



(10) **DE 10 2011 056 641 A1** 2012.06.28

(12) **Offenlegungsschrift**

(21) Aktenzeichen: **10 2011 056 641.4**
(22) Anmeldetag: **19.12.2011**
(43) Offenlegungstag: **28.06.2012**

(51) Int Cl.: **H05G 1/66** (2012.01)
H01J 35/30 (2012.01)
H01J 35/14 (2012.01)
H01J 35/10 (2012.01)
A61B 6/03 (2012.01)

(30) Unionspriorität:
12/976,950 **22.12.2010** **US**

(71) Anmelder:
General Electric Company, Schenectady, N.Y., US

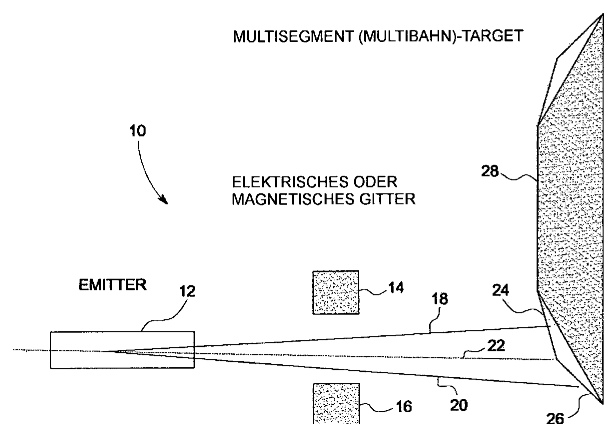
(74) Vertreter:
Rüger, Barthelt & Abel, 73728, Esslingen, DE

(72) Erfinder:
Sainath, Paavana, 53188, Waukesha, US; Xiaoye, Wu, 12309, New York, US; Yadava, Girijesh K., 53188, Waukesha, US

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

(54) Bezeichnung: **Anodentarget für eine Röntgenröhre und Verfahren zur Steuerung der Röntgenröhre**

(57) Zusammenfassung: Es sind Anodentargets für eine Röntgenröhre und Verfahren zur Steuerung von Röntgenröhren für Röntgensysteme geschaffen. Ein Röntgensystem (10) enthält einen Feldgenerator (14, 16), der eingerichtet ist, um ein Feld zu erzeugen, einen Elektronenstrahlgenerator (60), der eingerichtet ist, um einen in Richtung eines Targets gerichteten Elektronenstrahl zu erzeugen, und eine Spannungssteuereinrichtung (1228), die eingerichtet ist, um den Elektronenstrahlgenerator zu steuern, um einen Elektronenstrahl auf einem ersten Energieniveau (18) und einen Elektronenstrahl auf einem zweiten Energieniveau (20) zu erzeugen. Das Röntgensystem enthält ferner eine Feldgenerator-Steuereinrichtung auf, die eingerichtet ist, um ein Feld zu steuern, um wenigstens einen der Elektronenstrahlen abzulenken, wobei der Elektronenstrahl (22) auf dem ersten Energieniveau (18) auf das Target (28) an einer ersten Kontaktposition (24) auftrifft und der Elektronenstrahl (22) auf dem zweiten Energieniveau (20) auf das Target an einer zweiten Kontaktposition (26) auftrifft. Die erste Kontaktposition (24) und die zweite Kontaktposition (26) sind eingerichtet, um Röntgenstrahlen zu filtern.



Beschreibung**HINTERGRUND ZU DER ERFINDUNG**

[0001] Der hierin offenbarte Gegenstand betrifft allgemein Röntgenröhren, die in Bildgebungssystemen Verwendung finden, und insbesondere Röntgenröhren, die Röntgenstrahlen auf zwei verschiedenen Energieniveaus erzeugen.

[0002] In Computertomographie(CT)-Bildgebungssystemen emittiert typischerweise eine Röntgenstrahlquelle ein fächerförmiges Strahlbündel auf ein Subjekt oder ein Objekt, wie etwa einen Patienten oder ein Gepäckstück. Das Strahlbündel trifft, nachdem es durch das Subjekt geschwächt worden ist, auf ein Array von Strahlungsdetektoren auf. Die Intensität der an dem Detektorarray empfangenen Strahlung des Bündels ist typischerweise von der Abschwächung des Röntgenstrahls durch das Objekt abhängig. Jedes Detektorelement des Detektorarrays erzeugt ein gesondertes elektrisches Signal, das für den an jedem Detektorelement empfangenen geschwächten Strahl kennzeichnend ist. Die elektrischen Signale werden zur Analyse einem Datenverarbeitungssystem zugeführt, das schließlich ein Bild erzeugt.

[0003] Eine Materialzerlegung beinhaltet die Messung einer Röntgenstrahlenabsorptionseigenschaft eines Materials für zwei verschiedene Energieniveaus von Röntgenstrahlen. Es kann ein Dualenergie-Scannen verwendet werden, um diagnostische CT-Bilder zu erhalten, die die Kontrasttrennung innerhalb des Bildes durch die Verwendung von zwei Scanns bei unterschiedlichen chromatischen Energiezuständen verbessern. Es ist eine Reihe von Techniken bekannt, um ein Dualenergie-Scannen durchzuführen, wozu die zeitlich aufeinander folgende Akquisition zweier sog. Back-to-Back-Scanns gehört, wobei die Scanns zwei Umläufe um das Objekt erfordern, in denen die Röhre zum Beispiel bei Potentialen von 80 kVp und 140 kVp arbeitet. Alternativ ermöglicht die Zwei-Röhren/Zwei-Detektoren-Architektur eine gleichzeitige Akquisition von zwei Scanns, aber mit einer Phasendifferenz. Die Aufnahme gesonderter Scanns im Abstand von mehreren Sekunden zueinander führt zu einer Fehlregistrierung zwischen Datensätzen, die durch eine Patientenbewegung (sowohl externe Patientenbewegung als auch interne Organbewegung) hervorgerufen wird. Außerdem führt ein Zwei-Röhren/Zwei-Detektoren-System auch zu einer schlechten Registrierung von Daten, die bei zwei Energien akquiriert wurden, und sie bringt aufgrund der Akquisitionszeit- bzw. Phasendifferenz Artefakte ein.

KURZE BESCHREIBUNG DER ERFINDUNG

[0004] Gemäß einer Ausführungsform ist ein Röntgensystem geschaffen, das einen Feldgenerator, der eingerichtet ist, um ein Feld zu erzeugen, einen Elektronenstrahlgenerator, der eingerichtet ist, um einen in Richtung eines Targets gerichteten Elektronenstrahl zu erzeugen, und eine Spannungssteuerungseinrichtung enthält, die eingerichtet ist, um den Elektronenstrahlgenerator zu steuern, um einen Elektronenstrahl auf einem ersten Energieniveau und einen Elektronenstrahl auf einem zweiten Energieniveau zu erzeugen. Das Röntgensystem enthält ferner eine Feldgenerator-Steuerungseinrichtung, die eingerichtet ist, um ein Feld zu steuern, um wenigstens einen der Elektronenstrahlen abzulenken, wobei der Elektronenstrahl auf dem ersten Energieniveau auf dem Target an einer ersten Kontaktposition auftrifft und der Elektronenstrahl auf dem zweiten Energieniveau auf dem Target an einer zweiten Kontaktposition auftrifft. Das Target an der ersten Kontaktposition und an der zweiten Kontaktposition ist eingerichtet, um Röntgenstrahlen zu filtern.

[0005] Gemäß einer anderen Ausführungsform ist ein Verfahren zur Filterung eines Dualenergie-Röntgenstrahls geschaffen. Das Verfahren enthält ein Erzeugen eines Elektronenstrahls, Richten des erzeugten Elektronenstrahls in Richtung eines Targets und die Steuern der Spannung für den Elektronenstrahl, um einen Elektronenstrahl auf einem ersten Energieniveau und einen Elektronenstrahl auf einem zweiten Energieniveau zu erzeugen. Das Verfahren enthält ferner ein Erzeugen eines Feldes und die Steuern des erzeugten Feldes, um wenigstens einen der Elektronenstrahlen abzulenken, wobei der Elektronenstrahl auf dem ersten Energieniveau auf dem Target an einer ersten Kontaktposition auftrifft und der Elektronenstrahl auf dem zweiten Energieniveau auf dem Target an einer zweiten Kontaktposition auftrifft. Das Verfahren enthält ferner ein Filtern des an der ersten Kontaktposition erzeugten Röntgenstrahls unter Verwendung des Targets und ein Filtern des an der zweiten Kontaktposition erzeugten Röntgenstrahls unter Verwendung des Targets.

[0006] Gemäß einer noch weiteren Ausführungsform ist ein Target für eine Röntgenröhre geschaffen, das einen ersten Kontaktbereich und einen zweiten Kontaktbereich enthält, der sich von dem ersten Kontaktbereich unterscheidet. Der erste und der zweite Kontaktbereich sind aus unterschiedlichen Materialien ausgebildet oder sind unter unterschiedlichen Winkeln vorgesehen und eingerichtet, um unterschiedlich abgelenkte Elektronenstrahlen darauf aufzunehmen.

KURZE BESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN

[0007] **Fig. 1** veranschaulicht ein Multisegment- oder Multibahn-Target, das gemäß einer Ausführungsform ausgebildet ist, und unter Veranschaulichung verschiedener Elektronenstrahlen.

[0008] **Fig. 2** zeigt eine bildliche Darstellung einer Röntgenröhre, die eine Brennfleckablenkung zur Röntgen-Bildgebung gemäß einer Ausführungsform verwendet.

[0009] **Fig. 3** veranschaulicht eine Brennfleckablenkung in einer Röntgenröhre gemäß einer Ausführungsform.

[0010] **Fig. 4** veranschaulicht eine Brennfleckablenkung in einer Röntgenröhre mit einem vergrößerten Brennfleckabstand gemäß einer Ausführungsform.

[0011] **Fig. 5** veranschaulicht das Target einer Röntgenröhre mit Brennfleckablenkung, das mit einer z-Achse ausgerichtet ist, gemäß einer Ausführungsform.

[0012] **Fig. 6** veranschaulicht einen Radiographie-Betriebsmodus, der gemäß einer Ausführungsform durchgeführt wird.

[0013] **Fig. 7** veranschaulicht einen Tomosynthese-Betriebsmodus, der gemäß einer Ausführungsform durchgeführt wird.

[0014] **Fig. 8** veranschaulicht eine schwenkende Röntgenröhre während eines Tomosynthese-Betriebsmodus gemäß einer Ausführungsform.

[0015] **Fig. 9** zeigt ein Zeitdiagramm einer Nieder- und Hoch-kVp-Aufzeichnung gemäß einer Ausführungsform.

[0016] **Fig. 10** veranschaulicht eine Energieüberlappung in der Dualenergie-Computertomographie (CT) ohne Filterung.

[0017] **Fig. 11** veranschaulicht eine Reduktion der Energieüberlappung in der Dualenergie-CT gemäß einer Ausführungsform.

[0018] **Fig. 12** zeigt ein Blockdiagramm eines CT-Bildgebungssystems, das gemäß einer Ausführungsform aufgebaut ist.

[0019] **Fig. 13** zeigt eine perspektivische Ansicht eines Computertomographie-Bildgebungssystems, das gemäß einer Ausführungsform aufgebaut ist.

DETAILLIERTE BESCHREIBUNG
DER ERFINDUNG

[0020] Die vorherige Kurzbeschreibung sowie die folgende detaillierte Beschreibung bestimmter Ausführungsformen des hierin offenbarten Gegenstands werden besser verstanden, wenn sie in Verbindung mit den beigefügten Zeichnungen gelesen werden. In dem Maße, wie die Zeichnungen Diagramme von Funktionsblöcken verschiedener Ausführungsformen darstellen, kennzeichnen diese Funktionsblöcke nicht notwendigerweise die Unterteilung zwischen Hardwareschaltungen. Somit können beispielsweise einer oder mehrere Funktionsblöcke (z. B. Prozessoren oder Speicher) in einem einzelnen Stück Hardware (z. B. einem universalen Signalprozessor, einem Direktzugriffsspeicherblock, einer Festplatte oder dergleichen oder mehreren Hardwareteilen) oder in mehreren Hardwareteilen implementiert sein. In ähnlicher Weise können die Programme eigenständige Programme sein, können als Subroutinen in einem Betriebssystem eingebettet sein, können Funktionen in einem installierten Softwarepaket sein, und dergleichen. Es sollte verständlich sein, dass die verschiedenen Ausführungsformen weder auf die in den Zeichnungen dargestellten Anordnungen und Instrumente beschränkt sind, noch die Figuren notwendigerweise maßstabsgetreu gezeichnet sind.

[0021] Wie hierin verwendet, sollte es verständlich sein, dass ein Element oder Schritt, das/der in der Einzahl angegeben und dem das Wort „ein“ oder „eine“ vorangestellt ist, eine Mehrzahl dieser Elemente oder Schritte nicht ausschließt, es sei denn, dass ein derartiger Ausschluss explizit genannt ist. Ferner sollen Bezugnahmen auf „eine Ausführungsform“ des hierin offenbarten Gegenstands nicht derart interpretiert werden, als würden sie die Existenz weiterer Ausführungsformen, die ebenfalls die hier genannten Eigenschaften enthalten, ausschließend. Darüber hinaus können Ausführungsformen, die ein Element oder mehrere Elemente mit einer bestimmten Eigenschaft „aufweisen“ oder „haben“, zusätzliche solche Elemente enthalten, die diese Eigenschaft nicht aufweisen, es sei denn, dass das Gegenteil explizit genannt ist. Ebenso können in dem hierin offenbarten Gegenstand die Wörter „Target“ und „Anode“ gegeneinander austauschbar verwendet werden. Außerdem schließt die Angabe einer bestimmten Anzahl von Elementen keine Ausführungsformen aus, die mehr als die bestimmten Anzahl aufweisen, es sei denn, dass diese Anzahl weiter mit Worten wie „genau“ oder „nur“ bezeichnet ist. Ebenso können einzelne Merkmale in einer Ausführungsform weggelassen werden oder ein oder mehrere Merkmale von einer anderen Ausführungsform oder anderen Ausführungsformen kombiniert werden, um zusätzliche Ausführungsformen des hierin offenbarten Gegenstands hervorzubringen, sofern die Möglichkeit

nicht entweder explizit, logisch oder physisch ausgeschlossen ist.

[0022] Nachstehend sollen die Begriffe „Subjekt“ und „Objekt“ alles beinhalten, was abgebildet werden kann. Ebenso soll, wie hierin verwendet, die Phrase „Rekonstruieren eines Bildes“ keine Ausführungsformen des hierin offenbarten Gegenstands auszuschließen, in denen Daten, die ein Bild repräsentieren, zwar erzeugt werden, aber ein sichtbares Bild nicht erzeugt wird. Deshalb bezieht sich der Begriff „Bild“, wie er hierin verwendet wird, im weiten Sinne sowohl auf sichtbare Bilder als auch auf Daten, die ein sichtbares Bild repräsentieren. Viele Ausführungsformen erzeugen jedoch zumindest ein sichtbares Bild (oder sind eingerichtet, um es zu erzeugen). Außerdem ist es vorgesehen, dass, obwohl detailliert in einem medizinischen Rahmen der Computertomographie (CT) beschrieben, die Nutzen allen Bildgebungsmodalitäten zukommen, einschließlich z. B. Ultraschall, Magnetresonanzbildgebung (MRI), Elektronenstrahl-CT (EBCT), Positronen-Emissions-Tomography (PET), Einzel-Photonen-Emissions-Computertomographie (SPECT) und sowohl in medizinischen Umgebungen als auch in nichtmedizinischen Umgebungen, wie beispielsweise in einer industriellen Umgebung oder im Transportwesen, wie zum Beispiel, aber nicht darauf beschränkt, in CT-Systemen zum Gepäckscannen für einen Flughafen oder ein anderes Transportzentrum.

[0023] Verschiedene Ausführungsformen können in Verbindung mit unterschiedlichen Arten von Bildgebungssystemen implementiert sein. Zum Beispiel können verschiedene Ausführungsformen in Verbindung mit einem CT-Bildgebungssystem implementiert sein, bei dem eine Röntgenquelle unter Verwendung einer Brennfleckablenkung (es können mehrere Brennflecke vorgesehen sein) ein fächerförmiges Strahlbündel projiziert, das kollimiert wird, um in einer X-Y-Ebene eines kartesischen Koordinatensystems zu liegen, die allgemein als „Bildgebungsebene“ bezeichnet wird. Der Röntgenstrahl durchdringt ein abgebildetes Objekt, wie einen Patienten, Der Strahl trifft, nachdem er durch das Objekt geschwächt worden ist, auf ein Array von Strahlungsdetektoren auf. Die Intensität der an dem Detektorarray empfangen abgeschwächten Strahlung ist von der Schwächung eines Röntgenstrahls durch das Objekt abhängig. Jedes Detektorelement des Arrays erzeugt ein gesondertes elektrisches Signal, das ein Maß für die Strahlintensität an der Detektorstelle darstellt. Die Intensitätsmessungen von allen Detektoren werden gesondert akquiriert, um ein Transmissionsprofil zu erzeugen.

[0024] In CT-Systemen werden die Röntgenstrahlquelle und das Detektorarray innerhalb einer Bildgebungsebene und rings um das abzubildende Objekt mit einer Gantry gedreht, so dass sich der Winkel,

unter dem der Röntgenstrahl das Objekt schneidet, ständig ändert. Eine vollständige Gantrydrehung erfolgt, wenn die Gantry eine vollständige 360 Grad Umdrehung vollendet. In einem Axialscann (z. B. einem sog. Step-and-Shoot-(Vorrücken-und-Feuern-) Axialscann) werden die Projektionsdaten verarbeitet, um ein Bild zu konstruieren, das einer durch das Objekt hindurch aufgenommenen zweidimensionalen Schicht entspricht. Ein Verfahren zur Rekonstruktion eines Bildes aus einem Satz Projektionsdaten wird in der Technik als gefiltertes Rückprojektionsverfahren bezeichnet. Dieser Prozess setzt die Abschwächungsmessdaten von einem Scann in Ganzzahlen um, die als „CT-Zahlen“ oder „Hounsfield-Einheiten“ (HE) bezeichnet werden und die verwendet werden, um die Helligkeit eines zugehörigen Pixels auf einem Kathodenstrahlröhrenbildschirm zu steuern.

[0025] Um die Gesamtscannzeit zu reduzieren, kann ein „Spiral“-Scann durchgeführt werden. Um einen „Spiral“-Scann durchzuführen, wird ein Patient oder Objekt (z. B. Gepäckstück) bewegt, während die Daten für eine vorgeschriebene Anzahl von Schichten erfasst werden. Solch ein System erzeugt aus einem Fächerstrahl-Spiralscann eine einzelne Spirale. Die durch den Fächerstrahl abgebildete Spirale ergibt Projektionsdaten, von denen ausgehend Bilder in jeder vorgeschriebenen Schicht rekonstruiert werden können.

[0026] Die Rekonstruktionsalgorithmen für das Spiralscannen setzen gewöhnlich Spiral-Gewichtungs-algorithmen ein, welche die akquirierten Daten als Funktion des Sichtwinkels und des Detektorkanalindex gewichten. Insbesondere werden vor einem gefilterten Rückprojektionsprozess die Daten gemäß einem Spiral-Gewichtungsfaktor gewichtet, der eine Funktion sowohl des Ansichtswinkels als auch des Detektorwinkels ist. Die gewichteten Daten werden dann verarbeitet, um CT-Zahlen zu erzeugen und um ein Bild, das einer durch das Objekt aufgenommenen zweidimensionalen Schicht entspricht, zu rekonstruieren.

[0027] [Fig. 1](#) veranschaulicht ein Multisegment oder Multibahn-Targetsystem **10** mit unterschiedlichen Elektronenstrahlen, die gemäß einer Ausführungsform erzeugt werden. Die veranschaulichte Ausführungsform kann mit einer Röntgenquelle und einem schnellen Umschalten der Spitzen-Kilovoltspannung (kVp) zusammen mit synchronisiertem Umschalten des Feldes, um den Elektronenstrahl auf unterschiedliche Brennflecke zu fokussieren, verwendet werden. Der Röntgengenerator kann ein schnelles kVp-Umschalten für eine Röntgenröhre erbringen, wobei ein elektrisches oder magnetisches Gitter eine Ablenkung der Elektronenstrahlen erzielt.

[0028] In verschiedenen Ausführungsformen wird ein Elektronenstrahl an einem Emitter **12** erzeugt und mittels Felder, die bei **104**, **106**, z. B. durch ein elektrisches oder magnetisches Gitter, erzeugt werden, abgelenkt. In einer Ausführungsform wird ein Elektronenstrahlbündel **18** mit einer niedrigen kVp abgelenkt, um mit einem Target (einer Anode) **28** in einem Bereich **26**, der einen Brennfleck oder eine erste Kontaktposition definieren kann, in Wechselwirkung zu treten. Beispielsweise kann ein 80 kVp-Elektronenstrahl abgelenkt werden, um auf einer Anode **28** in dem Bereich **26** aufzutreffen. Zusätzlich wird ein Elektronenstrahlbündel **20** mit einer höheren kVp abgelenkt, um mit dem Target (der Anode) **28** in einem Bereich **24**, der einen Brennfleck oder eine zweite Kontaktposition definieren kann, wechselzuwirken. Beispielsweise kann ein 140 kVp-Elektronenstrahl abgelenkt werden, um auf der Anode **28** in einem Bereich **24** aufzutreffen. Es sollte beachtet werden, dass die Elektronenstrahlen **18** und **20** bei einem beliebigen kVp-Niveau bereitgestellt werden können und dass sie bezüglich der Achse **22** abgelenkt werden.

[0029] Das System **10** kann beispielsweise zur Durchführung einer Materialzerlegung (Materialdekomposition) in einem dualmonoenergetischen Röntgensystem verwendet werden. In verschiedenen Ausführungsformen wird eine Materialzerlegung erzielt, indem zwei Röntgen-Energiespektren so aufgetrennt werden, dass eine geringere Überlappung zwischen dem niederenergetischen Röntgenstrahl und dem hochenergetischen Röntgenstrahl vorliegen würde. Entsprechend kann das System **10** einen Dualenergie-Betrieb unter Verwendung geeigneter Targetwinkel und/oder eines geeigneten Targetmaterials oder einer Kombination aus Targetwinkel und Targetmaterial ergeben.

[0030] Die Dualbahn- oder Segmentbahn-Anode kann in einer von mehreren unterschiedlichen Konfigurationen vorgesehen sein, die differentielle Filterung oder Röhrenaussgangsspektren zwischen den hohen und den niedrigen Energien ermöglichen. Die Niederenergie-Röntgenstrahlen in einer schnell geschalteten Dualenergie-Akquisition sind auf den Abschnitt des Targets oder der Brennfleckbahn fokussiert, der die Niederenergie-Röntgenstrahlen bei einer verringerten oder minimalen Selbstfilterung erhält. Dies kann unter Verwendung einer Brennfleckbahn mit einem größeren Winkel oder durch Reduktion des Ausmaßes der Filterung von Materialien mit hohem z-Wert erreicht werden, indem die Dicke des Filtermaterials auf der Brennfleckbahn verändert wird, wobei ein Material „mit hohem z-Wert“ ein Material mit einer höheren Atommasse sein kann.

[0031] Die Röntgenstrahlen höherer Energie in schnell geschalteten Dualenergie-Akquisitionen werden auf den Abschnitt des Targets oder der Brenn-

fleckbahn abgelenkt oder fokussiert, der eine höhere oder maximale Filterung der niedrigeren Energien (die das Niederenergie-Spektrum überlappen) ermöglicht. Dies kann durch Verwendung einer Brennfleckbahn mit einem kleineren Winkel oder durch eine Erhöhung des Ausmaßes der Filterung von Materialien mit hohem z-Wert erreicht werden, indem die Dicke des Filtermaterials auf der Brennfleckbahn verändert wird.

[0032] Abhängig von dem Winkel des auftreffenden Elektronenstrahls gibt es eine inhärente Filterung der erzeugten Röntgenstrahlen. Das Eindringen eines Elektronenstrahls in ein Target hängt teilweise von dem Winkel des auftreffenden Elektronenstrahls ab. Deshalb dringt der Elektronenstrahl bei verschiedenen Auftreffwinkeln in unterschiedliche Tiefen des Targets vor. Da diese auftreffenden Elektronenstrahlen die Röntgenstrahlen erzeugen, treten die Röntgenstrahlen aus unterschiedlichen Tiefen des Targets heraus. Beispielsweise ermöglicht die Targetoberfläche bei einem ersten Winkel eine andere Eindringtiefe des Elektronenstrahls verglichen mit der Targetoberfläche bei einem zweiten Winkel, wobei der erste Winkel der Targetoberfläche von dem zweiten Winkel der Targetoberfläche verschieden ist. Das Targetmaterial filtert diese Röntgenstrahlen, wenn die Röntgenstrahlen aus dem Targetmaterial austreten. Eine solche inhärente Filterung der Röntgenstrahlen ist in der Konusstrahl-CT offensichtlich, wo der Röntgenstrahlkonus Röntgenstrahlen unterschiedlicher Energie an unterschiedlichen Positionen aufweist.

[0033] Entsprechend kann die Anode **28** Brennflecke in den Bereichen **24** und **26** aufweisen, die unterschiedliche Targetmaterialien zur Filterung der erzeugten Röntgenstrahlen aufweisen. Beispielsweise kann für Niederenergie-Röntgenstrahlen der Target-Brennfleck aus einem Material mit einer geringeren Atommasse ausgebildet sein. Alternativ kann für Hochenergie-Röntgenstrahlen der Target-Brennfleck aus einem Material mit einer höheren Atommasse geschaffen sein. In einer alternativen Ausführungsform können der Brennfleck für einen Niederenergiestahl und der Brennfleck für einen Hochenergiestahl aus demselben Basismaterial ausgebildet sein, aber mit Materialien mit verschiedenen Atommassen beschichtet sein. Das Filtermaterial für einen Brennfleck kann z. B. Wolfram sein. In einer weiteren alternativen Ausführungsform kann der Brennfleck aus demselben Material geschaffen sein, aber unterschiedliche Dicken für die niederenergetischen und die höherenergetischen Bereiche aufweisen. Z. B. kann die Dicke des Brennflecks für niedrigere Energie geringer sein als die Dicke des für die höhere Energie. In einer anderen modifizierten Ausführungsform kann das Target eine Kombination von beliebigen der oben genannten Ausführungsformen sein.

[0034] In verschiedenen Ausführungsformen ist es wünschenswert, die Brennfleckgrößenänderung beizubehalten, während die Brennfleckbahn verändert wird. Die optische Brennfleckgröße auf der z-Achse ist sowohl durch die Breite des Elektronenstrahls auf der y-Achse als auch durch den Winkel der Brennfleckbahn definiert. Das zur Fokussierung des Elektronenstrahls verwendete Gitter ist eingerichtet, um zu der Größe des Brennflecks auf der z-Achse zwischen der Nieder- und der Hochenergie-Ansicht zu passen. Das Gitter, das die y-Achsendimension des Brennflecks steuert, wird schnell umgeschaltet, um eine abwechselnde Vergrößerung und Verkleinerung der y-Achsendimension des Elektronenstrahls zu ermöglichen, um die Veränderung des Winkels der Brennfleckbahn auszugleichen, so dass die optische Brennfleckgröße konstant bleibt. Es sollte beachtet werden, dass andere geeignete Verfahren zur Steuerung der Brennfleckgröße verwendet werden können.

[0035] In verschiedenen Ausführungsformen werden die Nieder- und Hoch-kVp-Daten rekonstruiert, um die mit dem Umschalten des Elektronenstrahls zwischen zwei Bahnen einhergehende Änderung des Abstands zwischen der Quelle und dem Detektor auszugleichen. Unterschiedliche Verfahren können verwendet werden, um die Daten zwischen den Hoch- und Nieder-kVp-Ansichten abzustimmen. Ein Verfahren enthält Interpolationsmethoden, um die Hoch- und Nieder-kVp-Proben abzustimmen. Ein weiteres Verfahren trennt die Hoch- und Nieder-kVp-Ansichten in zwei getrennte Sinogramme und führt eine unabhängige Rekonstruktion von jeder durch. Diese Rekonstruktionen werden anschließend in Projektionen so zurück synthetisiert, dass die Daten aus der Hoch- und der Nieder-kVp aufeinander abgestimmt sind. Ferner wird die Verarbeitung zur Materialzerlegung an diesen synthetisierten Projektionen oder den rückprojizierten Bildern in dem Bildraum durchgeführt. Es sollte beachtet werden, dass andere geeignete Verfahren verwendet werden können, um die Änderung des Quellenabstands auszugleichen.

[0036] [Fig. 2](#) zeigt eine bildliche Darstellung einer Röntgenröhre **60**, die zur Durchführung einer Röntgenbildgebung eine Brennfleckablenkung verwendet, gemäß einer Ausführungsform. Es sollte beachtet werden, dass die verschiedenen Ausführungsformen in Verbindung mit einem beliebigen Typ einer Röntgenröhre **60** implementiert werden können, die Brennflecke in der z-Richtung ablenken kann, und nicht auf die in [Fig. 2](#) dargestellte Röntgenröhre **60** beschränkt sind. Darüber hinaus kann die Brennfleckablenkung mit Hilfe beliebiger bekannter Verfahren durchgeführt werden, z. B. durch die Verwendung eines elektromagnetischen Feldes oder eines elektrostatischen Feldes, die durch eine elektromagnetische Feldquelle bzw. eine elektrostatische Feldquelle erzeugt werden. Andere Verfahren zur Erzeugung mehrerer Brennflecke können ebenso verwen-

det werden. Beispielsweise können durch Verwendung der Nanoröhrentechnologie, mehrerer Anoden und Kathoden in einer Röntgenröhre **60** oder durch Platzieren mehrerer kleiner Röntgenröhren entlang der z-Achse mehrere Brennflecke in die z-Richtung erzeugt werden.

[0037] Die Röntgenröhre **60** verwendet mehrere Brennflecke **62** und **64** (wobei zwei Brennflecke dargestellt sind), die entlang der radialen Richtung des Targets beabstandet sind. Eine Kathode **68** der Röntgenröhre **60** erzeugt Elektronenstrahlen **66**, die in einigen Ausführungsformen unter Verwendung eines Magnetfeldes dynamisch abgelenkt werden, so dass die Brennflecke **62** und **64** auf einem Target **70** einer Anode **72** (z. B. einer Drehanode), die als die (in [Fig. 1](#) dargestellte) Anode **28** verkörpert sein kann, voneinander beabstandet sind. Das Target **70** kann ein ringförmig gestaltetes Element auf der Anode **72** sein. Ferner kann eine Kühlung der Komponenten der Röntgenröhre **60** auf beliebige bekannte Weise (z. B. mit einem Flüssigkühlsystem) durchgeführt werden.

[0038] Im Betrieb, wenn das magnetische Feld schnell wechselt, können die Elektronenstrahlen **66** auf zwei unterschiedliche Stellen auf dem Target **70** gerichtet werden, um zwei unterschiedliche Brennflecke **62** und **64** zu erzeugen, die, wie in [Fig. 3](#) dargestellt, in der z-Richtung durch einen kleinen Abstand **S**, von beispielsweise sechs Millimeter (mm), voneinander getrennt sind. Die Komponenten der Röntgenröhre **60** in [Fig. 3](#) sind in einem Gehäuse **74** dargestellt.

[0039] In verschiedenen Ausführungsformen und um beispielsweise Aliasing-Artefakte in der z-Richtung zu minimieren, ist der Abstand zwischen den beiden Brennflecken **62** und **64** auf dem Target **70** so geschaffen, dass die Röntgenstrahlen, die einen der Brennflecke **62** oder **64** mit den Detektorzellen verbinden, die anderen Röntgenstrahlen kreuzen, die den anderen Brennfleck **64** oder **62** mit den Detektorzellen in der z-Richtung verbinden. Lediglich für Erklärungs Zwecke, und auf der Grundlage eines Detektor-Isozentrum-Abstands von 408 mm und eines projizierten Zellenabstands im Isozentrum von 0,625 mm, kann der Ablenkungsabstand **D** in der z-Richtung 0,73 mm betragen. In einem weiteren Beispiel, für ein Target **70**, das einen abgewinkelten Abschnitt **76** (z. B. eine winkelige äußere Oberfläche) mit einem Winkel von 7 Grad (d. h. dem Winkel zwischen der Targetoberfläche und der x-y-Ebene) aufweist, wird der Abstand zwischen den zwei Brennflecken **62** und **64** entlang der Targetoberfläche **78** wie folgt bestimmt: $0,73/\sin(7^\circ) = 5,96$ mm. Durch die Veränderung des Betrags des Ablenkungswinkels (α) und/oder des Targetwinkels (γ) kann folglich der Abstand der Brennflecke **62** und **64** auf dem Target **70** entsprechend noch mehr vergrößert (z. B. signifikant oder wesentlich vergrößert) werden. Z. B. ergibt bei

einem Abstand von 50 mm entlang der Targetoberfläche **78**, wie in [Fig. 3](#) dargestellt, eine Differenz der Ablenkungswinkel zwischen den Elektronenstrahlen **66a** und **66b** einen vergrößerten Targetwinkel (g).

[0040] Entsprechend schafft die Verwendung der Brennfleckablenkung und des winkelligen Abschnitts **76** einen vergrößerten Abstand zwischen den beiden Brennflecken **62** und **64**. Wenn z. B. die zwei Brennflecke **62** und **64** in z-Richtung getrennt sind (was als das Twin-Peak-(Doppelspitzen-)Konzept bekannt ist) werden Konusstrahlartefakte für einen großen Erfassungsbereich verringert. Lediglich zu Veranschaulichungszwecken kann für einen z-Erfassungsbereich des Detektors von 100 mm am Isozentrum ein Abstand von 80 mm zwischen den zwei Brennflecken **62** und **64** bei Anwendung einer Akquisition im Step-and-Shoot-(Vorrücken-und-Feuern-)Modus, Bilder erzeugen, die nahezu frei von Konusstrahlartefakten sind. Es sollte beachtet werden, dass der Abstand der Brennflecke **62** und **64** entlang der Targetoberfläche **78** um den Faktor $1/\sin(g)$ im Vergleich zu dem Abstand der Brennflecke **62** und **64** in der z-Richtung verstärkt wird. Es sollte beachtet werden ebenso, dass, wenn g weniger als 45 Grad beträgt, der Abstand entlang der Targetoberfläche **78** stets größer als der Abstand entlang der z-Richtung ist.

[0041] In verschiedenen Ausführungsformen, und um einen vergrößerten Abstand zwischen den Brennflecken zu schaffen, ist der abgewinkelte Abschnitt **76** mit der z-Achse ausgerichtet, wie in [Fig. 3](#) dargestellt. Die Röntgenröhre **60** ist beispielsweise zu der z-Achse versetzt. Z. B. ist die Kathode **68** (dargestellt in [Fig. 2](#)), die sich entlang einer Längsachse der Röntgenröhre **60** erstreckt, zu der z-Achse versetzt. In einigen Ausführungsformen kann die Röntgenröhre **60** mit Versatz auf der Gantry **1212** (dargestellt in [Fig. 12](#)) montiert sein. Beispielsweise kann die Strahlungsquelle **1214** (dargestellt in [Fig. 12](#)) in einer Versatzanordnung auf der Gantry **1212** vorgesehen sein, so dass ein Target der Strahlungsquelle **1214** mit der Gantry-Rotationsachse oder z-Achse fluchtend ausgerichtet ist. Es sollte beachtet werden, dass die Röntgenröhre **60** in einer fest Ausrichtung montiert oder bewegbar (z. B. schwenkbar montiert) sein kann, wobei die Bewegung manuell von Hand oder mechanisch unter Verwendung eines Motors erzielt werden kann, was dynamisch stattfinden kann. Wie in [Fig. 5](#) dargestellt, kann die Röntgenröhre **60** beispielsweise in einer parallel zu der z-Achse verlaufenden Achse und um einen Drehpunkt **80** herum gedreht werden.

[0042] Es können Modifikationen und Variationen an den verschiedenen Ausführungsformen geschaffen werden. Beispielsweise kann die Achse der Röntgenröhre **60** bezüglich der z-Achse schräg gestellt werden, so dass die Größe der Neigung derart angepasst wird, um den Abstand zwischen mehreren Brenn-

flecken verändern zu können. Als weiteres Beispiel kann die Gantry **1212** während der Datenakquisition stationär bleiben, wobei die mehreren Brennflecke entlang der z-Achse einen vergrößerten Erfassungsbereich für einen Radiographie-Modus der Röntgenbildgebung erzeugen. Dieser Betriebsmodus dient beispielsweise als Voruntersuchung für eine CT-Untersuchung.

[0043] Als weiteres Beispiel kann die Röntgenröhre **60** im Radiographie-Modus des CT-Bildgebungssystems **1210** (veranschaulicht in [Fig. 12](#)) verwendet werden. In diesem Betriebsmodus dreht sich die Gantry **1212** nicht in Bezug auf den Patienten **1222**. Die zwei Brennflecke **62** und **64** werden nacheinander aktiviert, um einen großen Erfassungsbereich des Patienten **1222** in der z-Richtung zu ermöglichen, so dass ein Radiographie-Röntgenbild von beispielsweise einem gesamten Organ gewonnen wird. Um die räumliche Auflösung zu verbessern, kann der Röntgenstrahlenbrennfleck leicht in die x-Richtung und in die z-Richtung abgelenkt werden, um eine doppelte Abtastung zu erreichen. Als ein noch weiteres Beispiel kann die Röntgenröhre **60** für eine Tomosynthese-Datenakquisition verwendet werden, bei der die Gantry **1212** stationär verbleibt, während der motorisierte Tisch **1246** eine Translationsbewegung durchführt.

[0044] Somit kann in verschiedenen Ausführungsformen ein CT-System mit einer geneigten Röhre geschaffen sein, das als eine Röntgenradiographie- oder eine Tomosynthese-Vorrichtung arbeitet, um ein halb-tomographisches Leistungsvermögen zu schaffen. Als Ergebnis der wesentlich verminderten Strahlendosis verglichen mit einem normalen CT-Scann-Betrieb kann der Radiographie-Modus oder der Tomosynthese-Modus beispielsweise für eine Voruntersuchung verwendet werden, um den Bedarf eines normalen oder vollständigen CT-Scanns zu ermitteln.

[0045] Insbesondere bleiben in dem Radiographie-Modus, wie in [Fig. 6](#) veranschaulicht, sowohl die Gantry **1212** (veranschaulicht in [Fig. 12](#)) als auch ein motorisierter Tisch **1246** stationär. Nacheinander abgelenkte Brennflecke **90** und **92** schaffen einen vergrößerten Erfassungsbereich in z-Richtung. Es sollte beachtet werden, dass eine zusätzliche Brennfleckablenkung in der x-Richtung und der z-Richtung ebenso verwendet werden kann, um zur Verbesserung der räumlichen Auflösung in x und z verschachtelte Abtastwerte zu erzeugen. In dem Tomosynthese-Modus, wie er in [Fig. 7](#) veranschaulicht ist, bleibt die Gantry **1212** (veranschaulicht in [Fig. 12](#)) stationär, aber der motorisierte Tisch **1246** führt eine Translationsbewegung entlang der z-Achse durch. Die zwei Brennflecke **90** und **92** werden während der Translationsbewegung des Tisches nacheinander (mit Ablenkung) aktiviert. Weil jeder Punkt an dem gescannten Objekt von einigen unterschiedlichen Winkeln

aus betrachtet wird, während sich der motorisierte Tisch **1246** bewegt (wie durch den Pfeil dargestellt), kann ein Tomosynthese-Effekt erzeugt werden. Ferner können unter Verwendung verschiedener im Fachgebiet bekannter Algorithmen Bilder erzeugt werden, die teilweise die überlappenden Strukturen entfernen und eine verbesserte Visualisierung des Objekts ermöglichen.

[0046] Um den Tomosynthese-Effekt zu verstärken, kann die Röntgenröhre **60**, wie in [Fig. 8](#) veranschaulicht, geschwenkt werden, um während der Datenakquisition einen zusätzlichen Winkelbereich zu schaffen. Während eines Scans wird die Achse der Röntgenröhre **60** dynamisch angepasst, während der motorisierte Tisch **1246** eine Translationsbewegung durchführt (wie durch den Pfeil dargestellt).

[0047] [Fig. 9](#) zeigt eine Grafik, die ein Zeitablaufdiagramm einer Nieder- und Hoch-kVp-Aufzeichnung veranschaulicht, die in verschiedenen Ausführungsformen durchgeführt werden kann. Wie hierin verwendet, kann auf Bildgebungsdaten in diesen und verwandten Ausführungsformen als Ansichten oder Projektionen Bezug genommen werden. Die Bildgebungsdaten werden bei einer ersten Spannung **902** gemäß einer Ausführungsform des hierin offenbarten Gegenstands akquiriert. Zusätzlich werden die Bildgebungsdaten bei einer zweiten Spannung **904** akquiriert. In dieser Ausführungsform liefert der durch eine Steuerungseinrichtung gesteuerte Röntgengenerator für eine erste Dauer **906** die erste Spannung **902** an die Röntgenröhre **60**. Beispielsweise beginnt die erste Dauer **906** zu einem Zeitpunkt **908** und endet zu einem Zeitpunkt **910**. Während der ersten Dauer **906** können eine oder mehrere Ansichten **912** bei der ersten Spannung **902** akquiriert werden. Nach der ersten Dauer **906** liefert der Röntgengenerator für eine zweite Dauer **914**, die zu einem Zeitpunkt **916** beginnt, die zweite Spannung **904** an die Röntgenröhre **60** und liefert diese Spannung **904** bis zu einem Zeitpunkt **918**. Während der zweiten Dauer **914** können zwei oder mehrere Ansichten **920** bei der zweiten Spannung **904** akquiriert werden. Nach der zweiten Dauer **914** kann der Röntgengenerator erneut veranlasst werden, die erste Spannung **902** an die Röntgenröhre **60** für eine dritte Dauer **922** zu liefern, die zum Zeitpunkt **924** beginnt, und diese erste Spannung **902** bis zu einem Zeitpunkt **926** zu liefern. Während der dritten Dauer **922** können eine oder mehrere Ansichten **928** von Daten bei der ersten Spannung **902** akquiriert werden. Beispielsweise beträgt die erste Spannung **902** 80 kVp und die zweite Spannung **904** beträgt 140 kVp. Der elektrische Strom der Röntgenröhre **60** wird in Abhängigkeit von den angelegten Spannungen **902**, **904** gesteuert. In einer Ausführungsform kann die gesamte Anzahl der während **906** und **914** akquirierten Ansichten gleich sein. Alternativ kann die Anzahl der während der Zeitdauer **906** akquirierten Ansichten von der Anzahl der wäh-

rend der Zeitdauer **914** akquirierten Ansichten verschieden sein.

[0048] Wegen kapazitiver und anderer Effekte ist der Röntgengenerator zum unverzüglichen Umschalten von der ersten Spannung **902** zu der zweiten Spannung **904** und umgekehrt nicht in der Lage. An sich ist typischerweise eine endliche Zeit erforderlich um zu ermöglichen, dass ein Spannungswechsel erreicht wird. Beispielsweise kann der Röntgengenerator bei der ersten Spannung **902** bis zum Zeitpunkt **910** sein. Zum Zeitpunkt **910**, wenn der Röntgengenerator dazu gebracht wird, die zweite Spannung **904** zu liefern, wird der Generatorausgang die zweite Spannung **904** erst zu einem späteren Zeitpunkt **916** erreichen. Somit gibt es eine Übergangszeit **930** zwischen dem Zeitpunkt **910** und dem Zeitpunkt **916**, während der die Röntgengeneratorspannung übergangsweise zwischen den zwei Spannungen **902**, **904** wechselt.

[0049] Um eine Verzögerung der Akquisition von Ansichtsdaten bei der zweiten Spannung **904** zu vermeiden, nachdem Ansichtsdaten bei der ersten Spannung **902** akquiriert wurden, so dass Ansichtsdaten nur dann akquiriert werden, wenn die zweite Spannung **904** tatsächlich erreicht wurde, können die Daten während des Übergangs **930** akquiriert werden. Auf diese Weise können Ansichtsdaten bei der ersten Spannung **902** in einem Teil des Übergangs **930** akquiriert werden, und Ansichtsdaten bei der zweiten Spannung **904** können in einem weiteren Teil des Übergangs **930** akquiriert werden. Wie gezeigt, enthalten die Ansichten **912** bei der ersten Spannung **902** eine letzte Ansicht **932**, die zum Zeitpunkt **934** beginnt und zum Zeitpunkt **936** endet, der einem Punkt **938** des Übergangs **930** entspricht. Entsprechend enthält die Ansicht **932** zusätzlich dazu, dass sie die Ansichtsdaten enthält, die bei der ersten Spannung **902** akquiriert wurden, auch Ansichtsdaten, die bei Spannungen oberhalb der ersten Spannung **902** und unterhalb einer Spannung des Punktes **938** zwischen den Spannungen **902**, **904** akquiriert wurden. Wenn einmal die Spannung der Röntgenröhre **60** den Punkt **938** passiert, ist die Ansicht **932** vollständig, und die Akquisition von Ansichtsdaten in einer ersten Ansicht **940** der Ansichten **920** beginnt. An sich beginnt die erste Ansicht **940** zum Zeitpunkt **936** und endet zum Zeitpunkt **942**, der eine Spannung bei dem zweiten Spannungswert **904** enthält.

[0050] Ein Computer **1236** (veranschaulicht in [Fig. 12](#)) kann eingerichtet werden, um die von dem Patienten **1322** erhaltene Röntgenstrahlendosis zu reduzieren oder zu minimieren, indem die zeitliche Einstellung der zu dem Röntgengenerator gelieferten Signals gesteuert wird. Die bei der ersten Spannung **902** akquirierte Ansicht **932** kann Daten enthalten, die gesammelt werden, während sich die Ausgangsspannung des Generators in dem Übergang zwischen dem Zeitpunkt **910** und **936** befindet. Dar-

über hinaus kann die erste Ansicht **940** der Daten, einschließlich der bei der zweiten Spannung **904** akquirierten Daten, zum Zeitpunkt **936** getriggert werden, damit sie vor dem Zeitpunkt erfolgt, zu dem die Ausgangsspannung die zweite Spannung **904** erreicht. In einer Ausführungsform findet der Triggerpunkt **938** im Wesentlichen in der Mitte zwischen dem ersten Spannungswert **902** und dem zweiten Spannungswert **904**. Alternativ könnte der Trigger nicht in der Mitte zwischen den beiden Spannungen **902**, **904** liegen, sondern an einem anderen Punkt zwischen den zwei Spannungen erfolgen. Das Muster aus niedrigen und hohen Spannungen kann beispielsweise für verschiedenen Zeiten und folglich bei verschiedenen Gantrywinkeln wiederholt werden, so dass ein verschachteltes Datenmuster mit einer oder mehreren Ansichten, die bei der ersten Spannung **902** erhalten werden, zwei oder mehreren Ansichten, die bei der zweiten Spannung **904** erhalten werden, und einer oder mehreren Ansichten, die wieder bei der ersten Spannung **902** erhalten werden, akquiriert wird. Die Anzahl von erfassten Ansichten muss nicht auf das veranschaulichte Muster beschränkt sein (d. h. drei Ansichten bei der ersten Spannung **902**, zwei Ansichten bei der zweiten Spannung **904** und drei Ansichten wieder bei der ersten Spannung **902**). Beispielsweise kann die Anzahl der Ansichten in dem Bereich zwischen 2 und 50 Ansichten innerhalb einiger weniger Zehntel Millisekunden (ms) bei jeder kVp liegen, bevor zurück zu der anderen kVp umgeschaltet wird. Alternativ kann das Umschalten der kVp so durchgeführt werden, dass eine Ansicht pro Spannungsniveau erhalten wird.

[0051] [Fig. 10](#) veranschaulicht eine Energieüberlappung in der Dualenergie-CT ohne Filterung. Wie in der Graphik dargestellt, stellt eine Kurve **1002** das Hochenergie-Röntgenspektrum dar. Ferner stellt, wie in der Graphik dargestellt, eine Kurve **1004** das Niederenergie-Röntgenspektrum dar. Beispielsweise können das Niederenergiespektrum 80 kVp und das Hochenergiespektrum 140 kVp betragen. Alternativ kann das Niederenergiespektrum in dem Bereich von 60 kVp bis 100 kVp liegen. Alternativ kann das Hochenergiespektrum im Bereich der Energieniveaus von 120 kVp und oberhalb liegen. Wie in [Fig. 10](#) veranschaulicht, liegt in dem Niederenergiebereich eine signifikante Überlappung zwischen dem Niederenergiespektrum und dem Hochenergiespektrum vor.

[0052] [Fig. 11](#) veranschaulicht eine Reduktion der Energieüberlappung in der Dualenergie-CT gemäß einer Ausführungsform. [Fig. 11](#) zeigt ein Beispiel für die Reduktion der spektralen Überlappung, das eine Röntgenröhre **60** verwendet, die mit unterschiedlichen Brennfleckwinkeln für das Nieder- und das Hochenergiespektrum eingerichtet ist. Das höherenergetische Spektrum (in diesem Falle das 140 kVp-Spektrum) weist eine reduzierte Überlappung mit dem Niederenergiespektrum auf, was im Vergleich zu

dem Spektrum in [Fig. 10](#) den durchschnittlichen keV-Abstand vergrößert. Beispielsweise stellt die Kurve **1102** die Kurve **1002** nach einer Filterung dar. Die Kurve **1102** zeigt eine reduzierte Energieüberlappung zwischen der Kurve **1102** und der Kurve **1004**. Wie es aus der [Fig. 11](#) offensichtlich ist, weist die Kurve **1102** keine Röntgenstrahlenergie unterhalb 30 kVp auf. Wie es aus [Fig. 11](#) auch offensichtlich ist, erzeugt das Herausfiltern des Niederenergiespektrums aus dem Hochenergie-Röntgenstrahl das Hochenergie- und das Niederenergiespektrum mit keiner Überlappung zwischen 30 kVp und 80 kVp. Somit sind die zwei Energiespektren gut zwischen niedrigen Energien und höheren Energien unterscheidbar. Darüber hinaus reduziert der Filterungsprozess Rauschen und verbessert weiter die Trennung zwischen dem nieder- und dem höherenergetischen Röntgenspektrum.

[0053] In einem Dualenergie-Scann werden zwei Röntgenspektren bei verschiedenen kVp-Niveaus gleichzeitig erzeugt. Das Ergebnis sind zwei CT-Datensätze, die es ermöglichen, das abgebildete Material zu differenzieren, zu charakterisieren, zu isolieren und zu unterscheiden. Eine derartige Anwendung der Dualenergie-CT kann die Differenzierung, Charakterisierung, Isolierung und Unterscheidung von Zysten von kanzerösen Läsionen in der Leber sein. Insbesondere unter Verwendung der verschiedenen hierin offenbarten Ausführungsformen können Vergrößerungsmuster von Leberläsionen mit der Dualenergie-CT deutlich visualisiert werden. Ein weiteres Beispiel für eine Anwendung der verschiedenen hier offenbarten Ausführungsformen ist die Messung der Knochendichte (BMD). Die BMD kann ausgehend von der Absorption jedes Energiespektrums durch einen Knochen bestimmt werden. Ein noch weiteres Beispiel für eine Verwendung der hier offenbarten verschiedenen Ausführungsformen ist das Differenzierung, Charakterisierung, Isolierung und Unterscheidung von Lungenherden.

[0054] Zusätzlich kann die Dualenergie-CT mit verbesserter Differenzierung zwischen dem Niederenergie- und dem Hochenergiespektrum helfen, strahlauflösungsbedingte Artefakte zu reduzieren. Solche Artefakte kommen im Allgemeinen beim kranialen Scannen vor. Das Vorhandensein zweier Energiespektren beseitigt die Strahlauflösung. Ferner hilft die inhärente Filterung des Röntgenspektrums, die Signaltreue bezüglich des Hintergrundrauschens zu verbessern. Darüber hinaus wird das Kontrast-Rausch-Verhältnis, wie es durch die Differenz der CT-Zahlen der zwei Objekte gemessen wird, verbessert, indem ein klarer Unterschied zwischen dem Niederenergie- und dem Hochenergiespektrum vorhanden ist.

[0055] [Fig. 12](#) veranschaulicht ein CT-Bildgebungssystem **1210**, das eine Strahlungsquelle **1214** (mit ei-

ner gemäß verschiedenen, hier beschriebenen Ausführungsformen eingerichteter Röntgenröhre) und ein Mehrschicht-Detektorarray **1218** mit einer einzigen Zeile Detektorelemente **1220** (d. h. einer Detektorzeile) aufweist. Das Mehrschicht-Detektorarray **1218** weist jedoch mehrere parallele Detektorreihen von Detektorelementen **1220** auf, so dass Projektionsdaten, die mehreren quasi-parallelen oder parallelen Schichten entsprechen, während eines Scannings gleichzeitig akquiriert werden können.

[0056] Die Drehung der Gantry **1212** und der Betrieb der Röntgenquelle **1214** (und optional die Bewegung der Strahlungsquelle **1214**) werden durch einen Steuermechanismus **1226** des CT-Bildgebungssystems **1210** gesteuert. Der Steuermechanismus **1226** beinhaltet eine Strahlungssteuereinrichtung **1228**, die der Strahlungsquelle **1214** Leistungs- und Zeittaktsignale zuführt, und eine Gantrymotorsteuereinrichtung **1230**, die die Drehzahl und -position der Gantry **1212** steuert. Ein Datenakquisitionssystem (DAS) **1232** in dem Steuerungsmechanismus **1226** tastet analoge Daten von den Detektorelementen **1220** ab und wandelt die Daten in digitale Signale für die nachfolgende Verarbeitung um. Eine Bildrekonstruktionseinrichtung **1234** empfängt abgetastete und digitalisierte Strahlungsdaten von dem DAS **1234** und führt eine Hochgeschwindigkeitsrekonstruktion aus. Das rekonstruierte Bild wird als Eingabe einem Computer **1236** zugeführt, der das Bild in einer Massenspeichereinrichtung **1238** abspeichert.

[0057] Der Computer **1236** empfängt außerdem Befehle und Scannparameter von einem Bediener über eine Konsole **1240**, die z. B. eine Tastatur und/oder irgendein anderes Eingabegerät oder irgendwelche anderen Eingabegeräte aufweist. Ein zugeordnetes Anzeigesystem **1242** erlaubt dem Bediener, das rekonstruierte Bild und andere Daten von dem Computer **1236** zu betrachten. Die von dem Bediener zugeführten Befehle und Parameter werden von dem Computer **1236** dazu verwendet, zu dem DAS **1232**, der Strahlungssteuereinrichtung **1228** und der Gantrymotorsteuereinrichtung **1230** Steuersignale und Informationen zu liefern. Außerdem betreibt der Computer **1236** eine Tischmotorsteuerung **1244**, die einen motorbetriebenen Tisch **1246** zur Positionierung des Patienten **1222** in der Gantry **1212** oder zur Bewegung des Patienten **1222** entlang der z-Achse ansteuert. Insbesondere bewegt der Tisch **1246** Teile des Patienten **1222** durch eine Gantryöffnung **1348** hindurch.

[0058] In einer Ausführungsform enthält der Computer **1236** ein Gerät **1250**, z. B. ein Diskettenlaufwerk, ein CD-ROM-Laufwerk oder ein DVD-ROM-Laufwerk, zum Lesen von Anweisungen und/oder Daten aus einem Computer lesbaren Medium **1252**, wie etwa einer Diskette, einer CD-ROM oder einer DVD. Es sollte verständlich sein, dass es andere

Typen geeigneter Computer lesbarer Speicher anerkannterweise gibt (z. B. CD-RW und Flash-Speicher, um nur zwei zu nennen) und dass diese Beschreibung nicht beabsichtigt, irgendwelche von diesen auszuschließen. In einer weiteren Ausführungsform führt der Computer **1236** Anweisungen aus, die in einer (nicht veranschaulichten) Firmware gespeichert sind. Im Allgemeinen ist ein Prozessor in zumindest entweder dem DAS **1232**, der Rekonstruktionseinrichtung **1234** und/oder dem Computer **1236**, wie in [Fig. 12](#) veranschaulicht, programmiert, um die unten beschriebenen Prozesse auszuführen. Das Verfahren ist jedoch nicht auf die Anwendung in dem CT-Bildgebungssystem **1210** beschränkt und kann in Verbindung mit vielen anderen Typen und Variationen von Bildgebungssystemen verwendet werden. In einer Ausführungsform ist der Computer **1236** programmiert, um die hierin beschriebenen Funktionen auszuführen, und dementsprechend ist der Begriff Computer, wie er hierin verwendet wird, nicht auf jene integrierten Schaltkreise beschränkt, die in der Technik als Computer bezeichnet werden, sondern bezieht sich im weiten Sinne auf Computer, Prozessoren, Mikrocontroller, Mikrocomputer, programmierbare Logik-Controller, anwendungsspezifische integrierte Schaltungen und andere programmierbare Schaltungen.

[0059] [Fig. 13](#) zeigt eine bildliche Darstellung eines CT-Bildgebungssystems **1210**, das gemäß einer Ausführungsform ausgebildet ist. [Fig. 12](#) zeigt ein schematisches Blockdiagramm des in [Fig. 13](#) veranschaulichten CT-Bildgebungssystems **1210**. In der beispielhaften Ausführungsform ist das CT-Bildgebungssystem **1210** gezeigt, wie es die Gantry **1212** enthält, die für CT-Bildgebungssystem der „dritten Generation“ kennzeichnend ist. Die Gantry **1212** weist die Strahlungsquelle **1214** auf, die ein Konusstrahlbündel **1216** von Röntgenstrahlen zu dem Detektorarray **1218** hin auf der gegenüberliegenden Seite der Gantry **1212** projiziert.

[0060] Das Detektorarray **1218** ist aus mehreren (nicht veranschaulichten) Detektorreihen gebildet, die mehrere Detektorelemente **1220** aufweisen, die gemeinsam die projizierten Röntgenstrahlen erfassen, die durch ein Objekt, etwa einen medizinischen Patienten **1222**, hindurchtreten. Jedes Detektorelement **1220** erzeugt ein elektrisches Signal, das die Intensität eines auftreffenden Strahlungsbündels und demzufolge die Abschwächung des Bündels, wenn das Bündel durch das Objekt oder den Patienten **1222** hindurchtritt, kennzeichnet. Das CT-Bildgebungssystem **1210** mit einem Mehrschicht-Detektor **1218** ist in der Lage, mehrere ein Volumen eines Patienten **1222** kennzeichnende Bilder zu erzeugen. Jedes der mehreren Bilder entspricht einer gesonderten „Schicht“ des Volumens.

[0061] Während eines Scans zur Akquirierung von Strahlungsprojektionsdaten drehen sich die Gantry **1212** und die darauf montierten Komponenten um ein Drehzentrum **1224**, wobei sie eine Gantrydrehachse (die z-Achse oder z-Richtung) definieren, die durch die gestrichelte Linie Z in **Fig. 13** veranschaulicht ist. Die z-Achse erstreckt sich in die Gantryöffnung **1248** hinein und durch diese hindurch. In verschiedenen Ausführungsformen kann, wie unten detaillierter beschrieben, die Strahlungsquelle **1214** eine Röntgenröhre **60** aufweisen (veranschaulicht in **Fig. 2–Fig. 4**), die eine Brennfleckablenkung verwendet und ein mit der z-Achse ausgerichtetes Target aufweist, wie in größeren Einzelheiten nachstehend beschrieben. Die Röntgenröhre **60** führt ein schnelles kVp-Umschalten unter Erzeugung von Dualenergie-Röntgenstrahlen, um eine Fehlregistrierung der Hoch- und Niederenergie-daten zu reduzieren, mit annähernd gleichzeitiger Akquisition während aufeinander folgender Ansichtsabtastungen durch. Zusätzlich erzeugt die Röntgenröhre **60** hohe und niedrigere Röntgenenergien mit minimaler oder gar keiner Überlappung.

[0062] Die verschiedenen Ausführungsformen oder Komponenten, z. B. die Komponenten des CT-Bildgebungssystems, die dort vorhandenen Steuereinrichtungen oder Prozessoren, können als Teil eines oder mehrerer Computersysteme implementiert sein, die von anderen getrennt oder mit anderen Systemen integriert sein können. Das Computersystem kann einen Computer, eine Eingabevorrichtung, eine Anzeigeeinheit und eine Schnittstelle, z. B. für einen Zugriff auf das Internet, aufweisen. Der Computer kann einen Mikroprozessor aufweisen. Der Mikroprozessor kann mit einem Kommunikationsbus verbunden sein. Der Computer kann ferner einen Speicher aufweisen. Der Speicher kann einen Direktzugriffsspeicher (RAM) und einen Festwertspeicher (ROM) aufweisen. Das Computersystem kann ferner eine Speichereinrichtung aufweisen, die ein Festplattenlaufwerk oder ein Wechselspeicherlaufwerk, wie etwa ein Diskettenlaufwerk, ein optisches Laufwerk und ähnliches sein kann. Die Speichereinrichtung kann ebenso ein anderes ähnliches Mittel zum Laden von Computerprogrammen oder anderen Anweisungen in das Computersystem sein.

[0063] Wie hierin verwendet, kann der Begriff "Computer" ein beliebiges Prozessor-basiertes oder Mikroprozessor-basiertes System enthalten, einschließlich Systeme, die Mikrocontroller, Schaltungen mit reduziertem Befehlssatz (RISCs), anwendungsspezifische integrierte Schaltungen (ASICs), logische Schaltungen und eine beliebige andere Schaltung oder einen Prozessor, der in der Lage ist, die hierin beschriebenen Funktionen auszuführen, verwenden. Die obigen Beispiele sind nur beispielhaft und sollen somit die Definition und/oder die Bedeutung des Begriffs „Computer“ in keiner Weise beschränken.

[0064] Das Computersystem führt einen Satz von Anweisungen aus, die in einem oder mehreren Speicherelementen gespeichert sind, um Eingabedaten zu verarbeiten. Die Speicherelemente können auch, wie gewünscht oder erforderlich, Daten oder andere Informationen speichern. Das Speicherelement kann in der Form einer Informationsquelle oder als ein physikalisches Speicherelement innerhalb der Verarbeitungsmaschine sein.

[0065] Der Satz von Anweisungen kann verschiedene Befehle aufweisen, die den Computer als Verarbeitungsmaschine anweisen, spezielle Operationen durchzuführen, wie z. B. die Verfahren und Prozesse der Ausführungsformen des hierin offenbarten Gegenstands. Der Satz von Anweisungen kann in der Form eines Softwareprogramms sein. Die Software kann in verschiedenen Formen, wie etwa als Systemsoftware oder Anwendungssoftware vorliegen. Ferner kann die Software in Form einer Ansammlung von eigenständigen Programmen, als ein Programmmodul innerhalb eines größeren Programms oder als ein Teil eines Programmmoduls vorliegen. Die Software kann ebenfalls eine modulare Programmierung in Form einer objektorientierten Programmierung aufweisen. Die Verarbeitung von Eingabedaten durch die Verarbeitungsmaschine kann als Reaktion auf Benutzerbefehle erfolgen oder als Reaktion auf eine vorhergehende Verarbeitung oder als Reaktion auf eine Aufforderung, die von einer weiteren Verarbeitungsmaschine gestellt wurde.

[0066] Wie hierin verwendet, sind die Begriffe "Software" und "Firmware" untereinander austauschbar und enthalten ein beliebiges Computerprogramm, das zur Ausführung durch einen Computer in einem Speicher, einschließlich eines RAM-Speichers, eines ROM-Speichers, eines EPROM-Speichers, eines EEPROM-Speichers und eines nichtflüchtigen RAM (NVRAM)-Speichers gespeichert ist. Die obigen Speichertypen sind lediglich beispielhaft und sind somit nicht beschränkend in Hinsicht auf die Speicherarten, die zum Speichern eines Computerprogramms verwendbar sind.

[0067] Es sollte verständlich sein, dass die obige Beschreibung lediglich veranschaulichend und nicht beschränkend sein soll. Beispielsweise können die oben beschriebenen Ausführungsformen (und/oder deren Aspekte) in Kombination miteinander verwendet werden. Außerdem können viele Modifikationen vorgenommen werden, um eine besondere Situation oder ein Material an die Lehren der verschiedenen Ausführungsformen des hierin offenbarten Gegenstands anzupassen, ohne von ihrem Umfang abzuweichen. Während beabsichtigt ist, dass die Abmessungen und Arten der hierin beschriebenen Materialien die Parameter der verschiedenen Ausführungsformen des hierin offenbarten Gegenstands definieren, sind die Ausführungsformen in keiner Wei-

se einschränkend und stellen lediglich beispielhafte Ausführungsformen dar. Viele andere Ausführungsformen werden einem Fachmann nach Durchsicht der obigen Beschreibung offensichtlich. Der Umfang der verschiedenen Ausführungsformen des hierin offenbarten Gegenstands sollte deshalb mit Bezug auf die beigefügten Ansprüche, samt des vollständigen Umfangs von Äquivalenten, für die solche Ansprüche gelten, festgestellt werden. In den beigefügten Ansprüchen werden die Begriffe "aufweisen" und "in der/dem" als äquivalente der entsprechenden Begriffe "enthalten" und "worin" verwendet. Außerdem werden in den folgenden Ansprüchen die Begriffe "erste", "zweite", "dritte, usw. lediglich als Bezweichnungen verwendet und sollen keine numerischen Anforderungen an ihre Objekte stellen. Ferner sind die Beschränkungen der folgenden Ansprüche nicht in dem Format „Mittel-plus-Funktion“ geschrieben und sollten nicht auf der Basis von 35 U.S.C. § 112, Paragraph 6, interpretiert werden, es sei denn, sofern und solange solche Anspruchsbeschränkungen nicht ausdrücklich die Phrase „als Mittel für“ verwenden, gefolgt von einer Angabe der Funktion ohne weitere Struktur verwenden.

[0068] Diese schriftliche Beschreibung verwendet Beispiele, um die verschiedenen Ausführungsformen des hierin offenbarten Gegenstands, einschließlich der besten Ausführungsart, zu offenbaren und auch um einen Fachmann zu befähigen, die Erfindung umzusetzen, wozu die Herstellung und Verwendung beliebiger Vorrichtungen oder Systeme und die Durchführung beliebiger enthaltener Verfahren gehören. Der patentierbare Umfang der verschiedenen Ausführungsformen des hierin offenbarten Gegenstands ist durch die Ansprüche festgelegt und kann weitere Beispiele einschließen, die Fachleuten einfallen. Solche weiteren Beispiele sollen innerhalb des Umfangs der Ansprüche liegen, 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.

[0069] Es sind Anodentargets für eine Röntgenröhre und Verfahren zur Steuerung von Röntgenröhren für Röntgensysteme geschaffen. Ein Röntgensystem **10** enthält einen Feldgenerator **14**, **16**, der eingerichtet ist, um ein Feld zu erzeugen, einen Elektronenstrahlgenerator **60**, der eingerichtet ist, um einen in Richtung eines Targets gerichteten Elektronenstrahl zu erzeugen, und eine Spannungssteuereinrichtung **1228**, die eingerichtet ist, um den Elektronenstrahlgenerator zu steuern, um einen Elektronenstrahl auf einem ersten Energieniveau **18** und einen Elektronenstrahl auf einem zweiten Energieniveau **20** zu erzeugen. Das Röntgensystem enthält ferner eine Feldgenerator-Steuereinrichtung auf, die eingerichtet ist, um ein Feld zu steuern, um wenigstens einen der Elektronenstrahlen abzulenken, wobei der Elektronenstrahl

22 auf dem ersten Energieniveau **18** auf das Target **28** an einer ersten Kontaktposition **24** auftritt und der Elektronenstrahl **22** auf dem zweiten Energieniveau **20** auf das Target an einer zweiten Kontaktposition **26** auftritt. Die erste Kontaktposition **24** und die zweite Kontaktposition **26** sind eingerichtet, um Röntgenstrahlen zu filtern.

Bezugszeichenliste

10	System
12	Emitter
18	Elektronenstrahl
20	Elektronenstrahl
22	Achse
24	Bereich
26	Bereich
28	Anode
36	Computer
60	Röntgenröhre
62	Brennfleck
64	Brennfleck
66	Elektronenstrahlen
68	Kathode
70	Target
72	Anode
74	Gehäuse
76	Winkelliger Abschnitt
78	Targetoberfläche
80	Drehpunkt
90	Brennfleck
92	Brennfleck
902	Spannung
904	Spannung
906	Dauer
908	Zeitpunkt
910	Zeitpunkt
912	Ansichten
914	Dauer
916	Zeitpunkt
918	Zeitpunkt
920	Ansichten
922	Dauer
924	Zeitpunkt
926	Zeitpunkt
928	Ansichten
930	Übergang
932	Ansicht
934	Zeitpunkt
936	Zeitpunkt
938	Punkt
940	Ansicht
942	Zeitpunkt
1002	Kurve
1004	Kurve
1102	Kurve
1210	CT-Bildgebungssystem
1212	Gantry
1214	Strahlungsquelle
1216	Konusstrahl

1218	Multischicht-Detektorarray
1220	Elemente
1222	Patient
1224	Drehmittelpunkt
1226	Steuerungsmechanismus
1228	Strahlungssteuerung
1230	Gantrymotorsteuereinrichtung
1232	DAS
1234	Rekonstruktionseinrichtung
1236	Computer
1238	Massenspeichereinrichtung
1240	Konsole
1242	Anzeigesystem
1244	Tischmotorsteuerung
1246	motorisierter Tisch
1248	Gantryöffnung
1250	Vorrichtung
1252	Computer lesbares Medium
1322	Patient
1348	Gantryöffnung

Patentansprüche

1. Röntgensystem (**10**), das aufweist:
einen Feldgenerator (**14**, **16**), der eingerichtet ist, um ein Feld zu erzeugen;
einen Elektronenstrahlgenerator (**60**), der eingerichtet ist, um einen in Richtung eines Targets gerichteten Elektronenstrahl zu erzeugen;
eine Spannungssteuerungseinrichtung (**1228**), die eingerichtet ist, um den Elektronenstrahlgenerator zu steuern, um einen Elektronenstrahl auf einem ersten Energieniveau (**18**) und einen Elektronenstrahl auf einem zweiten Energieniveau (**20**) zu erzeugen; und
eine Feldgenerator-Steuerungseinrichtung (**14**, **16**), die eingerichtet ist, um ein Feld zu steuern, um wenigstens einen der Elektronenstrahlen abzulenken, wobei der Elektronenstrahl (**22**) auf dem ersten Energieniveau (**18**) auf das Target (**28**) an einer ersten Kontaktposition (**24**) auftrifft und der Elektronenstrahl (**22**) auf dem zweiten Energieniveau (**20**) auf das Target an einer zweiten Kontaktposition (**26**) auftrifft und wobei die erste Kontaktposition (**24**) und die zweite Kontaktposition (**26**) eingerichtet sind, um Röntgenstrahlen zu filtern.

2. Röntgensystem (**10**) nach Anspruch 1, wobei das Target (**28**) eingerichtet ist, um eine erste Filterung von Niederenergie-Röntgenstrahlen in einem ersten Niederenergieniveau-Spektrum (**18**) und eine zweite Filterung von Niederenergie-Röntgenstrahlen in einem zweiten Hochenergieniveau-Spektrum (**20**) zu erzielen, wobei die erste Filterung geringer ist als die zweite Filterung.

3. Röntgensystem (**10**) nach Anspruch 1, wobei die elektronische Schaltung (**1228**) Für einen Übergang von der ersten Spannung zu der zweiten Spannung in einer Zeitdauer von weniger als 1 Sekunde eingerichtet ist.

4. Röntgensystem (**10**) nach Anspruch 1, wobei die erste Kontaktposition (**24**) und die zweite Kontaktposition (**26**) unterschiedliche Target-Materialien aufweisen.

5. Röntgensystem (**10**) nach Anspruch 1, wobei die erste Kontaktposition (**24**) und die zweite Kontaktposition (**26**) unterschiedliche Target-Winkel aufweisen.

6. Röntgensystem (**10**) nach Anspruch 1, wobei die erste Kontaktposition (**24**) und die zweite Kontaktposition (**26**) Target-Materialien mit unterschiedlichen Dicken aufweisen.

7. Röntgensystem (**10**) nach Anspruch 1, wobei die erste Kontaktposition (**24**) und die zweite Kontaktposition (**26**) wenigstens eins von unterschiedlichen Target-Materialien, unterschiedlichen Target-Winkeln oder unterschiedlichen Dicken aufweisen.

8. Röntgensystem (**10**) nach Anspruch 1, wobei die erste Spannung zwischen ungefähr 60 kVp und ungefähr 80 kVp beträgt.

9. Röntgensystem (**10**) nach Anspruch 1, wobei die zweite Spannung zwischen ungefähr 110 kVp und ungefähr 160 kVp beträgt.

10. Röntgensystem (**10**) nach Anspruch 1, wobei die Niederenergie-Daten und die Hochenergie-Daten gleichzeitig akquiriert werden.

Es folgen 10 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

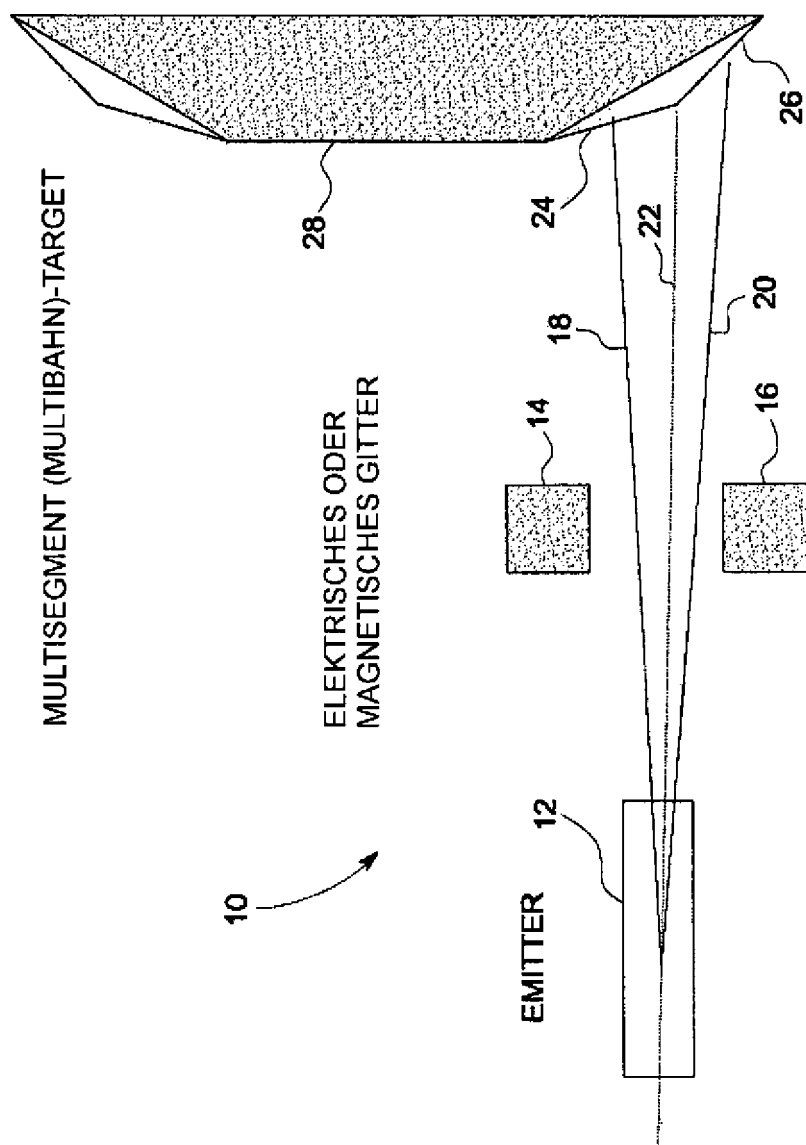


FIG.1

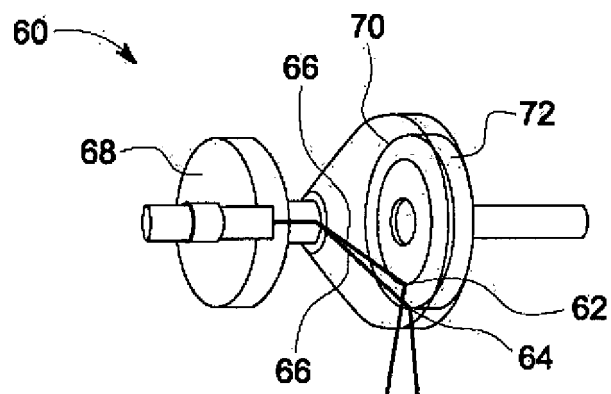


FIG. 2

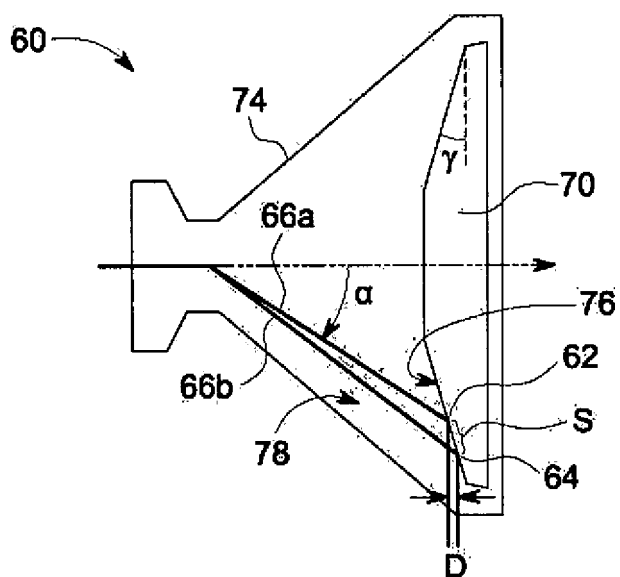


FIG. 3

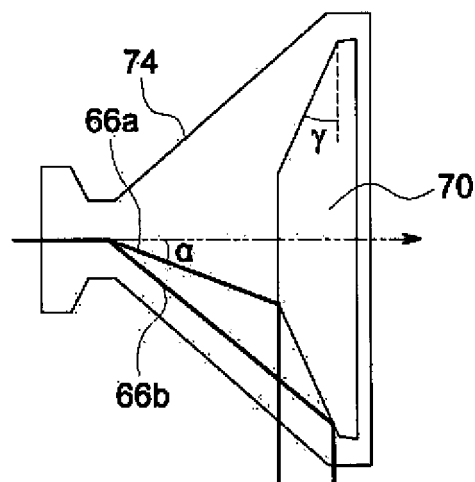


FIG. 4

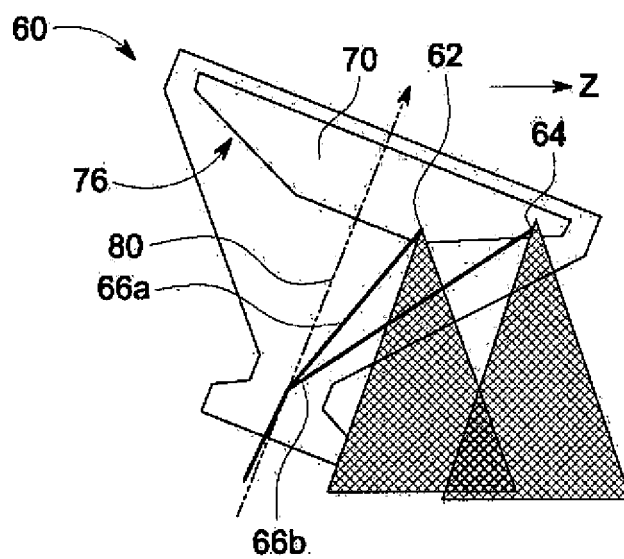


FIG. 5

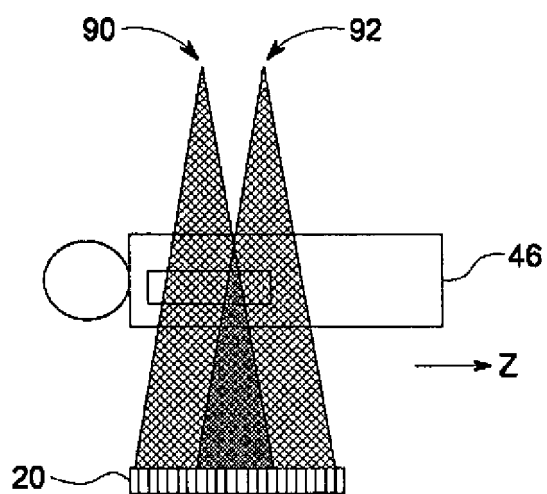


FIG. 6

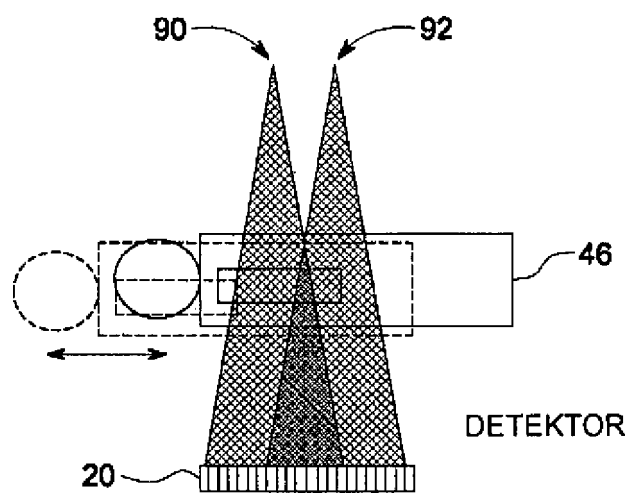


FIG. 7

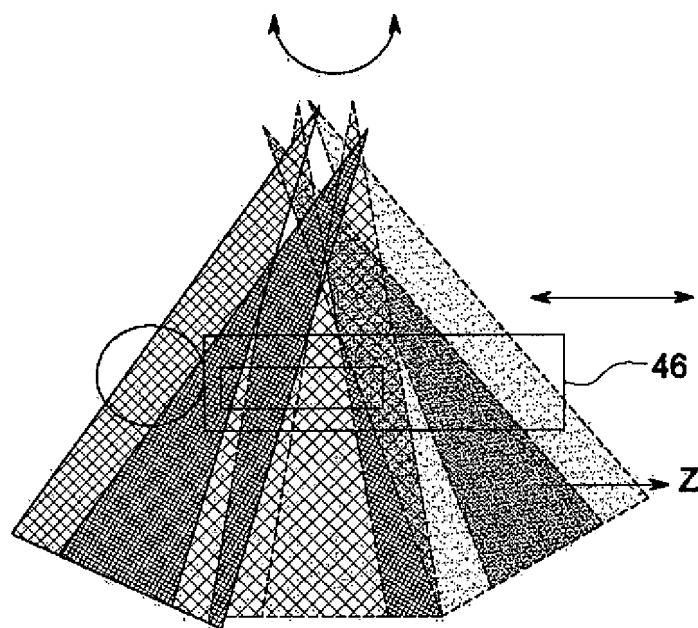


FIG.8

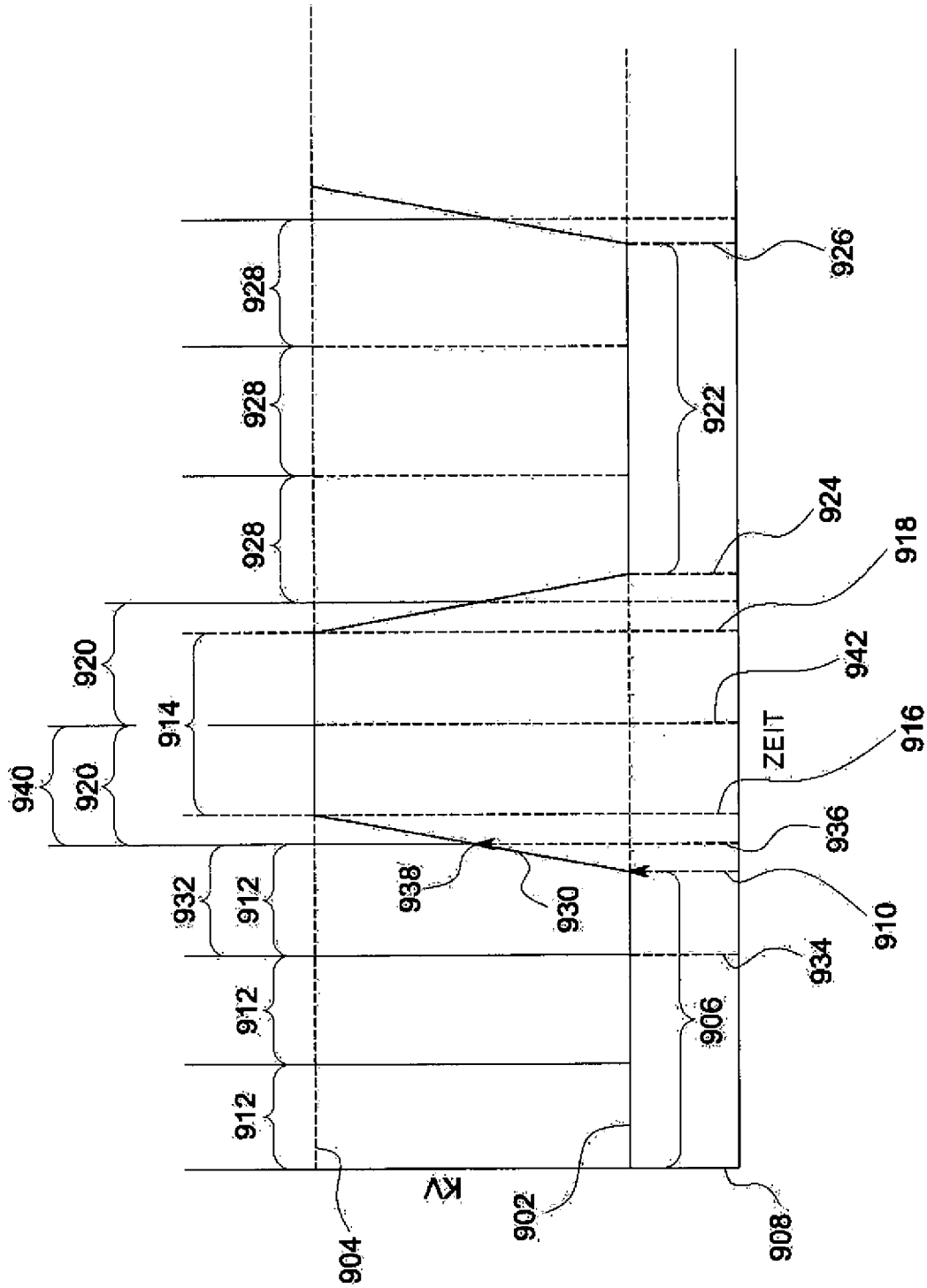


Fig. 9

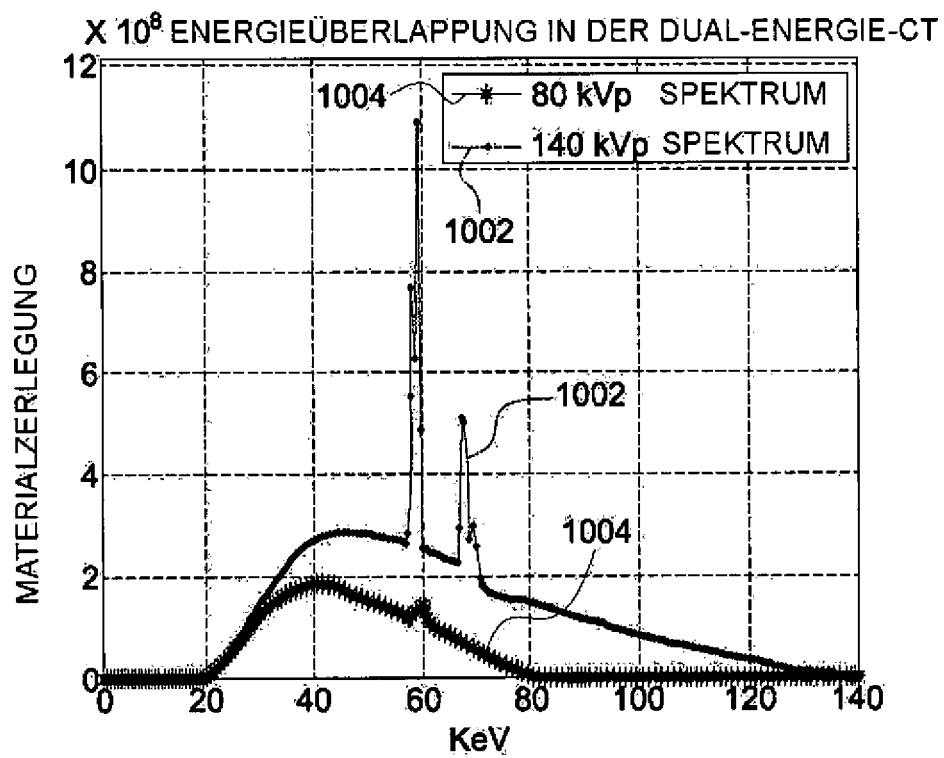


FIG.10

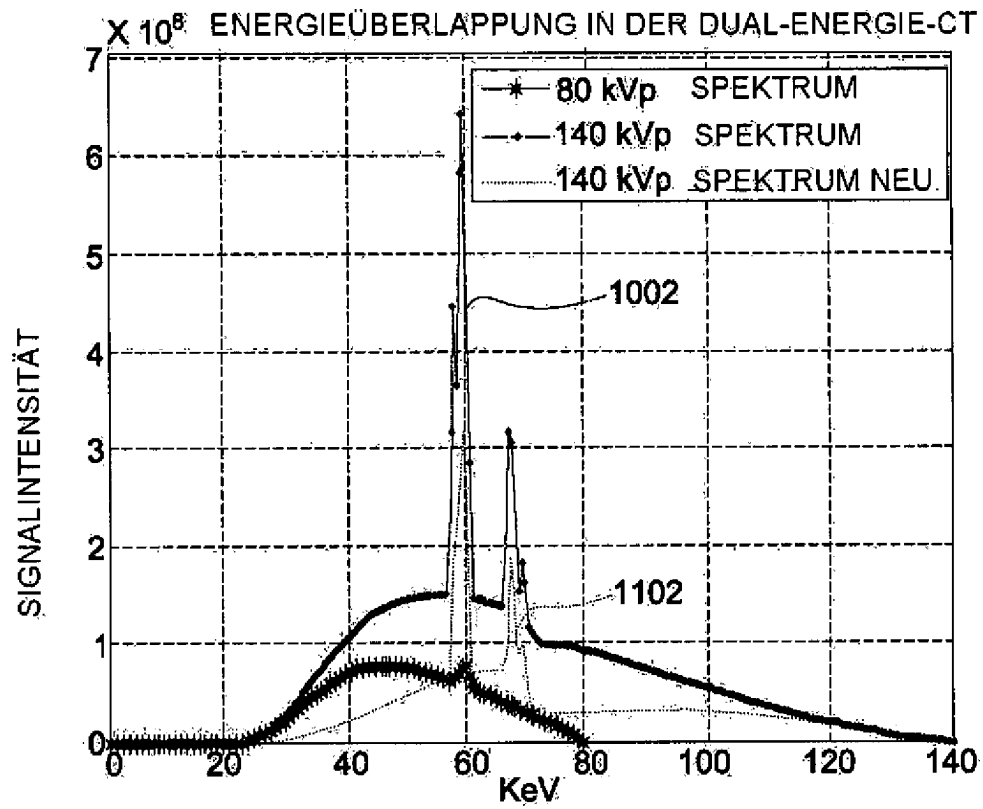


FIG.11

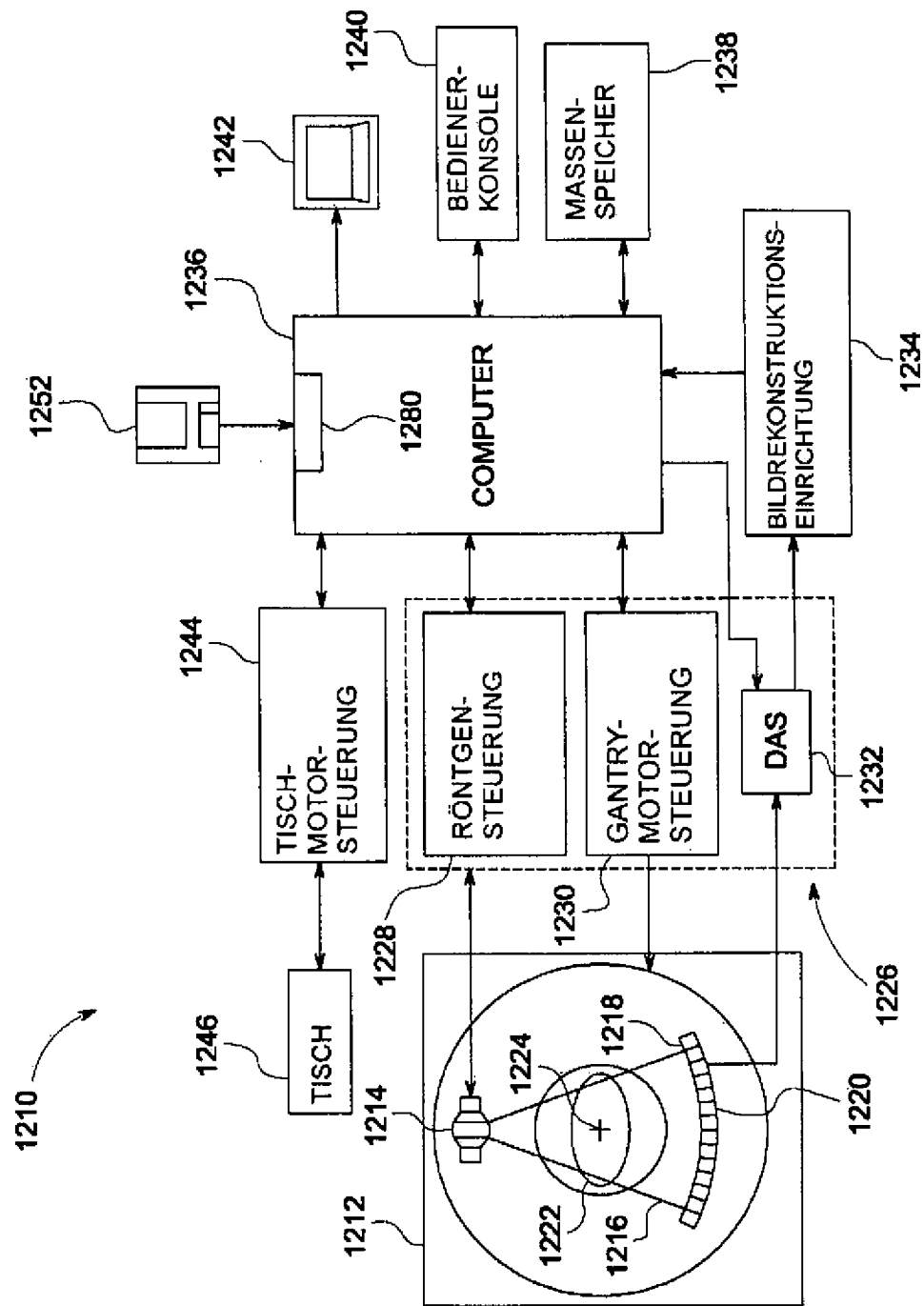


FIG. 12

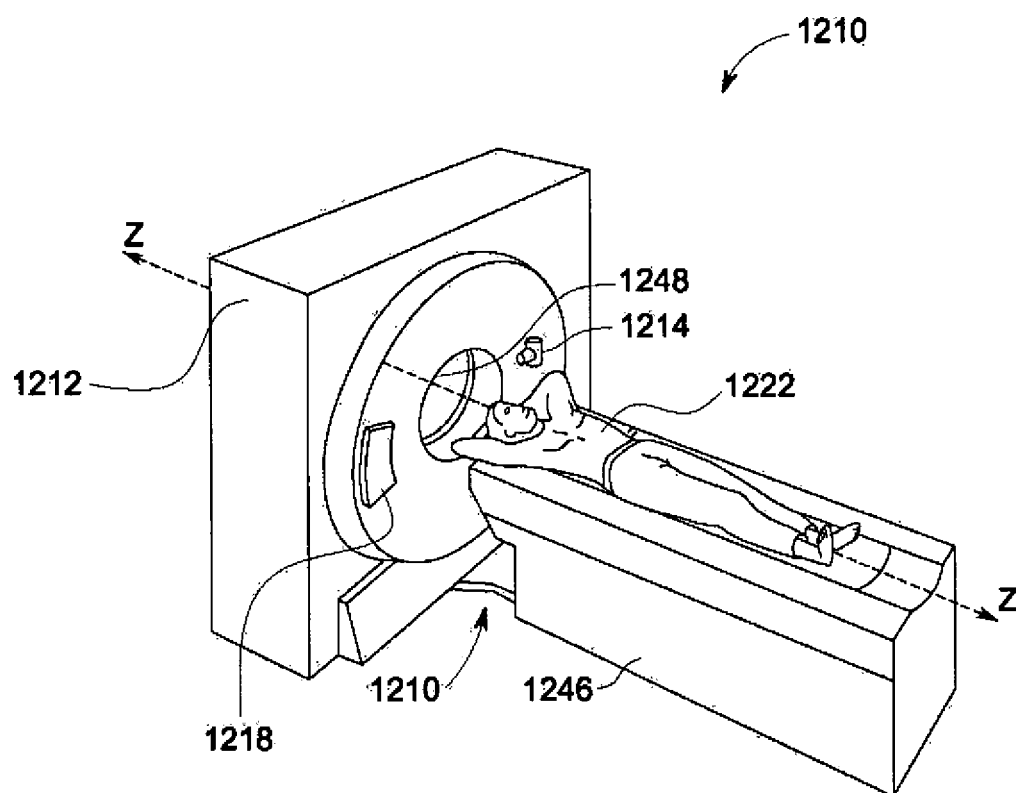


FIG. 13