



(10) **DE 10 2011 056 349 A1** 2012.06.14

(12) **Offenlegungsschrift**

(21) Aktenzeichen: **10 2011 056 349.0**

(22) Anmeldetag: **13.12.2011**

(43) Offenlegungstag: **14.06.2012**

(51) Int Cl.: **G01T 1/29 (2012.01)**

(30) Unionspriorität:

12/967,101 14.12.2010 US

(71) Anmelder:

General Electric Company, New York, N.Y., US

(74) Vertreter:

Rüger, Barthelt & Abel, 73728, Esslingen, DE

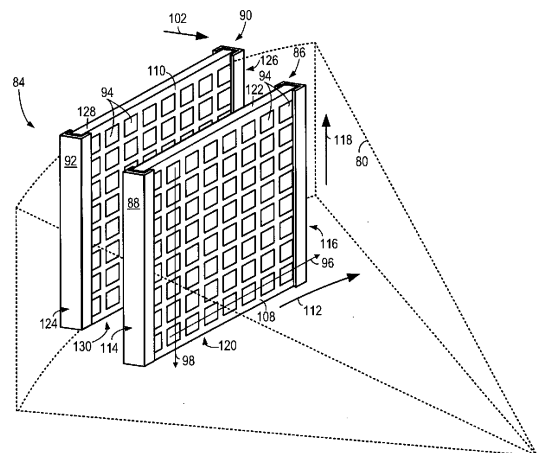
(72) Erfinder:

**Hoffman, David Michael, Waukesha, Wisconsin
53188, US; Kautzer, Jeffrey Alan, Waukesha, Wis.,
US**

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

(54) Bezeichnung: **Gestapelte Flat-Panel-Röntgendetektoranordnung und Verfahren zur Herstellung derselben**

(57) Zusammenfassung: Eine Röntgendetektoranordnung (84) enthält einen ersten digitalen Flachfeld-Projektionsdetektor (86) und einen zweiten digitalen Flachfeld-Projektionsdetektor (90). Die Röntgendetektoranordnung (84) enthält ferner eine erste Detektormontagestruktur (88), die konfiguriert ist, um den ersten digitalen Flachfeld-Projektionsdetektor (86) in einer ersten Position so auszurichten, dass er den zweiten digitalen Flachfeld-Projektionsdetektor (90) daran hindert, Röntgenstrahlen zu empfangen, die von einer Röntgenquelle (74) zu dem zweiten digitalen Flachfeld-Projektionsdetektor (90) hin in einer Röntgenstrahlendurchdringungsrichtung emittiert werden.



BeschreibungQUERVERWEIS AUF
VERWANDTE ANMELDUNGEN

[0001] Die vorliegende Anmeldung ist eine teilweise Fortsetzungsanmeldung und beansprucht die Priorität der nicht-provisorischen US-Anmeldung mit dem Aktenzeichen 11/523,359, die am 19. September 2006 eingereicht wurde und deren Offenbarung hierin durch Bezugnahme mit aufgenommen wird.

HINTERGRUND DER ERFINDUNG

[0002] Ausführungsformen der Erfindung betreffen allgemein diagnostische Bildgebungsverfahren und -vorrichtungen und spezieller eine Vorrichtung und ein Verfahren zur Herstellung einer gestapelten Flachfeld(Flat-Panel)-Röntgendetektoranordnung.

[0003] Typischerweise sendet in einem CT-Bildgebungssystem eine Röntgenstrahlenquelle ein fächerförmiges Strahlbündel in Richtung eines Subjekts oder Objekts, z. B. eines Patienten oder eines Gepäckstücks. Im Folgenden sollen die Begriffe „Subjekt“ und „Objekt“ alles beinhalten, das abgebildet werden kann. Im Allgemeinen werden die Röntgenstrahlenquelle und die Detektoranordnung an der Gantry innerhalb einer Bildgebungsebene und um das Subjekt herum gedreht. Röntgenstrahlenquellen enthalten typischerweise Röntgenröhren, die das Röntgenstrahlbündel an einem Brennfleck aussenden. Nachdem es durch das Subjekt abgeschwächt wurde, trifft Strahlbündel auf eine Anordnung von Strahlendetektoren auf.

[0004] Das Detektorarray ist typischerweise aus mehreren Detektormodulen hergestellt. Es werden Daten, die die Intensität des empfangenen Röntgenstrahlbündels an jedem der Detektorelemente repräsentieren, über einen Bereich von Gantrywinkeln erfasst. Die Intensität der abgeschwächten Strahlung, die an dem Detektorarray empfangen wird, hängt typischerweise von der Abschwächung des Röntgenstrahlbündels durch das Subjekt ab. Jedes Detektorelement des Detektorarrays erzeugt ein gesondertes elektrisches Signal, das für den von dem Detektorelement empfangenen geschwächten Strahl kennzeichnend ist. Die elektrischen Signale werden zur Analyse einem Datenverarbeitungssystem zugeführt, das schließlich ein Bild erzeugt.

[0005] Herkömmliche CT-Systeme emittieren einen Röntgenstrahl mit einem polychromatischen Spektrum. Die Röntgenstrahlenschwächung jedes Materials des Subjekts hängt von der Energie des emittierten Röntgenstrahls ab. Wenn CT-Projektionsdaten bei mehreren Röntgenenergieniveaus oder -spektren akquiriert werden, enthalten die Daten zusätzliche Informationen über das abgebildete Subjekt oder Ob-

jekt, die in einem herkömmlichen CT-Bild nicht enthalten sind. Z. B. können spektrale CT-Daten verwendet werden, um ein neues Bild mit Röntgen schwächungskoeffizienten zu erzeugen, die zu einer gewählten monochromatischen Energie äquivalent sind. Solch ein monochromatisches Bild enthält Bilddaten, bei denen die Intensitätswerte der Volumenelemente so zugewiesen sind, als ob ein CT-Bild durch Erfassung von Projektionsdaten von dem Subjekt mit einem monochromatischen Röntgenstrahlbündel erzeugt worden wäre. Spektrale CT-Daten ermöglichen eine bessere Unterscheidung von Geweben, was die Unterscheidung zwischen Materialien, wie beispielsweise zwischen kalziumhaltigen und jodhaltigen Geweben, einfacher gestaltet.

[0006] Ein hauptsächliches Ziel eines energieempfindlichen Scannens liegt darin, diagnostische CT-Bilder zu erhalten, die die Informationen (Kontrasttrennung, Materialspezifität, etc.) in dem Bild durch Verwendung von zwei oder mehreren Scans bei unterschiedlichen chromatischen Energiezuständen zu verbessern. Hochfrequenzgeneratoren haben es ermöglicht, das kVp-Potential der Hochfrequenzprojektionsquelle für elektromagnetische Energie bei wechselnden Ansichten umzuschalten. Im Ergebnis können Daten für zwei oder mehrere energieempfindliche Scans auf eine zeitlich ineinander verschachtelte Weise erhalten werden, im Gegensatz zu zwei getrennten Scans, die im Abstand von mehreren Sekunden vorgenommen werden, wie dies gewöhnlich bei früherer CT-Technologie erfolgt. Die verschachtelten Projektionsdaten können ferner registriert werden, so dass dieselben Pfadlängen bei jedem Energieniveau definiert werden, indem z. B. eine Art von Interpolation verwendet wird.

[0007] Ein herkömmliches gekrümmtes Detektorarray enthält eine große Anzahl einzelner Detektorelemente, die auf dem Detektorarray angeordnet sind. Die Detektorelemente sind Szintillator/Fotodiodenzellen, die in zweidimensionalen Modulen angeordnet sind, die dann zu Arrays mit zweidimensionaler Detektorfläche kombiniert werden. Der Erfassungsbereich des Detektorarrays ist durch die Anzahl von Detektorelementen in jedem 2D-Modul und die Anzahl von 2D-Modulen, die kombiniert sind, um die Detektoranordnung zu bilden, definiert.

[0008] Während bekannte Systeme und Verfahren, die herkömmliche gekrümmte Detektorarrays enthalten, verwendet werden können, um Projektionsdaten bei mehreren Röntgenenergieniveaus oder -spektren zu akquirieren und anzuzeigen, ist der Erfassungsbereich eines Scans durch die Größe des Detektorarrays definiert. Da jedes einzelne Detektorelement seinen eigenen elementspezifischen Auslesekanal hat, ist das Bildgebungssystem umso kostenintensiver und komplexer, je größer die Detektoranordnung ist.

[0009] Für verschiedene bildgebende Anwendungen, wie z. B. das Scannen einer Herzregion, wäre es von Vorteil, alle Bilddaten für das abzubildende Objekt in einer einzigen Umdrehung der Gantry zu akquirieren. Solch eine Bilddatenakquisitionstechnik weist eine Vielzahl von Vorteilen auf, wozu, als ein Beispiel, eine Minimierung von Bewegungsartefakten gehört. Der Erfassungsbereich der Detektoranordnung muss jedoch auf der Basis der Größe der Projektion des auf das Detektorarray abgebildeten Objekts bemessen werden. Eine gekrümmte Detektoranordnung, die mit einem ausreichend großen Erfassungsbereich ausgelegt ist, um z. B. ein Herz abzubilden, wäre extrem komplex und zu kostspielig.

[0010] Deshalb wäre es wünschenswert, eine Röntgendetektoranordnung zu konstruieren, die die vorerwähnten Nachteile überwindet.

KURZE BESCHREIBUNG DER ERFINDUNG

[0011] Gemäß einem Aspekt der Erfindung, enthält eine Röntgendetektoranordnung einen ersten digitalen Flachfeld-Projektionsdetektor (Flat-Panel-Projektionsdetektor) und einen zweiten digitalen Flachfeld-Projektionsdetektor. Die Röntgendetektoranordnung weist ferner eine erste Detektormontagekonstruktion, die ausgelegt ist, um den ersten digitalen Flachfeld-Projektionsdetektor in einer ersten Position so auszurichten, dass er den zweiten digitalen Flachfeld-Projektionsdetektor daran hindert, Röntgenstrahlen zu empfangen, die von einer Röntgenstrahlenquelle in Richtung des zweiten digitalen Flachfeld-Projektionsdetektors in einer Richtung der Röntgenstrahlenrichtung emittiert werden.

[0012] Gemäß einem anderen Aspekt der Erfindung enthält ein Verfahren zur Herstellung einer Detektoranordnung den Schritt der Bereitstellung eines ersten Flachfeld(Flat-Panel)-Detektors, der eine Oberfläche aufweist, die konfiguriert ist, um einer Röntgenstrahlenquelle gegenüberzuliegen, wobei der erste Flachfeld-Detektor eine Breite, die in einer Schichtrichtung zwischen einer ersten Seite und einer zweiten Seite des ersten Flachfeld-Detektors definiert ist, und eine Länge aufweist, die in einer Kanalrichtung zwischen einer dritten Seite und einer vierten Seite des ersten Flachfeld-Detektors definiert ist. Das Verfahren enthält ferner den Schritt der Bereitstellung eines zweiten Flachfeld-Detektors, der eine Oberfläche aufweist, die konfiguriert ist, um der Röntgenstrahlenquelle gegenüberzuliegen, wobei der zweite Flachfeld-Detektor eine Breite, die in einer Schichtrichtung zwischen einer ersten Seite und einer zweiten Seite des zweiten Flachfeld-Detektors definiert ist, und eine Länge aufweist, die in einer Kanalrichtung zwischen einer dritten Seite und einer vierten Seite des zweiten Flachfeld-Detektors definiert ist. Ferner enthält das Verfahren den Schritt des Koppelns des ersten Flachfeld-Detektors mit einer Montageanordnung, die ei-

ne blockierende Position aufweist, die konfiguriert ist, um den ersten Flachfeld-Detektor über der Oberfläche des zweiten Flachfeld-Detektors in einer Röntgenstrahlendurchdringungsrichtung so auszurichten, dass der erste Flachfeld-Detektor mit dem zweiten Flachfeld-Detektor in der Schicht- und der Kanalrichtung im Wesentlichen ausgerichtet ist.

[0013] Gemäß einem anderen Aspekt der Erfindung enthält ein CT-System eine drehbare Gantry mit einer Öffnung in dieser zur Aufnahme eines zu scannenden Objektes, einen Tisch, der innerhalb der Öffnung der drehbaren Gantry positioniert und durch die Öffnung in einer z-Richtung bewegbar ist, und eine mit der drehbaren Gantry gekoppelte Röntgenstrahlenquelle, die zur Projektion eines Röntgenstrahlbündels in Richtung des zu scannenden Objekts konfiguriert ist. Das CT-System enthält ferner eine Detektoranordnung, die positioniert ist, um das Röntgenstrahlbündel von der Röntgenstrahlenquelle zu empfangen. Die Detektoranordnung enthält einen ersten digitalen Flachfeld-Detektor und einen zweiten digitalen Flachfeld-Detektor. Der erste digitale Flachfeld-Detektor ist so zwischen dem zweiten digitalen Flachfeld-Detektor und der Röntgenstrahlenquelle angeordnet, dass mehrere erste Röntgenstrahlen, die von der Röntgenstrahlenquelle in Richtung des zweiten digitalen Flachfeld-Detektors projiziert werden, durch den ersten digitalen Flachfeld-Detektor absorbiert werden.

[0014] Verschiedene weitere Merkmale und Vorteile werden aus der nachfolgenden detaillierten Beschreibung und den Zeichnungen offenkundig.

KURZE BESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN

[0015] Die Zeichnungen stellen bevorzugte Ausführungsformen dar, die derzeit zur Ausführung der Erfindung vorgesehen sind.

[0016] In den Zeichnungen:

[0017] [Fig. 1](#) ist eine bildliche Darstellung eines CT-Bildgebungssystems.

[0018] [Fig. 2](#) ist ein schematisches Blockdiagramm des in [Fig. 1](#) veranschaulichten Systems.

[0019] [Fig. 3](#) ist eine perspektivische Ansicht einer Ausführungsform eines Detektorarrays eines CT-Systems.

[0020] [Fig. 4](#) ist eine perspektivische Ansicht einer Ausführungsform eines Detektors.

[0021] [Fig. 5](#) ist eine Querschnittsansicht eines Teils eines Bildgebungssystems mit einer Detektoranordnung gemäß einer Ausführungsform der Erfindung.

[0022] Fig. 6 ist eine perspektivische Ansicht der Detektoranordnung nach Fig. 5 gemäß einer Ausführungsform der Erfindung.

[0023] Fig. 7 ist ein schematisches Blockdiagramm der Detektoranordnung nach Fig. 5, das einen Flachfeld-Detektor in einer ersten Position veranschaulicht.

[0024] Fig. 8 ist ein schematisches Blockdiagramm der Detektoranordnung nach Fig. 5, das den Flachfeld-Detektor in einer zweiten Position veranschaulicht.

[0025] Fig. 9 ist eine Querschnittsansicht eines Teils eines Bildgebungssystems mit einer Detektoranordnung gemäß einer Ausführungsform der Erfindung.

[0026] Fig. 10 ist eine bildliche Darstellung eines CT-Systems mit einem nicht-invasiven Paket-/Gepäckinspektionssystem.

DETAILLIERTE BESCHREIBUNG

[0027] Das Betriebsumfeld der Erfindung wird im Zusammenhang mit einem 64-Schichten-Computertomographie(CT)-System beschrieben. Es versteht sich für Fachleute aber, dass die Erfindung zum Einsatz bei anderen Mehrschichtkonfigurationen in gleicher Weise einsetzbar ist. Außerdem wird die vorliegende Erfindung im Hinblick auf die Detektion und die Umwandlung von Röntgenstrahlen beschrieben. Für einen Fachmann ist aber erkennbar, dass die Erfindung in gleicher Weise auch für die Detektion und Umwandlung anderer hochfrequenter elektromagnetischer Energie anwendbar ist. Die Erfindung wird im Zusammenhang mit einem CT-Scanner der „dritten Generation“ beschrieben, ist aber in gleicher Weise auch bei anderen CT-Systemen anwendbar.

[0028] Zusätzlich ergeben bestimmte Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung Systeme, Methoden und Computeranweisungen zum Akquirieren von Multi-Energiedaten, wie z. B. Dual-Energiedaten. Bestimmte Multi-Energiedaten können in Spektralbildgebungssystemen, wie z. B. in Photonen zählenden Systemen, verwendet werden. Dual-Energiedaten, die eine Art der Multi-Energiedaten darstellen, können in monochromatischen Bildern, Materialdichtebildern und/oder effektiven Z-Bildern enthalten sein. Obwohl viele der hierin beschriebenen Ausführungsformen in Verbindung mit Dual-Energiedaten beschrieben sind, sind die Ausführungsformen nicht auf Dual-Energiedaten beschränkt, und sie können in Verbindung mit anderen Arten von Multi-Energiedaten verwendet werden, wie dies ein Fachmann erkennen wird.

[0029] Bezug nehmend auf Fig. 1 ist dort ein CT-Bildgebungssystem 10 dargestellt, das eine Gantry

12 aufweist, die für einen CT-Scanner der „dritten Generation“ repräsentativ ist. Die Gantry 12 weist eine Röntgenstrahlenquelle 14 auf, die ein Röntgenstrahlbündel zu einer Detektoranordnung oder einem Kollimator 16 auf der gegenüberliegenden Seite der Gantry 12 projiziert. Bezug nehmend nun auf Fig. 2 ist die Detektoranordnung 16 aus einer Mehrzahl von Detektoren oder Detektormodulen 18 und Datenakquisitionssystemen (DAS) 20 gebildet. Die mehreren Detektoren 18 erfassen die projizierten Röntgenstrahlen 22, die durch einen medizinischen Patienten 24 hindurchtreten, und das DAS 20 setzt diese Daten in digitale Signale für die nachfolgende Verarbeitung um. Jeder Detektor 18 erzeugt ein analoges elektrisches Signal, das die Intensität eines auftretenden Röntgenstrahls und demgemäß des beim Durchgang durch den Patienten 24 abgeschwächten Röntgenstrahls kennzeichnet. Während eines Scans zur Akquirierung von Röntgenstrahlprojektionsdaten drehen sich die Gantry 12 und die darauf montierten Komponenten um einen Drehmittelpunkt 26 herum.

[0030] Die Umlaufbewegung der Gantry 12 und der Betrieb der Röntgenstrahlenquelle 14 sind durch einen Steuermechanismus 28 des CT-Systems 10 gesteuert. Der Steuermechanismus 28 beinhaltet eine Röntgenstrahlsteuereinrichtung 30, die der Röntgenstrahlenquelle 14 Leistungs- und Zeittaktsignale zuführt, und eine Gantrymotorsteuereinrichtung 32, die die Drehgeschwindigkeit und -position der Gantry 12 steuert. Eine Bildrekonstruktionseinrichtung 34 empfängt abgetastete und digitalisierte Röntgenstrahlraten von dem DAS 20 und führt eine Hochgeschwindigkeitsrekonstruktion aus. Das rekonstruierte Bild wird als Eingangsgröße einem Computer 36 zugeführt, der das Bild in einer Massenspeichereinrichtung 38 abspeichert.

[0031] Der Computer 36 empfängt außerdem Befehle und Scannparameter von einem Bediener über eine Konsole 40, die irgendeine Form einer Bedienerchnittstelle, wie etwa eine Tastatur, eine Maus, eine sprachgesteuerte Steuerungseinrichtung oder irgendein anderes geeignetes Eingabegerät, aufweist. Eine zugeordnete Anzeige 42 erlaubt es dem Bediener, das rekonstruierte Bild und andere Daten von dem Computer 36 zu betrachten. Die von dem Bediener zugeführten Befehle und Parameter werden von dem Computer 36 dazu verwendet, dem DAS 20, der Röntgenstrahlsteuereinrichtung 30 und der Gantrymotorsteuereinrichtung 32 Steuersignale und Informationen zuzuführen. Außerdem betätigt der Computer 36 eine Tischmotor-Steuereinrichtung 44, die einen motorbetriebenen Tisch zur Positionierung des Patienten 24 und der Gantry 12 ansteuert. Speziell bewegt der Tisch 46 Patienten 24 ganz oder teilweise durch eine Gantryöffnung 48 nach Fig. 1.

[0032] Wie in Fig. 3 dargestellt, weist die Detektoranordnung 16 Schienen 50 auf, zwischen denen

Kollimationsblätter oder -platten **52** angeordnet sind. Die Platten **52** sind so angeordnet, dass sie Röntgenstrahlen **22** kollimieren, bevor derartige Strahlen beispielsweise auf den Detektor **18** nach [Fig. 4](#) auftreffen, der auf der Detektoranordnung **16** angeordnet ist. In einer Ausführungsform weist die Detektoranordnung **16** 57 Detektoren **18** auf, wobei jeder Detektor **18** eine Arraygröße von 64×16 Pixelelementen **54** aufweist. Im Ergebnis verfügt die Detektoranordnung **16** über 64 Zeilen und 912 Spalten (16 × 57 Detektoren), was es ermöglicht, dass bei jeder Umdrehung der Gantry **12** 64 gleichzeitige Datenschichten erfasst werden.

[0033] Bezug nehmend auf [Fig. 4](#) beinhaltet der Detektor **18** das DAS **20**, wobei jeder Detektor **18** über eine Anzahl Detektorelemente **54** verfügt, die in einer Packung **56** angeordnet sind. Die Detektoren **18** enthalten Stifte **58**, die in der Packung **56** relativ zu den Detektorelementen **54** positioniert sind. Die Packung **56** ist auf einem von hinten beleuchteten Diodenarray **60**, das mehrere Dioden **62** aufweist, angeordnet. Das von hinten beleuchtete Diodenarray **60** ist seinerseits auf einem mehrschichtigen Substrat **64** angeordnet. Die Detektorelemente **54** sind mit dem von hinten beleuchteten Diodenarray **60** optisch gekoppelt, während das von hinten beleuchtete Diodenarray **60** wiederum mit dem Mehrschichtsubstrat **64** elektrisch gekoppelt ist. An einer Seite **70** des Mehrschichtsubstrats **64** und an dem DAS **20** sind flexible Schaltkreise **68** befestigt. Die Detektoren **18** sind in der Detektoranordnung **16** mittels der Stifte **58** positioniert.

[0034] Im Betrieb einer Ausführungsform erzeugen innerhalb der Detektorelemente **54** auftreffende Röntgenstrahlen Photonen, die die Packung **56** durchdringen, wodurch ein Analogsignal erzeugt wird, das auf einer Diode in dem von hinten beleuchteten Diodenarray **60** erfasst wird. Das erzeugte Analogsignal wird durch das Mehrschichtsubstrat **64** und durch die flexiblen Schaltkreise **68** zu dem DAS **20** geführt, worin das Analogsignal in ein Digitalsignal umgewandelt wird.

[0035] [Fig. 5](#) veranschaulicht in einer Seitenansicht eine Darstellung eines Teils eines Bildgebungssystems **72**, wie z. B. des Bildgebungssystems **26** nach [Fig. 1](#). Das Bildgebungssystem **72** weist eine Röntgenstrahlenquelle **74** auf, die konfiguriert ist, um um einen Drehmittelpunkt **76** einer drehbaren Gantry **78** umzulaufen. Ein Röntgenstrahlenbündel **80** wird erzeugt, wenn die von der Röntgenstrahlenquelle **74** abgestrahlten Hochgeschwindigkeitselektronen auf die Oberfläche eines (nicht dargestellten) Targetabschnitts der Röntgenstrahlenquelle **74** auftreffen. Das Röntgenstrahlenbündel **80** dringt durch einen Patienten **82** hindurch und trifft auf eine Detektoranordnung **84** auf.

[0036] Bezug nehmend nun auf [Fig. 5](#) und [Fig. 6](#) enthält die Detektoranordnung **84** einen ersten digitalen radiographischen Flachfeld-Projektionsdetektor **86**, der an eine erste Detektormontagehalterung **88** gekoppelt ist, und einen zweiten digitalen radiographischen Flachfeld-Projektionsdetektor **90**, der an eine zweite Detektormontagehalterung **92** gekoppelt ist. Die Flachfeld-Detektoren **86**, **90** sind digitale radiographische Festkörper-Projektionsdetektoren, z. B. digitale Durchleuchtungsfelddetektoren, die typischerweise für eine Bildgebung mit Kathetern verwendet werden. Jeder Flachfeld-Detektor **86**, **90** weist ein Array von Pixeln **94** auf, das in Zeilen und Spalten angeordnet ist. Anders als eine herkömmliche gekrümmte Detektoranordnung, die typischerweise in CT-Bildgebungssystemen Verwendung findet und die einen individuellen Auslesekanal für jedes Detektormodul der gekrümmten Detektoranordnung, wie beispielsweise der Detektoranordnung **16** ([Fig. 3](#)), aufweist, sind die Pixel **94** der Flachfeld-Detektoren **86**, **90** einer Matrix von Abtastlinien **96** und Ausleselinien **98** zugeordnet, wie in [Fig. 6](#) dargestellt. Jeder Flachfeld-Detektor **86**, **90** enthält einen einzelnen Auslesekanal **100** pro Ausleselinie **98**. In einer Ausführungsform sind die Flachfeld-Detektoren **86**, **90** die von GE Healthcare, einem Geschäftsbereich der General Electric Company, kommerziell erhältlichen Revolution™ XR/d Detektoren.

[0037] Die Flachfeld-Detektoren **86**, **90** können gemäß verschiedenen Ausführungsformen mit verschiedenen Schwächungseigenschaften konstruiert sein. Die Szintillatoren der Flachfeld-Detektoren **86**, **90** können beispielsweise unterschiedliche Dicken (gemessen in der y-Richtung **102**) aufweisen oder aus verschiedenen Szintillatormaterialien hergestellt sein, so dass der erste Flachfeld-Detektor **86** niederenergetische Röntgenstrahlen absorbiert und der zweite Flachfeld-Detektor **90** höherenergetische Röntgenstrahlen absorbiert.

[0038] Detektoranordnung **84** ist so bezüglich der Röntgenquelle **74** ausgerichtet, dass ein Röntgenstrahlenbündel **80** durch den Patienten **82** hindurchtritt und zunächst auf den ersten Flachfeld-Detektor **86** auftrifft, der mit einem interessierenden Bereich **104** des Patienten **82** ausgerichtet ist. Wie in [Fig. 5](#) dargestellt, ist der erste Flachfeld-Detektor **86** in einer Röntgenstrahldurchdringungsrichtung **106** zwischen der Röntgenquelle **74** und dem zweiten Flachfeld-Detektor **90** positioniert. Der Röntgenstrahlenbündel **80** trifft somit nach einem Durchdringen des Patienten **82** auf eine Oberfläche **108** des ersten Flachfeld-Detektors **86** auf. Ein Teil des Röntgenstrahlenbündels **80** wird durch den ersten Flachfeld-Detektor **86** absorbiert, und ein Teil des Röntgenstrahlenbündels **80** geht durch den ersten Flachfeld-Detektor **86** hindurch und trifft auf die Oberfläche **110** des zweiten Flachfeld-Detektors **90** auf. Der erste Flachfeld-Detektor **86** weist eine Weite, die in der x-Richtung **112** (Kanal-

richtung) zwischen einer ersten Seite **114** und einer zweiten Seite **116** gemessen wird, und eine Länge auf, die in der z-Richtung **118** (Schichtrichtung) zwischen einer dritten Seite **120** und einer vierten Seite **122** gemessen wird. Entsprechend weist der zweite Flachfeld-Detektor **90** eine Weite, die in der x-Richtung **112** zwischen einer ersten und einer zweiten Seite **124**, **126** gemessen wird, und eine Länge auf, die in der z-Richtung **118** zwischen einer dritten und einer vierten Seite **128**, **130** gemessen wird.

[0039] Der Erfassungsbereich des ersten Flachfeld-Detektors **86** entspricht wenigstens der Größe einer vollständigen Projektion **132** des interessierenden Bereichs **104** auf der Oberfläche **108** des ersten Flachfeld-Detektors **86**. Somit kann der erste Flachfeld-Detektor **86** gemäß verschiedenen Ausführungsformen der Größe eines projizierten interessierten Organs entsprechen, z. B. eines Herzens, einer Leber oder einer Lunge. In einer Ausführungsform weist der erste Flachfeld-Detektor **86** einen Erfassungsbereich von ca. 20 cm in der x-Richtung 112 mal 20 cm in der z-Richtung **118** auf.

[0040] Gemäß verschiedenen Ausführungsformen entspricht der Erfassungsbereich **104** einem Organ, das abgebildet wird, wie z. B. einem Herzen, einer Lunge oder einer Leber. Für eine Anwendung zum Scannen eines Herzens, bei der der interessierende Bereich **104** als das Herz definiert ist, kann somit ein gesamtes Herz eines Erwachsenen während einer einzigen Umdrehung der drehbaren Gantry **78** gescannt werden, da der Erfassungsbereich des ersten Flachfeld-Detektors **86** größer als die Projektion **132** des Herzens auf den ersten Flachfeld-Detektor **86** ist.

[0041] Optional können die Flachfeld-Kollimator-Anordnungen oder Flachfeld-Kollimator-Anordnungen oder -gitter **134**, **136** (die in Strichpunktlinien dargestellt sind) zur Kollimation der an dem ersten bzw. dem zweiten Flachfeld-Detektor empfangenen Röntgenstrahlenbündel vor dem entsprechenden ersten bzw. zweiten Flachfeld-Detektor **86**, **90** in der Röntgenstrahlendurchdringungsrichtung **106** positioniert sein.

[0042] In einer Ausführungsform ist die erste Montageanordnung oder Halterung **88** eine feste Klammer, die innerhalb der drehbaren Gantry so montiert ist, dass der erste Flachfeld-Detektor **86** über dem zweiten Flachfeld-Detektor **90** im Wesentlichen zentriert ist. Alternativ weist die erste Montagehalterung **88** ein paar beweglicher Führungsschienen auf, die es dem ersten Flachfeld-Detektor **86** erlauben, in eine fluchtende Ausrichtung mit dem zweiten Flachfeld-Detektor **90** hinein und aus dieser heraus sowie in das Röntgenstrahlenbündel **80** hinein und aus diesem heraus überführt zu werden, wie dies in Bezug auf [Fig. 7](#) und [Fig. 8](#) im Einzelnen beschrieben ist.

[0043] [Fig. 7](#) veranschaulicht ein schematisches Blockdiagramm des ersten Flachfeld-Detektors **86** der Detektoranordnung **84** in einer ersten Position, in der der erste Flachfeld-Detektor **86** oberhalb des zweiten Flachfeld-Detektors **90** positioniert ist und diesen im Wesentlichen überlappt. Wenn sich der erste Flachfeld-Detektor **86** in der ersten Position befindet, wird ein Teil der Röntgenstrahlen **80**, die in Richtung der Detektoranordnung **84** in der Röntgenstrahlendurchdringungsrichtung **106** emittiert werden, von dem ersten Flachfeld-Detektor **86** absorbiert, während ein weiterer Teil der Röntgenstrahlen **82** durch den ersten Flachfeld-Detektor **86** hindurchtritt und auf den zweiten Flachfeld-Detektor **90** auftrifft.

[0044] [Fig. 8](#) veranschaulicht ein schematisches Blockdiagramm des ersten Flachfeld-Detektors **86** in einer zweiten Position, in der der erste Flachfeld-Detektor **86** gegenüber dem zweiten Flachfeld-Detektor **90** in der z-Richtung **118** versetzt ist. Wenn sich der erste Flachfeld-Detektor **86** in der zweiten Position befindet, treffen somit Röntgenstrahlen **80**, die in Richtung der Detektoranordnung **84** in der Röntgenstrahlendurchdringungsrichtung **106** gerichtet sind, auf den zweiten Flachfeld-Detektor **90**, ohne durch den ersten Flachfeld-Detektor **86** hindurchzutreten.

[0045] Bezug nehmend nun auf [Fig. 9](#), wird ein Bildgebungssystem **140** gemäß einer alternativen Ausführungsform dargestellt. Das Bildgebungssystem **140** ist insofern in einer ähnlichen Weise, wie bezüglich des Bildgebungssystems **72** nach [Fig. 5](#) beschrieben, konfiguriert, als das Bildgebungssystem **140** eine Röntgenquelle **74** aufweist, die positioniert ist, um ein Röntgenstrahlenbündel **80** in Richtung auf eine Detektoranordnung **84** zu richten, die einen ersten Flachfeld-Detektor **86** aufweist, der oberhalb eines zweiten Flachfeld-Detektors **90** positioniert ist. Zusätzlich zu den Komponenten, die in dem Bildgebungssystem **72** ([Fig. 5](#)) enthalten sind, weist das Bildgebungssystem **140** einen Kerbfilter **142** auf, der zwischen dem ersten und dem zweiten Flachfeld-Detektor **86**, **90** in der Röntgenstrahlendurchdringungsrichtung **106** zur Verwendung in Anwendungen der Energiediskriminierungs-Computertomographie (EDCT) positioniert ist. Der Kerbfilter **142** ist aus einem Röntgenstrahlen abschwächenden Material aufgebaut, das für ein größeres Energietrennband oder eine Kerbe zwischen den Röntgenstrahlen höherer Energie und den Röntgenstrahlen niedrigerer Energie in dem durch die Röntgenquelle **74** emittierten Band der Röntgenstrahlen **80** sorgt. Gemäß verschiedenen Ausführungsformen kann der Kerbfilter **142** aus einem einzigen Material oder aus einem Verbundmaterial ausgeführt sein, um die Breite der Kerbe der gefilterten Röntgenstrahlen zu verbreitern. Ferner kann das Bildgebungssystem **140** eine Anzahl auswechselbarer Kerbfilter **142** mit verschiedenen Filtereigenschaften aufweisen, die auf-

grund der Spezifikationen eines gegebenen Scans ausgewählt werden können. Der Kerbfilter **142** kann in einer ähnlichen Weise, wie oben bezüglich des ersten Flachfeld-Detektors **86** beschrieben, fest oder gleitend an Führungsschienen **144** montiert sein. Ein Fachmann wird erkennen, dass gemäß einer alternativen Ausführungsform ein Bildgebungssystem ein Paar Flachfeld-Detektoren, ähnlich den Detektoren **86**, **90**, ohne einen Kerbfilter aufweisen kann. Ferner kann der Kerbfilter **142** zwischen einem Patienten **82** und dem ersten Flachfeld-Detektor **86** positioniert sein.

[0046] Das Bildgebungssystem **140** kann auch eine (nicht veranschaulichte) Kollimatoranordnung oder ein Kollimatorgitter aufweisen, ähnlich der optionalen Kollimatoreinrichtung der Flachfeld-Kollimatoranordnungen oder -gitter **134**, **136** ([Fig. 5](#)), die vor jedem Flachfeld-Detektor **86**, **90** positioniert sind.

[0047] Durch die Kombination von zwei Flachfeld-Detektoren **86**, **90** mindert die sich hieraus ergebende Detektoranordnung **84** die bei Verwendung von Flachfeld-Detektoren für CT-Bildgebungsanwendungen inhärenten negativen Aspekte. Beispielsweise weist eine Detektoranordnung, die zwei gestapelte Detektoren mit verschiedenen Schwächungseigenschaften enthält, im Vergleich zu einem einzigen Flachfeld-Detektor einen verbesserten Dynamikbereich auf. Ferner weist die Verwendung der Flachfeld-Detektor-Technologie in einem CT-Bildgebungssystem eine Reihe von Vorteilen im Vergleich zu einer herkömmlichen gekrümmten Detektoranordnung auf. Weil die Herstellung eines Flachfeld-Detektors kosteneffizienter als die eines gekrümmten Detektors mit einem ähnlichen Erfassungsbereich ist, verringert die Verwendung eines Flachfeld-Detektors die Gesamtkosten der Detektoranordnung und ermöglicht dabei eine vergrößerte Erfassung in der z-Richtung **118** (d. h. entlang der Patientenachse). Somit ist die Detektoranordnung **84** besonders vorteilhaft zur Verwendung in Herz-CT-Bildgebungsanwendungen, da die Flachfeld-Detektoren **86**, **90** die für eine Herzabbildung gewünschte Auflösung und den Erfassungsbereich bieten.

[0048] Bezug nehmend nun auf [Fig. 10](#) enthält ein Paket-/Gepäckinspektionssystem **146** eine drehbare Gantry **148** mit einer in ihr ausgebildeten Öffnung **150**, durch welche Pakete oder Gepäckstücke passieren können. Die drehbare Gantry **148** nimmt eine elektromagnetische Hochfrequenzenergiequelle **152** sowie eine Detektoranordnung oder einen Kollimator **154** mit Szintillatorarrays auf, welche Szintillatorzellen, ähnlich jenen, die in den [Fig. 3](#) oder [Fig. 4](#) dargestellt sind, aufweisen. Ein Fördersystem **156** ist ebenfalls vorgesehen und enthält ein von einer Struktur **160** getragenes Förderband **158**, um zu scannende Pakete oder Gepäckstücke **162** automatisch und kontinuierlich durch die Öffnung **150** zu befördern.

Die Objekte **162** werden durch das Förderband **158** durch die Öffnung **150** geführt, es werden dann Bildgebungsdaten akquiriert, und das Förderband **158** führt die Objekte **162** auf kontrollierte und kontinuierliche Weise von der Öffnung **150** weg. Im Ergebnis können Postinspektoren, Gepäckabfertiger und anderes Sicherheitspersonal den Inhalt von Paketen/Gepäckstücken **162** in nicht-invasiver Weise auf Sprengstoffe, Messer, Waffen, Schmuggelgut, usw. inspizieren.

[0049] Ein Fachmann wird erkennen, dass Ausführungsformen der Erfindung mit einem Computer lesbaren Speichermedium mit einem darauf gespeicherten Computerprogramm verbunden und durch dieses gesteuert werden können. Das Computer lesbare Speichermedium weist eine Anzahl von Komponenten auf, z. B. eine oder mehrere elektronische Komponenten, Hardwarekomponenten und/oder Computersoftwarekomponenten. Diese Komponenten können ein oder mehrere Computer lesbare Speichermedien enthalten, die im Allgemeinen Anweisungen, wie z. B. Software, Firmware und/oder Assemblersprache, speichern, um einen oder mehrere Teile einer oder mehrerer Implementierungen oder Ausführungsformen einer Sequenz auszuführen. Diese Computer lesbare Speichermedien sind im Allgemeinen nicht flüchtig und/oder materiell. Beispiele solcher Computer lesbarer Speichermedien weisen ein beschreibbares Datenspeichermedium eines Computers oder einer Speichervorrichtung auf. Das Computer lesbare Speichermedium kann beispielsweise ein oder mehrere magnetische, elektrische, optische, biologische und/oder atomare Datenspeichermedien aufweisen. Ferner können solche Medien die Form von z. B. Disketten, Magnetbändern, CD-ROMS, DVD-ROMS, Festplattenlaufwerken und/oder elektronischen Speichern annehmen. Es können andere Formen nichtflüchtiger und/oder materieller Computer lesbarer Speichermedien, die hier nicht aufgelistet sind, in Ausführungsformen der Erfindung verwendet werden.

[0050] Mehrere solche Komponenten können bei einer Implementierung eines Systems miteinander kombiniert oder aufgeteilt werden. Wie für den Fachmann ohne weiteres verständlich, können solche Komponenten ferner einen Satz und/oder Reihen von Computeranweisungen aufweisen, die mit jeder beliebigen Anzahl von Programmiersprachen geschrieben oder implementiert sein können. Zusätzlich können andere Formen von Computer lesbaren Medien, wie ein Trägersignal, verwendet werden, um ein Computerdatensignal zu enthalten, das eine Anweisungssequenz repräsentiert, die während ihrer Ausführung durch einen oder mehrere Computer diesen einen oder diese mehreren Computer veranlasst, einen oder mehrere Teile einer oder mehrerer Implementierungen oder Ausführungsformen einer Sequenz auszuführen.

[0051] Folglich enthält gemäß einer Ausführungsform eine Röntgendetektoranordnung einen ersten digitalen Flachfeld-Projektionsdetektor und einen zweiten digitalen Flachfeld-Projektionsdetektor. Die Röntgendetektoranordnung enthält ferner eine erste Detektormontagestruktur, die konfiguriert ist, um den ersten digitalen Flachfeld-Projektionsdetektor in einer ersten Position so auszurichten, dass er den zweiten digitalen Flachfeld-Projektionsdetektor daran hindert, Röntgenstrahlen zu empfangen, die von einer Röntgenstrahlenquelle in Richtung des zweiten digitalen Flachfeld-Projektionsdetektors in einer Röntgenstrahlendurchdringungsrichtung emittiert werden.

[0052] Gemäß einer weiteren Ausführungsform der Erfindung enthält ein Verfahren zur Herstellung einer Detektoranordnung den Schritt der Bereitstellung eines ersten Flachfeld-Detektors, der eine Oberfläche aufweist, die konfiguriert ist, um einer Röntgenstrahlenquelle gegenüberzuliegen, wobei der erste Flachfeld-Detektor eine Breite, die in einer Schichtrichtung zwischen einer ersten Seite und einer zweiten Seite des ersten Flachfeld-Detektors definiert ist, und eine Länge hat, die in eine Kanalrichtung zwischen einer dritten Seite und einer vierten Seite des ersten Flachfeld-Detektors definiert ist. Das Verfahren enthält ferner den Schritt der Bereitstellung eines zweiten Flachfeld-Detektors, der eine Oberfläche aufweist, die konfiguriert ist, um einer Röntgenstrahlenquelle gegenüberzuliegen, wobei der zweite Flachfeld-Detektor eine Breite, die in einer Schichtrichtung zwischen einer ersten Seite und einer zweiten Seite des zweiten Flachfeld-Detektors definiert ist, und eine Länge hat, die in einer Kanalrichtung zwischen einer dritten Seite und einer vierten Seite des zweiten Flachfeld-Detektors definiert ist. Ferner enthält das Verfahren den Schritt des Ankoppelns des ersten Flachfeld-Detektors an eine Montageanordnung, die eine blockierende Position aufweist, die konfiguriert ist, um den ersten Flachfeld-Detektor über der Oberfläche des zweiten Flachfeld-Detektors in einer Röntgenstrahlendurchdringungsrichtung so auszurichten, dass der erste Flachfeld-Detektor in der Schicht- und der Kanalrichtung mit dem zweiten Flachfeld-Detektor im Wesentlichen fluchtend ausgerichtet ist.

[0053] Gemäß einer noch weiteren Ausführungsform enthält das CT-System eine drehbare Gantry mit einer Öffnung in dieser zur Aufnahme eines zu scannenden Objektes, einen Tisch, der innerhalb der Öffnung der drehbaren Gantry positioniert und durch die Öffnung in einer z-Richtung bewegbar ist, und eine Röntgenstrahlenquelle, die mit der drehbaren Gantry gekoppelt und konfiguriert ist, um ein Röntgenstrahlbündel in Richtung des zu scannenden Objekts zu projizieren. Das CT-System enthält ferner eine Detektoranordnung, die positioniert ist, um das Röntgenstrahlbündel von der Röntgenstrahlenquelle zu empfangen. Die Detektoranordnung enthält einen ersten Flachfeld-Detektor und einen zweiten Flach-

feld-Detektor. Der erste digitale Flachfeld-Projektionsdetektor ist so zwischen dem zweiten digitalen Flachfeld-Projektionsdetektor und der Röntgenstrahlenquelle angeordnet, dass eine erste Anzahl von Röntgenstrahlen, die von der Röntgenstrahlenquelle in Richtung des zweiten digitalen Flachfeld-Projektionsdetektors projiziert werden, durch den ersten digitalen Flachfeld-Projektionsdetektor absorbiert wird.

[0054] Diese schriftliche Beschreibung verwendet Beispiele, um die Erfindung, einschließlich der besten Ausführungsart, zu offenbaren und auch um einen Fachmann zu befähigen, die Erfindung umzusetzen, wozu die Herstellung und Verwendung beliebiger Vorrichtungen oder Systeme und die Durchführung beliebiger enthaltener Verfahren gehören. Der patentierbare Umfang der Erfindung ist durch die Ansprüche festgelegt und kann andere Beispiele einschließen, die Fachleuten einfallen. Solche andere Beispiele sollen innerhalb des Umfangs der Ansprüche sein, wenn sie strukturelle Elemente enthalten, die sich von dem Wortsinn der Ansprüche nicht unterscheiden, oder wenn sie äquivalente strukturelle Elemente mit unwesentlichen Unterschieden zu dem Wortsinn der Ansprüche enthalten.

[0055] Eine Röntgendetektoranordnung **84** enthält einen ersten digitalen Flachfeld-Projektionsdetektor **86** und einen zweiten digitalen Flachfeld-Projektionsdetektor **90**. Die Röntgendetektoranordnung **84** enthält ferner eine erste Detektormontagestruktur **88**, die konfiguriert ist, um den ersten digitalen Flachfeld-Projektionsdetektor **86** in einer ersten Position so auszurichten, dass er den zweiten digitalen Flachfeld-Projektionsdetektor **90** daran hindert, Röntgenstrahlen zu empfangen, die von einer Röntgenquelle **74** zu dem zweiten digitalen Flachfeld-Projektionsdetektor **90** hin in einer Röntgenstrahlendurchdringungsrichtung emittiert werden.

Patentansprüche

1. Röntgendetektoranordnung (**84**), die aufweist:
einen ersten digitalen Flachfeld-Projektionsdetektor (**86**);
einen zweiten digitalen Flachfeld-Projektionsdetektor (**90**);
und eine erste Detektormontagestruktur (**88**), die konfiguriert ist, um den ersten digitalen Flachfeld-Projektionsdetektor (**86**) in einer ersten Position so auszurichten, dass er den zweiten digitalen Flachfeld-Projektionsdetektor (**90**) daran hindert, Röntgenstrahlen zu empfangen, die von einer Röntgenquelle (**74**) in Richtung des zweiten digitalen Flachfeld-Projektionsdetektors (**90**) in einer Röntgenstrahlendurchdringungsrichtung emittiert werden.

2. Röntgendetektoranordnung (**84**) nach Anspruch 1, wobei der erste und der zweite digitale Flachfeld-Projektionsdetektor (**86**, **90**) digitale radiographische

Projektionsdetektoren mit einem Erfassungsbereich aufweisen, der wenigstens der Größe einer vollständigen Projektion eines durchschnittlichen Herzens eines Erwachsenen entspricht,

3. Röntgendetektoranordnung (**84**) nach Anspruch 1, wobei die erste Detektormontagestruktur (**88**) Führungsschienen aufweist, die eingerichtet sind, um dem ersten digitalen Flachfeld-Projektionsdetektor (**86**) zu ermöglichen, zwischen der ersten und der zweiten Position überführt zu werden; und wobei der erste digitale Flachfeld-Projektionsdetektor (**86**), wenn er sich in der zweiten Position befindet, so zu dem zweiten digitalen Flachfeld-Projektionsdetektor (**90**) nicht-fluchtend angeordnet ist, dass die von der Röntgenquelle (**74**) in der Röntgenstrahlendurchdringungsrichtung emittierten Röntgenstrahlen auf den zweiten digitalen Flachfeld-Projektionsdetektor (**90**) auftreffen, ohne durch den ersten digitalen Flachfeld-Projektionsdetektor **86** hindurchzutreten.

4. Röntgendetektoranordnung (**84**) nach Anspruch 1, die ferner einen Kerbfilter (**142**) aufweist, der ein Röntgenstrahlen abschwächendes Material aufweist, das zur Filterung von Röntgenstrahlen innerhalb eines vorgegebenen Energiebandes ausgewählt ist.

5. Röntgendetektoranordnung (**84**) nach Anspruch 4, wobei der Kerbfilter (**142**) zwischen dem ersten und dem zweiten digitalen Flachfeld-Projektionsdetektor (**90**) positioniert ist.

6. Röntgendetektoranordnung (**84**) nach Anspruch 4, wobei der Kerbfilter (**142**) zwischen dem ersten digitalen Flachfeld-Projektionsdetektor und der Röntgenquelle (**74**) positioniert ist.

7. Röntgendetektoranordnung (**84**) nach Anspruch 1, wobei der erste digitale Flachfeld-Projektionsdetektor (**86**) konfiguriert ist, um Röntgenstrahlen niedriger Energie zu absorbieren; und wobei der zweite digitale Flachfeld-Projektionsdetektor (**90**) konfiguriert ist, um Röntgenstrahlen hoher Energie zu absorbieren.

8. Röntgendetektoranordnung (**84**) nach Anspruch 7, wobei der erste digitale Flachfeld-Projektionsdetektor (**86**) eine Dicke in der Röntgenstrahlendurchdringungsrichtung aufweist, die geringer als eine Dicke des zweiten digitalen Flachfeld-Projektionsdetektors (**90**) ist.

9. Röntgendetektoranordnung (**84**) nach Anspruch 7, wobei der erste digitale Flachfeld-Projektionsdetektor (**86**) ein erstes Szintillationsmaterial aufweist, das zur Absorption von Röntgenstrahlen hoher Energie ausgelegt ist; und wobei der zweite digitale Flachfeld-Projektionsdetektor (**90**) ein zweites Szintillationsmaterial aufweist, das zur Absorption von Röntgenstrahlen niedriger Energie ausgelegt ist.

10. Röntgendetektoranordnung (**84**) nach Anspruch 1, wobei der erste und der zweite digitale Flachfeld-Projektionsdetektor (**86**, **90**) eine Breite in einer Kanalrichtung von ungefähr 20 cm aufweisen.

Es folgen 8 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

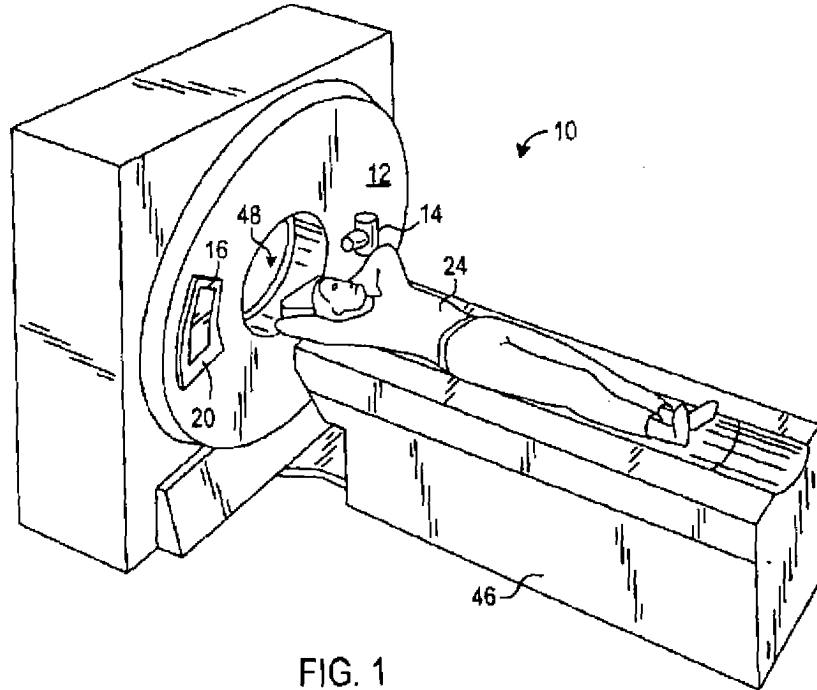


FIG. 1

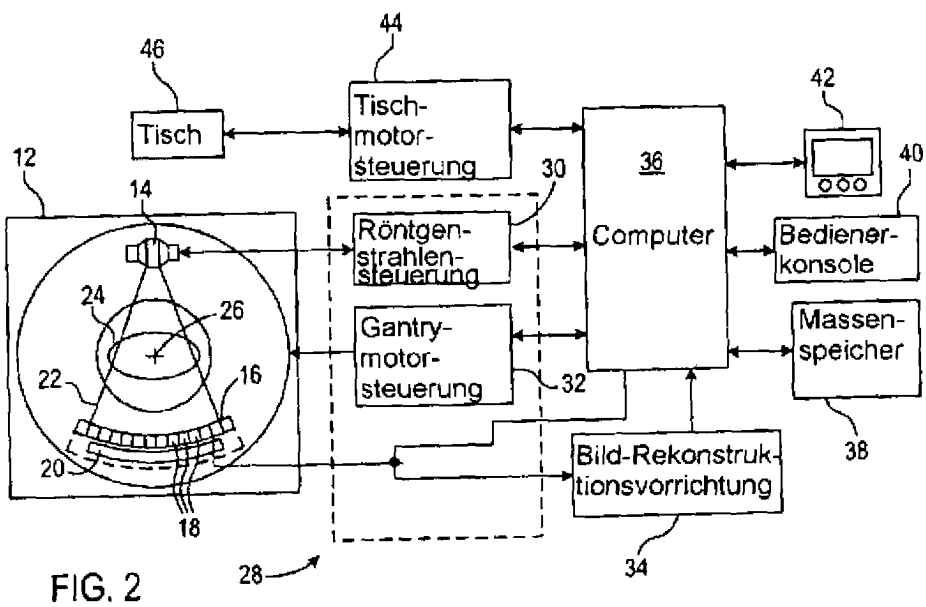


FIG. 2

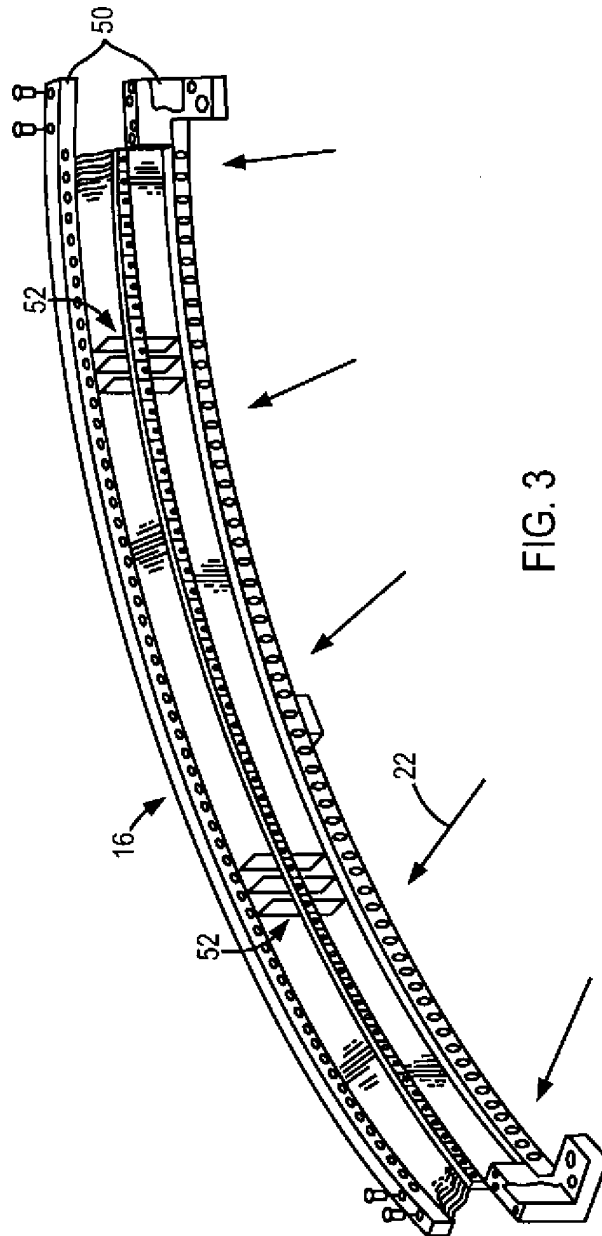


FIG. 3

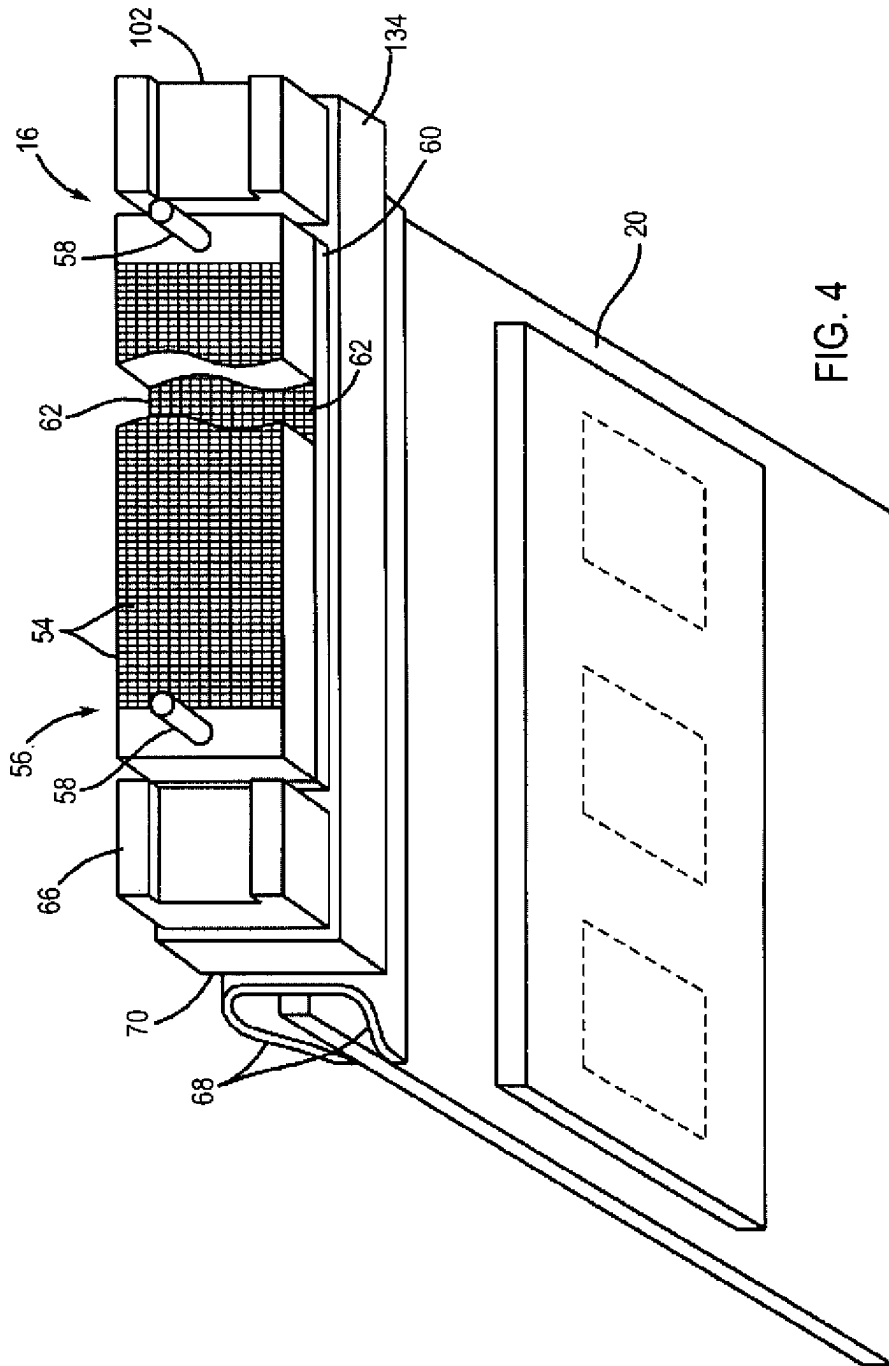


FIG. 4

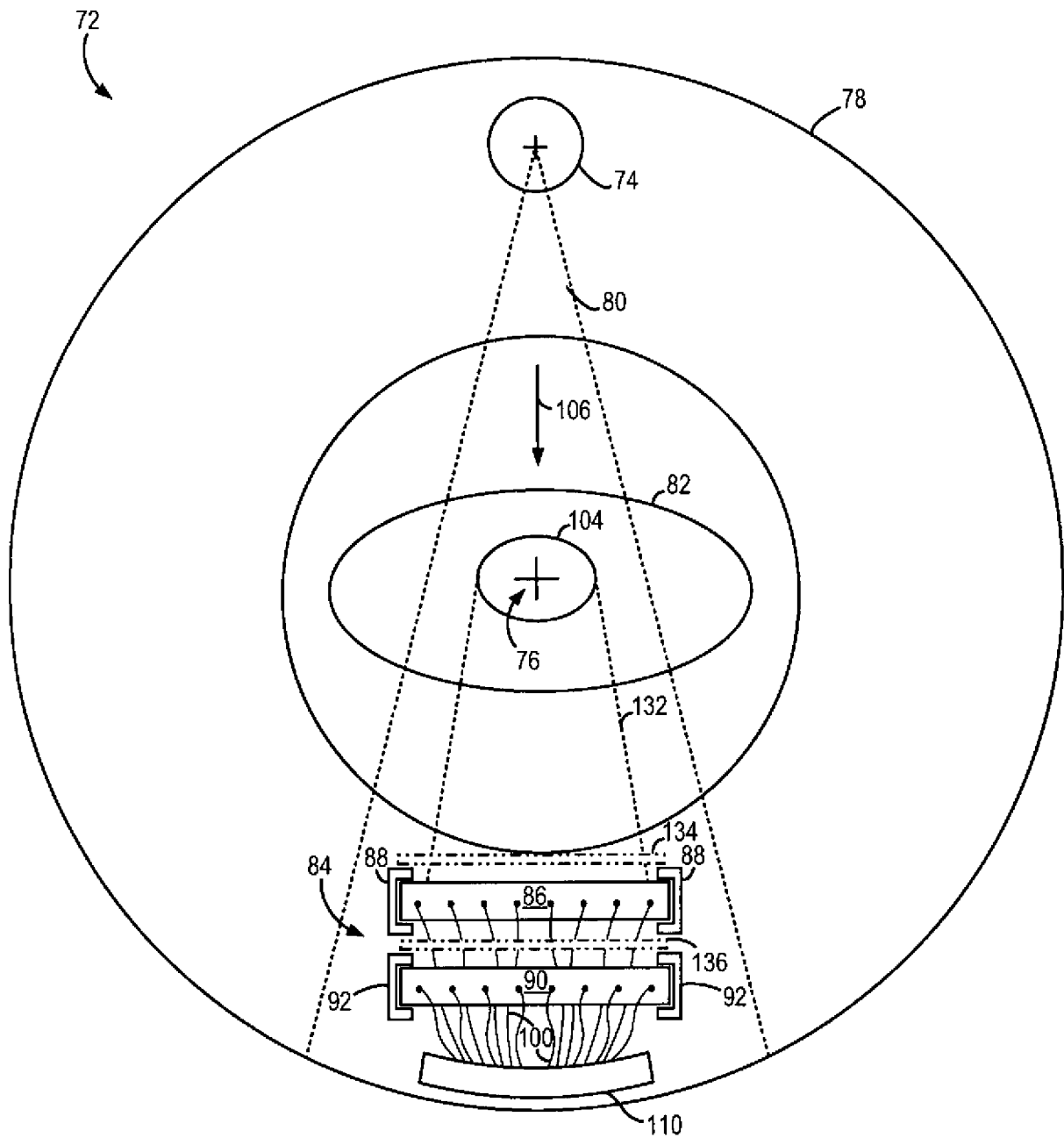


FIG. 5

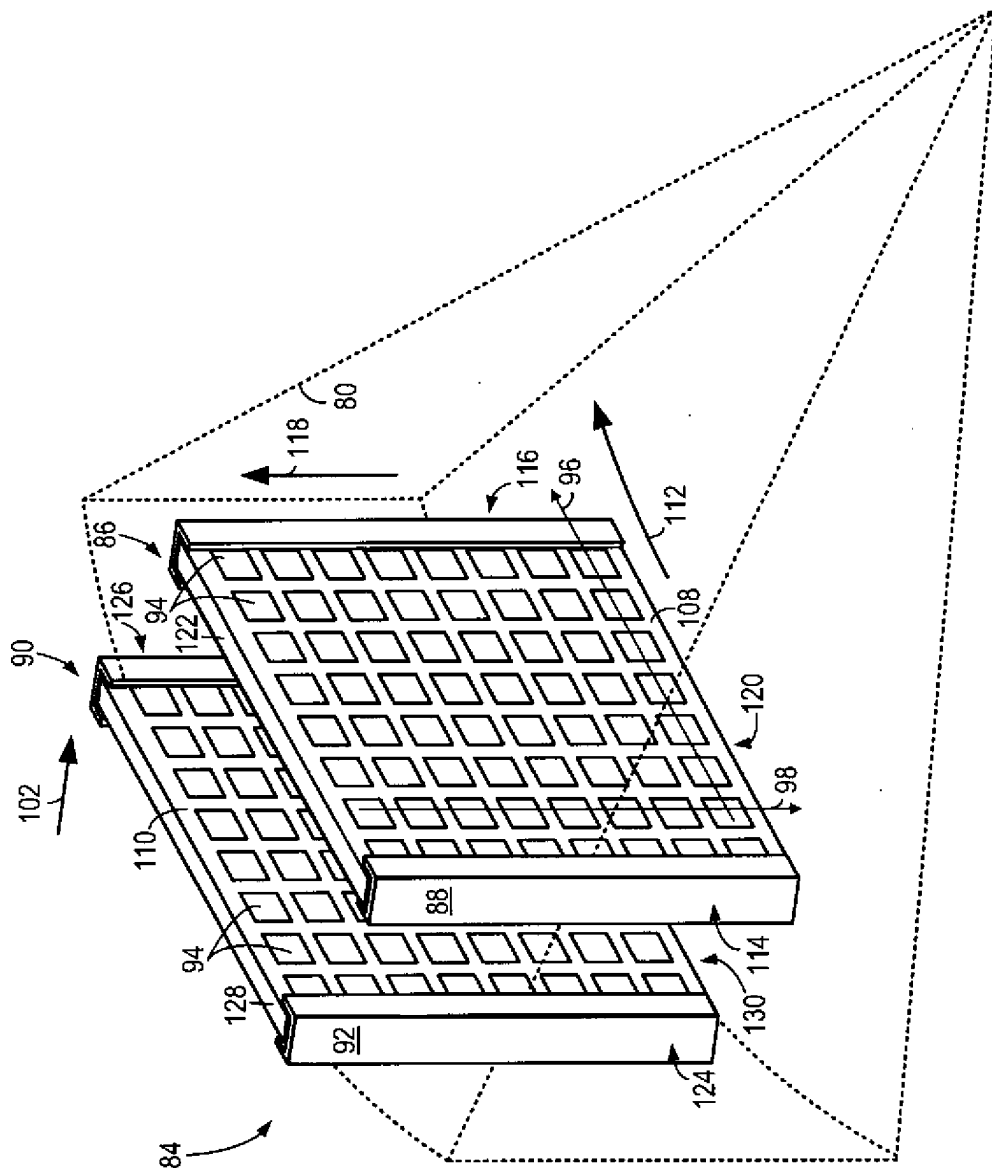


FIG. 6

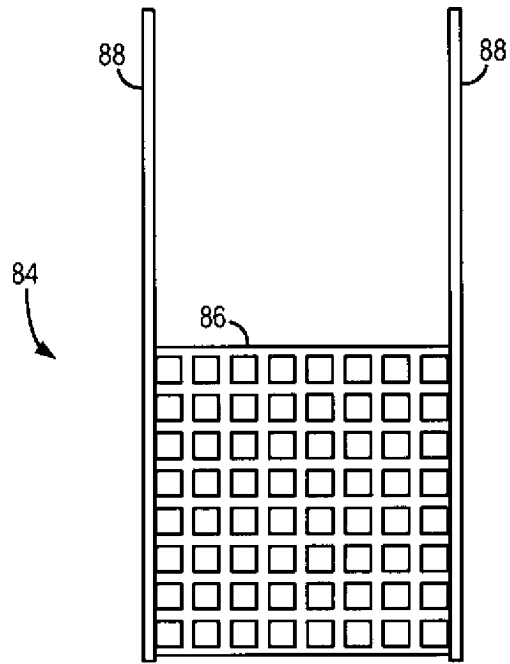


FIG. 7

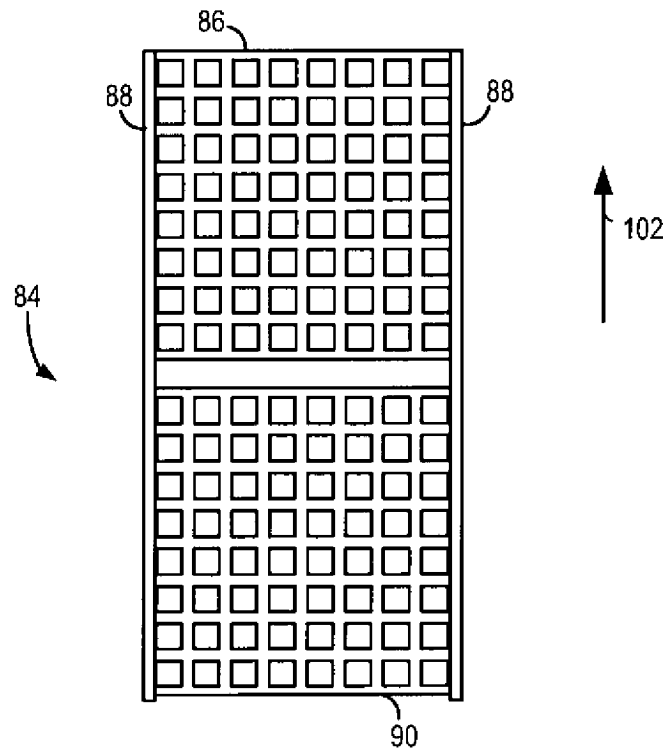


FIG. 8

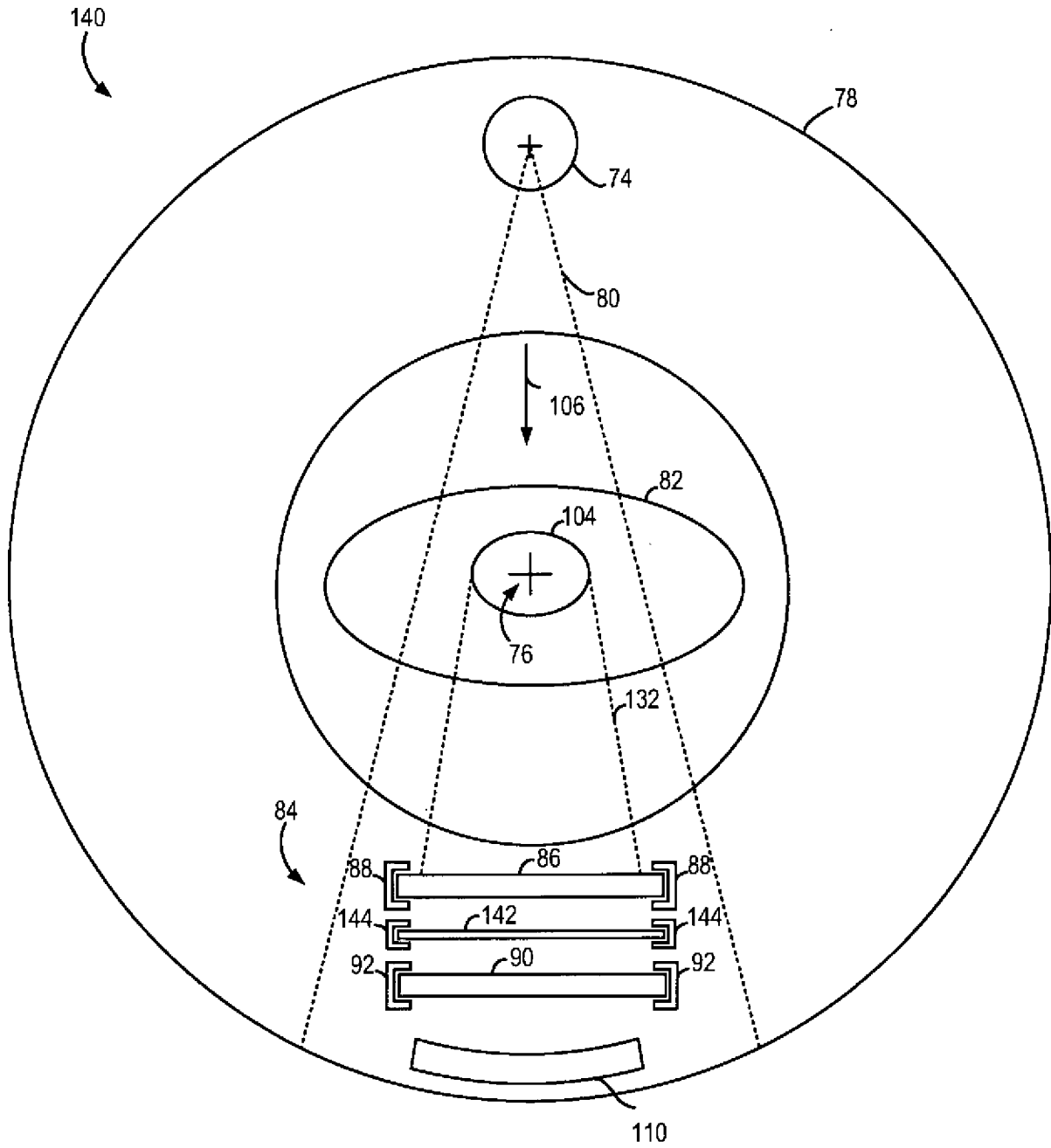


FIG. 9

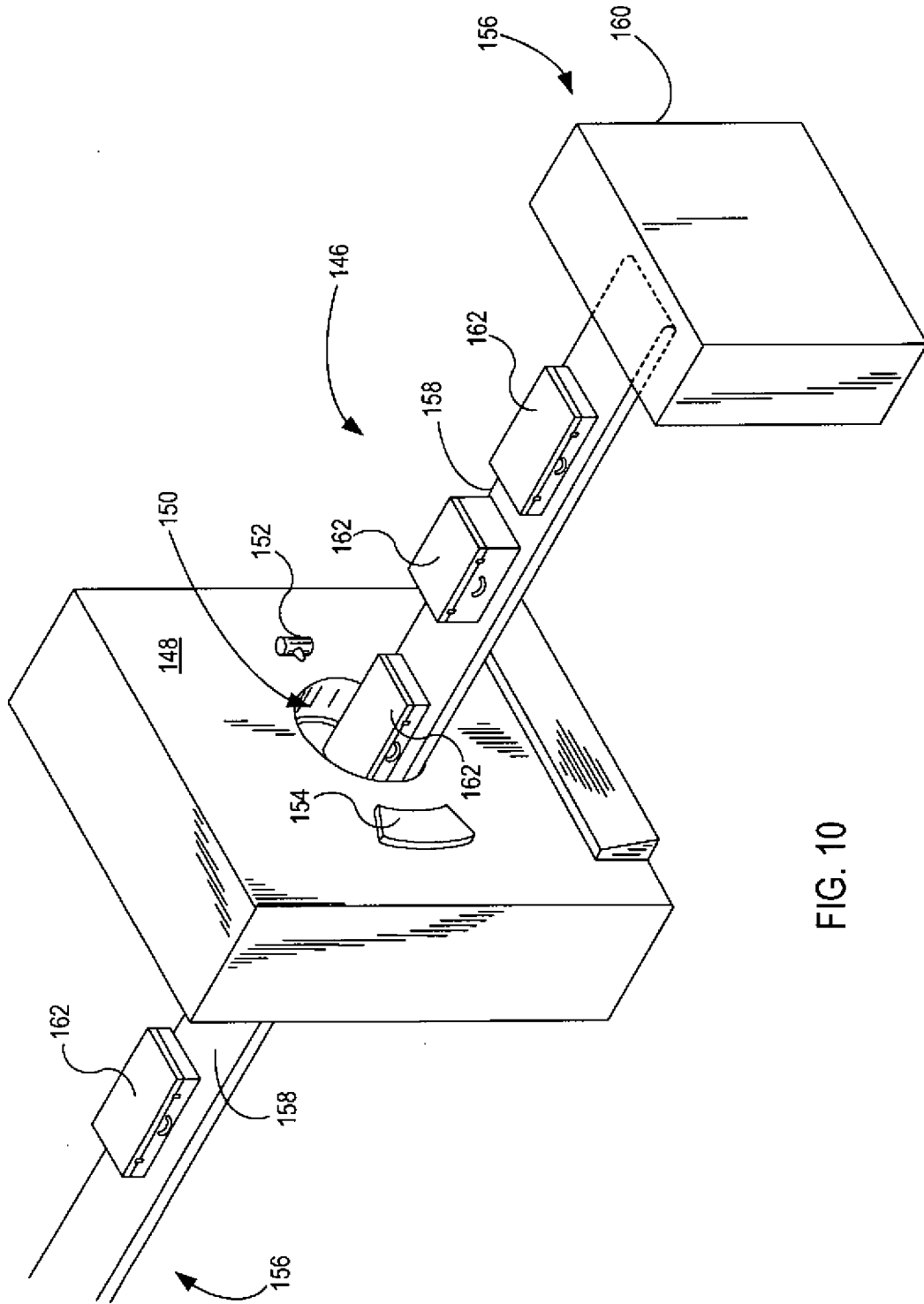


FIG. 10