Gegenüberliegende Fläche
402	Detektorkathode
404	Detektoranode
500	Zählrate
502	Zählrate
600	Einzelner Impuls
601	Vorgegebener Schwellwert

Patentansprüche

1. Abtastendes Knochendensitometer (10), zu dem gehören:
eine Röntgenstrahlenquelle (22), die Röntgenstrahlen erzeugt;
ein Röntgendetektor (100, 200), der Röntgenstrahlen aufnimmt, die von der Röntgenstrahlenquelle abgegeben werden, wobei der Röntgendetektor einen Cadmiumtellur-(CdTe)-Halbleiter (300) aufweist; und
eine Steuereinrichtung (32), die die Röntgenstrahlenquelle und den Röntgendetektor entlang eines quer verlaufenden Abtastpfads (28) bewegt, um mehrere Abtastbilder eines interessierenden Objekts zu akquirieren (14).

2. Abtastendes Knochendensitometer (10) nach Anspruch 1, wobei die Röntgenstrahlenquelle (22) eine dualenergetische Röntgenstrahlenquelle aufweist.

3. Abtastendes Knochendensitometer (10) nach Anspruch 1, wobei der Röntgendetektor (100) eine Anzahl von Detektorelementen (102) enthält, wobei jedes Detektorelement ein Photonenzelelement (304) aufweist.

4. Abtastendes Knochendensitometer (10) nach Anspruch 1, wobei der Röntgendetektor (100) eine Anzahl von Detektorelementen (102) enthält, wobei jedes Detektorelement einen Schottky-Kontakt (304) aufweist.

5. Abtastendes Knochendensitometer (10) nach Anspruch 1, wobei der Röntgendetektor (100) eine Anzahl von Detektorelementen (102) aufweist, wobei jedes Detektorelement eine Anode (304) und eine Kathode (302) aufweist, wobei die Anode (304) wenigstens mindestens einen Indiumwerkstoff und/oder einen Aluminiumwerkstoff enthält, und wobei die Kathode (302) auf einem Platinwerkstoff basiert.

6. Abtastendes Knochendensitometer (10) nach Anspruch 1, wobei der Röntgendetektor (200) eine Anzahl von linearen Detektormatrizes (202, 204, 206, 208) enthält, die versetzt angeordnet sind.

7. Abtastendes Knochendensitometer (10) nach Anspruch 1, wobei der Röntgendetektor (100) eine Anzahl von Detektorelementen (102) aufweist, die so

angeordnet sind, dass sie eine lineare Detektormatrix **(104)** bilden.

8. Abtastendes Knochendensitometer **(10)** nach Anspruch 1, wobei der Röntgendetektor **(100)** eine Anzahl von Detektorelementen **(102)** aufweist, wobei das Detektorelement von einem benachbarten Detektorelement durch einen Spalt **(140)** getrennt ist.

9. Röntgendetektor **(100, 200)**, zu dem gehören:
eine Kathode **(302)**;
eine Anode **(304)**; und
ein Cadmiumtellur-(CdTe)-Halbleiter **(300)**, der zwischen der Kathode und der Anode angeordnet ist, wobei der CdTe-Halbleiter dazu eingerichtet ist, Röntgenstrahlen, die von einer dualenergetischen quer abtastenden Röntgenstrahlenquelle **(22)** abgegeben werden, in einen elektrischen Strom umzuwandeln, der proportional zu der Röntgenstrahl-Energie ist.

10. Röntgendetektor **(100)** nach Anspruch 9, wobei der Röntgendetektor ferner mehrere CdTe-Halbleiter **(300)** enthält, die so angeordnet sind, dass sie eine lineare Röntgendetektormatrix **(104)** bilden.

11. Röntgendetektor **(100)** nach Anspruch 9, wobei der Röntgendetektor ferner mehrere CdTe-Halbleiter **(300)** aufweist, wobei jeder CdTe-Halbleiter ein Photonenzählelement **(304)** enthält.

12. Röntgendetektor **(100, 200)** nach Anspruch 9, wobei der Röntgendetektor ferner mehrere CdTe-Halbleiter **(300)** enthält, die in einem versetzten Muster angeordnet sind.

13. Röntgendetektor **(100, 200)** nach Anspruch 9, wobei der Röntgendetektor ferner mehrere CdTe-Halbleiter **(300)** und einen Schottky-Kontakt **(304)** enthält, der auf jedem Halbleiter ausgebildet ist.

14. Röntgendetektor **(100, 200)** nach Anspruch 9, wobei die Anode **(304)** einen Schottky-Kontakt aufweist.

15. Röntgendetektor **(100, 200)** nach Anspruch 9, wobei die Anode **(304)** wenigstens einen Indiumwerkstoff und/oder einen Aluminiumwerkstoff enthält, und wobei die Kathode **(302)** einen Platinwerkstoff aufweist.

16. Röntgendetektor **(100, 200)** nach Anspruch 9, wobei ein Teil der Halbleiter **(300)** durch einen Spalt **(140, 260)** getrennt sind.

Es folgen 5 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

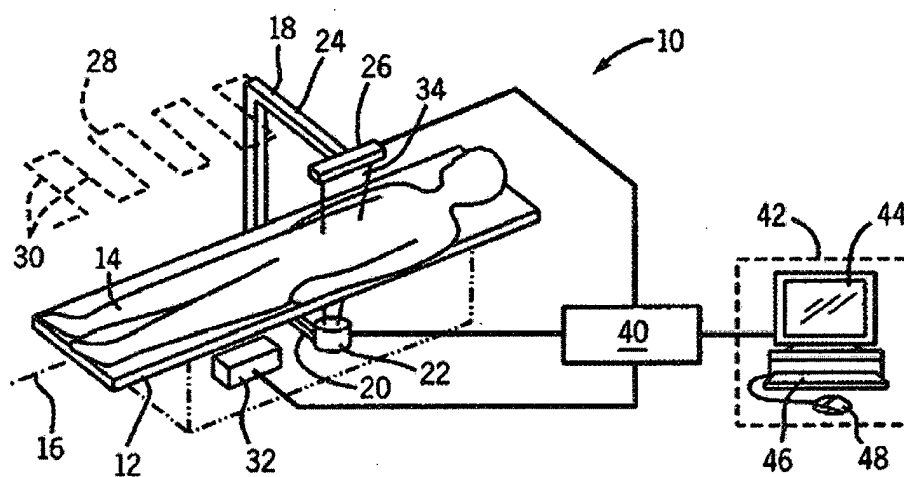
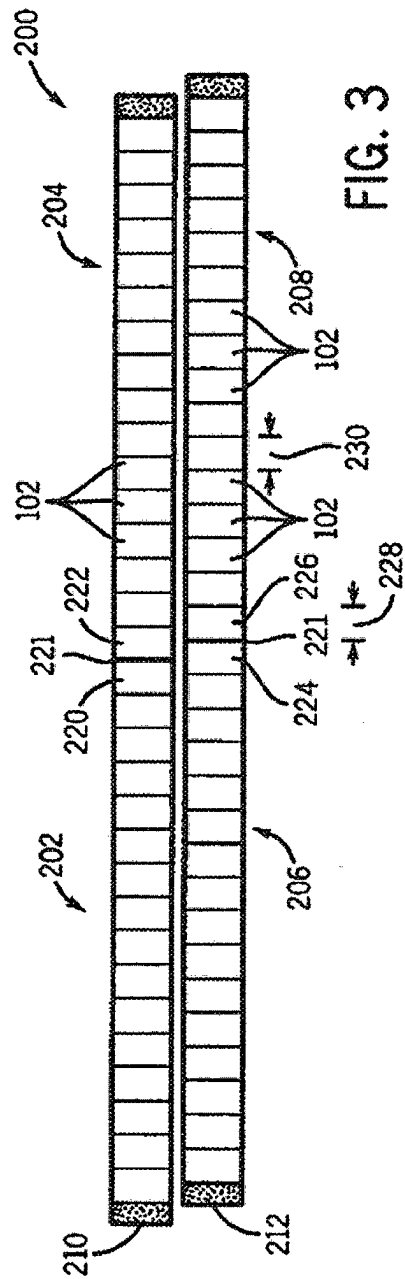
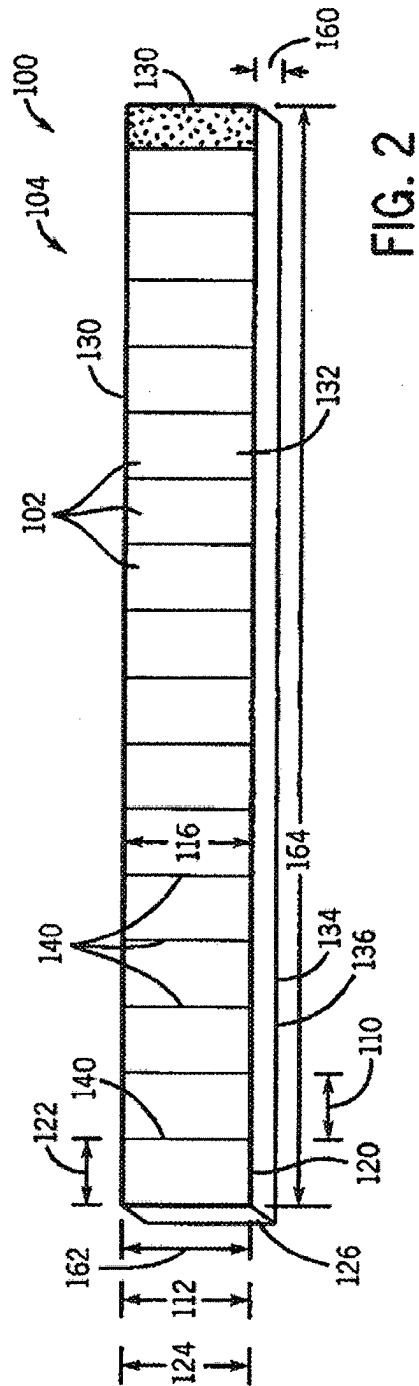
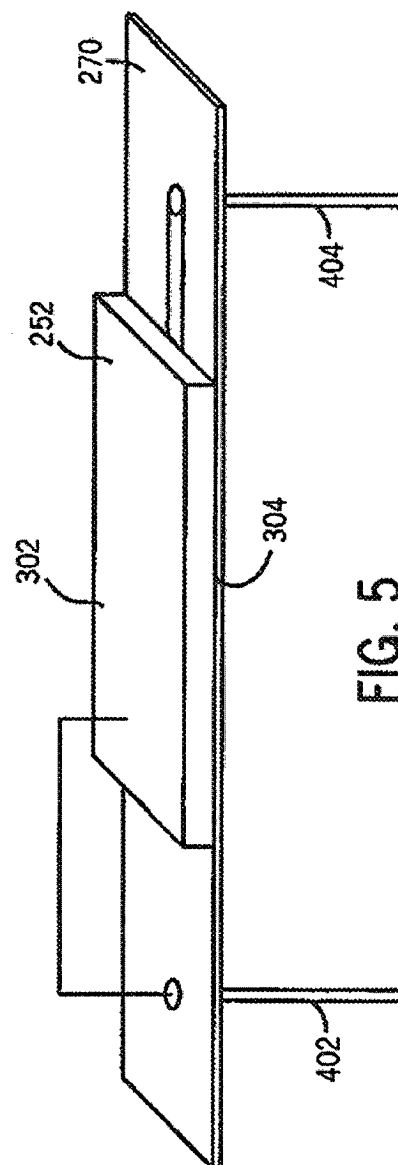
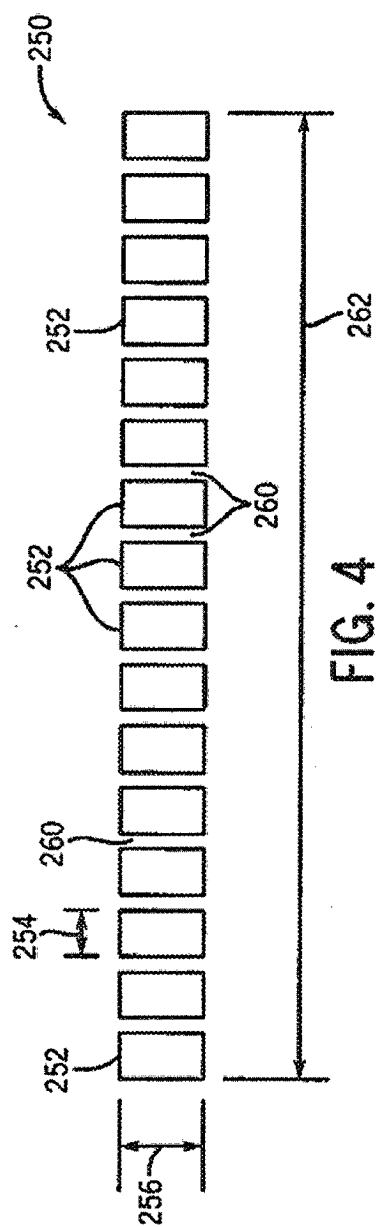


FIG. 1





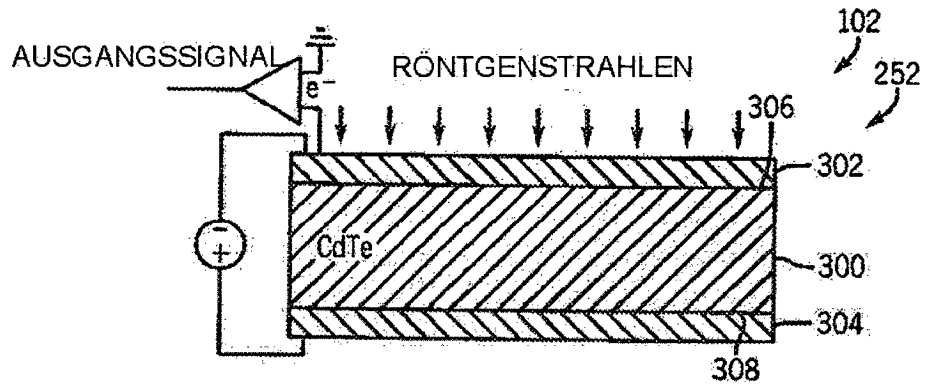


FIG. 6

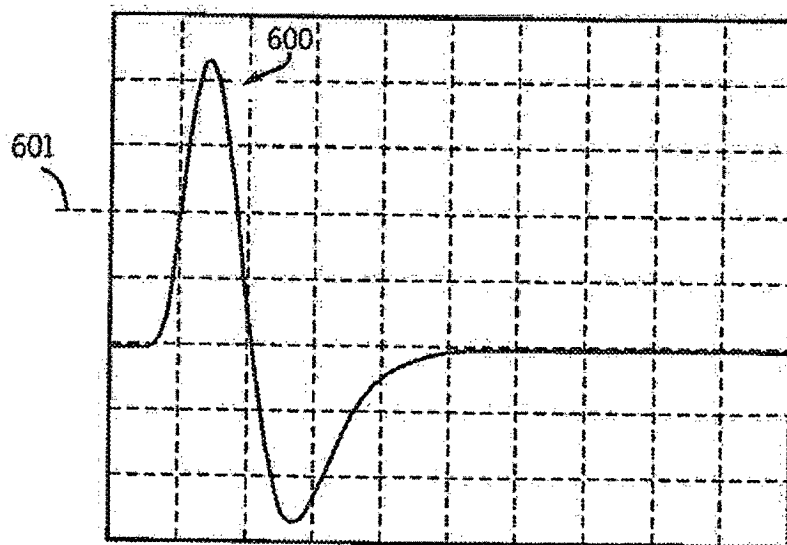


FIG. 7

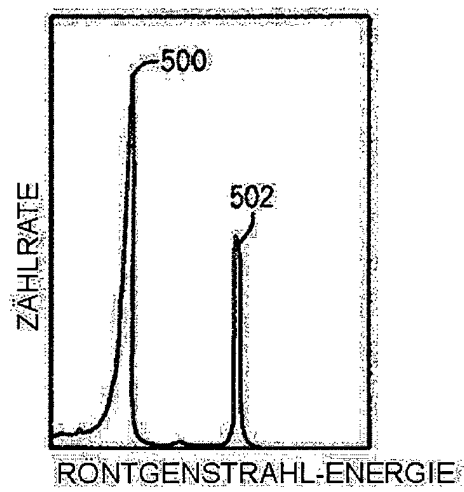


FIG. 8