



(10) DE 10 2012 108 059 A1 2013.03.07

(12)

Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: 10 2012 108 059.3

(51) Int Cl.: G01T 1/166 (2012.01)

(22) Anmeldetag: 30.08.2012

(43) Offenlegungstag: 07.03.2013

(30) Unionspriorität:

13/223,665

01.09.2011 US

(72) Erfinder:

Hsieh, Jiang, Waukesha, Wis., US; Ikhlef, Abdelaziz, Waukesha, Wis., US; Sainath, Paavana, Waukesha, Wis., US; Wu, Xiaoye, Waukesha, Wis., US; Melnyk, Roman, Waukesha, Wis., US

(71) Anmelder:

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

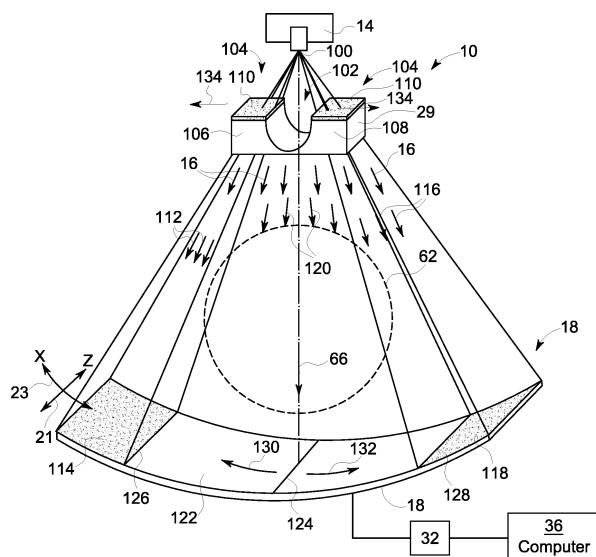
(74) Vertreter:

Rüger, Barthelt & Abel Patentanwälte, 73728,
Esslingen, DE

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

(54) Bezeichnung: **Verfahren zur Dosisverringerung bei der CT-Bildgebung und Vorrichtung zu dessen Implementierung**

(57) Zusammenfassung: Ein CT-System (10) weist eine Röntgenstrahlungsquelle (14), die so gestaltet ist, dass sie ein Röntgenstrahlenbündel (16) in Richtung auf ein Objekt (22) projiziert, ein Detektor-Array (18) und ein Schleifenfilter (29) auf. Das Schleifenfilter (29) weist auf: eine erste Röntgenstrahlung-Filterregion (102), die so positioniert ist, dass sie Röntgenstrahlen (120) dämpft, die durch einen Isokanal (124) des Detektor-Arrays (18) verlaufen; eine zweite Röntgenstrahlung-Filterregion (104), die so positioniert ist, dass sie Röntgenstrahlen (112) dämpft, die durch Kanäle des Detektor-Arrays (18) verlaufen, die in einer Kanalrichtung (130) exzentrisch zum Isokanal (124) angeordnet sind; und ein Röntgenstrahlung dämpfendes Material (110), das so positioniert werden kann, dass es die Röntgenstrahlen (112) dämpft, die durch die Kanäle des Detektor-Arrays (18) verlaufen, die in der Kanalrichtung (130) exzentrisch zum Isokanal (124) angeordnet sind. Das CT-System (10) weist außerdem ein Datenerfassungssystem (DAS) (32), das mit dem Detektor-Array (18) verbunden ist und so gestaltet ist, dass es Ausgangssignale vom Detektor-Array (18) empfängt, und einen Computer (36) auf, der so programmiert ist, dass er Projektionen von Bilddaten des Objekts (22) empfängt und ein Bild des Objekts (22) unter Verwendung der Bilddaten erzeugt.



Beschreibung**ALLGEMEINER TECHNISCHER HINTERGRUND**

[0001] Ausführungsformen der Erfindung betreffen allgemein eine diagnostische Bildgebung und insbesondere ein Verfahren und eine Vorrichtung zur Dosisverringerung in einer Bildgebungsanwendung.

[0002] In computertomographischen (CT)-Bildgebungssystemen emittiert in der Regel eine Röntgenstrahlungsquelle ein fächerförmiges Strahlenbündel in Richtung auf eine Person oder ein Objekt, beispielsweise einen Patienten oder ein Gepäckstück. Im Folgenden beinhalten die Ausdrücke „Person“ und „Objekt“ jeden der bzw. alles was abgebildet werden kann. Nachdem das Strahlenbündel von dem Objekt abgeschwächt bzw. gedämpft worden ist, trifft es auf ein Feld bzw. Array von Strahlungsdetektoren. Die Stärke der abgeschwächten Strahlung des Strahlenbündels, das am Detektor-Array aufgefangen wird, hängt in der Regel von der Abschwächung des Röntgenstrahlenbündels durch das Objekt ab. Jedes Detektorelement des Detektor-Arrays erzeugt ein eigenes elektrisches Signal, welches das abgeschwächte Strahlenbündel anzeigt, das vom jeweiligen Detektorelement aufgefangen wird. Die elektrischen Signale werden zur Analyse zu einem Datenverarbeitungssystem gesendet, das schließlich ein Bild erzeugt.

[0003] Allgemein rotieren die Röntgenstrahlungsquelle und das Detektor-Array innerhalb einer Bildgebungsebene um die Gantry und um das Objekt. Röntgenstrahlungsquellen beinhalten in der Regel Röntgenröhren, die das Röntgenstrahlenbündel an einem Fokalpunkt emittieren. Röntgenstrahlungsdetektoren beinhalten in der Regel einen Kollimator zum Parallelrichten von Röntgenstrahlenbündeln, die am Detektor aufgefangen werden, einen dem Kollimator benachbarten Szintillator zum Umwandeln von Röntgenstrahlung in Lichtenergie und Photodioden zum Auffangen der Lichtenergie vom benachbarten Szintillator und zum Erzeugen von elektrischen Signalen daraus.

[0004] In der Regel wandelt jeder Szintillator eines Szintillator-Arrays Röntgenstrahlung in Lichtenergie um. Jeder Szintillator gibt Energie an eine ihm benachbarte Photodiode ab. Jede Photodiode erfasst die Lichtenergie und erzeugt ein entsprechendes elektrisches Signal. Die Ausgangssignale der Photodioden werden dann zur Rekonstruktion des Bildes an das Datenverarbeitungssystem gesendet.

[0005] Die jüngsten Fortschritte der klinischen CT-Anwendungen lassen die Abdeckung bzw. Erfassung eines ganzen Organs in einer einzigen Gantry-Rotation und in einer einzigen Projektion wünschenswert erscheinen, so dass eine vollständige Aufnahme des Herzens in einem einzigen Herzzyklus durchgeführt

werden kann. Ein Herz kann bei den meisten Patienten in der Regel in einer zylindrisch geformten Region mit einem Durchmesser von 25 cm (in einer X-Y-Ebene) und einer Länge von 12 cm (in einer Schicht- oder Z-Richtung) erfasst werden. Bei Neuronal-Perfusionsuntersuchungen ist es wünschenswert, mindestens 12 cm entlang der Längsachse des Patienten (in der Z-Richtung) abzudecken bzw. zu erfassen, während der Patient während einer Kontrastmittel-aufnahme und -auswaschung kontinuierlich abgetastet bzw. gescannt wird. Es sind CT-Scanner auf dem Markt, die beispielsweise 16 cm entlang der Z-Achse und 50 cm Sichtfeld (Field of View, FOV) quer zum Patienten (in einer X-Y-Ebene) erfassen, was deutlich mehr ist als nötig, um Bildinformationen für Herz- und Neuronal-Perfusionsuntersuchungen zu liefern. Für Herz- und Neuronal-Perfusionsuntersuchungen ist daher die zu untersuchende Region bzw. die Region-of-Interest (ROI) in der X-Y-Ebene deutlich kleiner als der volle Detektorerfassungsbereich von 50 cm.

[0006] Das Abtasten bzw. Scannen eines Patienten mit einem FOV von 50 cm liefert jedoch häufig kaum zusätzliche relevante Bildinformationen und führt außerdem zu einer erhöhten Dosis für den Patienten. Die Kosten für einen solchen Scanner können diesen außerdem unerschwinglich machen. Unter Design-Gesichtspunkten ist es von Vorteil, den Erfassungsbereich auf ein FOV (in der X-Y-Ebene) zu reduzieren, das etwas größer ist als die Objekte, die untersucht werden sollen. Für CT-Rekonstruktionen sind jedoch Informationen von außerhalb der zu untersuchenden Region notwendig, um ein zu untersuchendes Objekt genau bzw. zuverlässig rekonstruieren zu können. Ohne diese Informationen kann es zu typischen Trunkierungsartefakten kommen. Obwohl in letzter Zeit Versuche unternommen wurden, Bilder auf Basis von trunkierten Projektionen zu rekonstruieren, ergeben diese Rekonstruktionsverfahren in der Regel instabile Lösungen oder erfordern spezielle Kenntnisse innerhalb des Rekonstruktions-FOV.

[0007] Daher wäre es von Vorteil, eine Vorrichtung und ein Verfahren zu entwerfen, um eine Dosis bei der CT-Bildgebung zu verringern und gleichzeitig die Gesamtkosten für ein CT-System zu verringern.

KURZFASSUNG DER ERFINDUNG

[0008] Die Erfindung ist auf ein Verfahren und eine Vorrichtung zur Dosisverringerung gerichtet.

[0009] Gemäß einem Aspekt weist ein CT-System auf: eine rotierbare Gantry mit einer Öffnung, um ein Objekt, das abgetastet bzw. gescannt werden soll, aufzunehmen, eine Röntgenstrahlungsquelle, die so gestaltet ist, dass sie ein Röntgenstrahlenbündel auf das Objekt projiziert, ein Detektor-Array mit einer Breite in einer Schichtrichtung, das so gestaltet ist, dass es Röntgenstrahlen erfasst, die das Objekt

durchleuchten, und ein erstes Bowtie- oder Schleifenfilter, das zwischen der Röntgenstrahlungsquelle und der Öffnung angeordnet ist. Das erste Schleifenfilter weist auf: eine erste Röntgenstrahlung-Filterregion, die so angeordnet ist, dass sie Röntgenstrahlen abschwächt, die durch einen Isokanal des Detektor-Arrays verlaufen, eine zweite Röntgenstrahlung-Filterregion, die so angeordnet ist, dass sie Röntgenstrahlen abschwächt, die durch Kanäle des Detektor-Arrays verlaufen, die in einer Kanalrichtung exzentrisch zum Isokanal angeordnet sind, und ein Röntgenstrahlungs-Dämpfungsmaterial, das so positioniert werden kann, dass es die Röntgenstrahlen abschwächt, die durch die Kanäle des Detektor-Arrays verlaufen, die in der Kanalrichtung exzentrisch zum Isokanal angeordnet sind. Das CT-System weist auch ein Datenerfassungssystem (DAS), das mit dem Detektor-Array verbunden ist und so gestaltet ist, dass es Ausgangssignale vom Detektor-Array empfängt, und einen Computer auf, der so programmiert ist, dass er Projektionen von Bilddaten des Objekts vom DAS empfängt und ein Bild des Objekts unter Verwendung der Bilddaten erzeugt.

[0010] Gemäß einem anderen Aspekt beinhaltet ein Verfahren zur CT-Bildgebung das Projizieren eines Röntgenstrahlenbündels durch einen mittleren bzw. innen liegenden Abschnitt eines Schleifenfilters und auf einen mittleren bzw. innen liegenden Abschnitt eines Detektor-Arrays, der einen Isokanal des Detektor-Arrays enthält, und das Projizieren des Röntgenstrahlenbündels durch einen ersten, nicht innen liegenden Abschnitt des Schleifenfilters zu einem ersten, nicht innen liegenden Abschnitt des Detektor-Arrays, wobei der erste, nicht innen liegende Abschnitt des Schleifenfilters in einer Kanalrichtung versetzt zum innen liegenden Abschnitt des Schleifenfilters angeordnet ist, und wobei an dem ersten, nicht innen liegenden Abschnitt des Schleifenfilters ein Röntgenstrahlung dämpfendes Material befestigt ist.

[0011] Ein weiterer Aspekt betrifft ein nicht-flüchtiges, Computer-lesbares Speichermedium, auf dem ein Computerprogramm gespeichert ist, das Befehle enthält, die, wenn sie von einem Computer ausgeführt werden, bewirken, dass der Computer: Röntgenbilddaten abfrägt, die in einem Detektor aufgrund von Röntgenstrahlen erzeugt werden, die durch eine mittlere Region eines ersten Abschnitts eines Schleifenfilters hindurch verlaufen, die eine erste zu untersuchende Region (ROI) definiert und einen Isokanal des Detektors enthält; Röntgenbilddaten abfrägt, die in dem Detektor aufgrund von Röntgenstrahlen erzeugt werden, die durch zwei Regionen des ersten Abschnitts des Schleifenfilters hindurch verlaufen, wobei die zwei Regionen in entgegengesetzten Kanalrichtungen zum Isokanal versetzt sind und wobei die Röntgenbilddaten aus den zwei Regionen des Schleifenfilters aufgrund von Röntgenstrahlen erzeugt werden, die durch ein Röntgenstrahlung dämp-

fendes Material hindurch verlaufen, das sich von einem Material des Schleifenfilters unterscheidet; und unter Verwendung der Röntgenbilddaten ein Bild erzeugt.

[0012] Verschiedene andere Merkmale und Vorteile gehen aus der folgenden ausführlichen Beschreibung und den Zeichnungen hervor.

KURZE BESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN

[0013] Die Zeichnungen zeigen bevorzugte Ausführungsformen, die derzeit zur Ausführung der Erfindung in Betracht gezogen werden.

[0014] In den Zeichnungen sind:

[0015] [Fig. 1](#) eine bildliche Darstellung eines CT-Bildgebungssystems.

[0016] [Fig. 2](#) ein Blockschema des in [Fig. 1](#) dargestellten Systems.

[0017] [Fig. 3](#) eine perspektivische Darstellung einer Ausführungsform eines Detektor-Arrays eines CT-Systems.

[0018] [Fig. 4](#) eine perspektivische Darstellung einer Ausführungsform eines Detektors.

[0019] [Fig. 5](#) eine Darstellung eines Schleifenfilters mit Röntgenstrahlung-Filterregionen gemäß einer Ausführungsform der Erfindung.

[0020] [Fig. 6](#) eine Darstellung eines Beispiels für ein relatives Röntgenstrahlen-Stärkeprofil für ein gefiltertes Röntgenstrahlenbündel.

[0021] [Fig. 7](#) eine Darstellung eines Beispiels für einen ausgedünnten Röntgenstrahlungsdetektor gemäß einer Ausführungsform der Erfindung.

[0022] [Fig. 8](#) eine Darstellung eines anderen Beispiels für einen ausgedünnten Röntgenstrahlungsdetektor gemäß einer Ausführungsform der Erfindung.

[0023] [Fig. 9](#) eine Darstellung eines Detektor-Arrays für einen Vollsichtfeld-(FOV)-Betriebsmodus und für einen Region-of-Interest-(ROI)-Betriebsmodus.

[0024] [Fig. 10](#) eine Darstellung eines Beispiels für eine Systemanordnung mit einem Schleifenfilter und einem Detektor zur Ausführung der beiden Betriebsmodi von [Fig. 9](#).

[0025] [Fig. 11](#) eine bildliche Darstellung eines CT-Systems zur Verwendung mit einem nicht-invasiven Paketuntersuchungssystem.

AUSFÜHRLICHE BESCHREIBUNG DER BEVORZUGTEN AUSFÜHRUNGSFORM

[0026] Die Umgebung, in der die Erfindung zum Einsatz kommt, wird in Bezug auf ein computertomographisches (CT) System mit vierundsechzig Zeilen bzw. Schichten beschrieben. Für einen Fachmann wird es jedoch auf der Hand liegen, dass sich die Erfindung ebenso gut zur Verwendung mit anderen mehrschichtigen bzw. mehrzeiligen Konfigurationen eignet. Außerdem wird die Erfindung in Bezug auf die Erfassung und Umwandlung von Röntgenstrahlen beschrieben. Für einen Fachmann wird es jedoch auch auf der Hand liegen, dass sich die Erfindung genauso gut zur Erfassung und Umwandlung von hochfrequenter elektromagnetischer Energie eignet. Die Erfindung wird mit Bezug auf einen CT-Scanner der „dritten Generation“ beschrieben, eignet sich aber genauso gut für andere CT-Systeme.

[0027] In [Fig. 1](#) und [Fig. 2](#) ist ein computertomographisches (CT-)Bildgebungssystem **10** dargestellt, das eine Gantry **12** aufweist, die einen CT-Scanner der „dritten Generation“ darstellt. Die Gantry **12** weist eine Röntgenstrahlungsquelle **14** auf, die ein Bündel von Röntgenstrahlen **16** in Richtung auf eine Detektoranordnung **18** auf der gegenüberliegenden Seite der Gantry **12** projiziert. Das Bildgebungssystem **10** weist einen vor dem Patienten angeordneten Kollimator **27** und einen Schleifen- bzw. Bowtie-Filter **29** auf. Die Detektoranordnung **18** besteht aus einer Mehrzahl von Detektoren **20** und Datenerfassungssystemen (DAS) **32**. Die in Mehrzahl vorhandenen Detektoren **20** nehmen die projizierten Röntgenstrahlen **16** wahr, die den Patienten **22** durchleuchten. Das DAS **32** wandelt die Daten von den Detektoren **20** in digitale Signale zur weiteren Verarbeitung um. Jeder Detektor **20** erzeugt ein analoges elektrisches Signal, das die Stärke eines auftreffenden Röntgenstrahlbündels und somit das abgeschwächte Strahlenbündel, das den Patienten **22** durchleuchtet hat, wieder gibt. Während einer Abtastung, mit der Röntgenstrahlungs-Projektionsdaten erfasst werden, drehen sich die Gantry **12** und die daran angebrachten Komponenten um eine Drehachse **24**.

[0028] Die Drehung der Gantry **12** und der Betrieb der Röntgenstrahlungsquelle **14** werden von einem Steuermechanismus **26** des CT-Systems **10** gesteuert. Der Steuermechanismus **26** weist einen Controller **28** auf, der eine Röntgenstrahlungsquelle **14** mit Leistung und Zeitsteuersignalen versorgt und für eine Bewegungssteuerung zum Betreiben des vor dem Patienten angeordneten Kollimators **27** und des Schleifenfilters **29** sorgt, und der Steuermechanismus **26** weist einen Gantrymotor-Controller **30** auf, der die Umdrehungsgeschwindigkeit und die Position der Gantry **12** steuert. Ein Bildrekonstruktur **34** erhält ertastete und digitalisierte Röntgenstrahlungsdaten vom DAS **32** und führt eine Hochgeschwin-

digkeitsrekonstruktion durch. Das rekonstruierte Bild wird als Eingabe auf einen Computer **36** übertragen, der das Bild in einer Massenspeichervorrichtung **38** speichert.

[0029] Der Computer **36** empfängt außerdem über ein Bedienfeld **40**, das irgendeine Art von Anwenderschnittstelle aufweist, beispielsweise eine Tastatur, eine Maus, einen sprachaktivierten Controller oder irgendeine andere geeignete Eingabevorrichtung, Befehle und Abtastungsparameter von einem Anwender. Eine zugehörige Anzeige **42** ermöglicht es dem Anwender, das rekonstruierte Bild und andere Daten vom Computer **36** zu betrachten. Die vom Anwender eingegebenen Befehle und Parameter werden vom Computer **36** verwendet, um dem DAS **32**, dem Röntgenstrahlungs-Controller **28** und dem Gantrymotor-Controller **30** Steuersignale und Informationen zu liefern. Außerdem fungiert der Computer **36** als Tischmotor-Controller **44**, der einen motorisierten Tisch **46** steuert, um einen Patienten **22** und eine Gantry zu positionieren. Insbesondere bewegt der Tisch **46** Patienten **22** vollständig oder teilweise durch eine Gantry-Öffnung **48** von [Fig. 1](#).

[0030] Wie in der Technik allgemein bekannt ist, wird ein Patient **22** allgemein in einer Z-Richtung **21**, die üblicherweise als eine Zeilen- bzw. Schichtrichtung der Gantry **12** bezeichnet wird, verschoben. Wie in der Technik ebenfalls allgemein bekannt ist, wird bewirkt, dass die Detektoranordnung **18** in einer X-Richtung **23** oder Kanalrichtung der Gantry **12** in Umfangsrichtung rotiert. Somit verlaufen Röntgenstrahlen **16** allgemein in einer Y-Richtung **25** und durch die Detektoranordnung **18**, wenn sie von der Röntgenstrahlungsquelle **14** emittiert werden und den Patienten **22** durchleuchten.

[0031] Wie in [Fig. 3](#) dargestellt ist, weist die Detektoranordnung **18** Schienen bzw. Leisten **17** auf. Üblicherweise kann die Detektoranordnung **18** Kollimationsblenden oder Platten **19** aufweisen, die dazwischen angeordnet sind. Die Platten **19** sind so angeordnet, dass sie die Röntgenstrahlen **16** parallel richten, bevor die Strahlenbündel beispielsweise auf den Detektor **20** von [Fig. 4](#) auftreffen, der an der Detektoranordnung **18** positioniert ist. In einer Ausführungsform weist die Detektoranordnung **18** 57 Detektoren **20**, auf wobei jeder Detektor **20** eine Array-Größe von 64×16 Pixelelementen **50** aufweist. Infolgedessen weist die Detektoranordnung **18** 64 Zeilen und 912 Spalten (16×57 Detektoren) auf, wodurch bei jeder Drehung der Gantry **12** 64 Datenschichten bzw. -zeilen gleichzeitig erfasst werden können. Somit sind entsprechend [Fig. 1](#) und [Fig. 2](#) eine Z-Richtung (oder Schichtrichtung) **21**, eine X-Richtung (oder Kanalrichtung) **23** und eine Y-Richtung **25** dargestellt.

[0032] Wie in [Fig. 4](#) dargestellt ist, weist der Detektor **20** ein DAS **32** auf, wobei jeder Detektor **20** eine An-

zahl von Detektorelementen **50** aufweist, die in einer eng gepackten Gruppe bzw. Packung **51** angeordnet sind. Die Detektoren **20** weisen Stifte **52** auf, die innerhalb der Packung **51** in Bezug auf die Detektorelemente **50** angeordnet sind. Die Packung **51** ist an einem Rückseitenbeleuchtungs- bzw. Backlitdiode-Array **53** mit einer Mehrzahl von Dioden **59** angeordnet. Das Backlitdiode-Array **53** ist seinerseits auf einem Mehrschichtsubstrat **54** angeordnet. Abstandshalter **55** sind am Mehrschichtsubstrat **54** angeordnet. Die Detektorelemente **50** sind optisch mit einem Backlitdiode-Array **53** verbunden, und das Backlitdiode-Array **53** ist seinerseits elektrisch mit dem Mehrschichtsubstrat **54** verbunden. Flexible Schaltungen **56** sind an einer Fläche **57** des Mehrschichtsubstrats **54** und am DAS **32** befestigt. Die Detektoren **20** sind anhand der Stifte **52** innerhalb der Detektoranordnung **18** positioniert.

[0033] Während des Betriebs einer Ausführungsform erzeugen Röntgenstrahlen, die innerhalb der Detektorelemente **50** auftreffen, Photonen, die die Packung **51** durchqueren, wodurch ein analoges Signal erzeugt wird, das an einer Diode innerhalb des Backlitdiode-Arrays **53** erfasst wird. Das erzeugte analoge Signal wird durch das Mehrschichtsubstrat **54**, durch die flexiblen Schaltungen **56** zum DAS **12** übertragen, wo das analoge Signal in ein digitales Signal umgewandelt wird. In Übereinstimmung mit den obigen Ausführungen definiert die Z-Richtung auch eine Schichtrichtung und, wie in der Technik bekannt ist, definiert die Anzahl der Detektorelemente **50**, die in der Z-Richtung **21** im Detektor **20** angeordnet sind, die Anzahl der Bildschichten, die mit einem Bildgebungssystem, wie beispielsweise dem Bildgebungs- system **10** von [Fig. 1](#) und [Fig. 2](#), erhalten werden können. In der Regel kann die Anzahl der Schichten bzw. Zeilen oder Erfassungselemente **50** in der Z-Richtung **21** 16, 64 oder 256 betragen. Es wird jedoch davon ausgegangen, dass die Erfindung nicht darauf beschränkt ist, und dass gemäß der Erfindung jede Anzahl von Zeilen in der X-Richtung **23** parallel gerichtet werden kann. Die X-Richtung oder Kanalrichtung **23** ist ebenfalls dargestellt, da sie auf den Detektor **20** bezogen ist. In der Regel weist jeder Detektor **20** 16 Detektorelemente **50** in der X-Richtung **23** auf, und in der Regel sind **57** dieser Detektoren **20** in der Detektoranordnung **18** positioniert. Jedoch wird davon ausgegangen, dass die Erfindung nicht darauf beschränkt ist und dass gemäß der Erfindung jede Anzahl von Kanälen parallel gerichtet werden kann. Die Y-Richtung ist als Richtung **60** dargestellt, die allgemein parallel zum DAS **32** ist.

[0034] Es wird erneut auf [Fig. 3](#) Bezug genommen, wo drei als Beispiele dienende Detektoren **20** (auch als Detektormodule bezeichnet) (beispielsweise von den oben beschriebenen 57 Modulen) dargestellt sind. Während der Abbildung beispielsweise eines Patienten **22** von [Fig. 1](#) und [Fig. 2](#) kann eine zu unter-

suchende Region (ROI) **62** durch Abfragen von Bilddaten von den Detektoren **20**, die an der Detektoranordnung **18** angebracht sind, abgebildet werden. Das heißt, während sich die Gantry **12** dreht, treten Röntgenstrahlen **16** aus der Quelle **14** aus, durchleuchten den Patienten **22** und werden von den Detektoren **20** aufgefangen. In der Regel werden Bilddaten der ROI **62** erfasst, während entweder ein Spiral- oder Axial-Scan durchgeführt wird, wie in der Technik bekannt ist. Üblicherweise wird ein am weitesten innen liegender bzw. zentraler Kanal, der in X-Richtung betrachtet im Zentrum der Detektoranordnung **18** liegt, als Isokanal oder Isozentrum definiert, der bzw. das Röntgenstrahlen auffängt, die entlang eines am weitesten innen liegenden bzw. mittleren Strahls **66** zur Detektoranordnung **18** verlaufen. Zur näheren Erläuterung und mit Bezug auf [Fig. 2](#) zeigt der Strahl **66** den am weitesten innen liegenden Strahl **66**, der allgemein durch die Drehachse **24** verläuft.

[0035] Gemäß der Erfindung wird einem vor dem Patienten angeordneten Kollimator eine Filterung hinzugefügt, um ein Signal außerhalb der ROI zu minimieren. Das kann dadurch geschehen, dass äußeren Kanalregionen eines Schleifenfilters wenige Millimeter dünne Dämpfungsplatten hinzugefügt werden, beispielsweise aus Aluminiumkupfer, die in der Regel eine Dämpfungswirkung pro Dickeinheit aufweisend, die größer ist als die des eigentlichen Schleifenfilters. Wie in der Technik bekannt ist, kann ein typisches Schleifenfilter unter Verwendung von Aluminium, Kunststoff und anderen Materialien hergestellt werden, um ein kontrollierbares Maß an Dämpfung unter Verwendung von Materialien, die im Allgemeinen preiswert sind in der Herstellung, Bearbeitung und Verwendung, bereitzustellen. Gemäß einer Ausführungsform wird 3 mm starkes Kupfer außerhalb der ROI verwendet. So zeigt [Fig. 5](#) ein Schleifenfilter **29**, ein Detektor-Array **18**, eine Röntgenstrahlungsquelle **14** und eine ROI **62**, die einem System **10** entsprechen, und Komponenten, die in [Fig. 1](#) bis [Fig. 4](#) dargestellt sind, sind in perspektivischer Ansicht dargestellt. Um die Darstellung zu vereinfachen, sind andere Komponenten des Systems **10**, beispielsweise die Gantry **12**, nicht dargestellt.

[0036] Wie in [Fig. 5](#) dargestellt ist, weist das System **10** einen Fokalpunkt **100** der Röntgenstrahlungsquelle **14** auf, von dem aus Röntgenstrahlen in Richtung auf ein Detektor-Array emittiert werden. Das Schleifenfilter **29** weist eine erste Röntgenstrahlung-Filterregion **102** und eine zweite Röntgenstrahlung-Filterregion **104** auf, die ihrerseits eine erste Unterregion **106** und eine zweite Unterregion **108** aufweist. Die Unterregionen **106**, **108** weisen ein Röntgenstrahlung dämpfendes Material **110** auf, das so angeordnet ist, dass es Röntgenstrahlen **16**, die von einem Fokalpunkt **100** aus durch Unterregionen **106**, **108** und zum Detektor-Array **18** verlaufen, abschwächt. Genauer verlaufen Röntgenstrahlen **112**, die durch

die erste Unterregion **106** des Schleifenfilters **29** verlaufen, zu einer ersten Unterregion **114** des Detektor-Arrays **18**, und Röntgenstrahlen **116**, die durch die zweite Unterregion **108** des Schleifenfilters **29** verlaufen, verlaufen zu einer zweiten Unterregion **118** des Detektor-Arrays **18**. Im Gegensatz dazu verlaufen Röntgenstrahlen **120**, die durch eine erste Röntgenstrahlung-Filterregion **102** des Schleifenfilters **29** verlaufen, zu einer mittleren Detektorregion **122**, die einen Isokanal **124** aufweist, der ein Kanal ist, der so angeordnet ist, dass er Röntgenstrahlen **16** auffängt, die entlang eines am weitesten innen liegenden bzw. mittleren Strahls **66** verlaufen. Wie bereits beschrieben, ist das Detektor-Array **18** elektrisch mit dem DAS **32** verbunden, das seinerseits mit einem Computer **36** verbunden ist. So ist der Computer **36** so programmiert, dass er Projektionen von Bilddaten vom DAS **32** erfasst, das so gestaltet ist, dass es Bilddaten vom Detektor-Array **18** erfasst.

[0037] Die mittlere Detektorregion **122** und die erste Unterregion **114** sind durch eine erste Abgrenzung **126** getrennt, und die mittlere Detektorregion **122** und die zweite Unterregion **118** sind durch eine zweite Abgrenzung **128** getrennt. So ist die erste Abgrenzung **126** in einer ersten Kanalrichtung **130**, die mit der X-Richtung **23** zusammenfällt, entfernt vom Isokanal **124** angeordnet, und die zweite Abgrenzung **128** ist in einer zweiten Kanalrichtung **132**, die ebenfalls mit der X-Richtung zusammenfällt, aber der ersten Kanalrichtung **130** entgegengesetzt ist, entfernt vom Isokanal **124** angeordnet. Die ersten und zweiten Röntgenstrahlung-Filterregionen **102, 104** werden zusammen mit den entsprechenden ersten und zweiten Detektorunterregionen **114, 118** und der mittleren Detektorregion **122** so ausgewählt, dass die ROI **62** von der ersten Röntgenstrahlung-Filterregion **102** und der mittleren Detektorregion **122** vollständig eingeschlossen wird. Ein Fachmann wird erkennen, dass die Größe der ROI **62** je nach dem abgebildeten Patienten variieren kann, und daher Röntgenstrahlung-Filterregionen **102, 104** und entsprechende Detektorunterregionen **114, 118** auf Basis eines Größenbereichs der ROI **62** ausgewählt werden können, der beispielsweise auf Grund des erwarteten klinischen Einsatzbereichs des Systems **10** zu erwarten ist.

[0038] Da ein typischer kleiner Schleifenfilter ein 25 cm großes Scan-Sichtfeld (FOV) abdecken kann, beeinträchtigt die Hinzufügung von Röntgenstrahlung dämpfendem Material **110** die Funktionsfähigkeit des kleinen Schleifenfilters, beispielsweise des Schleifenfilters **29**, nicht, wenn Objekte abgetastet werden. Gemäß einer Ausführungsform ist ein Röntgenstrahlung dämpfendes Material **110** ein positionierbares Material, das entweder dauerhaft oder abnehmbar (zum Austauschen des Materials **10**) an den ersten und zweiten Unterregionen **106, 108** befestigt werden kann. Alternativ dazu kann gemäß einer anderen Ausführungsform Röntgenstrahlung dämpfen-

des Material **110** dynamisch hinzugefügt und entfernt werden, wenn beispielsweise ein Scan des Herzens erforderlich ist. Das heißt, das Röntgenstrahlung dämpfende Material **110** kann dynamisch neu positioniert und gesteuert werden, beispielsweise mit einem Controller **128** des Systems **10**, so dass Röntgenstrahlen **112** und **116**, wenn gewünscht, nur von den ersten und zweiten Unterregionen **106, 108** des Schleifenfilters **29** abgeschwächt werden und nicht durch das Röntgenstrahlung dämpfende Material **110**.

[0039] In einer bevorzugten Ausführungsform verringert das Maß der Filterung, das von dem Röntgenstrahlung dämpfenden Material **110** bereitgestellt wird, wenn es in Verbindung mit den ersten und zweiten Unterregionen **106, 108** angeordnet wird, den Fluss der Röntgenstrahlung in den ersten und zweiten Unterregionen **114, 118**, die in [Fig. 5](#) dargestellt sind, um einen Faktor **20** oder mehr. Das heißt, die Strahlung außerhalb der ROI **62** kann im Vergleich zur Gesamtdosis im Wesentlichen vernachlässigt werden. [Fig. 6](#) zeigt ein relatives Intensitätsprofil für ein 3 mm dickes Beispieldesfilter. Für eine typische ROI **62**, die vollständig von einer mittleren Region **122** eingeschlossen ist, können Bilddaten **62**, die von einem Detektor-Array **18** in den ersten und zweiten Unterregionen **114, 118** außerhalb der mittleren Region **122** empfangen werden, wenig zusätzliche Informationen in den endgültigen Bildern liefern. Jedoch kann eine gewisse Menge an Röntgenstrahlenenergie außerhalb der mittleren Detektorregion **122** an Stellen **140** nützlich oder notwendig sein, um Trunkierungsfehler in den endgültigen Bildern zu vermeiden. Somit ist es von Vorteil, etwa die gesamte Energie zu empfangen, die von den Röntgenstrahlen **112, 116** empfangen wird, die in den ersten und zweiten Unterregionen **114, 118** empfangen werden.

[0040] Gemäß einer Ausführungsform der Erfindung werden einige der Detektormodule aus der ROI entfernt, wie in [Fig. 7](#) dargestellt ist, um die Kosten für den Detektor zu verringern. [Fig. 7](#) zeigt eine Draufsicht auf das ausgedünnte Detektor-Array **18**, das eine Konfiguration aufweist, aus der zwei von drei Modulen entfernt worden sind. Mittlere Module **150** entsprechen der mittleren Detektorregion **122**, die in [Fig. 5](#) dargestellt ist, die erste Unterregion **152** entspricht der ersten Unterregion **114** von [Fig. 5](#), und die zweite Unterregion **154** entspricht der zweiten Unterregion **118** von [Fig. 5](#). Gemäß dieser Ausführungsform sind mittlere Module **156** als funktionsfähige Module in der mittleren Detektorregion **122** ebenso wie in den Detektorunterregionen **152, 154** enthalten. Das heißt, in der Z-Richtung **21** und über die gesamte Länge der X-Richtung **23** des Detektor-Arrays **18** sind funktionsfähige Module enthalten, um für ein volles FOV zu sorgen, das sich über die ROI **62** hinaus erstreckt. Jedoch können in den Ecken des Detektor-Arrays **18** Modulstellen ausgedünnt sein. So

sind Z-Abgrenzungen **158** durch vier Modul-Eckregionen **160** zwischen Z-Abgrenzungen **158** und Abgrenzungen **126, 128** gezogen.

[0041] Somit stellen funktionsfähige Module über einem vollen FOV, aber mit einem begrenzten Z-Erfassungsbereich, beispielsweise zwischen Z-Abgrenzungen **158**, eine Möglichkeit bereit, wie der Scanner Bilder von voller Wiedergabetreue im gesamten FOV erfassen kann. So wird in einem Betriebsmodus eine vor dem Patienten stattfindende parallele Ausrichtung in Z-Richtung **21** unter Verwendung beispielsweise eines Kollimators **27** ermöglicht, der in [Fig. 1](#) und [Fig. 2](#) dargestellt ist und der einer parallel gerichteten Breite entspricht, die einer Breite von mittleren Modulen **156** entspricht. In diesem Modus wird, um ein volles FOV zu erhalten, Röntgenstrahlung dämpfendes Material **110**, das in [Fig. 5](#) dargestellt ist, entweder entfernt, oder ein großes oder mittelgroßes Schleifenfilter wird verwendet, in dem keine dünnen Platten vorhanden sind.

[0042] In den Eckregionen **160** von [Fig. 5](#) stellen leere Blöcke **162** die Stelle dar, wo die Module entfernt worden sind, und Blöcke **164** stellen funktionsfähige Module dar, die sich darin befinden. Man beachte, dass die Aufgabe dieser Module in den Blöcken **164** darin besteht, im Allgemeinen ausreichende Informationen zu liefern, um Trunkierungsartefakte zu vermeiden, und daher heruntergestufte Module in diesen Regionen in den vier Eckregionen **160** verwendet werden können. Wenn ein Scan mit einer stärker begrenzten ROI gewünscht wird (beispielsweise um Bilddaten von einer ROI **62** zu erhalten), wird somit das gesamte Detektor-Array **18** mit Röntgenstrahlen **16** belichtet, wobei die äußereren Unterregionen **152, 154** durch dünne Platten oder Röntgenstrahlung dämpfendes Material **110** gefiltert werden, um die Dosis zu verringern. Da Lücken im Detektor in der äußeren Region (d.h. in leeren Blöcken **162**) vorhanden sind, werden einige der Röntgenstrahlensphotonen, die am Detektor-Array ankommen, nicht erfasst. Wegen der äußerst niedrigen Röntgenstrahlungsstärke in diesen Regionen stellen diese verlorenen Informationen jedoch nur einen geringen Bruchteil des Dosiswirkungsgrads dar. Für die in [Fig. 7](#) dargestellte Konfiguration wird beispielsweise weniger als 1 % des Röntgenstrahlenflusses nicht erfasst. Und es sei klargestellt, dass die herabgestuften Module nicht in einem regelmäßigen Muster angeordnet werden müssen. Sie können über den Eckregionen **160** und in Blöcken **164** verstreut werden, um sicherzustellen, dass ausreichend viele Informationen für eine Rekonstruktion erfasst werden können.

[0043] Vor der Bildrekonstruktion werden die gemessenen Projektionen einer weiteren Verarbeitung unterworfen, um fehlende Informationen zu schätzen, zu denen es beispielsweise wegen leerer Blöcke **162** kommen kann, in denen keine Detektormo-

dule vorhanden sind. In einer Ausführungsform werden zwei zusätzliche Schritte hinzugefügt, um die fehlenden Informationen zu schätzen. Der erste Schritt besteht in der Ausführung einer Tiefpassfilterung des gemessenen Signals außerhalb der ROI. Man beachte, dass die gemessenen Projektionen in diesen Regionen wegen der schwachen Röntgenstrahlung stärker verrauscht sein können. Für Rekonstruktionszwecke können Durchschnittssignale verwendet werden, um die Profile der äußeren Region zu schätzen, um eine exakte Rekonstruktion in der ROI sicherzustellen.

[0044] Der nächste Schritt besteht darin, die Signale zu schätzen, die wegen der fehlenden Detektormodule in der ausgedünnten Region fehlen. Dies kann durch Interpolieren der gemessenen Signale (nach einer Glättungsoperation, die im vorherigen Abschnitt beschrieben worden ist) durchgeführt werden. Die Interpolation kann eine lineare, Spline-, Lagrange-, kubisch-hermitische, Lagrange höherer Ordnung oder andere Methode sein. Falls gewünscht, kann eine Fourier-Interpolation verwendet werden, um den Frequenzinhalt besser zu konservieren. Nachdem die fehlenden Projektionswerte durch die interpolierten Werte ersetzt worden sind, können herkömmliche Rekonstruktionsalgorithmen verwendet werden, um das Bild der zu untersuchenden Region zu rekonstruieren.

[0045] Ferner sei klargestellt, dass jedes Muster aus leeren und funktionsfähigen Blöcken verwendet werden kann, um vier Eckregionen **160** des Detektor-Arrays **18** zu füllen. Somit werden gemäß einer anderen Ausführungsform, die in [Fig. 8](#) dargestellt ist, wiederum vier Eckregionen **160** durch Z-Abgrenzungen **158** und durch Abgrenzungen **126, 128** markiert. Man sieht, dass ein abwechselndes Muster aus Blöcken **164** mit funktionsfähigen Modulen und leeren Blöcken **162** darin dargestellt ist. Ferner muss das Muster aus leeren Blöcken **162** und Blöcken **164** mit funktionsfähigen Modulen nicht symmetrisch sein oder ein sich wiederholendes Muster aufweisen. Vielmehr können Blöcke **164** mit funktionsfähigen Modulen nach dem Zufallsprinzip innerhalb der vier Eckregionen **160** angeordnet sein.

[0046] Somit wird gemäß der Erfindung, und wie in [Fig. 9](#) dargestellt, ein Voll-FOV-Betriebsmodus **200** dargestellt, in dem äußere Schichten **202** unter Verwendung eines vor dem Patienten angeordneten Kollimators (beispielsweise des Kollimators **27**, der in [Fig. 1](#) und [Fig. 2](#) dargestellt ist) gegen Röntgenstrahlen abgeschirmt werden und Bilddaten von mittleren Schichten **204** über einem vollen FOV **206** unter Verwendung eines großen Schleifenfilters erhalten werden, wie in [Fig. 10](#) dargestellt ist. Die gleiche Detektoranordnung kann auch in einem ROI-Betriebsmodus **208** verwendet werden, in dem sämtliche Schichten in einer Z-Richtung **210** erhalten werden, beispiels-

weise durch Öffnen des Kollimators **27** auf eine viel größere Öffnung als für den Voll-FOV-Betriebsmodus **200**. Jedoch werden in diesem Modus gedämpfte Regionen **212** unter Verwendung eines kleinen Schleifenfilters (relativ zu der Größe von demjenigen, der für einen Voll-FOV-Betriebsmodus verwendet wird) und Einbeziehung von dämpfenden Materialien **110** in die Region **104**, wie in [Fig. 5](#) dargestellt, ausgebildet, und Daten werden über einer stärker begrenzten ROI **214** erhalten, die der ROI **62** entsprechen kann, die in [Fig. 5](#) dargestellt ist.

[0047] In [Fig. 10](#) ist ein System dargestellt, das ein Bowtie- bzw. Schleifenfilter und ein Detektor-Array aufweist, mit denen die beiden Betriebsmodi von [Fig. 9](#) (Voll-FOV und ROI) ausgeführt werden können. Wie mit Bezug auf [Fig. 5](#) dargestellt, weist das System **10** eine Röntgenstrahlungsquelle **14** mit einem Fokalpunkt **100** auf, von dem aus Röntgenstrahlen **16** in Richtung auf ein Detektor-Array **18** emittiert werden, das eine erste Detektor-Unterregion **114**, eine zweite Detektor-Unterregion **118** und eine mittlere Detektorregion **122** aufweist. In dieser Ausführungsform weist eine Schleifenfilteranordnung **250** eine Schleife **29** auf, die in [Fig. 5](#) dargestellt ist. In dieser Ausführungsform weist die Schleifenfilteranordnung **250** jedoch auch ein zweites Schleifenfilter **252** auf, das in Z-Richtung **21** versetzt angeordnet ist, und weist ein Profil auf, das für einen Voll-FOV-Betriebsmodus verwendet werden kann. So können gemäß einer Ausführungsform, und wie mit Bezug auf [Fig. 9](#) beschrieben, Bilddaten für den ROI-Betriebsmodus **208** unter Verwendung des Schleifenfilters **29** der Schleifenfilteranordnung **250** erhalten werden, und die Schleifenfilteranordnung **250** kann in Z-Richtung so versetzt sein, dass der zweite Schleifenfilter **252** zwischen dem Fokalpunkt **100** und der Detektoranordnung **18** angeordnet ist, um im Voll-FOV-Betriebsmodus **200** arbeiten zu können.

[0048] Wie in [Fig. 11](#) dargestellt, weist ein Paket-/Gepäckuntersuchungssystem **500** eine rotierbare Gantry **502** mit einer Öffnung **504** auf, durch die hindurch Pakete oder Gepäckstücke geführt werden können. Die rotierbare Gantry **502** beherbergt eine hochfrequente elektromagnetische Energiequelle **506** ebenso wie eine Detektoranordnung **508** mit Szintillator-Arrays, die aus Szintillatorzellen bestehen, die denen ähnlich sind, die in [Fig. 1](#) und [Fig. 2](#) dargestellt sind. Ein Transportsystem **510** ist ebenfalls vorgesehen und weist ein Förderband **512** auf, das von einer Struktur **514** getragen wird, um Pakete oder Gepäckstücke automatisch und kontinuierlich durch die Öffnung **504** zu führen, um sie zu scannen bzw. abzutasten. Objekte **516** werden von einem Förderband **512** in die Öffnung **504** eingeführt, dann werden Bilddaten erfasst, und dann bringt das Förderband **512** die Pakete **516** auf gesteuerte und kontinuierliche Weise aus der Öffnung **504** hinaus. Infolgedessen können Postkontrolleure, Gepäckabfer-

tiger und anderes Sicherheitspersonal den Inhalt der Pakete **516** nicht-invasiv nach Sprengstoffen, Messern, Schusswaffen, Schmuggelware usw. durchsuchen.

[0049] Ein technischer Beitrag des offenbarten Verfahrens und der offenbarten Vorrichtung besteht darin, dass ein Computerimplementiertes Verfahren und eine entsprechende Vorrichtung geschaffen werden, mit denen eine Dosisverringerung bei bildgebenden Verfahren möglich ist.

[0050] Ein Fachmann wird erkennen, dass Ausführungsformen der Erfindung an ein Computer-lesbares Medium, auf dem ein Computerprogramm gespeichert ist, angeschlossen werden und von diesem gesteuert werden können. Das Computer-lesbare Speichermedium beinhaltet eine Mehrzahl von Komponenten wie eine oder mehrere elektronische Komponenten, Hardware-Komponenten und/oder Computersoftware-Komponenten. Diese Komponenten können eines oder mehrere Computer-lesbare Speichermedien beinhalten, die allgemein Befehle speichern, wie Software, Firmware und/oder Assembliersprache zur Ausführung eines oder mehrerer Abschnitte einer oder mehrerer Implementierungen oder Ausführungsformen einer Sequenz. Diese Computer-lesbaren Speichermedien sind allgemein nicht-flüchtig und/oder greifbar. Beispiele für ein solches Computer-lesbares Speichermedium sind ein beschreibbares Datenspeichermedium eines Computers und/oder einer Speichervorrichtung. Das Computer-lesbare Speichermedium kann beispielsweise eines oder mehrere der Folgenden beinhalten: magnetische, elektrische, optische, biologische und/oder atomische Datenspeichermedien. Ferner können diese Medien beispielsweise die Form von Floppy-Disks, Magnetbändern, CD-ROMs, DVD-ROMs, Festplatten-Laufwerken und/oder elektronischen Speichern haben. Andere Formen nicht-flüchtiger und/oder greifbarer Computer-lesbarer Medien, die hier nicht aufgeführt sind, können mit Ausführungsformen der Erfindung verwendet werden.

[0051] Eine Anzahl dieser Komponenten kann in einer Implementierung eines Systems kombiniert oder geteilt werden. Ferner können diese Komponenten einen Satz und/oder eine Reihe von Computerbefehlen beinhalten, die in einer beliebigen von einer Anzahl von Programmiersprachen geschrieben oder implementiert sind, wie der Fachmann erkennen wird. Außerdem können auch andere Formen von Computer-lesbaren Medien, beispielsweise Trägerwellen, verwendet werden, um ein Computerdatensignal zu verwirklichen, das eine Sequenz von Befehlen darstellt, die, wenn sie von einem oder mehreren Computern ausgeführt werden, bewirken, dass einer oder mehrere Abschnitte einer oder mehrerer Implementierungen oder Ausführungsformen einer Sequenz ausgeführt werden.

[0052] Gemäß einer Ausführungsform der Erfindung weist ein CT-System eine rotierbare Gantry mit einer Öffnung, die ein Objekt aufnimmt, das abgetastet werden soll, eine Röntgenstrahlungsquelle, die so gestaltet ist, dass sie ein Röntgenstrahlenbündel auf das Objekt projiziert, ein Detektor-Array, das eine Breite in einer Schichtrichtung aufweist und das so gestaltet ist, dass es Röntgenstrahlen erfasst, die das Objekt durchleuchten, und ein erstes Schleifenfilter auf, das zwischen der Röntgenstrahlungsquelle und der Öffnung angeordnet ist. Das erste Schleifenfilter weist auf: eine erste Röntgenstrahlung-Filterregion, die so angeordnet ist, dass sie Röntgenstrahlen abschwächt, die durch einen Isokanal des Detektor-Arrays verlaufen; eine zweite Röntgenstrahlung-Filterregion, die so angeordnet ist, dass sie Röntgenstrahlen abschwächt, die durch Kanäle des Detektor-Arrays verlaufen, die in einer Kanalrichtung exzentrisch zum Isokanal angeordnet sind; und ein Röntgenstrahlen dämpfendes Material, das so positioniert werden kann, dass es die Röntgenstrahlen abschwächt, die durch die Kanäle des Detektor-Arrays verlaufen, die exzentrisch zum Isokanal angeordnet sind. Das CT-System weist auch ein Datenerfassungssystem (DAS), das mit dem Detektor-Array verbunden ist und so gestaltet ist, dass es Ausgangssignale vom Detektor-Array empfängt, und einen Computer auf, der so programmiert ist, dass er Projektionen von Bilddaten des Objekts vom DAS empfängt und ein Bild des Objekts unter Verwendung der Bilddaten erzeugt.

[0053] Gemäß einem anderen Aspekt der Erfindung beinhaltet ein Verfahren zur CT-Bildgebung das Projizieren eines Röntgenstrahlenbündels durch einen mittleren bzw. innen liegenden Abschnitt eines Schleifenfilters und auf einen mittleren Abschnitt eines Detektor-Arrays, der einen Isokanal des Detektor-Arrays enthält, und das Projizieren des Röntgenstrahlenbündels durch einen ersten, nicht innen liegenden Abschnitt des Schleifenfilters zu einem ersten, nicht innen liegenden Abschnitt des Detektor-Arrays, wobei der erste, nicht innen liegende Abschnitt des Schleifenfilters in einer Kanalrichtung zum mittleren Abschnitt des Schleifenfilters versetzt ist, und wobei an dem ersten, nicht innen liegenden Abschnitt des Schleifenfilters ein Röntgenstrahlung dämpfendes Material befestigt ist.

[0054] Eine weitere Ausführungsform der Erfindung betrifft ein nicht-flüchtiges, Computer-lesbares Speichermedium, auf dem ein Computerprogramm gespeichert ist, das Befehle enthält, die, wenn sie von einem Computer ausgeführt werden, bewirken, dass der Computer: Röntgenbilddaten abfrägt, die in einem Detektor aufgrund von Röntgenstrahlen erzeugt werden, die durch eine mittlere Region eines ersten Abschnitts eines Schleifenfilters hindurch verlaufen, die eine erste zu untersuchende Region (ROI) definiert und einen Isokanal des Detektors enthält; Rönt-

genbilddaten abfrägt, die in dem Detektor aufgrund von Röntgenstrahlen erzeugt werden, die durch zwei Regionen des ersten Abschnitts des Schleifenfilters hindurch verlaufen, wobei die zwei Regionen in entgegengesetzten Kanalrichtungen zum Isokanal versetzt sind, und wobei die Röntgenbilddaten aus den beiden Regionen des Schleifenfilters aufgrund von Röntgenstrahlen erzeugt werden, die durch ein Röntgenstrahlung dämpfendes Material hindurch verlaufen, bei dem es sich um ein Material handelt, das sich von dem Material des Schleifenfilters unterscheidet; und unter Verwendung der Röntgenbilddaten ein Bild erzeugt.

[0055] In der obigen Beschreibung werden Beispiele verwendet, um die Erfindung einschließlich der bestehen Weise zu offenbaren, und auch, um Fachleute in die Lage zu versetzen, die Erfindung in die Praxis umzusetzen, wozu auch die Herstellung und Verwendung von Vorrichtungen und Systemen und die Durchführung zugehöriger Verfahren gehört. Der Schutzbereich der Erfindung wird von den Ansprüchen definiert und kann andere Beispiele umfassen, die einem Fachmann einfallen mögen. Diese anderen Beispiele sollen im Bereich der Ansprüche eingeschlossen sein, wenn sie strukturelle Elemente aufweisen, die sich vom Wortlaut der Ansprüche nicht unterscheiden, oder wenn sie gleichwertige strukturelle Elemente aufweisen, die sich vom Wortlaut der Ansprüche kaum unterscheiden.

[0056] Ein CT-System **10** weist eine Röntgenstrahlungsquelle **14**, die so gestaltet ist, dass sie ein Röntgenstrahlenbündel **16** in Richtung auf ein Objekt **22** projiziert, ein Detektor-Array **18** und ein Schleifenfilter **29** auf. Das Schleifenfilter **29** weist auf: eine erste Röntgenstrahlung-Filterregion **102**, die so positioniert ist, dass sie Röntgenstrahlen **120** dämpft, die durch einen Isokanal **124** des Detektor-Arrays **18** verlaufen; eine zweite Röntgenstrahlung-Filterregion **104**, die so positioniert ist, dass sie Röntgenstrahlen **112** dämpft, die durch Kanäle des Detektor-Arrays **18** verlaufen, die in einer Kanalrichtung **130** exzentrisch zum Isokanal **124** angeordnet sind; und ein Röntgenstrahlung dämpfendes Material **110**, das so positioniert werden kann, dass es die Röntgenstrahlen **112** dämpft, die durch die Kanäle des Detektor-Arrays **18** verlaufen, die in der Kanalrichtung **130** exzentrisch zum Isokanal **124** angeordnet sind. Das CT-System **10** weist außerdem ein Datenerfassungssystem (DAS) **32**, das mit dem Detektor-Array **18** verbunden ist und so gestaltet ist, dass es Ausgangssignale vom Detektor-Array **18** empfängt, und einen Computer **36** auf, der so programmiert ist, dass er Projektionen von Bilddaten des Objekts empfängt und ein Bild des Objekts **22** unter Verwendung der Bilddaten erzeugt.

Patentansprüche

1. CT-System (10), aufweisend:
eine rotierbare Gantry (12) mit einer Öffnung (48) zur Aufnahme eines Objekts (22), das abgetastet werden soll;
eine Röntgenstrahlungsquelle (14), die so gestaltet ist, dass sie ein Bündel aus Röntgenstrahlen (16) auf das Objekt (22) projiziert;
ein Detektor-Array (18) mit einer Breite (210) in einer Schichtrichtung (21), das so gestaltet ist, dass es Röntgenstrahlen (16) erfasst, die das Objekt (22) durchleuchten;
ein erstes Schleifenfilter (29), das zwischen der Röntgenstrahlungsquelle (14) und der Öffnung (48) angeordnet ist, wobei das erste Schleifenfilter (29) aufweist:
eine erste Röntgenstrahlung-Filterregion (102), die so angeordnet ist, dass sie Röntgenstrahlen (120) abschwächt, die durch einen Isokanal (124) des Detektor-Arrays (18) verlaufen;
eine zweite Röntgenstrahlung-Filterregion (104), die so angeordnet ist, dass sie Röntgenstrahlen (112) abschwächt, die durch Kanäle des Detektor-Arrays (18) verlaufen, die in einer Kanalrichtung (130) exzentrisch zum Isokanal (124) angeordnet sind; und
ein Röntgenstrahlung dämpfendes Material (110), das so positioniert werden kann, dass es Röntgenstrahlen (112) dämpft, die durch die Kanäle des Detektor-Arrays (18) verlaufen, die in der Kanalrichtung (130) exzentrisch zum Isokanal (124) angeordnet sind;
ein Datenerfassungssystem (DAS) (32), das mit dem Detektor-Array (18) verbunden ist und so gestaltet ist, dass es Ausgangssignale vom Detektor-Array (18) aufnimmt; und
einen Computer (36), der so programmiert ist, dass er:
Projektionen von Bilddaten des Objekts vom DAS (32) übernimmt; und
ein Bild des Objekts (22) unter Verwendung der Bilddaten erzeugt.
2. CT-System (10) nach Anspruch 1, wobei das Röntgenstrahlung dämpfende Material (110) in der zweiten Röntgenstrahlung-Filterregion (104) befestigt ist.
3. CT-System (10) nach Anspruch 1, wobei das Röntgenstrahlung dämpfende Material (110) über einen Controller (28) dynamisch in der mindestens einen Kanalrichtung (130) angeordnet werden kann.
4. CT-System (10) nach Anspruch 1, wobei das Röntgenstrahlung dämpfende Material (110) eine Röntgenstrahlungsdämpfung pro Dickeneinheit aufweist, die größer ist als die Röntgenstrahlungsdämpfung pro Dickeneinheit des ersten Schleifenfilters (29).

5. CT-System (10) nach Anspruch 1, wobei die erste Röntgenstrahlung-Filterregion (102) ferner als eine Region definiert ist, durch die hindurch Röntgenstrahlen zum Detektor-Array verlaufen, und zwar zwischen:

einer ersten Abgrenzung (126) des Detektor-Arrays (18), die in einer ersten Kanalrichtung (130) entfernt vom Isokanal (124) angeordnet ist; und
einer zweiten Abgrenzung (128) des Detektor-Arrays (18), die in einer zweiten Kanalrichtung (132), die der ersten Kanalrichtung (130) entgegengesetzt ist, entfernt vom Isokanal (124) angeordnet ist.

6. CT-System (10) nach Anspruch 5, wobei die ersten und zweiten Abgrenzungsregionen (126, 128) einer zu untersuchenden Region (ROI) (62) des Objekts (22), das abgebildet werden soll, entsprechen.

7. CT-System (10) nach Anspruch 6, wobei der Computer (36) so programmiert ist, dass er:
Signale, die außerhalb der ROI (62) gemessen werden und die von Röntgenstrahlen (112) erhalten werden, die durch das Röntgenstrahlung dämpfende Material (110) hindurch verlaufen, einer Tiefpassfilterung unterzieht; und
fehlende Signale schätzt, die aufgrund von fehlenden Detektormodulen außerhalb der ROI (162) auftreten.

8. CT-System (10) nach Anspruch 5, wobei die zweite Röntgenstrahlung-Filterregion (104) ferner als eine Region definiert ist, durch die hindurch Röntgenstrahlen zum Detektor-Array verlaufen und die Folgendes aufweist:

eine erste Unterregion (114) des Detektor-Arrays (18), die sich von der ersten Abgrenzung (126) in der ersten Kanalrichtung (130) weg vom Isokanal (124) erstreckt; und
eine zweite Unterregion (118) des Detektor-Arrays (18), die sich von der zweiten Abgrenzung (128) in der zweiten Kanalrichtung (132) weg vom Isokanal (124) erstreckt.

9. CT-System (10) nach Anspruch 8, wobei die ersten und zweiten Unterregionen (114, 118) einen Abschnitt (164) des Detektor-Arrays (18) einschließen, die in einer Schichtrichtung (21) zu einer dritten Abgrenzung (158) zu einer mittleren Schicht des Detektor-Arrays (18) versetzt sind.

10. CT-System (10) nach Anspruch 9, wobei die ersten und zweiten Unterregionen (114, 118) in Bezug auf Detektormodule über Abschnitten der ersten und zweiten Unterregionen (114, 118) des Detektor-Arrays (18) ausgedünnt sind.

11. CT-System (10) nach Anspruch 1, aufweisend:
einen vor dem Patienten angeordneten Kollimator (27), der zwischen der Öffnung (48) und der Röntgenstrahlungsquelle (14) angeordnet ist und so gestaltet

ist, dass er Röntgenstrahlen (16) in einer Schichtrichtung (21) parallel richtet; ein zweites Schleifenfilter (252), das in der Schichtrichtung (21) zum ersten Schleifenfilter versetzt angeordnet ist; und einen Controller (28), der so gestaltet ist, dass er: eine Öffnung des vor dem Patienten angeordneten Kollimators in der Schichtrichtung (21) so verengt, dass Röntgenstrahlen (16) in einer ersten Breite, die geringer ist als die Breite des Detektor-Arrays (210) in der Z-Richtung (21), auf das Detektor-Array (18) auftreffen; und das Röntgenstrahlung dämpfende Material (110) neu positioniert, so dass es keine Röntgenstrahlen dämpft, die durch die Kanäle des Detektor-Arrays (18) verlaufen, die in der Kanalrichtung (130) exzentrisch zum Isokanal (124) angeordnet sind.

12. CT-System (10) nach Anspruch 11, wobei der Controller (28) so gestaltet ist, dass er die ersten und zweiten Schleifenfilter (29, 252) in einer Schichtrichtung (21) so verschiebt, dass die parallel gerichteten Röntgenstrahlen durch das zweite Schleifenfilter (252) verlaufen.

Es folgen 9 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

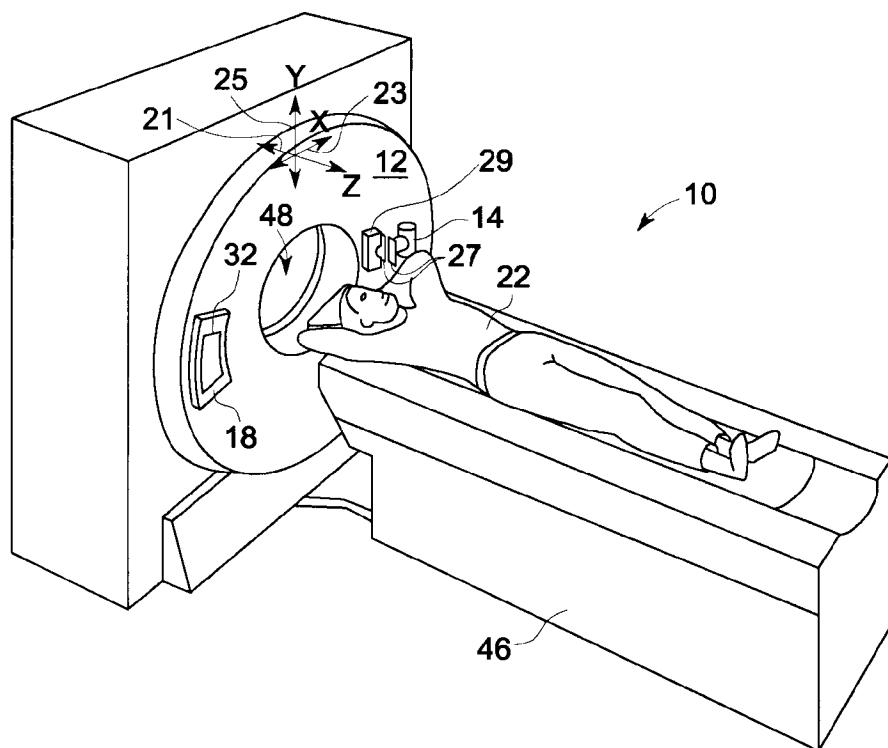


FIG. 1

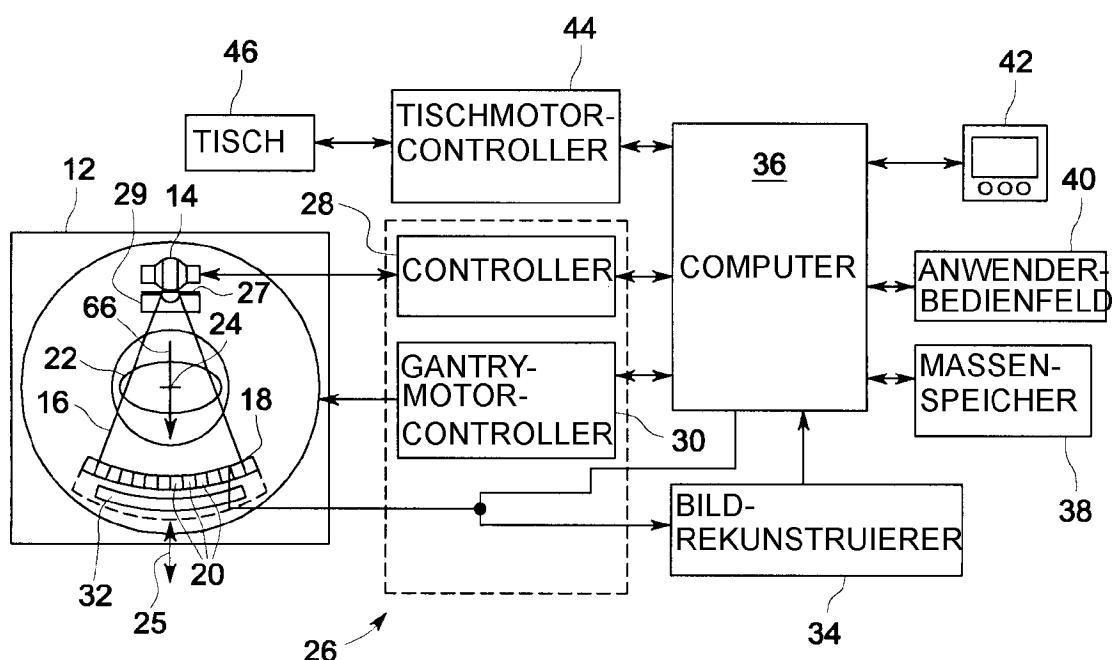


FIG. 2

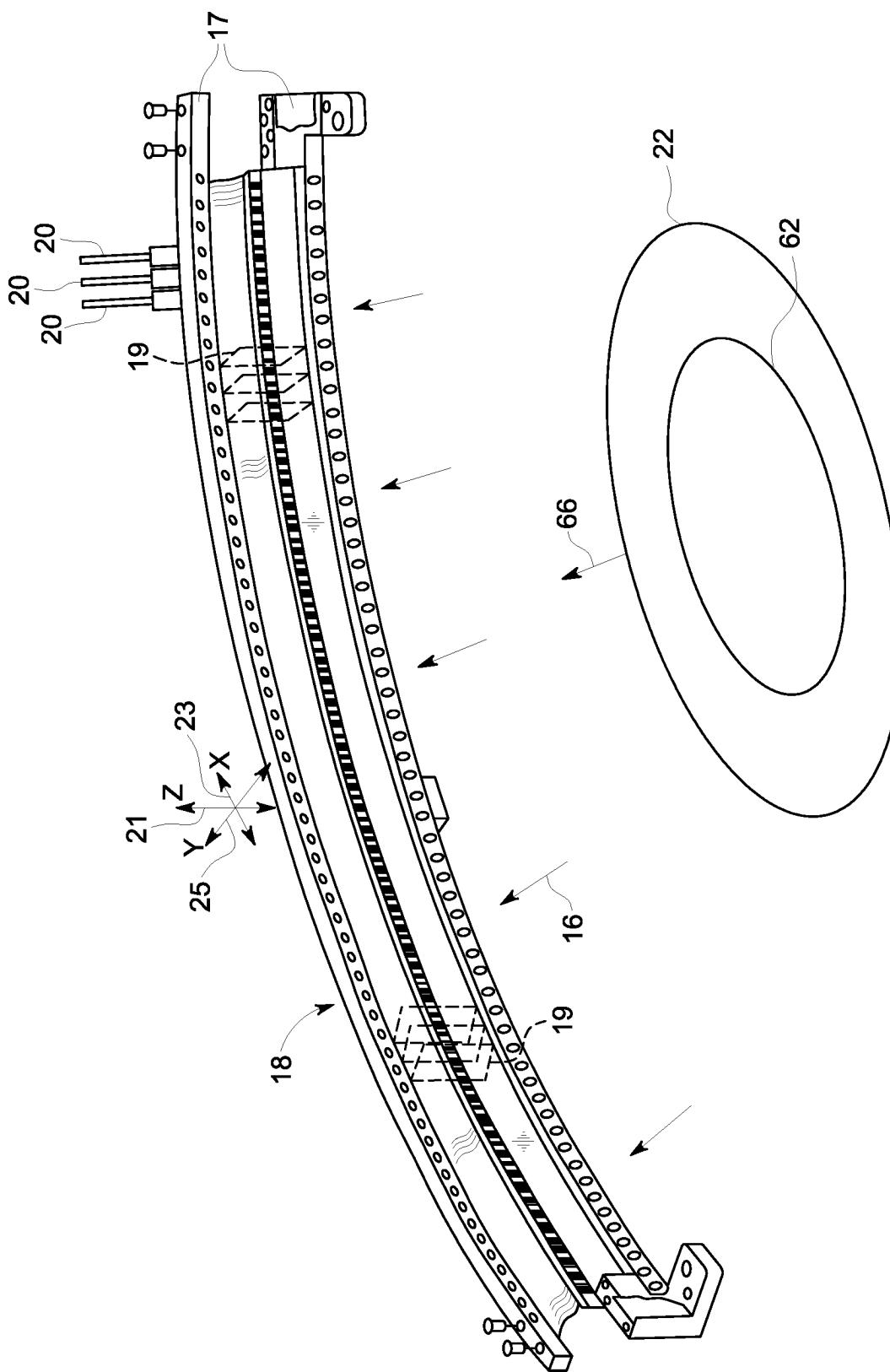


FIG. 3

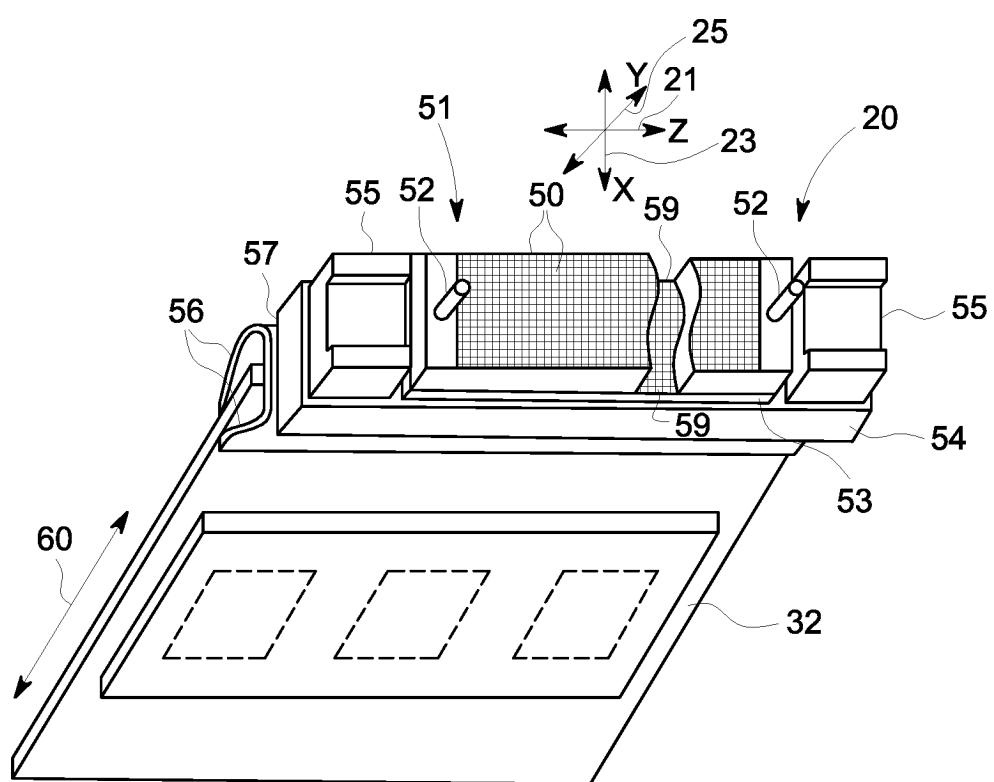


FIG. 4

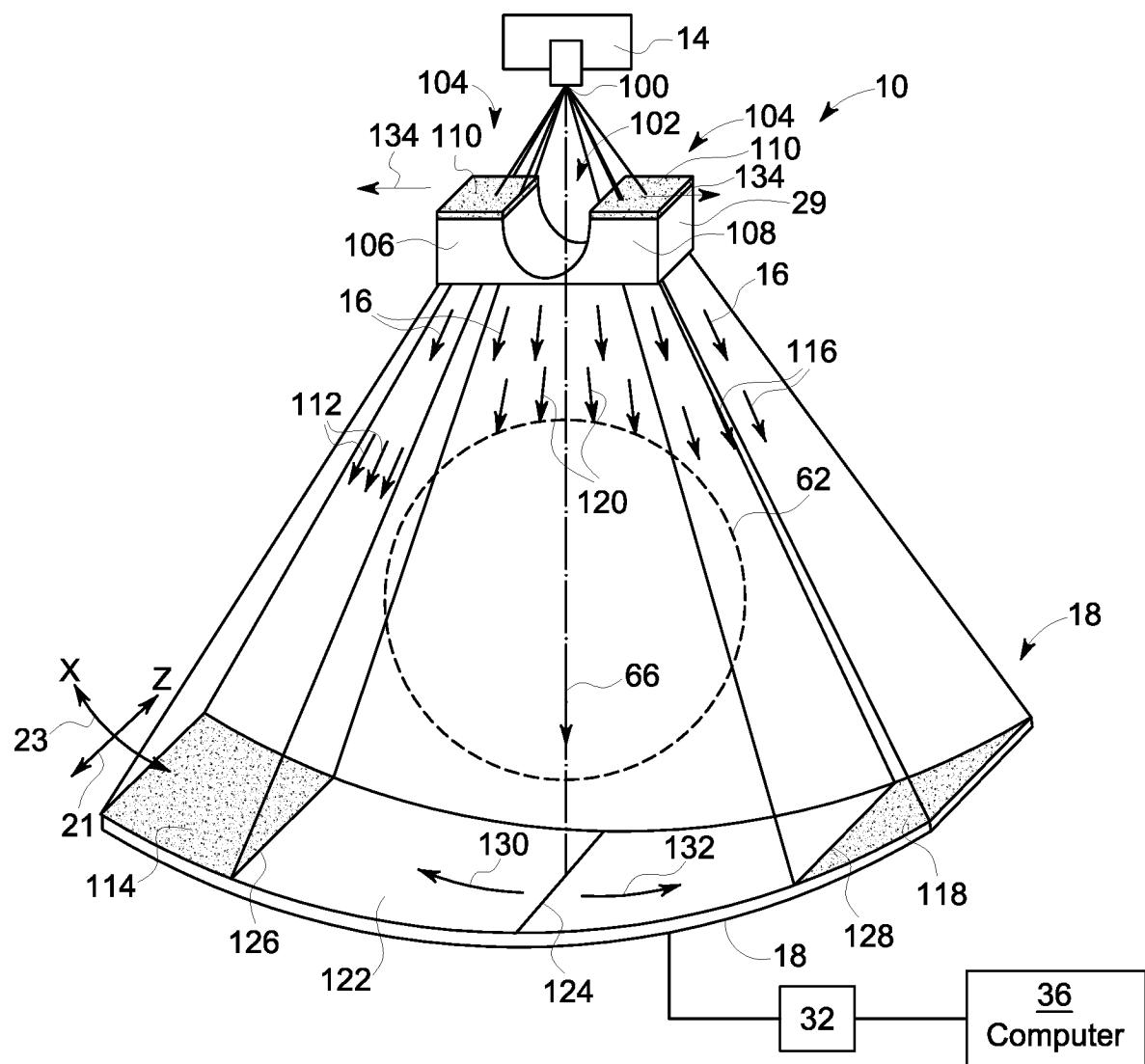


FIG. 5

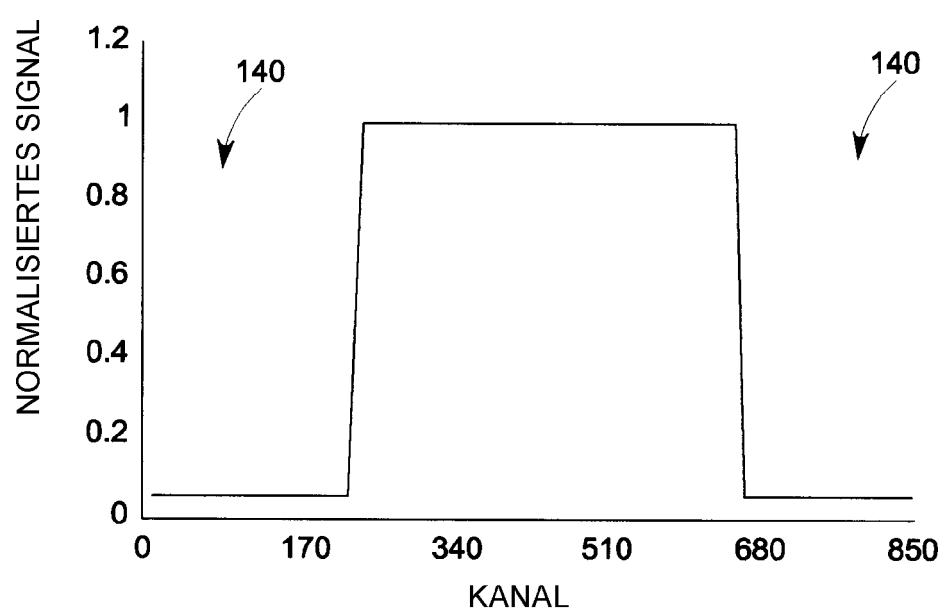


FIG. 6

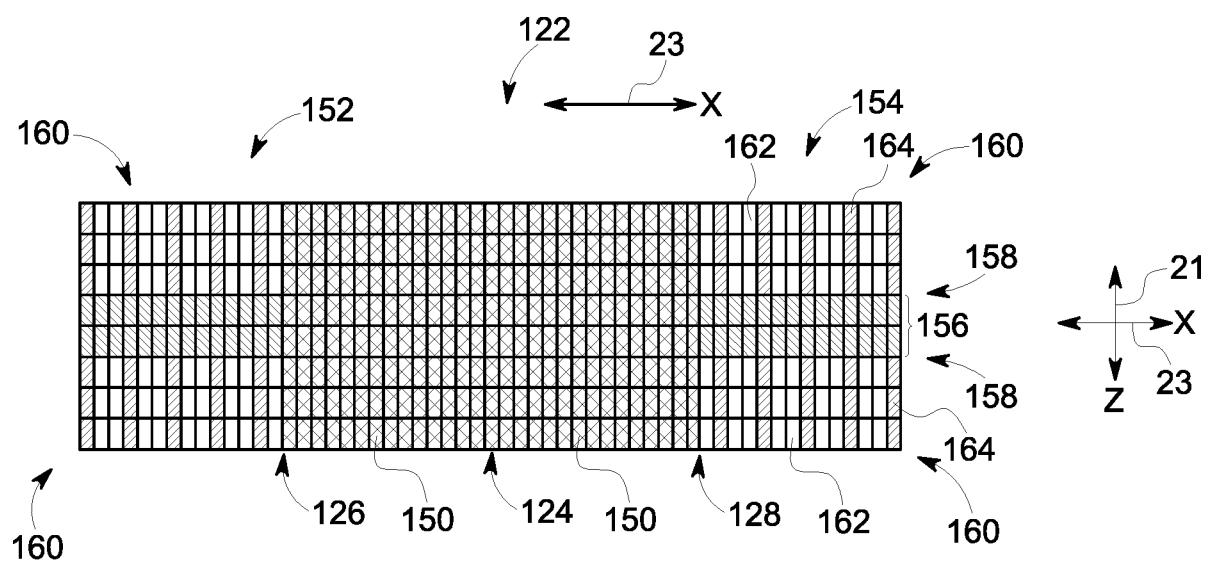


FIG. 7

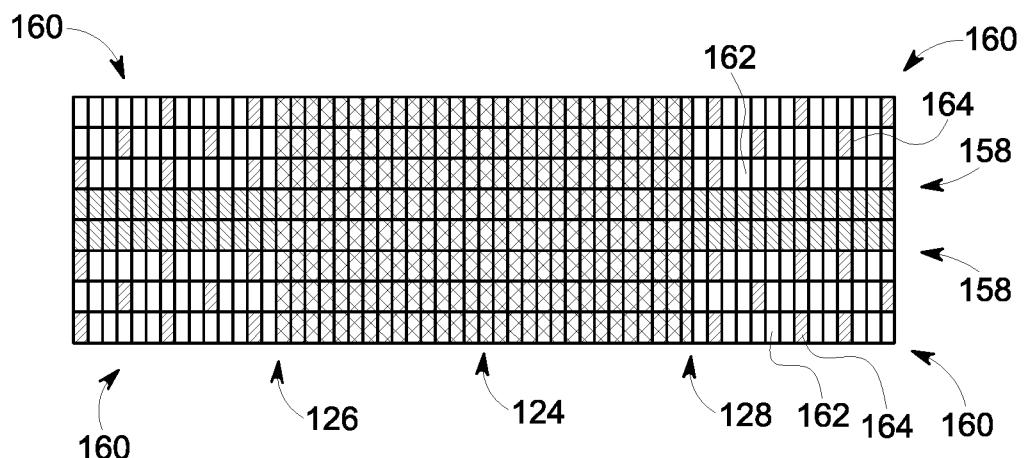


FIG. 8

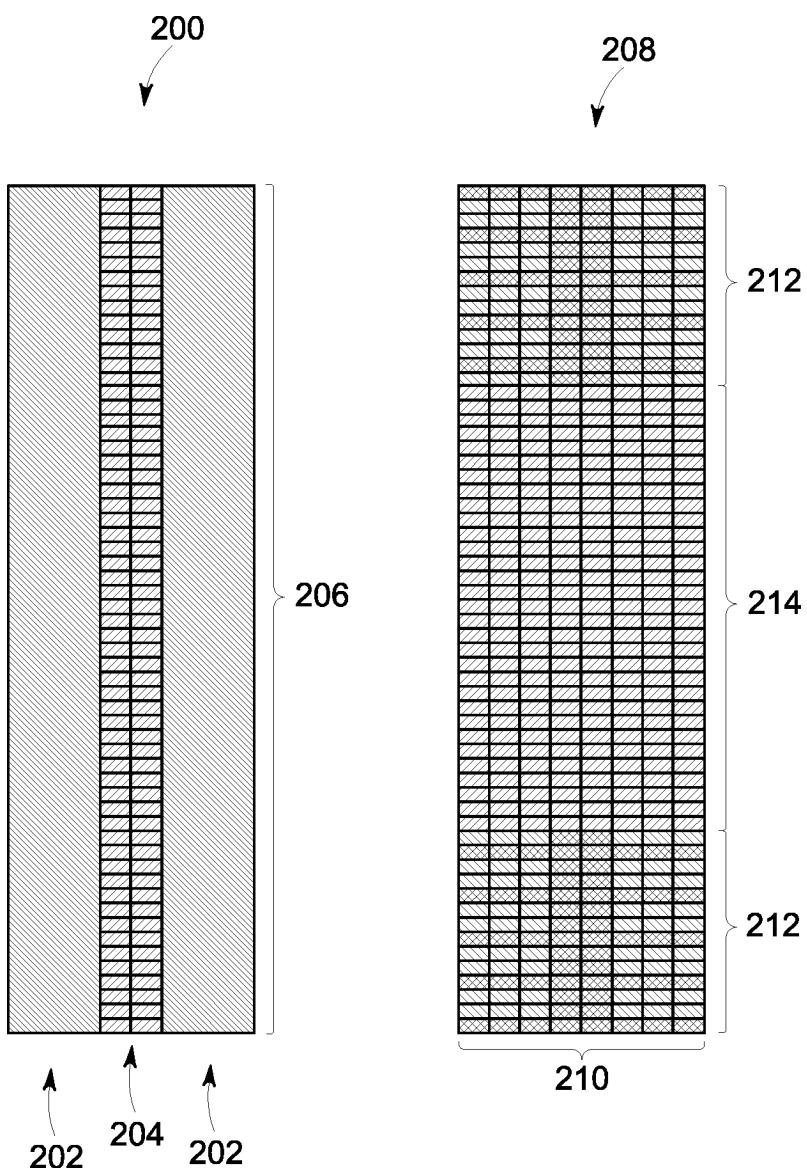


FIG. 9

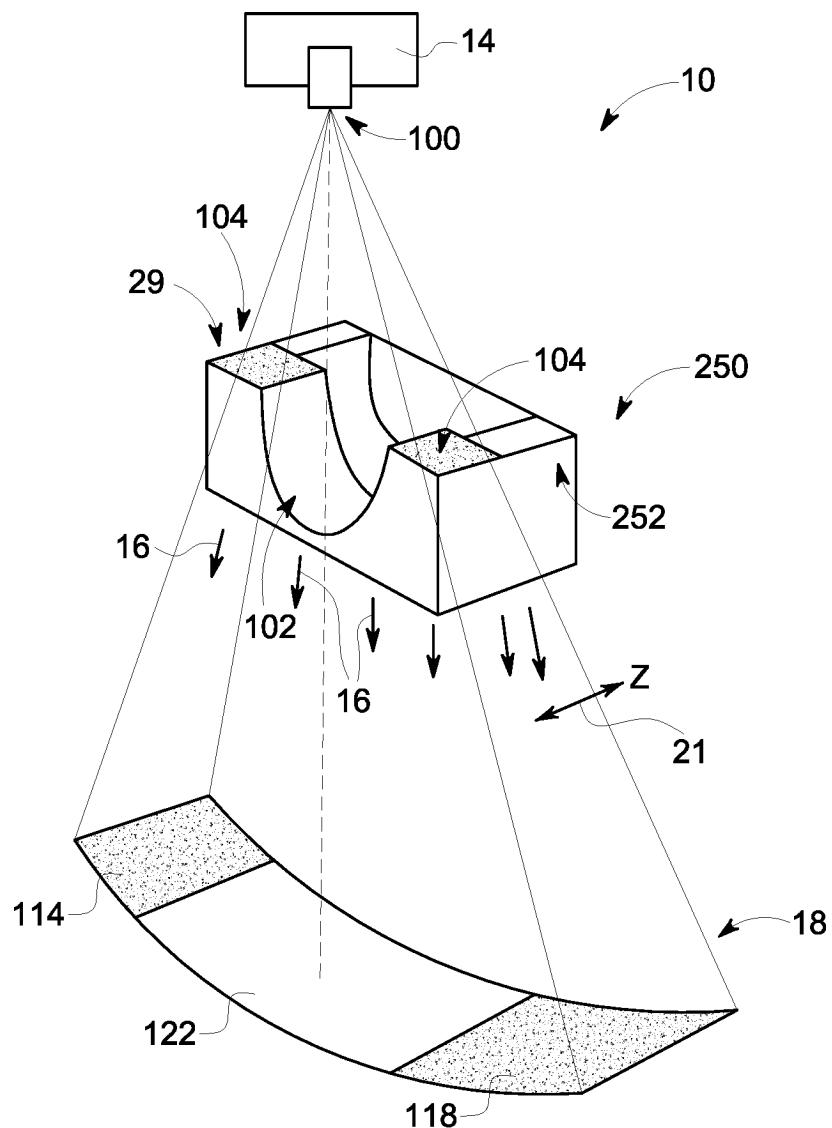


FIG. 10

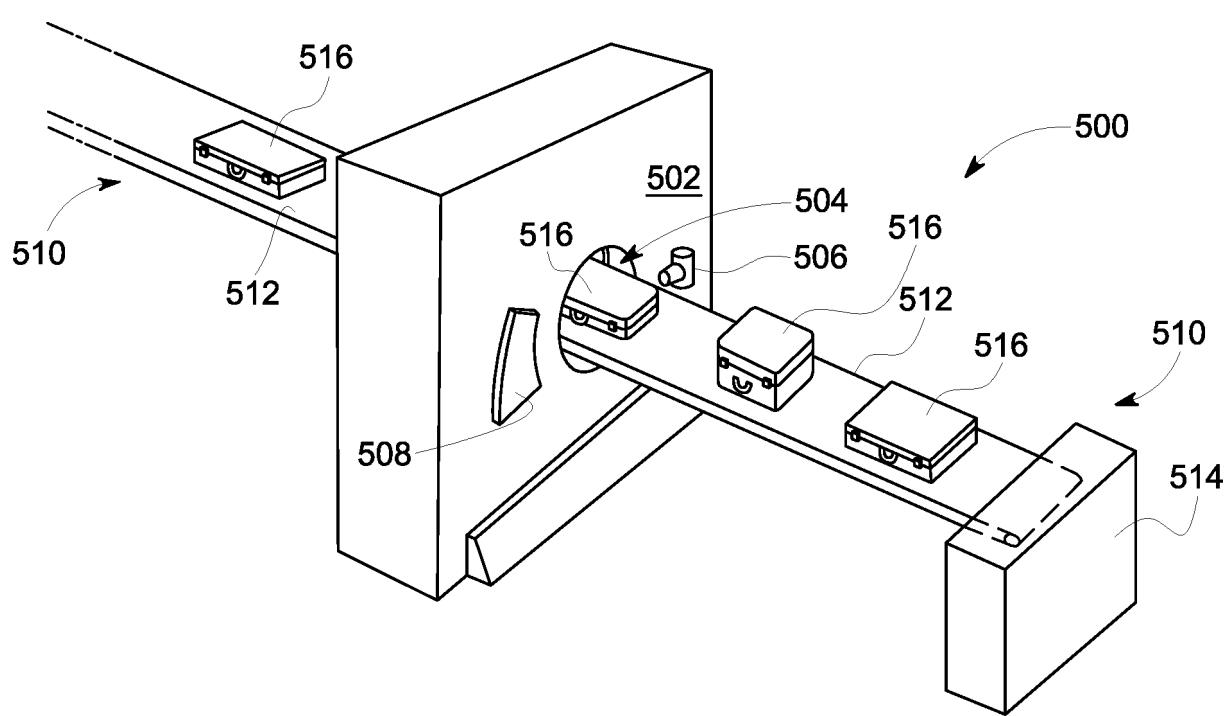


FIG. 11