



(10) **DE 10 2011 080 263 B4** 2013.09.26

(12)

Patentschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2011 080 263.0**
(22) Anmeldetag: **02.08.2011**
(43) Offenlegungstag: **07.02.2013**
(45) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung: **26.09.2013**

(51) Int Cl.: **H05G 1/61 (2011.01)**
A61B 6/02 (2011.01)
A61B 6/03 (2011.01)
G01N 23/04 (2011.01)
G01N 23/00 (2011.01)
H05G 1/52 (2011.01)

Innerhalb von drei Monaten nach Veröffentlichung der Patenterteilung kann nach § 59 Patentgesetz gegen das Patent Einspruch erhoben werden. Der Einspruch ist schriftlich zu erklären und zu begründen. Innerhalb der Einspruchsfrist ist eine Einspruchsgebühr in Höhe von 200 Euro zu entrichten (§ 6 Patentkostengesetz in Verbindung mit der Anlage zu § 2 Abs. 1 Patentkostengesetz).

(73) Patentinhaber:
Siemens Aktiengesellschaft, 80333, München, DE

(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht
gezogene Druckschriften:

(72) Erfinder:
**Boese, Jan, Dr., 90542, Eckental, DE; Dennerlein,
Frank, Dr., 91301, Forchheim, DE; Redel, Thomas,
Dr., 91099, Poxdorf, DE**

DE 198 02 405 A1
DE 10 2008 034 584 A1
US 2010 / 0 054 395 A1

(54) Bezeichnung: **Vorrichtung zur Röntgenbildgebung für Projektionsradiographie und Computertomographie sowie ein entsprechend ausgebildetes Verfahren zur Röntgenbildgebung**

(57) Hauptanspruch: Vorrichtung zur Röntgenbildgebung mit wenigstens

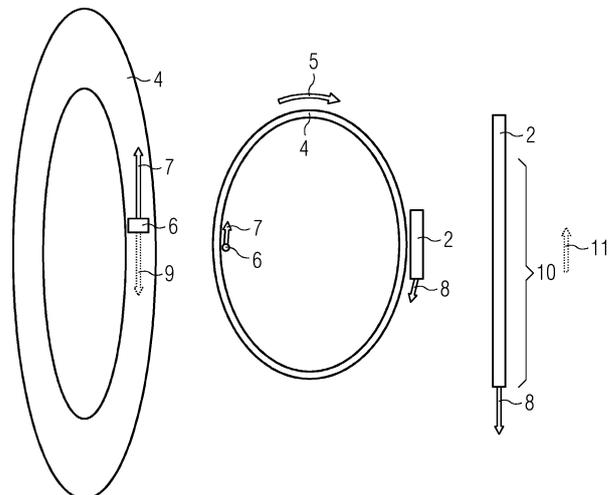
– einem um ein Untersuchungsvolumen (18) rotierbaren Röntgenbildsystem (1, 2), das eine Röntgenquelle (1) und einen der Röntgenquelle (1) gegenüberliegenden Röntgendetektor (2) mit mehreren Zeilen und Spalten von Detektorelementen aufweist,

– einer Steuereinrichtung (14), die das Röntgenbildsystem (1, 2) in einem Betriebsmodus der Vorrichtung so steuert, dass während einer kontinuierlichen Rotation des Röntgenbildsystems (1, 2) wenigstens ein 2-D-Projektionsbild eines im Untersuchungsvolumen (18) befindlichen Objektes (17) aufgenommen wird, und

– einer Bilderzeugungseinrichtung (20), die das 2-D-Projektionsbild aus Messdaten des Röntgendetektors (2) erzeugen kann, dadurch gekennzeichnet,

dass die Röntgenquelle (1) einen in der Position veränderbaren Röntgenfokus (6) aufweist, der sich während der Aufnahme des 2-D-Projektionsbildes entgegen einer Rotationsrichtung der Röntgenquelle (1) bewegt, so dass sich seine räumliche Position in einem ortsfesten Koordinatensystem nicht oder wenigstens in geringerem Maße ändert als die Position der Röntgenquelle (1), und dass die Steuereinrichtung (14) das Röntgenbildsystem (2) in dem einen Betriebsmodus so ansteuert, dass die Aufnahme des 2-D-Projektionsbildes durch aufeinanderfolgende Aufnahmen mehrerer 2-D-Teilbilder (28) erfolgt, aus denen die Bilderzeugungseinrichtung (20) das 2-D-Projektionsbild dann so berechnet, dass die Rotationsbewegung des Röntgendetektors (2) während der Aufnahme der 2-D-Teilbilder (28) zumindest annähernd kompensiert wird,

wobei die 2-D-Teilbilder vollständige 2-D-Projektionsbilder sind, die lediglich mit einer kürzeren Belichtungszeit aufgenommen werden, als sie das endgültige 2-D-Projektionsbild aufweisen soll.



Beschreibung

[0001] Die vorliegende Erfindung betrifft eine Vorrichtung zur Röntgenbildgebung mit wenigstens einem um ein Untersuchungsvolumen rotierbaren Röntgenbildsystem, das eine Röntgenquelle mit einem Röntgenfokus und einen der Röntgenquelle gegenüber liegenden Röntgendetektor mit mehreren Zeilen und Spalten von Detektorelementen aufweist, einer Steuereinrichtung, die das Röntgenbildsystem in einem Betriebsmodus der Vorrichtung so steuert, dass während einer kontinuierlichen Rotation des Röntgenbildsystems wenigstens ein 2-D-Projektionsbild eines im Untersuchungsvolumen befindlichen Objektes aufgenommen wird, und einer Bilderzeugungseinrichtung, die das 2-D-Projektionsbild aus Messdaten des Röntgendetektors erzeugen kann. Die Erfindung betrifft auch ein entsprechend ausgebildetes Verfahren zur Röntgenbildgebung.

[0002] Mit Vorrichtungen zur Röntgenbildgebung können sowohl hochaufgelöste 2-D-Projektionsansichten als auch 3-D-Darstellungen der inneren Strukturen eines Objektes gewonnen werden. Bei einigen Anwendungen ist es wünschenswert, mit dem gleichen Gerät sowohl ein oder mehrere 2-D-Projektionsbilder als auch 3-D-Tomographiebilder gleichzeitig oder in kurzen zeitlichen Abständen zu erzeugen. In der DE 198 02 405 A1 ist ein dafür ausgebildeter Computertomograph beschrieben, der zwei getrennte Röntgenbildsysteme am Drehrahmen aufweist. Das erste Röntgenbildsystem mit einer Röntgenröhre und einem Flachdetektor mit mehreren Zeilen und Spalten von Detektorelementen bzw. Pixeln dient der Aufzeichnung eines 2-D-Projektionsbildes. Das zweite Röntgenbildsystem ist zur Aufzeichnung von 3-D-Tomographiebildern ausgebildet. Durch den gleichzeitigen Betrieb beider Röntgenbildsysteme können während der Aufzeichnung des 3-D-Tomographiebildes auch wiederholt 2-D-Projektionsbilder aufgenommen werden.

[0003] Für die Aufnahme eines 2-D-Projektionsbildes mit hoher Bildqualität, insbesondere einem hohen Signal-/Rauschverhältnis ist eine ausreichend hohe Strahlendosis erforderlich. Damit darf die Belichtungszeit für die Bildaufnahme nicht zu kurz gewählt werden. Die Pulsdauer bzw. Belichtungszeit für eine derartige 2-D-Bildaufnahme im Fluoroskopie-Modus liegt üblicherweise bei etwa 4 bis 10 ms. Bei dem oben angeführten Hybridsystem mit den beiden getrennten Röntgenbildsystemen für Tomographie- und Projektionsbilder dreht sich der Drehrahmen mit den Röntgenbildsystemen während der Aufzeichnung des 2-D-Projektionsbildes. Bei einer typischen Rotationsgeschwindigkeit des Drehrahmens von einer Rotation pro Sekunde um das abzubildende Objekt legt der Flachdetektor pro Pulsdauer, d. h. pro Belichtung, etwa 13–31 mm zurück (bei einem Abstand zwischen Röntgenquelle und Röntgendetektor

von 1000 mm). Dies führt in dem 2-D-Projektionsbild zu einer Bewegungsunschärfe und damit wiederum zu reduzierter Bildqualität.

[0004] Zur Verminderung dieser Problematik wird derzeit die Rotationsgeschwindigkeit des Drehrahmens während der Bildaufzeichnung des 2-D-Projektionsbildes verringert oder alternativ der Drehrahmen vollständig angehalten. Allerdings sind dann für die Aufzeichnung mehrerer 2-D-Projektionsbilder häufige Geschwindigkeitsänderungen des Drehrahmens erforderlich, welche zeit- und energieaufwändig sind. Die DE 10 2008 034 584 A1 offenbart einen um eine Systemachse drehbaren Anodenring, wobei die Drehrichtung des Anodenrings und des Fokus entgegengesetzt sind. Die US 2010/0 054 395 A1 offenbart ein Computertomographiegerät mit beweglichen Kollimatoren zur Verstellung des Röntgenfokus.

[0005] Die Aufgabe der vorliegenden Erfindung besteht darin, eine Vorrichtung und ein Verfahren zur Röntgenbildgebung anzugeben, mit denen 2-D-Projektionsbilder hoher Bildqualität während einer kontinuierlichen Rotation des Röntgenbildsystems um das Untersuchungsvolumen aufgezeichnet werden können, ohne die Rotationsgeschwindigkeit während der Bildaufnahme zu verringern. Die Vorrichtung und das Verfahren sollen dabei vor allem die gleichzeitige Aufzeichnung von 3-D-Tomographie- und 2-D-Projektionsbildern in einem Hybridsystem ermöglichen, das zwei getrennte Röntgenbildsysteme für die beiden Bildarten aufweist.

[0006] Die Aufgabe wird erfindungsgemäß für eine Vorrichtung zur Röntgenbildgebung der eingangs genannten Art gemäß dem Patentanspruch 1 und für ein Verfahren gemäß dem Patentanspruch 9 gelöst. Vorteilhafte Ausgestaltungen des Verfahrens sowie der Datenverarbeitungseinrichtung sind Gegenstand der abhängigen Patentansprüche oder lassen sich der nachfolgenden Beschreibung sowie dem Ausführungsbeispiel entnehmen.

[0007] Die vorgeschlagene Erfindung bezieht sich in einer bevorzugten Ausgestaltung auf ein Hybridsystem mit mindestens zwei getrennten Röntgenbildsystemen, von denen ein erstes Röntgenbildsystem für die Bildaufzeichnung der 2-D-Projektionsbilder und das zweite Röntgenbildsystem für die Aufzeichnung der 3-D-Tomographiebilder ausgebildet ist. In einer vereinfachten Ausgestaltung kann die vorgeschlagene Vorrichtung jedoch auch nur ein einziges Röntgenbildsystem aufweisen, mit dem sowohl 2-D-Projektionsbilder als auch 3-D-Tomographiebilder aufgezeichnet werden können. Die Bildaufnahme erfolgt dann sequentiell, so dass die Bildaufnahme der 3-D-Tomographiebilder für die Bildaufnahme eines 2-D-Projektionsbildes kurz unterbrochen wird, ohne jedoch die Rotationsgeschwindigkeit der beiden Röntgenbildsysteme zu verändern.

[0008] Die vorgeschlagene Vorrichtung umfasst dementsprechend wenigstens ein um ein Untersuchungsvolumen rotierbares Röntgenbildsystem, das eine Röntgenquelle mit einem Röntgenfokus und einen der Röntgenquelle gegenüber liegenden Röntgendetektor aufweist, der vorzugsweise als Flachdetektor ausgebildet ist. Der Röntgendetektor weist eine Anzahl an Zeilen und Spalten von Detektorelementen bzw. Pixeln auf, die für die Aufzeichnung von 2-D-Projektions- bzw. 2-D-Fluoroskopiebildern ausreichend ist. Die Vorrichtung umfasst eine Steuereinrichtung, die dieses Röntgenbildsystem in einem Betriebsmodus der Vorrichtung so steuert, dass während einer kontinuierlichen Rotation des Röntgenbildsystems um das Untersuchungsvolumen wenigstens ein 2-D-Projektionsbild eines im Untersuchungsvolumen angeordneten Objektes aufgenommen wird. In einer Bilderzeugungseinrichtung werden die vom Röntgendetektor gelieferten Messwerte bzw. Messdaten zur Erzeugung des 2-D-Projektionsbildes verarbeitet. Das entsprechend erzeugte Bild wird dann auf einem Speichermedium abgespeichert und/oder an einem Bildschirm angezeigt. Die vorgeschlagene Vorrichtung zeichnet sich dadurch aus, dass eine Röntgenquelle mit einem in der Position innerhalb der Röntgenquelle veränderbaren Röntgenfokus eingesetzt wird, der sich während der Aufnahme des 2-D-Projektionsbildes entgegen der Rotations- bzw. Drehrichtung der Röntgenquelle so bewegt, dass sich seine räumliche Position in einem ortsfesten Koordinatensystem nicht oder wenigstens in geringerem Maße ändert als ohne diese Bewegung innerhalb der Röntgenquelle. Die Röntgenquelle wird hierzu von der Steuereinrichtung entsprechend angesteuert. Weiterhin werden durch den Röntgendetektor zur Aufnahme des 2-D-Projektionsbildes nacheinander mehrere 2-D-Teilbilder aufgezeichnet, aus denen die Bilderzeugungseinrichtung dann das 2-D-Projektionsbild berechnet. Unter einem 2-D-Teilbild wird hierbei ein vollständiges 2-D-Projektionsbild verstanden, das lediglich mit einer kürzeren Belichtungszeit aufgenommen wird als sie das endgültige 2-D-Projektionsbild aufweisen soll, das aus diesen Teilbildern berechnet wird. Die Berechnung erfolgt dabei so, dass die Rotations- bzw. Drehbewegung des Röntgendetektors während der Aufnahme der 2-D-Teilbilder zumindest annähernd kompensiert wird. Die einzelnen 2-D-Teilbilder werden hierzu bei der Berechnung entsprechend der zwischen diesen Bildern erfolgten Drehbewegung des Röntgendetektors gegeneinander verschoben, um jeweils die Bilddaten der gleichen Strukturen des abgebildeten Objektes bei der Berechnung des 2-D-Projektionsbildes zu überlagern. Durch geeignete Summierung oder Mittelung der Einzelbilder entsteht dann das 2-D-Projektions- bzw. Fluoreszenzbild.

[0009] Bei der vorgeschlagenen Vorrichtung sowie dem zugehörigen Verfahren wird zur Vermeidung der Bewegungsunschärfe die sehr genau bekannte Be-

wegung bzw. Rotation des Röntgenbildsystems um das Untersuchungsvolumen während der Bildaufnahme des 2-D-Projektionsbildes bzw. der 2-D-Teilbilder durch eine nicht-mechanische Ausgleichsbewegung wenigstens teilweise kompensiert. Diese Ausgleichsbewegung muss sowohl den Röntgenfokus als auch den Röntgendetektor umfassen. Bei dem Röntgenfokus wird dies durch Einsatz einer Röntgenquelle erreicht, bei der sich die Position des Röntgenfokus in der Röntgenquelle durch geeignete Steuerung verschieben lässt. Derartige Röntgenquellen sind aus anderen Anwendungen bekannt, bspw. aus dem Bereich der diagnostischen Computertomographie (Flying Focal Spot Methode). Bei der vorgeschlagenen Vorrichtung und dem zugehörigen Verfahren wird der Röntgenfokus dabei während der Bildaufnahme des 2-D-Projektionsbildes entgegen der Drehrichtung der Röntgenquelle so bewegt, dass er im raumfesten Koordinatensystem der Vorrichtung während der Bildaufnahme vorzugsweise statisch ist.

[0010] In einer vorteilhaften Ausgestaltung wird eine Röntgenröhre eingesetzt, bei der der Röntgenfokus bzw. Röntgenbrennfleck durch Beschleunigung eines Elektronenstrahls auf ein Röntgentarget erzeugt wird. Durch elektronische Ablenkung des Elektronenstrahls kann dann der Röntgenfokus auf dem Target in der Position verändert werden. Die elektronische Ab- bzw. Auslenkung kann sehr schnell erfolgen und präzise gesteuert werden.

[0011] Der Ausgleich der Bewegung des Röntgendetektors erfolgt rechnerisch, indem die mehreren nacheinander während der Drehbewegung aufgezeichneten 2-D-Teilbilder geeignet entgegen der Drehrichtung gegeneinander verschoben und dann miteinander verrechnet werden. Dies kann in einer Ausgestaltung mit einem bildbasierten Verfahren erfolgen, mit dem die Einzelbilder miteinander registriert werden, so dass die einzelnen Pixel jedes Bildes einander zugeordnet werden, die die gleiche Stelle des Untersuchungsobjektes zeigen. Die Intensitäten der jeweils zugeordneten Pixel werden dann in geeigneter Weise summiert oder gemittelt, um das endgültige 2-D-Projektionsbild zu erhalten. Geeignete Verfahren zur bildbasierten Registrierung von digitalen Bildern sind dem Fachmann bekannt.

[0012] In einer anderen Ausgestaltung wird die Kenntnis über die Drehbewegung des Röntgendetektors genutzt, um die Einzelbilder vor der Berechnung, d. h. pixelweisen Summation oder Mittelwertbildung, geeignet gegeneinander zu verschieben und dadurch die Drehbewegung zwischen den Einzelbildern zu kompensieren.

[0013] In einer vorteilhaften Ausgestaltung der vorgeschlagenen Vorrichtung ist zusätzlich zu dem Röntgenbildsystem für die Aufzeichnung der 2-D-Projektionsbilder ein zweites Röntgenbildsystem mit

einer Röntgenquelle und einem der Röntgenquelle gegenüber liegenden Röntgendetektor vorhanden, das zur Aufzeichnung von 3-D-Tomographiebildern ausgebildet ist. Der Röntgendetektor kann hierbei eine geringere Anzahl an Zeilen und/oder Spalten aufweisen als der Röntgendetektor des anderen Röntgenbildsystems. Die Steuereinrichtung und die Bildauswerteeinrichtung sind in diesem Fall dann ebenfalls zur Steuerung der Bildaufzeichnung eines 3-D-Tomographiebildes bzw. zur Erzeugung eines 3-D-Tomographiebildes aus den Messdaten oder Messwerten des Röntgendetektors dieses zweiten Röntgenbildsystems ausgebildet. Die beiden Röntgenbildsysteme sind vorzugsweise in Drehrichtung gegeneinander versetzt angeordnet, beispielsweise um einen Winkel von 90° gegeneinander versetzt. Ein derartiges Hybridsystem ist beispielsweise aus der in der Beschreibungseinleitung genannten DE 198 02 405 A1 bekannt.

[0014] Die Steuereinrichtung ist bei dieser Ausgestaltung vorzugsweise so ausgebildet, dass sie während der Bildaufzeichnung eines 3-D-Tomographiebildes durch das zweite Röntgenbildsystem das erste Röntgenbildsystem wiederholt zur gleichzeitigen Aufzeichnung eines 2-D-Projektionsbildes ansteuert. Eine Veränderung der Rotationsgeschwindigkeit der beiden Röntgenbildsysteme um das Untersuchungsvolumen ist dabei nicht erforderlich. Ebenso muss die Bildaufzeichnung des 3-D-Tomographie-Bildes während der Bildaufzeichnung des 2-D-Projektionsbildes nicht unterbrochen werden. Die Vorrichtung ermöglicht dennoch die 2-D-Projektionsbildgebung auch während einer schnellen Bewegung der Röntgenbildaufnahmesysteme in hoher Qualität, da durch die dargestellten Kompensationsmaßnahmen die Bewegung des Röntgenfokus sowie des Röntgendetektors während der Belichtung verringert oder ausgeglichen wird. Dies betrifft insbesondere die Kompensationsbewegung des Röntgenfokus bzw. Röntgenbrennflecks sowie die Mehrfachaufnahmen des Röntgendetektors während der Belichtung bzw. Röntgenpulsdauer zur Aufnahme des 2-D-Projektionsbildes.

[0015] Die vorgeschlagene Vorrichtung kann beispielsweise als Computertomograph ausgebildet sein, wobei dann das erste und gegebenenfalls zweite Röntgenbildsystem in bekannter Weise am Drehrahmen des Computertomographen angeordnet sind. Die Vorrichtung kann auch als C-Bogen-Gerät ausgebildet sein, wobei dann das erste und gegebenenfalls zweite Röntgenbildsystem am C-Bogen dieses Gerätes befestigt sind.

[0016] Bei dem vorgeschlagenen Verfahren wird somit mit einem um ein Untersuchungsvolumen rotierbaren Röntgenbildsystem während der kontinuierlichen Rotation des Röntgenbildsystems wenigstens ein 2-D-Projektionsbild aufgenommen. Während dieser Aufnahme wird der Röntgenfokus der eingesetz-

ten Röntgenquelle entgegen der Drehrichtung so in der Röntgenquelle bewegt, dass seine räumliche Position im ortsfesten Koordinatensystem der Vorrichtung vorzugsweise fest bzw. statisch ist. Selbst bei einer gegenüber der Drehbewegung lediglich verringerten resultierenden Bewegung im raumfesten Koordinatensystem der Vorrichtung wird schon eine höhere Bildqualität erreicht als ohne diese (Teil-)Kompensationsbewegung. Gleichzeitig werden mit dem Röntgendetektor während der Bildaufzeichnung bzw. Belichtung hintereinander mehrere 2-D-Teilbilder aufgezeichnet, die anschließend so gegeneinander verschoben und dann miteinander verrechnet werden, dass ein 2-D-Projektionsbild erhalten wird, bei dem die Drehbewegung während der Aufnahmezeit zumindest annähernd kompensiert ist.

[0017] Die oben beschriebenen Eigenschaften, Merkmale und Vorteile dieser Erfindung sowie die Art und Weise, wie diese erreicht werden, werden klarer und deutlicher verständlich im Zusammenhang mit der folgenden Beschreibung der Ausführungsbeispiele, die anhand der Zeichnungen näher erläutert werden. Hierbei zeigen:

[0018] [Fig. 1](#) eine schematische Darstellung der Anordnung von Röntgenquelle und Röntgendetektor bei einem C-Bogen-Gerät,

[0019] [Fig. 2](#) eine schematische Darstellung der Anordnung von Röntgenquelle und Röntgendetektor bei einem Computertomographen,

[0020] [Fig. 3](#) eine Darstellung zur Veranschaulichung der Bewegung von Röntgenquelle und Röntgendetektor während einer Rotation des Drehrahmens eines Computertomographen,

[0021] [Fig. 4](#) eine Darstellung der Kompensationsbewegung des Röntgenfokus sowie einer effektiven Detektorfläche des Röntgendetektors gemäß der vorliegenden Erfindung,

[0022] [Fig. 5](#) ein Beispiel für ein Hybridsystem, das gemäß der vorliegenden Erfindung ausgebildet ist,

[0023] [Fig. 6](#) in Seitenansicht und Draufsicht eine schematische Darstellung einer Röntgenröhre mit einer Auslenkeinrichtung zur Bewegung des Röntgenfokus sowie

[0024] [Fig. 7](#) ein Beispiel für die Erzeugung eines 2-D-Projektionsbildes aus Einzelbildern.

[0025] Die Wirkung der vorliegenden Erfindung beruht darauf, dass Bewegungsunschärfe bei der Bildaufzeichnung eines statischen Objektes vermieden werden kann, wenn sich die Aufnahmegeometrie während der Belichtung nicht ändert. Im Falle der Aufzeichnung eines 2-D-Projektionsbildes soll-

ten sich daher die räumlichen Koordinaten des Röntgenfokus bzw. Röntgenbrennflecks und der für die Aufzeichnung genutzten Detektorelemente während der Belichtung nicht ändern. Durch die Drehbewegung des Röntgenbildsystems wird bisher jedoch eine derartige Änderung der Aufnahmegeometrie verursacht. Dies betrifft sowohl Röntgen-C-Bogen-Geräte, bei denen die Röntgenröhre **1** und der Röntgendetektor **2** am C-Bogen **3** des Röntgengerätes befestigt sind, als auch Computertomographen (CT), bei denen Röntgenröhre **1** und Röntgendetektor **2** am Drehrahmen **4** angeordnet sind. In beiden Fällen erfolgt während der Aufzeichnung von 3-D-Tomographiebildern eine Rotation **5** des C-Bogens **3** bzw. des Drehrahmens **4**, wie dies in den [Fig. 1](#) und [Fig. 2](#) angedeutet ist. Soll während dieser Rotation auch ein 2-D-2-Projektionsbild aufgezeichnet werden, so ändert sich während der Belichtung die Aufnahmegeometrie, so dass die unerwünschte Bewegungsunschärfe erzeugt wird. [Fig. 3](#) zeigt hierzu nochmals die Bewegung **7** des Brennflecks **6** sowie die Bewegung **8** des Detektors **2** während einer Aufzeichnung eines 2-D-2-Projektionsbildes am Beispiel eines Computertomographen.

[0026] Im vorliegenden Beispiel wird die Bewegung der Aufnahmegeometrie aufgrund der bekannten mechanischen Systembewegung während der Belichtung durch eine nicht-mechanische Ausgleichsbewegung kompensiert. Diese Ausgleichsbewegung umfasst sowohl die Röntgenquelle als auch den Röntgendetektor und ist im Folgenden anhand der [Fig. 4](#) nochmals näher erläutert. Diese Figur zeigt in unterschiedlichen Ansichten wiederum die Drehbewegung **5** des Drehrahmens **4** eines Computertomographen während einer Belichtung zur Aufnahme eines 2-D-Projektionsbildes sowie die daraus resultierenden Bewegungen **7**, **8** des Brennflecks **6** und des Detektors **2**. Die mechanische Bewegung der Röntgenquelle und damit des Röntgenbrennflecks **6** wird in diesem Beispiel durch eine elektronische Auslenkung des Röntgenbrennflecks **6** in Gegenrichtung kompensiert. Der Brennfleck **6** bewegt sich dabei während der Belichtung in der Röntgenröhre um die gleiche Distanz entgegen der Drehrichtung, um die sich die Röntgenröhre während dieser Zeit in Drehrichtung bewegt. Dies ist mit der gestrichelt angedeuteten Brennfleckbewegung **9** in der Figur angedeutet. Die elektronische Auslenkung des Brennflecks **6** kann mit den gleichen Techniken erfolgen, wie sie beispielsweise in der diagnostischen CT für die Flying-Focal-Spot-Methode zum Einsatz kommen. Die elektronische Auslenkung kann sehr schnell erfolgen und präzise gesteuert werden. Während der Belichtungszeit bzw. Pulsdauer der Röntgenstrahlung wird dabei die Position des Brennflecks **6** linear in tangentialer Richtung ausgelenkt, wobei die Geschwindigkeit der Brennfleckbewegung genau entgegengesetzt der Bahngeschwindigkeit des Drehrahmens ist. Auf diese Weise bleibt der Röntgenfokus im raumfes-

ten Koordinatensystem während der Belichtungsdauer zur Aufnahme des 2-D-Projektionsbildes statisch.

[0027] Zum Ausgleich der Detektorbewegung kommt ein rechnerisches Verfahren zum Einsatz, das darauf beruht, während der Belichtungsphase mehrere Projektionsteilbilder aufzunehmen und diese anschließend zur Erzeugung des gewünschten 2-D-Projektionsbildes zu mitteln. Vor dieser Mittelung erfolgt jedoch eine Registrierung der einzelnen Teilbilder mit bildbasierten Verfahren und/oder durch Nutzung der bekannten Bewegung des Drehrahmens. Dies ist im rechten Teil der [Fig. 3](#) angedeutet. Hierbei werden im einfachsten Fall die Bilder vor der Mittelwertbildung in tangentialer Richtung um einen Wert gegeneinander verschoben, der sich aus dem während der Pulsdauer bzw. Belichtungszeit vom Detektor **2** zurückgelegten Wegstrecke geteilt durch die Anzahl der Teilbilder ergibt. Auf diese Weise wird eine entsprechend verringerte effektive Detektorfläche **10** erhalten, wobei die Teilbild-Pixel, die zum Gesamtbild beitragen, im raumfesten Koordinatensystem nahezu statisch sind. Die resultierende Kompensationsbewegung **11** der effektiven Detektorzone **10** während einer Aufnahme eines 2-D-Projektionsbildes ist in der [Fig. 4](#) schematisch angedeutet.

[0028] [Fig. 5](#) zeigt stark schematisiert ein Beispiel für ein Hybridsystem, bei dem in einem Computertomographen zwei getrennte Röntgenbildsysteme eingesetzt werden. Beide Röntgenbildsysteme bestehen jeweils aus einer Röntgenröhre **1**, **12** sowie einem Röntgendetektor **2**, **13**, die jeweils am Drehrahmen **4** des Computertomographen befestigt sind. Das erste Röntgenbildsystem mit Röntgenröhre **1** und Röntgendetektor **2** ist für die Aufzeichnung von 2-D-Projektionsbildern ausgebildet, während das zweite Röntgenbildsystem **12**, **13** auf die Aufzeichnung von 3-D-Tomographiebildern hin optimiert ist. Eine Steuereinrichtung **14** steuert den Computertomographen und die beiden Röntgenbildsysteme derart, dass während der Rotation des Drehrahmens **4** mit dem zweiten Röntgenbildsystem 3-D-Tomographiebilder aufgezeichnet werden, während gleichzeitig zu verschiedenen Zeiten mit dem ersten Röntgenbildsystem 2-D-Projektionsaufnahmen gemacht werden. Die Röntgenröhren **1**, **12** durchleuchten dabei mit ihren Röntgenstrahlbündeln **15**, **16** ein Objekt **17**, das im Untersuchungsbereich **18** auf einem Patientenlagerungstisch **19** gelagert ist. Die Messwerte bzw. Messdaten der beiden Röntgendetektoren **2**, **13** werden von der Bildauswerteeinrichtung **20** verarbeitet, um die entsprechenden 3-D-Tomographiebilder sowie 2-D-Projektionsbilder zu erzeugen und an einem in der Figur nicht dargestellten Bildschirm darzustellen.

[0029] [Fig. 6](#) zeigt stark schematisiert den Aufbau einer Röntgenröhre mit Glühkathode **21** und der das Target bildenden Anode **22**. Von der Glühkathode **21**

werden die Elektronen emittiert und als Elektronenstrahl **23** auf das Target beschleunigt, um dort die Röntgenstrahlung **24** zu erzeugen, die über ein Fenster **25** in der Röntgenröhre **26** austritt. Bei der vorgeschlagenen Röntgenröhre sind zusätzliche Ablensspulen **27** vorgesehen, die den Elektronenstrahl **23** in der Seitenansicht der Röntgenröhre **26** in Richtung senkrecht zur Blattebene ablenken können. Dies ist in der Draufsicht auf die Röntgenröhre **26** nochmals besser zu erkennen, die die Ablenkung des Elektronenstrahls **23** und damit des erzeugten Röntgenbrennflecks **6** auf der Anode **22** zeigt.

[0030] [Fig. 7](#) zeigt schließlich noch ein Beispiel für drei Teilbilder **28**, die in zeitlicher Abfolge während der Drehbewegung mit dem Röntgendetektor aufgezeichnet wurden. Die einzelnen Pixel sind in der Figur durch die Quadrate in den Teilbildern **28** angedeutet. Durch die Bewegung des Röntgendetektors während der Belichtung verschiebt sich eine Struktur **29** des Objekts in diesem Beispiel jeweils um ein Pixel von Bild zu Bild. Durch entsprechend verschobene Überlagerung der Teilbilder **28**, wie in der Figur angedeutet, kann diese aufgrund der Bewegung erhaltene Verschiebung kompensiert werden. Durch eine Mittelung über die jeweils übereinander liegenden Pixel der auf diese Weise überlagerten Bilder wird dann ein 2-D-Projektionsbild mit entsprechend verminderter Bewegungsunschärfe erzeugt.

[0031] Obwohl die Erfindung im Detail durch die Ausführungsbeispiele näher illustriert und beschrieben wurde, so ist die Erfindung nicht durch die offenbarten Beispiele eingeschränkt und andere Variationen können vom Fachmann hieraus abgeleitet werden, ohne den Schutzzumfang der Erfindung zu verlassen. So können beispielsweise in einer Ausgestaltung der vorgeschlagenen Vorrichtung mit zwei Röntgenbildaufnahmesystemen diese Röntgenbildaufnahmesysteme auch unter einem anderen Winkel gegeneinander versetzt am Drehrahmen oder einem C-Bogen angeordnet sein, als dies in der [Fig. 5](#) dargestellt ist.

Patentansprüche

1. Vorrichtung zur Röntgenbildgebung mit wenigstens
 – einem um ein Untersuchungsvolumen (**18**) rotierbaren Röntgenbildsystem (**1, 2**), das eine Röntgenquelle (**1**) und einen der Röntgenquelle (**1**) gegenüberliegenden Röntgendetektor (**2**) mit mehreren Zeilen und Spalten von Detektorelementen aufweist,
 – einer Steuereinrichtung (**14**), die das Röntgenbildsystem (**1, 2**) in einem Betriebsmodus der Vorrichtung so steuert, dass während einer kontinuierlichen Rotation des Röntgenbildsystems (**1, 2**) wenigstens ein 2-D-Projektionsbild eines im Untersuchungsvolumen (**18**) befindlichen Objektes (**17**) aufgenommen wird, und

– einer Bilderzeugungseinrichtung (**20**), die das 2-D-Projektionsbild aus Messdaten des Röntgendetektors (**2**) erzeugen kann,
dadurch gekennzeichnet,
 dass die Röntgenquelle (**1**) einen in der Position veränderbaren Röntgenfokus (**6**) aufweist, der sich während der Aufnahme des 2-D-Projektionsbildes entgegen einer Rotationsrichtung der Röntgenquelle (**1**) bewegt, so dass sich seine räumliche Position in einem ortsfesten Koordinatensystem nicht oder wenigstens in geringerem Maße ändert als die Position der Röntgenquelle (**1**), und
 dass die Steuereinrichtung (**14**) das Röntgenbildsystem (**2**) in dem einen Betriebsmodus so ansteuert, dass die Aufnahme des 2-D-Projektionsbildes durch aufeinanderfolgende Aufnahmen mehrerer 2-D-Teilbilder (**28**) erfolgt, aus denen die Bilderzeugungseinrichtung (**20**) das 2-D-Projektionsbild dann so berechnet, dass die Rotationsbewegung des Röntgendetektors (**2**) während der Aufnahme der 2-D-Teilbilder (**28**) zumindest annähernd kompensiert wird, wobei die 2-D-Teilbilder vollständige 2-D-Projektionsbilder sind, die lediglich mit einer kürzeren Belichtungszeit aufgenommen werden, als sie das endgültige 2-D-Projektionsbild aufweisen soll.

2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Vorrichtung ein zweites um das Untersuchungsvolumen (**18**) rotierbares Röntgenbildsystem (**12, 13**) aufweist und die Steuereinrichtung (**14**) und Bilderzeugungseinrichtung (**20**) so ausgebildet sind, dass mit dem zweiten Röntgenbildsystem (**12, 13**) ein 3-D-Tomographiebild des Objektes (**17**) aufgezeichnet werden kann.

3. Vorrichtung nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass die Steuereinrichtung (**14**) die beiden Röntgenbildsysteme (**1, 2, 12, 13**) in dem einen Betriebsmodus der Vorrichtung so steuert, dass die Aufnahme eines 2-D-Projektionsbildes ein- oder mehrmals während der Aufzeichnung des 3-D-Tomographiebildes erfolgt.

4. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass die Bewegung des Röntgenfokus (**6**) durch elektronische Auslenkung eines Elektronenstrahls (**23**) erfolgt, der zur Erzeugung des Röntgenfokus (**6**) auf ein Target der Röntgenquelle (**1**) gerichtet ist.

5. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, dass die Bilderzeugungseinrichtung (**20**) so ausgebildet ist, dass sie die Berechnung des 2-D-Projektionsbildes aus den 2-D-Teilbildern (**28**) durch bildbasierte Registrierung und anschließende Verrechnung der 2-D-Teilbilder (**28**) ausführt.

6. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, dass die Bilderzeugungseinrichtung

einrichtung (20) so ausgebildet ist, dass sie die Berechnung des 2-D-Projektionsbildes durch gegenseitige Verschiebung der 2-D-Teilbilder (28) um einzelne Pixel gemäß der Rotationsbewegung und anschließende Verrechnung der 2-D-Teilbilder (28) ausführt.

7. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, dass die Vorrichtung als Computertomograph ausgebildet ist, bei dem das oder die Röntgenbildsysteme (1, 2, 12, 13) an einem Drehrahmen (4) befestigt sind.

8. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, dass die Vorrichtung als C-Bogen-Gerät ausgebildet ist, bei dem das oder die Röntgenbildsysteme (1, 2, 12, 13) an einem C-Bogen (3) befestigt sind.

9. Verfahren zur Röntgenbildgebung mit wenigstens einem um ein Untersuchungsvolumen (18) rotierbaren Röntgenbildsystem (1, 2), das eine Röntgenquelle (1) mit einem Röntgenfokus (6) und einen der Röntgenquelle (1) gegenüberliegenden Röntgendetektor (2) mit mehreren Zeilen und Spalten von Detektorelementen aufweist, bei dem während einer kontinuierlichen Rotation des Röntgenbildsystems (1, 2) wenigstens ein 2-D-Projektionsbild eines im Untersuchungsvolumen (18) befindlichen Objektes (17) aufgenommen wird, dadurch gekennzeichnet, dass der Röntgenfokus (6) während der Aufnahme des 2-D-Projektionsbildes entgegen einer Rotationsrichtung der Röntgenquelle (1) bewegt wird, so dass sich seine räumliche Position in einem ortsfesten Koordinatensystem nicht oder wenigstens in geringerem Maße ändert als die Position der Röntgenquelle (1), und dass die Aufnahme des 2-D-Projektionsbildes durch aufeinander folgende Aufnahmen mehrerer 2-D-Teilbilder (28) erfolgt, aus denen das 2-D-Projektionsbild so berechnet wird, dass die Rotationsbewegung des Röntgendetektors (2) während der Aufnahme der 2-D-Teilbilder (28) zumindest annähernd kompensiert wird, wobei die 2-D-Teilbilder vollständige 2-D-Projektionsbilder sind, die lediglich mit einer kürzeren Belichtungszeit aufgenommen werden als sie das endgültige 2-D-Projektionsbild aufweisen soll.

10. Verfahren nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, dass eine Vorrichtung zur Röntgenbildgebung eingesetzt wird, die zusätzlich ein zweites um das Untersuchungsvolumen (18) rotierbares Röntgenbildsystem (12, 13) aufweist, mit dem ein 3-D-Tomographiebild des Objektes (17) aufgezeichnet wird, wobei die Aufnahme des 2-D-Projektionsbildes ein- oder mehrmals während der Aufzeichnung des 3-D-Tomographiebildes erfolgt.

11. Verfahren nach Anspruch 9 oder 10, dadurch gekennzeichnet, dass die Berechnung des 2-D-Pro-

jektionsbildes aus den 2-D-Teilbildern (28) durch bildbasierte Registrierung und anschließende Verrechnung der 2-D-Teilbilder (28) erfolgt.

12. Verfahren nach Anspruch 9 oder 10, dadurch gekennzeichnet, dass die Berechnung des 2-D-Projektionsbildes durch gegenseitige Verschiebung der 2-D-Teilbilder (28) um einzelne Pixel gemäß der Rotationsbewegung und anschließende Verrechnung der 2-D-Teilbilder (28) erfolgt.

Es folgen 5 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

FIG 1

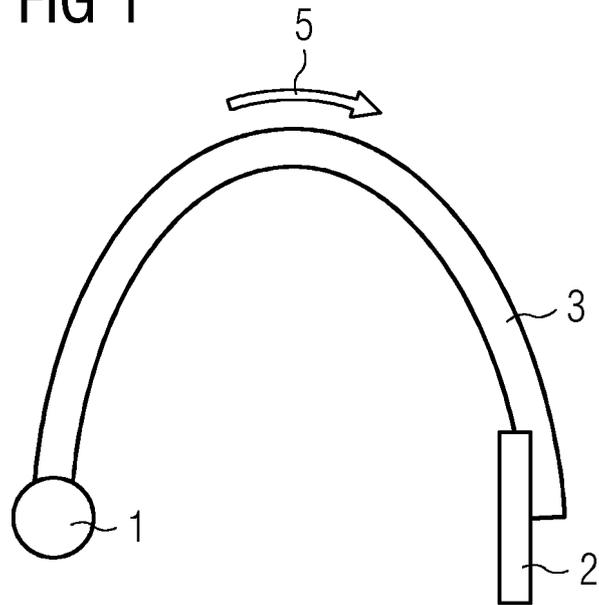


FIG 2

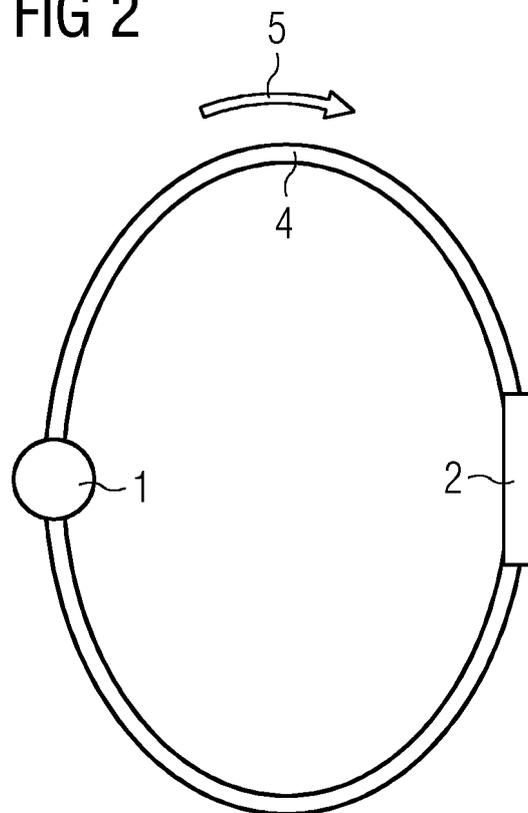


FIG 3

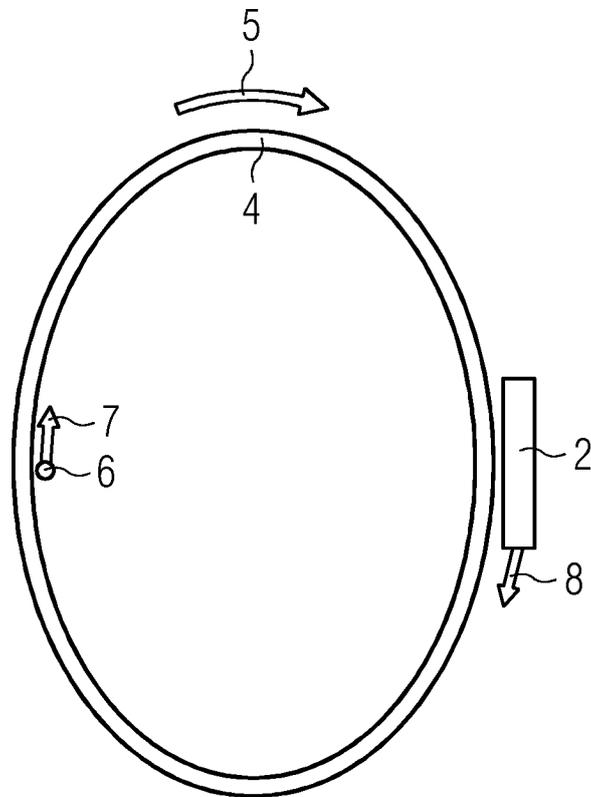


FIG 4

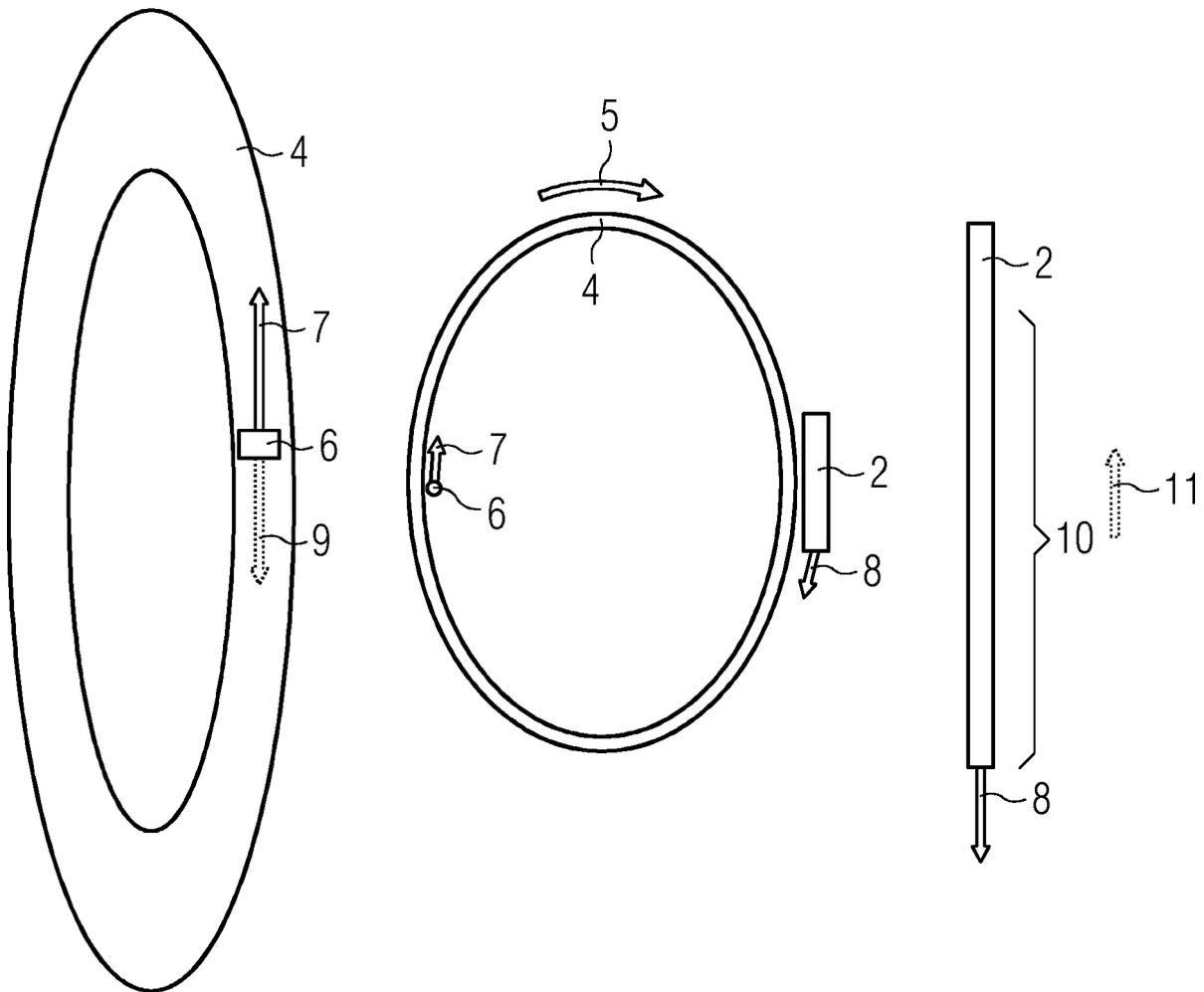


FIG 5

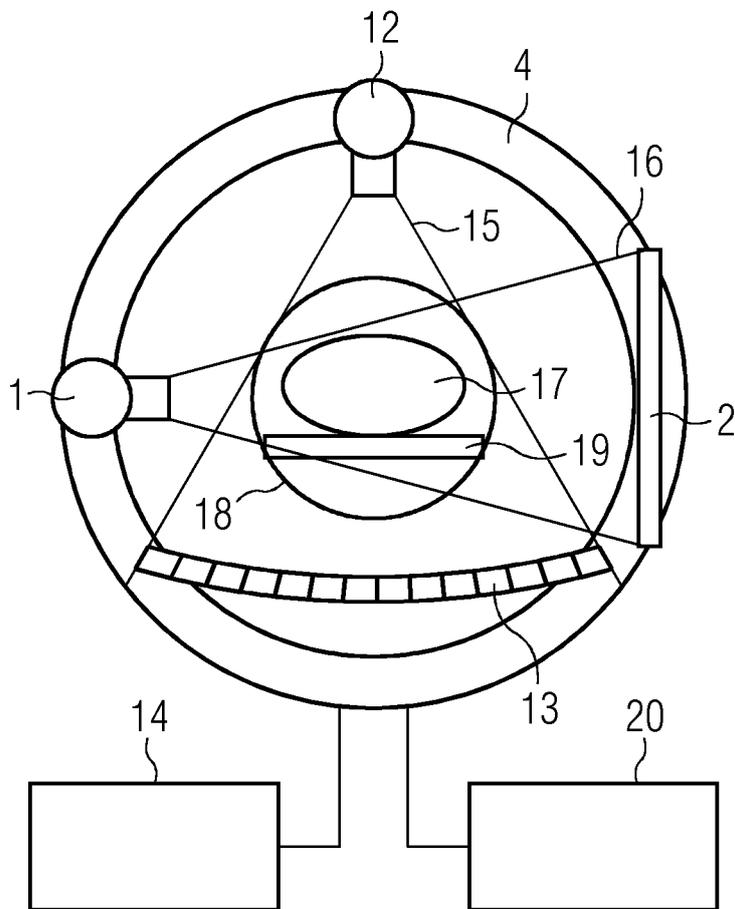


FIG 6

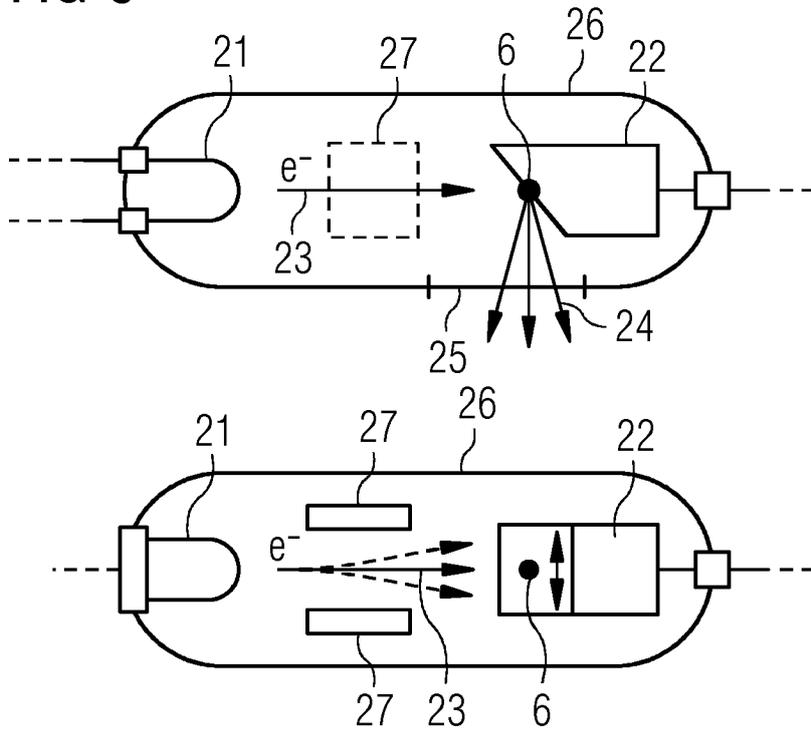


FIG 7

