



(12)

Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: 10 2011 056 348.2

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

(22) Anmelddatum: 13.12.2011

(43) Offenlegungstag: 14.06.2012

(30) Unionspriorität:

12/967,093

14.12.2010 US

(72) Erfinder:

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

(71) Anmelder:

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

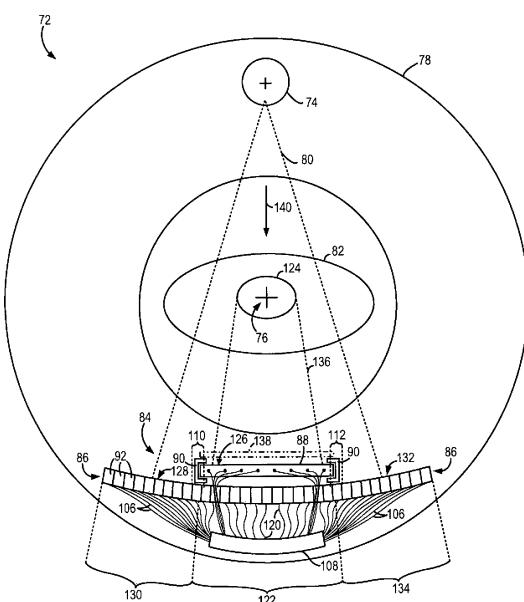
(74) Vertreter:

Rüger, Barthelt & Abel, 73728, Esslingen, DE

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

(54) Bezeichnung: Gestapelte Röntgendetektoranordnung und Verfahren zu ihrer Herstellung

(57) Zusammenfassung: Eine Röntgendetektoranordnung (84) enthält eine gekrümmte Detektoranordnung (86), die einen ersten Seitenabschnitt (130), der mehrere erste Detektormodule (92) enthält, einen zweiten Seitenabschnitt (134), der mehrere zweite Detektormodule (92) enthält, und einen dritten Abschnitt (122) aufweist, der mehrere dritte Detektormodule (92) enthält. Der dritte Abschnitt (122) ist in einer Kanalrichtung zwischen dem ersten und dem zweiten Seitenabschnitt (134) positioniert. Die Röntgendetektoranordnung (84) enthält ferner einen ersten digitalen Flachfeld-Projektionsdetektor (88) und eine erste Detektormontagestruktur (90), die konfiguriert ist, um den ersten digitalen Flachfeld-Projektionsdetektor (88) in einer ersten Position derart auszurichten, dass er den dritten Abschnitt (122) der gekrümmten Detektoranordnung (86) daran hindert, Röntgenstrahlen zu empfangen, die von einer Röntgenstrahlenquelle (74) zu dem gekrümmten Detektor hin in der Röntgenstrahl durchdringungsrichtung emittiert werden.



Beschreibung**QUERVERWEIS AUF VERWANDTE ANMELDUNG**

[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 Objekt, die in einem herkömmlichen CT-Bild nicht

enthalten sind. Z. B. können spektrale CT-Daten verwendet werden, um ein neues Bild mit Röntgenschwächungskoeffizienten 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 Scanns 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 Scanns auf eine zeitlich ineinander verschachtelte Weise erhalten werden, im Gegensatz zu zwei getrennten Scanns, 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/Fotodioden-Zellen, 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 Scanns 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 vorwähnten Nachteile überwindet.

KURZE BESCHREIBUNG DER ERFINDUNG

[0011] Gemäß einem Aspekt der Erfindung, enthält eine Röntgendetektoranordnung eine gekrümmte Detektoranordnung, die einen ersten Seitenabschnitt, der mehrere erste Detektormodule aufweist, einen zweiten Seitenabschnitt, der mehrere zweite Detektormodule aufweist, und einen dritten Abschnitt aufweist, der mehrere dritte Detektormodule aufweist. Der dritte Abschnitt ist in einer Kanalrichtung zwischen dem ersten und dem zweiten Seitenabschnitt positioniert. Die Röntgendetektoranordnung enthält ferner einen ersten digitalen Flachfeld (Flat-Panel)-Projektionsdetektor und eine erste Detektormontagestruktur, die konfiguriert ist, um den ersten digitalen Flachfeld-Projektionsdetektor in einer ersten Position so auszurichten, dass er den dritten Abschnitt der gekrümmten Detektoranordnung daran hindert, Röntgenstrahlen zu empfangen, die von einer Röntgenstrahlenquelle zu der gekrümmten Detektoranordnung hin in der Röntgenstrahlendurchdringungsrichtung emittiert werden.

[0012] Gemäß einem anderen Aspekt der Erfindung enthält ein Verfahren zur Herstellung einer Detektoranordnung den Schritt der Bereitstellung eines gekrümmten Detektorarrays, das mehreren darin angeordnete Detektoren aufweist, wobei das gekrümmte Detektorarray eine Länge, die in einer Kanalrichtung zwischen einer ersten Seite und einer zweiten Seite des gekrümmten Detektorarrays definiert ist, und eine Breite aufweist, die in Schichtrichtung zwischen einer dritten Seite und einer vierten Seite des gekrümmten Detektorarrays definiert ist. Das Verfahren enthält ferner den Schritt der Bereitstellung eines ersten Flachfeld-Detektors, der eine Oberfläche aufweist, die konfiguriert ist, um einer Röntgenstrahlenquelle gegenüberzuliegen, wobei die Oberfläche eine Breite aufweist, die in der Schichtrichtung zwischen einer ersten Kante der Oberfläche und einer zu der ersten Kante gegenüberliegenden zweien-

ten Kante der Oberfläche definiert ist, wobei die Breite des ersten Flachfeld-Detektors größer ist als die Breite des gekrümmten Detektorarrays. Ferner enthält das Verfahren den Schritt des Koppeln des ersten Flachfeld-Detektors mit einer ersten Detektormontageanordnung, die eine blockierende Position aufweist, die ausgelegt ist, um den ersten Flachfeld-Detektor über dem gekrümmten Detektorarray in einer Röntgenstrahldurchdringungsrichtung so auszurichten, dass der erste Flachfeld-Detektor mit einem zentralen Abschnitt des gekrümmten Detektorarrays 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 eine gekrümmte Detektoranordnung mit mehreren Detektoren und einen ersten digitalen Flachfeld-Detektor, der zwischen einem zentralen Abschnitt der gekrümmten Detektoranordnung und der Röntgenstrahlenquelle derart angeordnet ist, dass mehrere erste Röntgenstrahlen, die von der Röntgenstrahlenquelle in Richtung des zentralen Abschnitts der gekrümmten Detektoranordnung 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 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 weiteres schematisches Blockdiagramm der Detektoranordnung nach [Fig. 5](#), das den Flachfeld-Detektor in einer zweiten Position veranschaulicht.

[0025] [Fig. 9](#) ist eine Querschnittsansicht einer Detektoranordnung gemäß einer anderen Ausführungsform der Erfindung.

[0026] [Fig. 10](#) ist schematisches Blockdiagramm der Detektoranordnung gemäß [Fig. 9](#), die einen zweiten Flachfeld-Detektor in einer ersten Position veranschaulicht.

[0027] [Fig. 11](#) ist schematisches Blockdiagramm der Detektoranordnung gemäß [Fig. 9](#), die einen zweiten Flachfeld-Detektor in einer zweiten Position veranschaulicht.

[0028] [Fig. 12](#) ist eine bildliche Darstellung eines CT-Systems mit einem nicht-invasiven Gepäck-/Paketinspektionssystem.

DETAILLIERTE BESCHREIBUNG

[0029] Das Betriebsumfeld der Erfindung wird im Zusammenhang mit einem 64-Schichten-Computer-tomographie(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.

[0030] 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 Spektralbildungssystemen, 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.

[0031] 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 auftreffenden Röntgenstrahls und demgemäß des beim Durchgang durch den Patienten **24** abgeschwächten Röntgenstrahls kennzeichnet. Während eines Scanks zur Akquirierung von Röntgenstrahlprojektionsdaten drehen sich die Gantry **12** und die darauf montierten Komponenten um einen Drehmittelpunkt **26** herum.

[0032] 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 Röntgenstrahldaten 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.

[0033] Der Computer **36** empfängt außerdem Befehle und Scannparameter von einem Bediener über eine Konsole **40**, die irgendeine Form einer Bediener-schnittstelle, wie etwa eine Tastatur, eine Maus, eine sprachgesteuerte Steuerungseinrichtung oder irgend-

ein 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](#).

[0034] 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.

[0035] 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.

[0036] 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.

[0037] [Fig. 5](#) veranschaulicht in einer Seitenansicht eine Darstellung eines Teils eines Bildgebungssystems **72**, wie z. B. des CT-Bildgebungssystems **10** 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** durchdringt einen Patienten **82** und trifft auf eine Detektoranordnung **84** auf.

[0038] Bezug nehmend nun auf die [Fig. 5](#) bis [Fig. 9](#) weist die Detektoranordnung **84** eine gekrümmte Detektoranordnung oder ein gekrümmtes Detektorarray **86** und einen digitalen radiographischen Flachfeld-Projektionsdetektor **88** auf, der mit einer ersten Montagehalterung **90** gekoppelt ist. Die gekrümmte Detektoranordnung **86** weist mehrere einzelne Detektoren **92** auf, die jeweils eine Anzahl von (nicht veranschaulichten) Detektorelementen enthalten, die den Elementen **54** des Detektors **18** ([Fig. 4](#)) ähnlich sind. In einer Ausführungsform weist jeder Detektor **92** eine Breite von ungefähr 16 mm, gemessen in die x-Richtung (Kanalrichtung) **94** und eine Höhe von ungefähr 64 mm, gemessen in z-Richtung (Schichtrichtung) **96**, auf. Die gekrümmte Detektoranordnung **86** weist eine Länge, die in der x-Richtung **94** zwischen einer ersten Seite **98** und einer zweiten Seite **100** definiert ist, und eine Breite auf, die in der z-Richtung zwischen einer dritten Seite **102** und einer vierten Seite **104** definiert ist.

[0039] Für jeden Detektor **92** überträgt ein Auslesekanal **106** elektrische Signale von einem jeweiligen Detektor **92** zu einem Datenakquisitionssystem **108**. Das Datenakquisitionssystem **108** wandelt die Daten in digitale Signale um. Die digitalen Signale werden zu einer Bildrekonstruktionseinrichtung, wie z. B. der Bildrekonstruktionseinrichtung **34** ([Fig. 2](#)), zur Rekonstruktion übertragen, die fortgeschrittene Kalibrierungen und Korrekturen anwenden kann, um Interferenzen an den Übergangsregionen **110**, **112** zwischen dem Flachfeld-Digitaldetektor **88** und der gekrümmten Detektoranordnung **86** Rechnung zu tragen.

[0040] Der Flachfeld-Detektor **88** ist ein digitaler radiographischer Festkörper-Projektionsdetektor, z. B. Digital-Durchleuchtungsfelddetektor, der typischerweise für Bildgebung mit Katheter verwendet wird. Der Flachfeld-Detektor **88** enthält ein Array von Pixeln **114**, das in Zeilen und Spalten angeordnet ist. Anders als eine herkömmliche gekrümmte Detektor-

anordnung, wie die Detektoranordnung **86**, sind die Pixel **114** des Flachfeld-Detektors **88** einer Matrix von Scannlinien **116** und Ausleselinien **118** zugeordnet, wie in [Fig. 6](#) dargestellt. Jeder Flachfeld-Detektor **88** enthält einen einzelnen Auslesekanal **120** pro Ausleselinie **118**. In einer Ausführungsform ist der Flachfeld-Detektor **88** ein von GE Healthcare, einem Geschäftsbereich der General Electric Company, kommerziell erhältlicher Revolution™ XR/d Detektor.

[0041] Die Detektoranordnung **84** ist so bezüglich der Röntgenquelle **74** ausgerichtet, dass ein Röntgenstrahlenbündel **80** durch den medizinischen Patienten **82** hindurchtritt und auf den Flachfeld-Detektor **88** und die gekrümmte Detektoranordnung **86** auftrifft. Wie in [Fig. 5](#) veranschaulicht, ist der Flachfeld-Detektor **88** über einem zentralen Abschnitt **122** der gekrümmten Detektoranordnung **86** positioniert und mit einem interessierenden Bereich **124** des Patienten **82** ausgerichtet. Der Röntgenstrahlenbündel **80** trifft somit nach einem Durchdringen des Patienten **82** auf eine Oberfläche **126** des Flachfeld-Detektors **88**, eine Oberfläche **128** eines ersten Seitenabschnitts **130** der gekrümmten Detektoranordnung **86** und eine Oberfläche **132** eines zweiten Seitenabschnitts **134** der gekrümmten Detektoranordnung **86** auf. Der Flachfeld-Detektor **88** ist so bemessen, dass eine vollständige Projektion **136** des interessierenden Bereichs **124** auf den Flachfeld-Detektor **88** auftrifft. Somit kann der erste Flachfeld-Detektor **88** gemäß verschiedenen Ausführungsformen der Größe eines projizierten interessierten Organs entsprechen, z. B. eines Herzens, einer Leber oder einer Lunge. In einer Ausführungsform weist der Flachfeld-Detektor **88** einen Erfassungsbereich von ca. 20 cm mal 20 cm, gemessen in der x- und der z-Richtung **94**, **96**. Optional kann eine Flachfeld-Kollimatoranordnung oder ein Flachfeld-Kollimatorgitter **138** (in Strichpunktlinien dargestellt) zur Kollimation des an dem Flachfeld-Detektor empfangenen Röntgenstrahlenbündels vor dem Flachfeld-Detektor **88** in der Röntgenstrahl-durchdringungsrichtung **140** positioniert sein.

[0042] Der Erfassungsbereich des Flachfeld-Detektors **88** ist wenigstens gleich der Größe der Projektion **136** des interessierenden Bereichs **124** um sicherzustellen, dass Röntgenstrahlen, die sich in der Röntgenstrahlendurchdringungsrichtung **140** ausbreiten und durch den interessierenden Bereich **124** hindurchtreten auf den Flachfeld-Detektor **88** auftreffen. Der Bereich des Röntgenstrahlenbündels **80**, der auf die gekrümmte Detektoranordnung **86** auftrifft, entspricht somit Bereichen des Patienten **82** außerhalb des interessierenden Bereichs **124**.

[0043] Gemäß verschiedener Ausführungsformen entspricht der interessierende Bereich **124** einem abzubilden Organ, wie z. B. einem Herzen, einer Lunge oder einer Leber. Für eine Anwendung zur Abtastung eines Herzens, bei der der interessierende Bereich

124 als das Herz definiert ist, kann somit das gesamte Herz eines Erwachsenen während einer einzigen Umdrehung der drehbaren Gantry **78** gescannt werden, da der Erfassungsbereich des Flachfeld-Detektors **88** größer als die Projektion **136** des Herzens auf den Flachfeld-Detektor **88** ist.

[0044] In einer Ausführungsform ist die Montagehalterung **90** eine feste Klammer, die innerhalb der drehbaren Gantry so montiert ist, dass der Flachfeld-Detektor **88** über dem zentralen Abschnitt **122** der gekrümmten Detektoranordnung **86** in der Röntgenstrahlendurchdringungsrichtung **140** im Wesentlichen zentriert ist. Alternativ weist die Montagehalterung **90** ein Paar bewegbarer Führungsschienen auf, die es dem Flachfeld-Detektor **88** erlauben, in eine fluchtende Ausrichtung mit der gekrümmten Detektoranordnung **86** hinein und aus dieser heraus überführt zu werden, wie dies in Bezug auf die [Fig. 7](#) und [Fig. 8](#) im Einzelnen beschrieben ist.

[0045] [Fig. 7](#) veranschaulicht ein schematisches Blockdiagramm des Flachfeld-Detektors **88** in einer ersten Position, in der der Flachfeld-Detektor **88** oberhalb des zentralen Abschnitts **122** der gekrümmten Detektoranordnung **86** positioniert ist und diesen im Wesentlichen überlappt. [Fig. 8](#) veranschaulicht ein schematisches Blockdiagramm der Detektoranordnung **84** mit dem Flachfeld-Detektor **88** in einer zweiten Position, in der der Flachfeld-Detektor **88** zu dem Flachfeld-Detektor **88** in der z-Richtung **96** versetzt ist. Wenn sich der Flachfeld-Detektor **88** in der ersten Position ([Fig. 7](#)) befindet, treffen Röntgenstrahlen **80**, die in Richtung der Detektoranordnung **86** in der Röntgenstrahlendurchdringungsrichtung **140** gerichtet sind, auf den Flachfeld-Detektor **88** auf; wenn sich der Flachfeld-Detektor **88** in der zweiten Position ([Fig. 8](#)) befindet, treffen Röntgenstrahlen **80**, die in Richtung der Detektoranordnung **86** gerichtet sind, auf den zentralen Abschnitt **122** der gekrümmten Detektoranordnung **86** auf.

[0046] Bezug nehmend nun auf [Fig. 9](#), ist ein Bildgebungssystem **142** gemäß einer alternativen Ausführungsform dargestellt. Das Bildgebungssystem **142** ist insofern in einer ähnlichen Weise, wie bezüglich des Bildgebungssystems **72** nach [Fig. 5](#) beschrieben, konfiguriert, als das Bildgebungssystem **142** eine Röntgenquelle **74** aufweist, die positioniert ist, um ein Röntgenstrahlenbündel **80** in Richtung einer Detektoranordnung **84** zu richten, die einen Flachfeld-Detektor **88** aufweist, der oberhalb einer gekrümmten Detektoranordnung **86** positioniert ist. Der Flachfeld-Detektor **88** ist an einer Montagehalterung **90** montiert, die ortsfest oder bewegbar sein kann, wie dies im Zusammenhang mit [Fig. 5](#) beschrieben ist. Zusätzlich zu den Komponenten, die in dem Bildgebungssystem **72** ([Fig. 5](#)) enthalten sind, weist das Bildgebungssystem **142** einen zweiten radiographischen digitalen Flachfeld-Projektionsdetektor **144**

auf, der vor dem Flachfeld-Detektor **88** in der Röntgenstrahldurchdringungsrichtung **140** positioniert ist, so dass ein Teil des von der Röntgenquelle **74** emittierten Röntgenstrahlenbündels **80** durch den zweiten Flachfeld-Detektor **144** hindurchtritt, bevor er auf den Flachfeld-Detektor **88** auftrifft. Die Flachfeld-Detektoren **88, 144** können gemäß verschiedenen Ausführungsformen mit verschiedenen Schwächungseigenschaften ausgelegt sein. Die Szintillatoren der Flachfeld-Detektoren **88, 144** können beispielsweise unterschiedliche Dicken (gemessen in der y-Richtung **146**) aufweisen oder aus verschiedenen Szintillatormaterialien hergestellt sein, so dass der Flachfeld-Detektor **144** Röntgenstrahlen niedrigerer Energie absorbiert und der Flachfeld-Detektor **88** Röntgenstrahlen höherer Energie absorbiert. Das Bildgebungssystem **142** kann ferner eine Kollimationsanordnung oder ein Kollimationsgitter (nicht veranschaulicht) aufweisen, ähnlich der optionalen Kollimationsanordnung **138** ([Fig. 5](#)), die vor jedem Flachfeld-Detektor **88, 144** positioniert ist.

[0047] In einer Ausführungsform ist der Flachfeld-Detektor **144** gleitend an Führungsschienen **148** montiert, die dem zweiten Flachfeld-Detektor ermöglichen, in das Röntgenstrahlbündel **80** hinein und aus diesem heraus bewegt zu werden, wie in den [Fig. 10](#) und [Fig. 11](#) veranschaulicht. Bezug nehmend zunächst auf [Fig. 10](#), ist ein schematisches Blockdiagramm der Detektoranordnung **84** mit dem zweiten Flachfeld-Detektor **144** in einer ersten Position veranschaulicht, in der der zweite Flachfeld-Detektor **144** oberhalb des digitalen radiographischen Flachfeld-Projektionsdetektors **88** und des zentralen Bereichs **122** der gekrümmten Detektoranordnung **86** und im Wesentlichen diese überlappend positioniert ist. Wenn sich der zweite Flachfeld-Detektor **144** in dieser ersten Position befindet, wird ein Teil der Röntgenstrahlen **80**, die in Richtung des Flachfeld-Detektors **88** abgestrahlt werden, durch den zweiten Flachfeld-Detektor absorbiert, während ein anderer Teil der Röntgenstrahlen **80** durch den zweiten Flachfeld-Detektor **144** hindurchtritt und auf den Flachfeld-Detektor **88** auftrifft. Da sich der Flachfeld-Detektor **88** vor dem zentralen Bereich **122** der gekrümmten Detektoranordnung **86** befindet, (hindert) der Flachfeld-Detektor **88** Röntgenstrahlen (daran), auf die gekrümmte Detektoranordnung **86** aufzutreffen. [Fig. 11](#) veranschaulicht den zweiten Flachfeld-Detektor **144**, nachdem er entlang der Führungsschienen **148** in eine zweite Position überführt wurde, in der der zweite Flachfeld-Detektor zu dem Flachfeld-Detektor **88** in der z-Richtung **96** versetzt angeordnet ist. Wenn sich der zweite Flachfeld-Detektor **144** in der zweiten Position befindet, treffen somit die Röntgenstrahlen **80**, die in der Röntgenstrahldurchdringungsrichtung **140** gerichtet sind, auf den Flachfeld-Detektor **88** auf, ohne zuerst durch den zweiten Flachfeld-Detektor **144** hindurchzutreten.

[0048] Bezug nehmend erneut auf [Fig. 9](#) kann ein Kerbfilter **150** zwischen dem ersten und dem zweiten Flachfeld-Detektor **88, 144** in der Röntgenstrahldurchdringungsrichtung **140** zur Verwendung in Anwendungen der Energiediskriminierungs-Computer-tomographie (EDCT) positioniert sein. Der Kerbfilter **150** ist aus einem Röntgenstrahlen abschwächen Material aufgebaut, das für ein größeres Energietrennband oder eine Kerbe zwischen den Röntgenstrahlen höherer Energie und den Röntgenstrahlen niedrigerer Energie in dem von der Röntgenquelle **74** emittierten Band von Röntgenstrahlen **80** sorgt. Gemäß verschiedenen Ausführungsformen kann der Kerbfilter **150** aus einem einzigen Material oder aus einem Verbundmaterial konstruiert sein, um die Breite der Kerbe der gefilterten Röntgenstrahlen zu verbreitern. Ferner kann das Bildgebungssystem **72** eine Anzahl auswechselbarer Kerbfilter **150** mit verschiedenen Filtereigenschaften aufweisen, die basierend auf den Spezifikationen eines gegebenen Scans ausgewählt werden können. Der Kerbfilter **142** kann in einer ähnlichen Weise, wie oben bezüglich des zweiten Flachfeld-Detektors **144** beschrieben, gleitend an Führungsschienen **152** montiert sein. Ein Fachmann wird erkennen, dass gemäß einer alternativen Ausführungsform ein Bildgebungssystem ein Paar Flachfeld-Detektoren, ähnlich den Detektoren **88, 144**, ohne einen Kerbfilter aufweisen kann. Ferner kann der Kerbfilter **150** zwischen dem Patienten **82** und dem zweiten Flachfeld-Detektor **144** positioniert sein.

[0049] Durch die Kombination eines Flachfeld-Detektors **88** mit einer gekrümmten Detektoranordnung **86** nutzt die resultierende Detektoranordnung **84** die Vorteile sowohl der Flachfeld-Detektor-Technologie als auch der gekrümmten Detektor-Technologie bei gleichzeitiger Verringerung der negativen Aspekte, die beiden Detektorbauarten inhärent sind. Weil beispielsweise die elektrische Ladung von allen Detektorelementen auf einer gegebenen Auslezezeile eines Flachfeld-Detektors einem einzelnen Ausleseschaltkreis für diese Zeile zugeführt wird, ist die Abtastrate eines Flachfeld-Detektors niedriger als die von herkömmlichen gekrümmten Detektoranordnungen. Weil der Flachfeld-Detektor **88** jedoch in der Mitte des Sichtfeldes positioniert ist, akquiriert der Flachfeld-Detektor **88** Schwächungsdaten, die dem sich am langsamsten bewegenden Teil des Bildes entsprechen. Weil die Herstellung eines Flachfeld-Detektors kosteneffizienter als die eines gekrümmten Detektors mit einem ähnlichen Erfassungsbereich ist, senkt die Verwendung des Flachfeld-Detektors **84** in dem Zentrum der Detektoranordnung **84** ferner die Gesamtkosten der Detektoranordnung **84** und ermöglicht dabei eine vergrößerte Erfassung in der z-Richtung **94** (d. h. entlang der Patientenachse). Die lange Verzögerung oder das Nachleuchten, die bzw. das der Verwendung von Flachfeld-Detektoren inhärent ist, wird ebenfalls gemindert, wenn der

Flachfeld-Detektor **84** in dem Zentrum des Sichtfeldes positioniert ist. Schließlich kann der begrenzte Dynamikbereich eines Flachfeld-Detektors durch die Verwendung eines zweiten Flachfeld-Detektors, wie beispielsweise des zweiten Flachfeld-Detektors **144**, verbessert werden. Die Detektoranordnung **84** ist besonders zur Verwendung in Herz-CT-Bildgebungsanwendungen vorteilhaft, da der Flachfeld-Detektor **84** die für eine Herzabbildung gewünschte Auflösung und Abdeckung schafft.

[0050] Gemäß den oben beschriebenen Bildgebungssystemen und Verfahren erkennt ein Fachmann, dass einer oder mehrere Flachfeld-Detektoren, wie die Flachfeld-Detektoren **88, 144** zu einem bestehenden CT-Bildgebungssystem, das eine gekrümmte Detektoranordnung aufweist, hinzugefügt werden kann/können, um das System für eine Herzabbildung nachzurüsten. Solch ein Nachrüstsyste kann bewegliche Führungsschienen, beispielsweise ähnlich den Führungsschienen **152** ([Fig. 10](#)) aufweisen, um es dem/den Flachfeld-Detektoren) zu ermöglichen, abhängig von den gewünschten Scannparametern in das Röntgenstrahlenbündel hinein und aus diesem heraus bewegt zu werden.

[0051] Bezug nehmend nun auf [Fig. 12](#) enthält ein Paket-/Gepäckinspektionssystem **154** eine drehbare Gantry **156** mit einer in dieser ausgebildeten Öffnung **158**, durch welche Pakete oder Gepäckstücke passieren können. Die drehbare Gantry **156** nimmt eine elektromagnetische Hochfrequenzenergiequelle **160** sowie eine Detektoranordnung **162** mit Szintillatorarrays auf, welche Szintillatoren, ähnlich jenen, die in den [Fig. 3](#) oder [Fig. 4](#) dargestellt sind, aufweisen. Ein Fördersystem **164** ist ebenfalls vorgesehen und enthält ein von einer Struktur **168** getragenes Förderband **158**, um Pakete oder Gepäckstücke **170** automatisch und kontinuierlich durch die Öffnung **158** zu befördern, damit sie gescannt werden. Die Objekte **170** werden durch das Förderband **166** durch die Öffnung **158** geführt, es werden dann Bildgebungsdaten akquiriert, und das Förderband **166** führt die Pakete/Gepäckstücke **170** auf kontrollierte und kontinuierliche Weise von der Öffnung **158** weg. Im Ergebnis können Postinspektoren, Gepäckabfertiger und anderes Sicherheitspersonal den Inhalt von Paketen/Gepäckstücken **170** in nicht-invasiver Weise auf Sprengstoffe, Messer, Waffen, Schmuggelgut, usw. inspizieren.

[0052] 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 lesbische Speichermedium weist eine Anzahl von Komponenten auf, z. B. eine oder mehrere elektronische Komponenten, Hardwarekomponenten und/oder Computersoftwarekomponenten. Diese Komponenten kön-

nen 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 lesbische Speichermedien sind im Allgemeinen nicht flüchtig und/oder materiell. Beispiele solcher Computer lesbaren Speichermedien weisen ein beschreibbares Datenspeichermedium eines Computers oder einer Speichervorrichtung auf. Das Computer lesbische 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 lesbaren Speichermedien, die hier nicht aufgelistet sind, in Ausführungsformen der Erfindung verwendet werden.

[0053] 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.

[0054] Folglich enthält gemäß einer Ausführungsform eine Röntgendetektoranordnung eine gekrümmte Detektoranordnung, die einen ersten Seitenabschnitt, der mehrere erste Detektormodule enthält, einen zweiten Seitenabschnitt, der mehrere zweite Detektormodule enthält, und einen dritten Abschnitt aufweist, der mehrere dritte Detektormodule enthält. Der dritte Abschnitt ist in einer Kanalrichtung zwischen dem ersten und dem zweiten Seitenabschnitt positioniert. Die Röntgendetektoranordnung enthält ferner einen ersten digitalen Flachfeld-Projektionsdetektor und eine erste Detektormontagestruktur, die konfiguriert ist, um den ersten digitalen Flachfeld-Projektionsdetektor in einer ersten Position so auszurichten, dass er den dritten Abschnitt der gekrümmten Detektoranordnung daran hindert, Röntgenstrahlen zu empfangen, die von einer Röntgenstrahlenquelle zu der gekrümmten Detektoranordnung hin in der Röntgenstrahldurchdringungsrichtung emittiert werden.

[0055] Gemäß einer weiteren Ausführungsform enthält ein Verfahren zur Herstellung einer Detektoranordnung den Schritt der Bereitstellung eines gekrümmten Detektorarrays, das mehreren darin angeordnete Detektoren aufweist, wobei das gekrümmte Detektorarray eine Länge, die in einer Kanalrichtung zwischen einer ersten Seite und einer zweiten Seite des gekrümmten Detektorarrays definiert ist, und eine Breite aufweist, die in einer Schichtrichtung zwischen einer dritten Seite und einer vierten Seite des gekrümmten Detektorarrays definiert ist. Das Verfahren enthält ferner den Schritt der Bereitstellung eines ersten Flachfeld-Detektors, der eine Oberfläche aufweist, die konfiguriert ist, um einer Röntgenstrahlenquelle gegenüberzuliegen, wobei die Oberfläche eine Breite aufweist, die in der Schichtrichtung zwischen einer ersten Kante der Oberfläche und einer zu der ersten Kante gegenüberliegenden zweiten Kante der Oberfläche definiert ist, wobei die Breite des ersten Flachfeld-Detektors größer ist als die Breite des gekrümmten Detektorarrays. Ferner enthält das Verfahren den Schritt des Koppelns des ersten Flachfeld-Detektors mit einer ersten Detektormontageanordnung, die eine blockierende Position aufweist, die ausgelegt ist, um den ersten Flachfeld-Detektor über dem gekrümmten Detektorarray in einer Röntgenstrahldurchdringungsrichtung so auszurichten, dass der erste Flachfeld-Detektor mit einem zentralen Abschnitt des gekrümmten Detektorarrays in der Schicht- und der Kanalrichtung im Wesentlichen ausgerichtet ist.

[0056] Gemäß einer noch anderen Ausführungsform 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 in einer z-Richtung durch die Öffnung hindurch bewegbar ist, und eine Röntgenstrahlenquelle, die mit der drehbaren Gantry gekoppelt und 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 eine gekrümmte Detektoranordnung mit mehreren Detektoren und einen ersten digitalen Flachfeld-Detektor, der zwischen einem zentralen Abschnitt der gekrümmten Detektoranordnung und der Röntgenstrahlenquelle derart angeordnet ist, dass mehrere erste Röntgenstrahlen, die von der Röntgenstrahlenquelle in Richtung des zentralen Abschnitts der gekrümmten Detektoranordnung projiziert werden, durch den ersten digitalen Flachfeld-Detektor absorbiert werden.

[0057] 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 beliebi-

ger 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.

[0058] Eine Röntgendetektoranordnung **84** enthält eine gekrümmte Detektoranordnung **86**, die einen ersten Seitenabschnitt **130**, der mehrere erste Detektormodule **92** enthält, einen zweiten Seitenabschnitt **134**, der mehrere zweite Detektormodule **92** enthält, und einen dritten Abschnitt **122** aufweist, der mehrere dritte Detektormodule **92** enthält. Der dritte Abschnitt **122** ist in einer Kanalrichtung zwischen dem ersten und dem zweiten Seitenabschnitt **134** positioniert. Die Röntgendetektoranordnung **84** enthält ferner einen ersten digitalen Flachfeld-Projektionsdetektor **88** und eine erste Detektormontagestruktur **90**, die konfiguriert ist, um den ersten digitalen Flachfeld-Projektionsdetektor **88** in einer ersten Position derart auszurichten, dass er den dritten Abschnitt **122** der gekrümmten Detektoranordnung **86** daran hindert, Röntgenstrahlen zu empfangen, die von einer Röntgenstrahlenquelle **74** zu dem gekrümmten Detektor hin in der Röntgenstrahldurchdringungsrichtung emittiert werden.

Patentansprüche

1. Röntgendetektoranordnung (**84**), die aufweist:
eine gekrümmte Detektoranordnung (**86**), die aufweist:
einen ersten Seitenabschnitt (**130**), der mehrere erste Detektormodule (**92**) aufweist;
einen zweiten Seitenabschnitt (**134**), der mehrere zweite Detektormodule (**92**) aufweist; und
einen dritten Abschnitt (**122**), der mehrere dritte Detektormodule (**92**) aufweist, wobei der dritte Abschnitt (**122**) in einer Kanalrichtung zwischen dem ersten und dem zweiten Seitenabschnitt (**134**) positioniert ist;
einen ersten digitalen Flachfeld-Projektionsdetektor (**88**); und
eine erste Detektormontagestruktur (**90**), die konfiguriert ist, um den ersten digitalen Flachfeld-Projektionsdetektor (**88**) in einer ersten Position derart auszurichten, dass er den dritten Abschnitt (**122**) der gekrümmten Detektoranordnung (**86**) daran hindert, Röntgenstrahlen zu empfangen, die von einer Röntgenstrahlenquelle (**74**) zu der gekrümmten Detektoranordnung (**86**) hin in der Röntgenstrahldurchdringungsrichtung emittiert werden.

2. Röntgendetektoranordnung (84) gemäß Anspruch 1, wobei die erste Detektormontagestruktur (90) Führungsschienen enthält, die konfiguriert sind, um dem ersten digitalen Flachfeld-Projektionsdetektor (88) zu ermöglichen, zwischen der ersten und der zweiten Position überführt zu werden; und wobei der erste digitale Flachfeld-Projektionsdetektor (88), wenn er sich in der zweiten Position befindet, zu dem dritten Abschnitt (122) der gekrümmten Detektoranordnung (86) derart nichtfluchtend angeordnet ist, dass die von der Röntgenquelle (74) in der Röntgenstrahldurchdringungsrichtung emittierten Röntgenstrahlen auf die mehreren dritten Detektormodule (92) der gekrümmten Detektoranordnung (86) auftreffen, ohne durch den ersten digitalen Flachfeld-Projektionsdetektor (88) hindurchzutreten.

3. Röntgendetektoranordnung (84) gemäß Anspruch 1, die ferner aufweist:
einen zweiten digitalen Flachfeld-Projektionsdetektor (144); und
eine zweite Detektormontagestruktur (148), die konfiguriert ist, um den zweiten digitalen Flachfeld-Projektionsdetektor (144) in einer ersten Position mit dem ersten digitalen Flachfeld-Projektionsdetektor (88) und dem zentralen Abschnitt der gekrümmten Detektoranordnung (86) derart auszurichten, dass Röntgenstrahlen, die von der Röntgenstrahlenquelle (74) emittiert werden und durch den zweiten digitalen Flachfeld-Projektionsdetektor (144) in der Röntgenstrahldurchdringungsrichtung hindurchtreten, auf den ersten digitalen Flachfeld-Projektionsdetektor (88) auftreffen.

4. Röntgendetektoranordnung (84) gemäß Anspruch 3, wobei die zweite Detektormontagestruktur (148) Führungsschienen aufweist, die konfiguriert sind, um dem zweiten digitalen Flachfeld-Projektionsdetektor (144) zu ermöglichen, zwischen der ersten und einer zweiten Position überführt zu werden; und wobei der zweite digitale Flachfeld-Projektionsdetektor (144), wenn er sich in der zweiten Position befindet, zu dem ersten digitalen Flachfeld-Projektionsdetektor (88) derart nichtfluchtend angeordnet ist, dass von der Röntgenquelle (74) in der Röntgenstrahldurchdringungsrichtung emittierten Röntgenstrahlen auf den ersten digitalen Flachfeld-Projektionsdetektor (88) auftreffen, ohne durch den zweiten digitalen Flachfeld-Projektionsdetektor (88) hindurchzutreten.

5. Röntgendetektoranordnung (84) gemäß Anspruch 1, die ferner einen Kerbfilter (150) aufweist, der ein Röntgenstrahlen abschwächendes Material aufweist, das zur Filterung von Röntgenstrahlen innerhalb eines gegebenen Energiebandes ausgewählt ist.

6. Röntgendetektoranordnung (84) gemäß Anspruch 5, wobei der Kerbfilter (150) zwischen dem ersten digitalen Flachfeld-Projektionsdetektor (88)

und dem zweiten digitalen Flachfeld-Projektionsdetektor (144) positioniert ist

7. Röntgendetektoranordnung (84) gemäß Anspruch 3, wobei der erste digitale Flachfeld-Projektionsdetektor (88) konfiguriert ist, um Röntgenstrahlen hoher Energie zu absorbieren; und wobei der zweite digitale Flachfeld-Projektionsdetektor (144) konfiguriert ist, um Röntgenstrahlen niedriger Energie zu absorbieren.

8. Röntgendetektoranordnung (84) gemäß Anspruch 7, wobei der erste digitale Flachfeld-Projektionsdetektor (88) ein erstes Szintillationsmaterial aufweist, und wobei der zweite digitale Flachfeld-Projektionsdetektor (144) ein zweites Szintillationsmaterial aufweist.

9. Röntgendetektoranordnung (84) gemäß Anspruch 7, wobei der erste digitale Flachfeld-Projektionsdetektor (88) eine Dicke aufweist; und wobei der zweite digitale Flachfeld-Projektionsdetektor (144) eine zweite Dicke aufweist.

10. Röntgendetektaranordnung (84) gemäß Anspruch 1, wobei die mehreren Detektormodule (92) der gekrümmten Detektoranordnung (86) eine Breite in der Kanalrichtung von ungefähr 16 mm aufweisen; und wobei der erste digitale Flachfeld-Projektionsdetektor (88) eine Breite in der Kanalrichtung von ungefähr 20 cm aufweist.

Es folgen 9 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

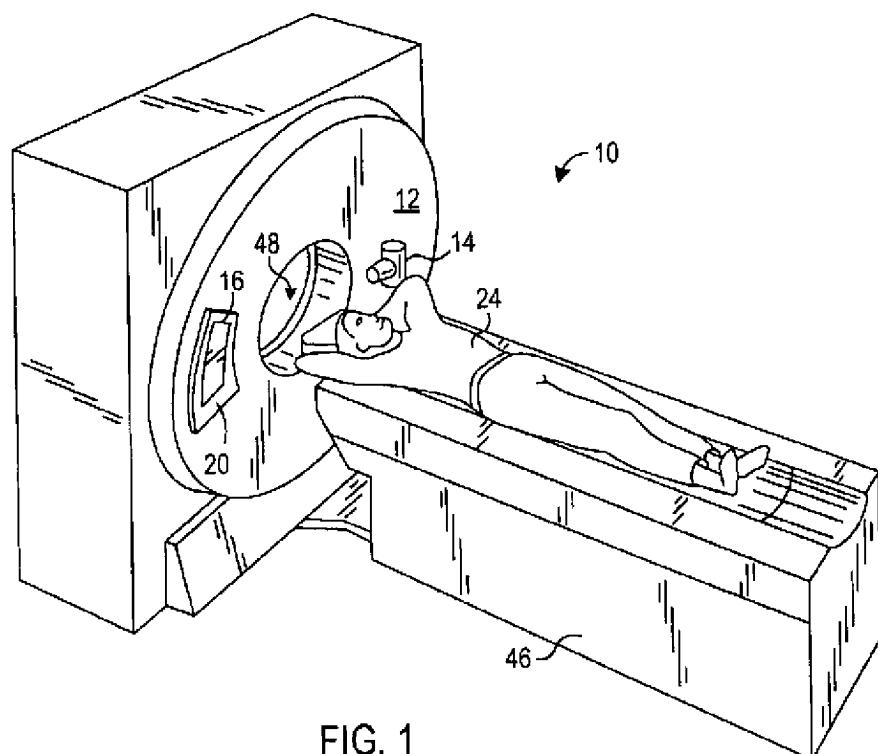


FIG. 1

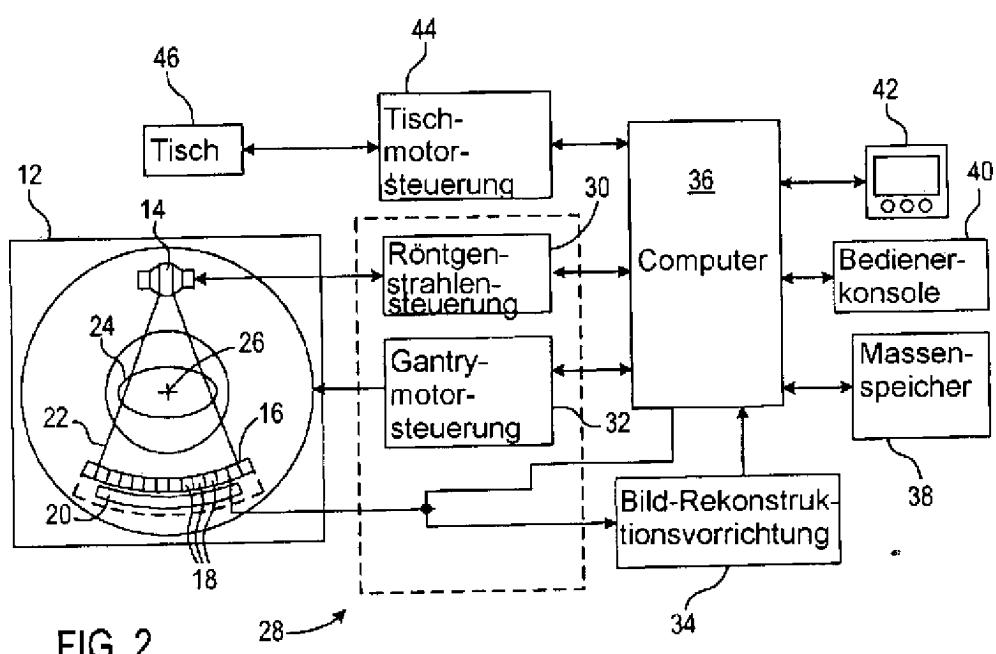


FIG. 2

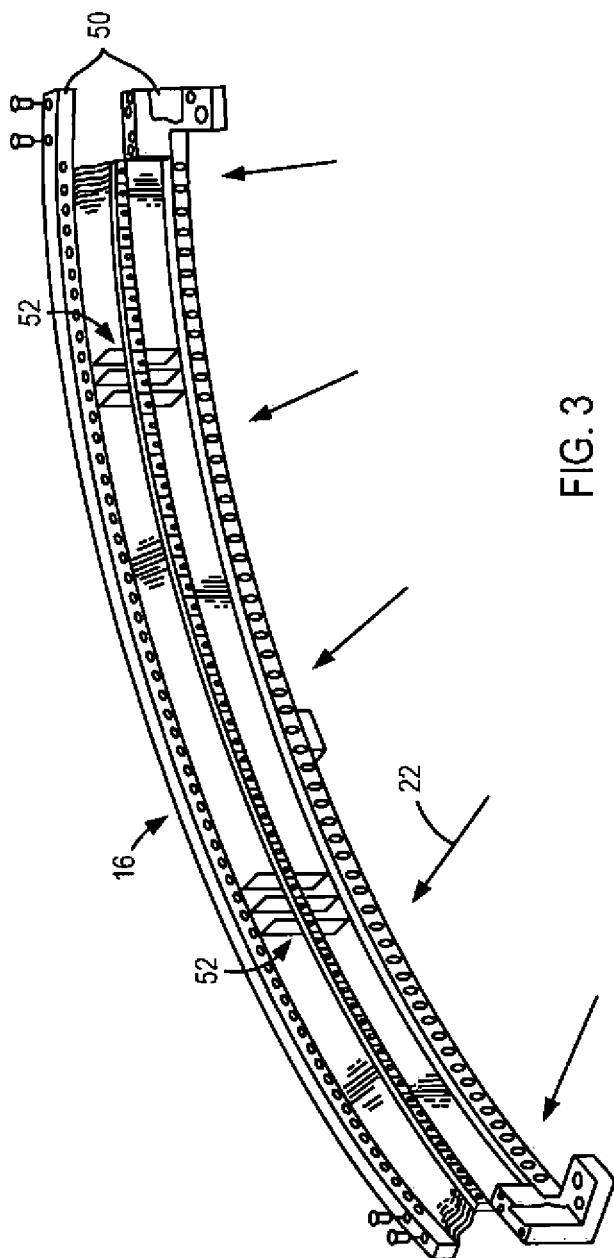


FIG. 3

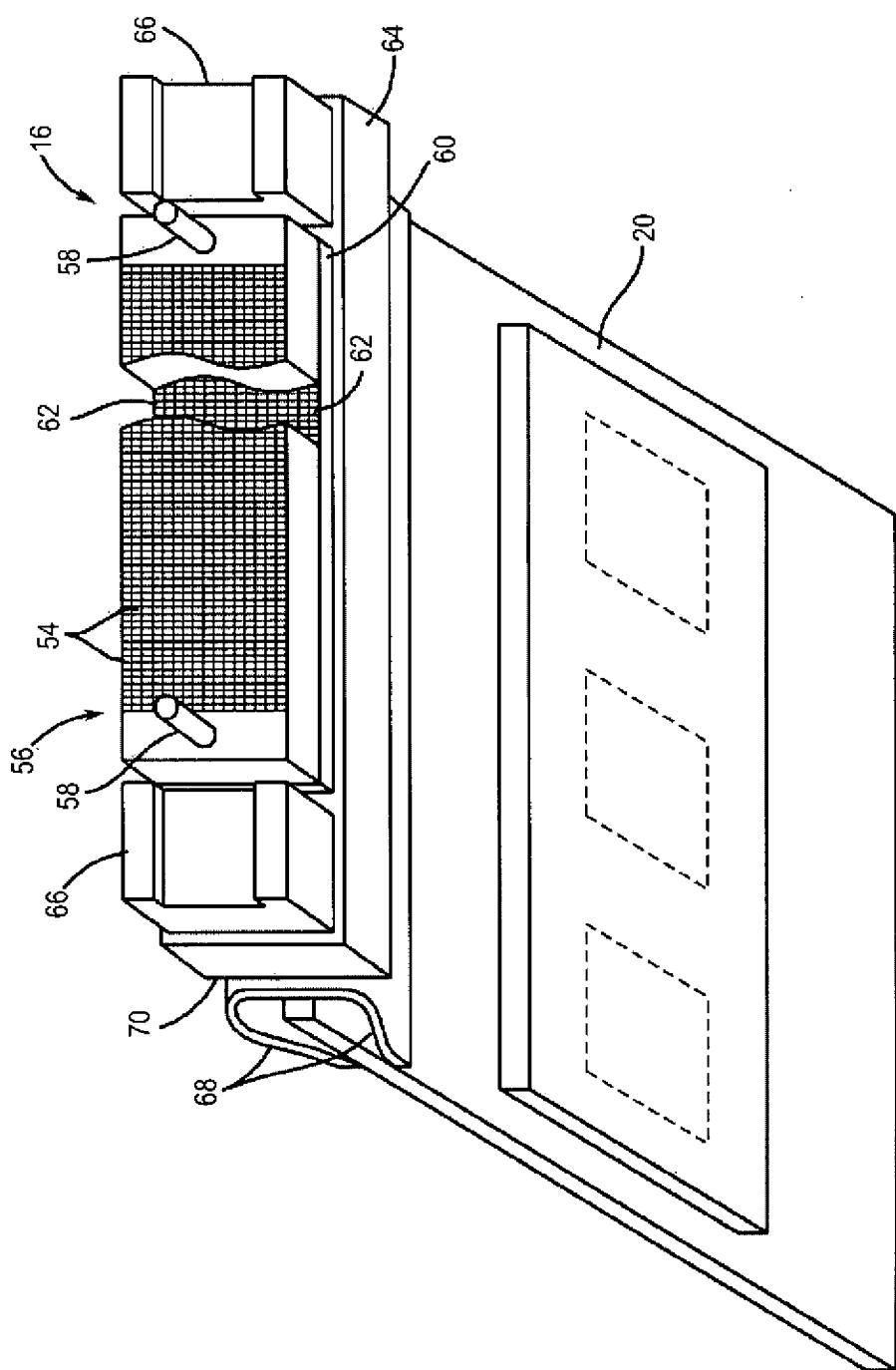


FIG. 4

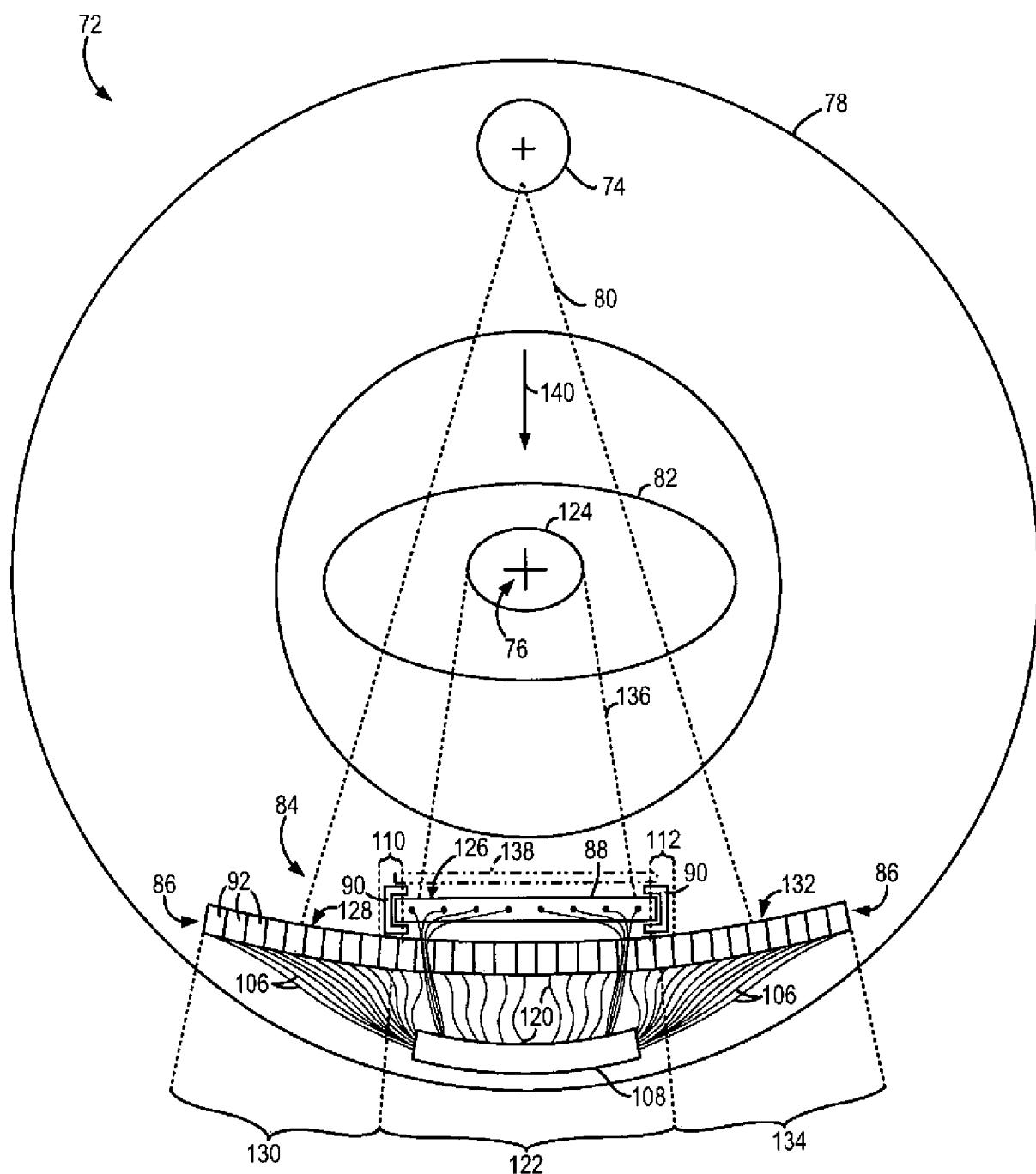


FIG. 5

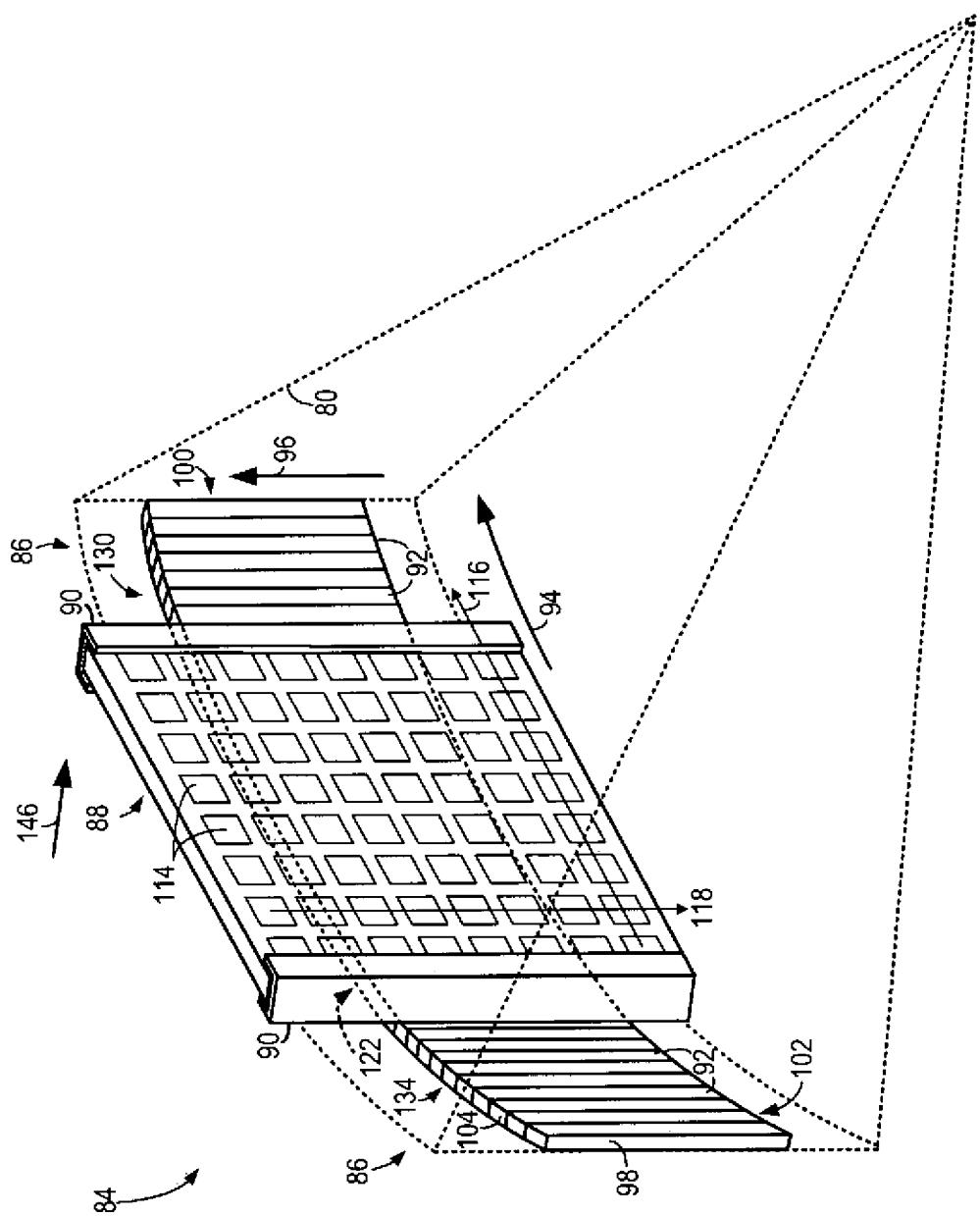


FIG. 6

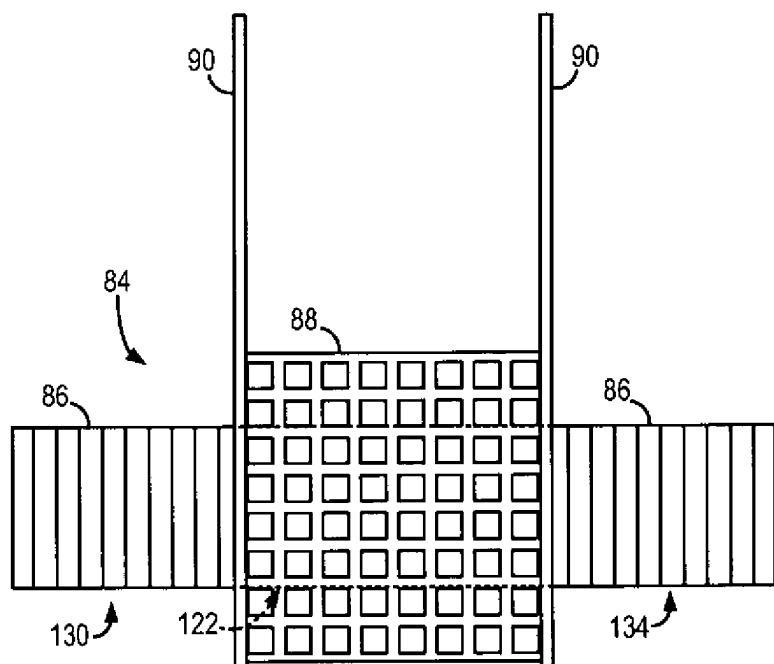


FIG. 7

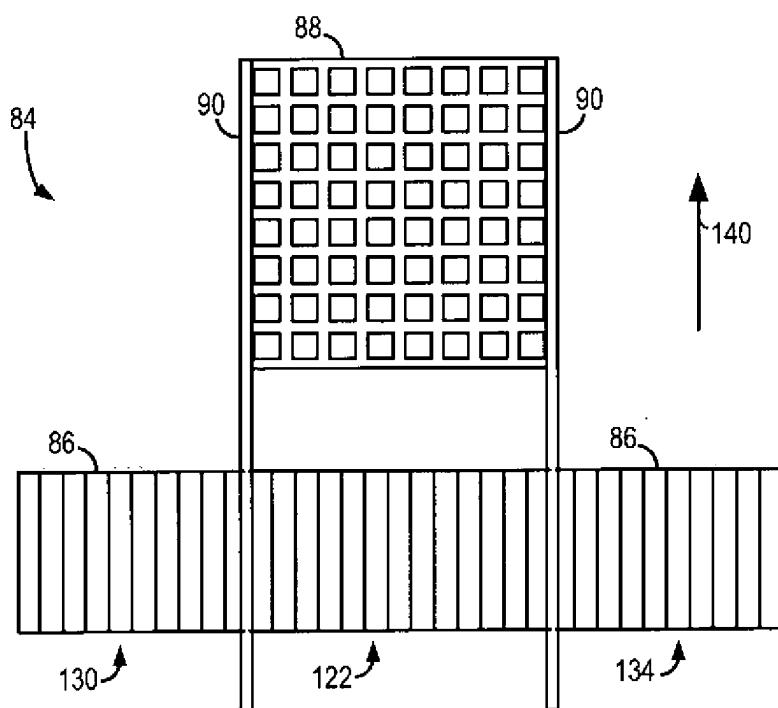


FIG. 8

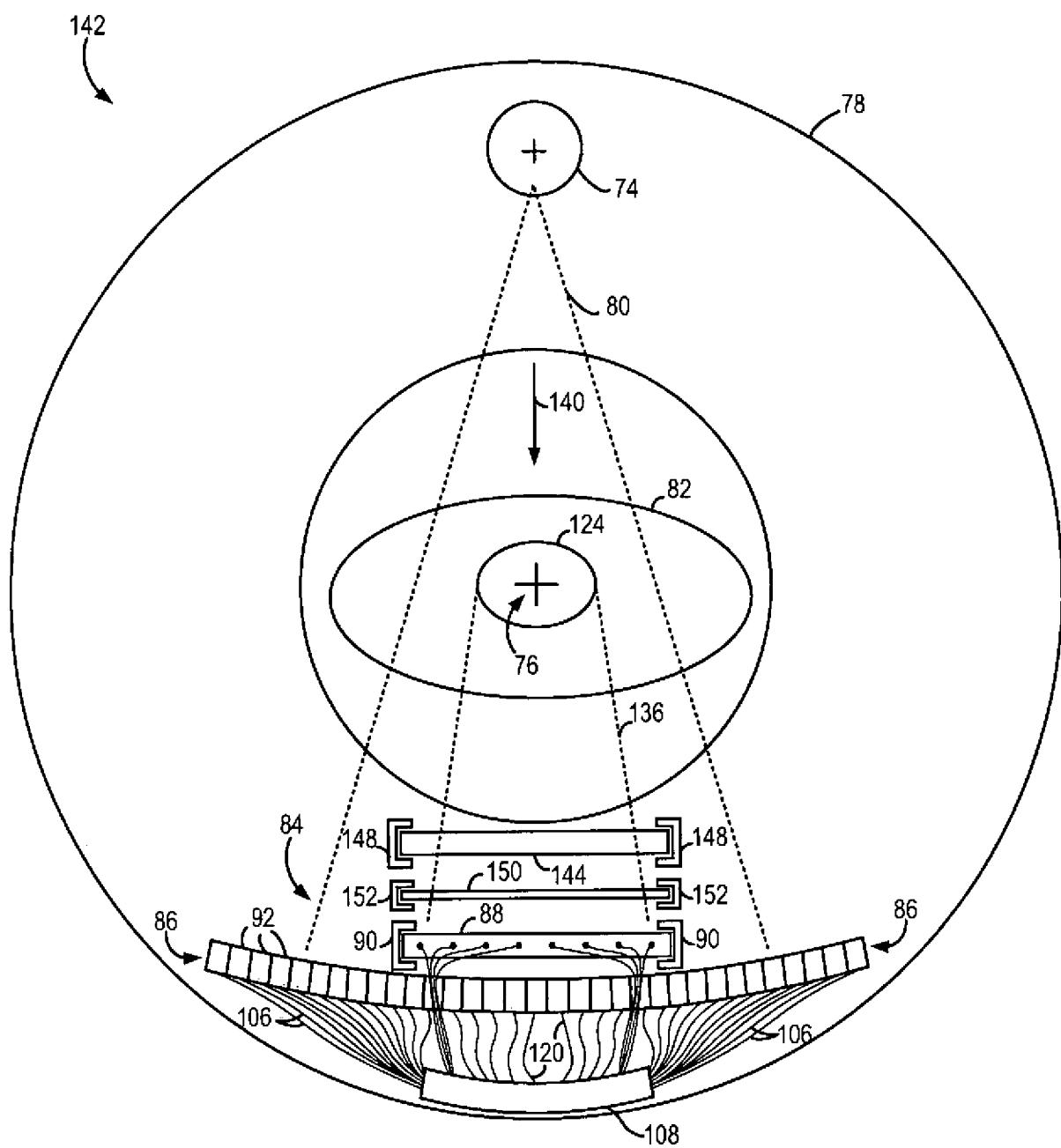
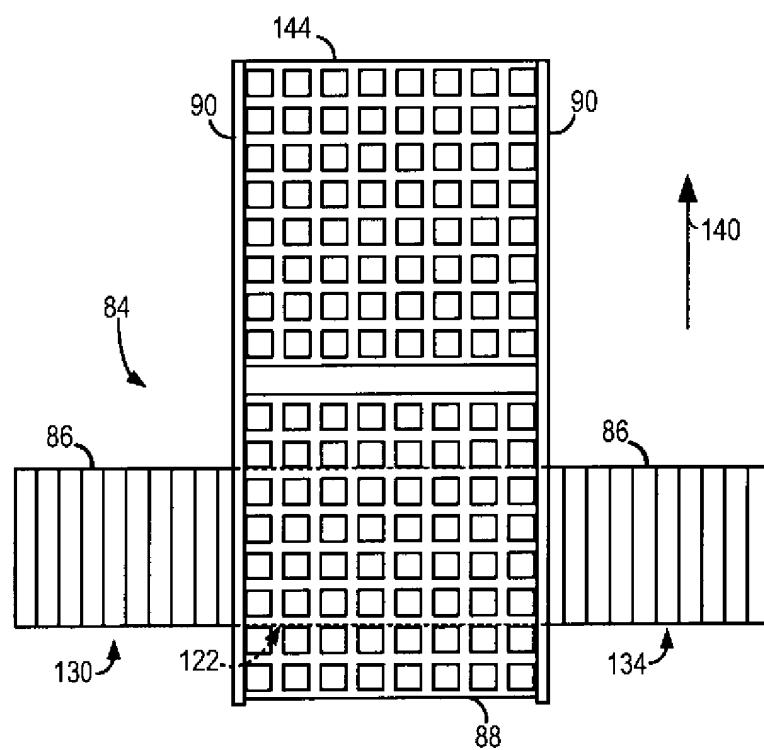
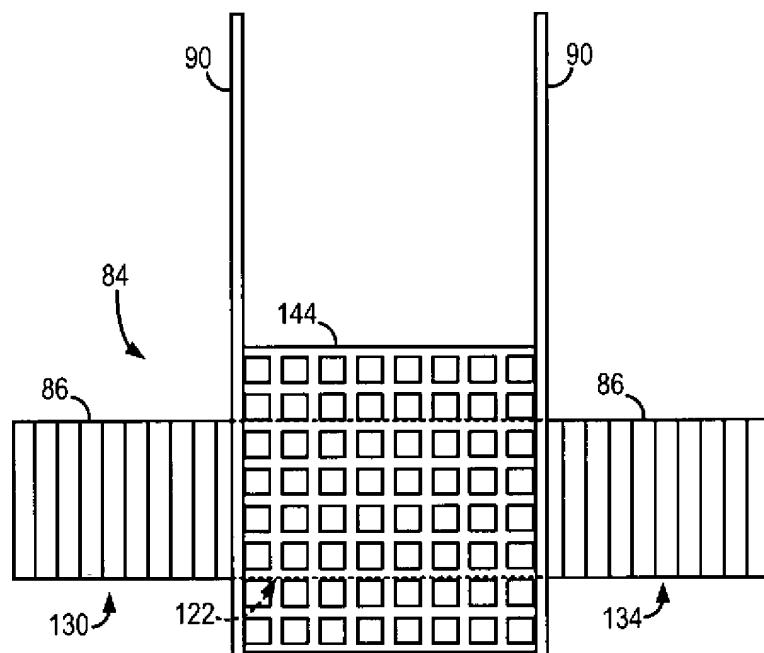


FIG. 9



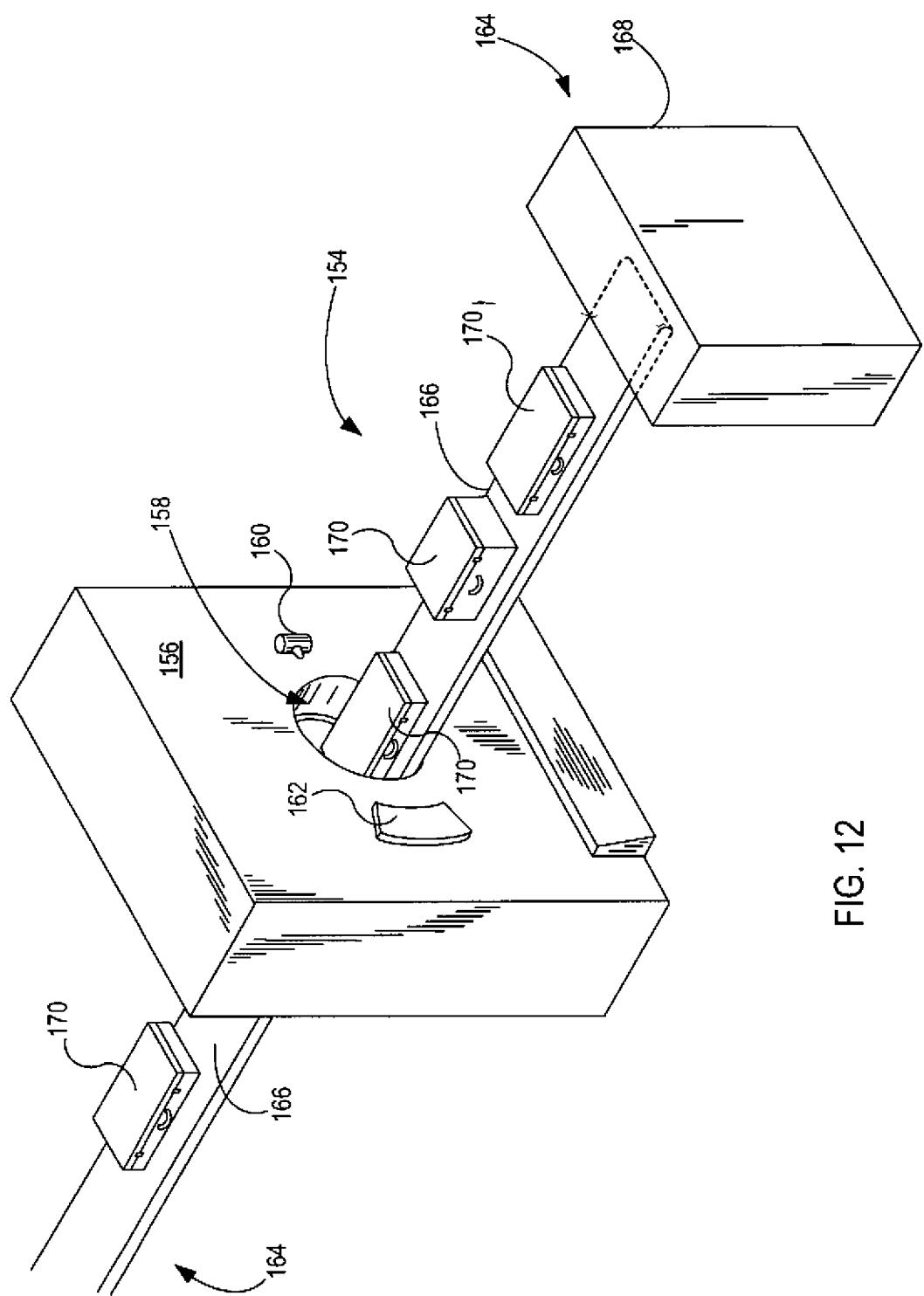


FIG. 12