



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 10 2006 046 034 A1** 2007.08.16

(12)

Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2006 046 034.0**

(22) Anmeldetag: **28.09.2006**

(43) Offenlegungstag: **16.08.2007**

(51) Int Cl.⁸: **H05G 1/02** (2006.01)

A61B 6/03 (2006.01)

G01N 23/04 (2006.01)

G01N 23/06 (2006.01)

(66) Innere Priorität:

10 2006 004 604.8 01.02.2006

10 2006 004 976.4 01.02.2006

(71) Anmelder:

Siemens AG, 80333 München, DE

(72) Erfinder:

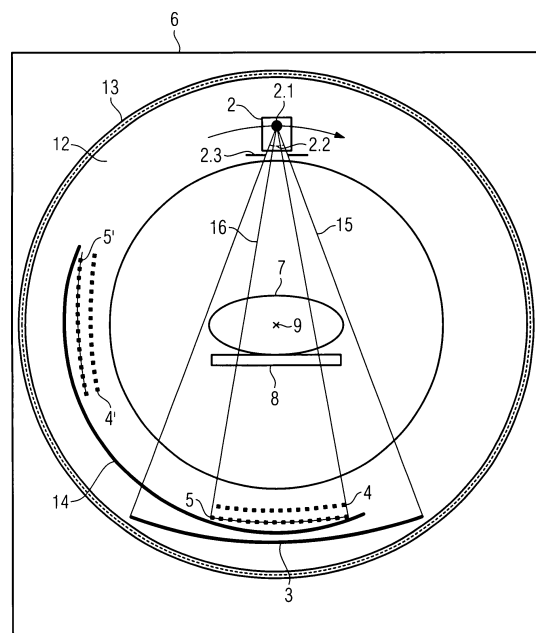
Hempel, Eckhard, Dr., 90765 Fürth, DE

Prüfungsantrag gemäß § 44 PatG ist gestellt.

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

(54) Bezeichnung: **Röntgen-CT-System zur Erzeugung projektiver und tomographischer Phasenkontrastaufnahmen**

(57) Zusammenfassung: Die Erfindung betrifft ein Röntgen-CT-System (1) zur Erzeugung tomographischer Phasenkontrast- und Absorptionssaufnahmen mit einer Gantry (6), welche einen ortsfesten Stator (13) und einen am Stator gelagerten und relativ zu diesem um eine Systemachse (9) rotierenden ersten Rotor (12) aufweist, mindestens einem um einen Patienten (7) und eine Systemachse (9) rotierbaren, auf dem ersten Rotor (12) angeordneten Röntgenquellen-Detektor-System (2, 3) und mindestens einem Satz röntgenoptischer Gitter (4, 5) zur Phasenkontrastbestimmung. Erfindungsgemäß wird der mindestens eine Satz röntgenoptischer Gitter (4, 5) relativ zum ersten Rotor (12) der Gantry (6) verschiebbar angeordnet.



Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Röntgen-CT-System zur Erzeugung tomographischer Phasenkontrast- und Absorptionsaufnahmen mit einer Gantry, welche einen ortsfesten Stator und einen am Stator gelagerten und relativ zu diesem um eine Systemachse rotierenden ersten Rotor aufweist, mindestens einem, um einen Patienten und eine Systemachse rotierbaren, auf dem ersten Rotor angeordneten Röntgenquellen-Detektor-System, und mindestens einem Satz röntgenoptischer Gitter zur Phasenkontrastbestimmung.

[0002] In der allgemeinen Computertomographie werden tomographische Aufnahmen eines Untersuchungsobjektes, insbesondere eines Patienten, mit Hilfe von Absorptionsmessungen von Röntgenstrahlen, die das Untersuchungsobjekt durchdringen, vorgenommen, wobei in der Regel eine Strahlungsquelle kreisförmig oder spiralförmig um das Untersuchungsobjekt bewegt wird und auf der, der Strahlungsquelle gegenüberliegenden Seite ein Detektor, meistens ein mehrzeiliger Detektor mit einer Vielzahl von Detektorelementen, die Absorption der Strahlung beim Durchtritt durch das Untersuchungsobjekt misst. Zur tomographischen Bilderstellung werden aus den gemessenen Absorptionsdaten aller gemessenen räumlichen Strahlen tomographische Schnittbilder oder Volumendaten rekonstruiert. Mit diesen computertomographischen Aufnahmen lassen sich sehr schön Absorptionsunterschiede in Objekten darstellen, allerdings werden Gebiete ähnlicher chemischer Zusammensetzung, die naturgemäß auch ein ähnliches Absorptionsverhalten aufweisen, nur ungenügend detailliert dargestellt.

[0003] Es ist weiterhin bekannt, dass der Effekt der Phasenverschiebung beim Durchtritt eines Strahls durch ein Untersuchungsobjekt wesentlich stärker ist als der Absorptionseffekt der von der Strahlung durchdrungenen Materie. Derartige Phasenverschiebungen werden bekannter Weise durch die Verwendung von zwei interferometrischen Gittern gemessen. Bezüglich dieser interferometrischen Messmethoden wird beispielsweise auf „Xray phase imaging with a grating interferometer, T. Weitkamp at all, 8. August 2005/Vol. 12, No. 16/OPTICS EXPRESS“ hingewiesen. Bei dieser Methode wird ein Untersuchungsobjekt von einer kohärenten Röntgenstrahlung durchstrahlt, anschließend durch ein Gitterpaar geführt und unmittelbar nach dem zweiten Gitter die Strahlungsintensität gemessen. Das erste Gitter erzeugt ein Interferenzmuster, das mit Hilfe des zweiten Gitters auf dem dahinter liegenden Detektor ein Moiré-Muster abbildet. Wird das zweite Gitter geringfügig verschoben, so ergibt sich hieraus ebenfalls eine Verschiebung des Moiré-Musters, also eine Änderung der örtlichen Intensität im dahinter liegenden Detektor, welche relativ zur Verschiebung des zweiten Git-

ters bestimmt werden kann. Trägt man für jedes Detektorelement dieses Gitters, das heißt für jeden Strahl, die Intensitätsänderung in Abhängigkeit vom Verschiebungsweg des zweiten Gitters auf, so lässt sich die Phasenverschiebung des jeweiligen Strahls bestimmen. Problematisch, und daher für die Praxis der Computertomographie größerer Objekte nicht anwendbar, ist, dass dieses Verfahren eine sehr kleine Strahlungsquelle fordert, da zur Ausbildung des Interferenzmusters eine kohärente Strahlung notwendig ist.

[0004] Das in der oben genannten Schrift gezeigte Verfahren erfordert entweder eine Strahlungsquelle mit einem extrem kleinen Fokus, so dass ein ausreichender Grad an räumlicher Kohärenz in der verwendeten Strahlung vorliegt. Bei der Verwendung eines derart kleinen Fokus ist dann jedoch wiederum die zur Untersuchung eines größeren Objektes ausreichende Dosisleistung nicht gegeben. Es besteht aber auch die Möglichkeit, eine monochrom kohärente Strahlung, beispielsweise eine Synchrotron-Strahlung als Strahlenquelle zu verwenden, hierdurch wird jedoch das CT-System im Aufbau sehr teuer, so dass eine breit gefächerte Anwendung nicht möglich ist.

[0005] Dieses Problem lässt sich dadurch umgehen, dass innerhalb der Fokus/Detektor-Kombination im Strahlengang, unmittelbar im Anschluss an den Fokus, ein erstes Absorptionsgitter angeordnet wird. Die Ausrichtung der Gitterlinien ist hierbei parallel zu den Gitterlinien des nach dem Untersuchungsobjekt folgenden Interferenz-Gitters.

[0006] Die Schlitze des ersten Gitters erzeugen ein Feld von individuell kohärenten Strahlen, welches ausreicht, um mit Hilfe des in Strahlrichtung hinter dem Objekt angeordneten Phasengitters das an sich bekannte Interferenzmuster zu erzeugen. Auf diese Weise ist es möglich, Strahlenquellen zu verwenden, die Ausdehnungen besitzen, die normalen Röntgenröhren in CT-Systemen beziehungsweise Durchlichteröntgensystemen entsprechen, so dass zum Beispiel im Bereich der allgemeinen medizinischen Diagnostik nun mit Hilfe von Röntgen-Geräten auch gut differenzierte Weichteilaufnahmen gemacht werden können. Diesbezüglich wird auf die nicht vorveröffentlichten deutschen Patentanmeldungen mit den Aktenzeichen 10 2006 017 290.6, 10 2006 015 358.8, 10 2006 017 291.4, 10 2006 015 356.1 und 10 2006 015 355.3 verwiesen, deren Offenbarungsgehalt vollinhaltlich übernommen wird.

[0007] Der Einsatz solcher röntgenoptischer Gitter in Verbindung mit Röntgen-CT-Systemen ist technologisch sehr anspruchsvoll, da diese röntgenoptischen Gitter Strukturen mit einem sehr hohen Kontrastverhältnis, z.B. 100 μm , und gleichzeitig einer sehr kleinen Periode in der Größenordnung von 2 μm , entsprechend Stegbreiten von ca. 1 μm , erfor-

dem. Außerdem soll für diese Gitter stark absorbierendes Material verwendet werden, idealer Weise soll dies Gold sein. Gleichzeitig wird in den zuvor genannten Schriften beschrieben, dass die aus der Phasenkontrastmessung gewonnenen Daten auch für die absorptionstomographische Bildgebung zur Verfügung stehen. Hierbei ergibt sich allerdings das Problem, dass dies aufgrund der notwendigen starken Absorption der Röntgengitter zu einer starken Strahlenbelastung eines Patienten führt. Daher sind derartige CT-Systeme mit fest installierten röntgenoptischen Gittern im Strahlengang zwischen Patienten und Detektorsystem nicht regelmäßig auch zur Absorptions-CT einsetzbar.

[0008] Es ist Aufgabe der Erfindung, ein CT-System zu finden, welches flexibler sowohl zur Erzeugung von Absorptions-CT-Aufnahmen als auch zur Erzeugung von Phasenkontrast-CT-Aufnahmen geeignet ist, wobei die Bilderzeugung jeweils mit möglichst geringer Dosisbelastung des Patienten erreicht wird.

[0009] Diese Aufgabe wird durch die Merkmale der unabhängigen Patentansprüche gelöst. Vorteilhafte Weiterbildungen der Erfindung sind Gegenstand untergeordneter Ansprüche.

[0010] Entsprechend schlägt der Erfinder die Verbesserung eines Röntgen-CT-System zur Erzeugung tomographischer Phasenkontrast- und Absorptionsaufnahmen mit einer Gantry, welche einen ortsfesten Stator und einen am Stator gelagerten und relativ zu diesem um eine Systemachse rotierenden ersten Rotor aufweist, mindestens einem, um einen Patienten und eine Systemachse rotierbaren, auf dem ersten Rotor angeordneten, Röntgenquellen-Detektor-System, und mindestens ein Satz röntgenoptischer Gitter zur Phasenkontrastbestimmung vorliegt, vor, wobei die Verbesserung darin liegt, dass der mindestens eine Satz röntgenoptischer Gitter relativ zum ersten Rotor der Gantry verschiebbar angeordnet ist. Hierdurch wird es ermöglicht, bei weiterhin geringer Strahlenbelastung tomographische Absorptionbilder zu erstellen und mit der gleichen Apparatur Phasenkontrastbilder zu erzeugen, wobei die hierfür notwendige höhere Strahlenbelastung in Kauf zu nehmen ist.

[0011] Vorteilhaft kann dieses Röntgen-CT-System so ausgebildet werden, dass der mindestens eine Satz röntgenoptischer Gitter im Betriebszustand nur einen Teil des Detektors abdeckt. Meistens ist der durch Phasenkontrastuntersuchung betrachtete Teil des Patienten im Querschnitt wesentlich kleiner als der gesamte Querschnitt des Patienten, so dass bei der Untersuchung die Bestrahlung der nicht relevanten Körperteile vermindert werden kann.

[0012] Erfindungsgemäß kann die Gantry neben dem Rotor, auf dem die Röntgenquelle und der De-

tektor befestigt sind, eine Verschiebevorrichtung aufweisen, auf welchem die im Strahlengang anordenbaren röntgenoptischen Gitter befestigt sind und womit diese aus dem und in den Strahlengang der Röntgenquelle verschoben werden können. Dabei kann die Verschiebevorrichtung, auf welchem die im Strahlengang anordenbaren röntgenoptischen Gitter befestigt sind, kreissegmentförmig oder als vollständiges Ringbauteil ausgebildet werden, um die Gitter in Umfangsrichtung zu verschieben. Alternativ kann auch eine teleskopartige oder schienenartige Verschiebevorrichtung auf dem Rotor angeordnet werden, durch welche die Gitter in Systemachsenrichtung verschoben werden können.

[0013] Weiterhin kann die Röntgenquelle des erfindungsgemäßen CT-Systems eine Blende aufweisen, mit welcher der von der Quelle ausgestrahlte Strahlkegel an die Ausdehnung der röntgenoptischen Gitter oder des gesamten Detektors angepasst werden kann.

[0014] Besonders vorteilhaft ist es außerdem, wenn die Röntgenquelle ein Quellengitter aufweist, durch welches quasi-kohärente Röntgenstrahlung mit hoher Dosisleistung erzeugt werden kann, wodurch die Dauer der Untersuchung möglichst gering gehalten werden kann.

[0015] Der Erfinder schlägt auch gemäß einem weiteren Aspekt der Erfindung ein Röntgen-CT-System zur Erzeugung tomographischer Phasenkontrast- und Absorptionsaufnahmen vor, welches eine Gantry mit einem ortsfesten Stator und einem am Stator gelagerten und relativ zu diesem um eine Systemachse rotierenden ersten Rotor aufweist, und mindestens ein, um einen Patienten und eine Systemachse rotierbaren, auf dem ersten Rotor angeordneten Röntgenquellen-Detektor-System aufweist, in dem sich mindestens ein Satz röntgenoptischer Gitter zur Phasenkontrastbestimmung befindet. Wobei die Verbesserung darin liegt, dass ein erster Strahlengang ausschließlich zur Absorptionsmessung und ein zweiter in Systemachsenrichtung versetzt angeordneter Strahlengang zur Phasenkontrastmessung vorgesehen ist

[0016] Bei solch einem Röntgen-CT-System kann die Gantry einen zweiten Rotor aufweisen, wobei auf dem ersten Rotor der eine Detektor zur Absorptionsmessung und auf dem zweiten Rotor ein zweiter Detektor ausschließlich zur Phasenkontrastmessung mit dem Satz röntgenoptischer Gitter angeordnet sind. Vorteilhaft ist es auch, wenn auf jedem Rotor eine eigene Röntgenquelle angeordnet ist.

[0017] Im folgenden wird die Erfindung anhand bevorzugter Ausführungsbeispiele mit Hilfe der Figuren näher beschrieben, wobei nur die zum Verständnis der Erfindung notwendigen Merkmale dargestellt

sind. Hierbei werden die folgenden Bezugszeichen verwendet: **1**: Röntgen-CT-System; **2**, **2'**: Röntgenröhre; **2.1**: Fokus; **2.2**: Quellengitter; **2.3**: verfahrbare Blenden; **3**, **3'**: Detektorsystem; **4**: Phasengitter; **4'**: ausgeschwenktes Phasengitter; **5**: Analysatorgitter; **5'**: ausgeschwenktes Analysatorgitter; **6**: Gantrygehäuse; **7**: Patient; **8**: verfahrbarer Patiententisch; **9**: Systemachse; **10**: Steuer- und Recheneinheit; **11**: Speicher der Steuer- und Recheneinheit; **12**, **12'**: Rotor; **13**: Stator; **14**: kreissegmentartige Verschiebevorrichtung für den Satz röntgenoptischer Gitter; **15**: kegelförmiges Messfeld für die Absorptionsmessung; **16**: kegelförmiges Messfeld für die Phasenkontrastmessung; **17.1**, **17.2**: Teleskopschienen in Systemachsenrichtung zum Ein- und Ausfahren des Satzes röntgenoptischer Gitter; Prg₁-Prg_n: Computerprogramme.

[0018] Die Figuren zeigen im Einzelnen:

[0019] [Fig. 1](#): Schematische 3D-Darstellung eines erfindungsgemäßen Röntgen-CT-Systems;

[0020] [Fig. 2](#): Schnittdarstellung eines erfindungsgemäßen Röntgen-CT-Systems mit in Umfangsrichtung verschiebbarem Satz röntgenoptischer Gitter;

[0021] [Fig. 3](#): Schnittdarstellung eines Röntgen-CT-Systems gemäß [Fig. 2](#), jedoch mit umlaufender Verschiebevorrichtung für die röntgenoptischen Gitter;

[0022] [Fig. 4](#): Schnittdarstellung eines erfindungsgemäßen Röntgen-CT-Systems mit in Systemachsenrichtung verschiebbarem Satz röntgenoptischer Gitter;

[0023] [Fig. 5–Fig. 8](#): Längsschnitte durch unterschiedliche Ausführungsvarianten von erfindungsgemäßen Röntgen-CT-Systemen.

[0024] Die [Fig. 1](#) zeigt eine schematische 3D Darstellung eines erfindungsgemäßen Röntgen-CT-Systems **1** mit einem Gantrygehäuse **6**, in dem sich als Röntgenquelle eine Röntgenröhre **2** mit einem gegenüberliegenden Detektor **3** befindet. Zusätzlich ist ein Phasengitter **4** und ein Analysatorgitter **5** zur Phasenkontrastmessung vorgesehen. Das Phasenkontrastgitter **4** und das Analysatorgitter **5** sind in Umfangsrichtung der Gantry – die hier nicht explizit dargestellt ist – aus dem Messbereich des Detektors **3** schwenkbar angeordnet.

[0025] Zur Messung wird ein Patient **7**, der sich auf einer verfahrbaren Patientenliege **8** befindet, entlang der Systemachse **9** in eine Öffnung im Messbereich des Detektorsystems eingeschoben, wobei zur eigentlichen Messung die Röntgenröhre mit dem gegenüberliegenden Detektor und dem Satz röntgenoptischer Gitter, bestehend aus dem Phasengitter **4**

und dem Analysatorgitter **5**, um den Patienten **7** bewegt wird, so dass eine Vielzahl von projektiven Absorptionsdaten und projektiven Phasenkontrastdaten aus unterschiedlichen Aufnahmewinkeln gemessen werden, die anschließend in der Steuer- und Recheneinheit **10** mit Hilfe von Computerprogrammen Prg₁-Prg_n, die im Speicher **11** der Steuer- und Recheneinheit **10** enthalten sind, rekonstruiert werden.

[0026] Erfindungsgemäß ist es bei diesen Messungen möglich, zur Vermeidung einer zu hohen Dosisbelastung, für die Absorptionsmessung den Strahlung absorbierenden Satz röntgenoptischer Gitter **4** und **5** aus dem Messbereich des Detektors **3** heraus zufahren, so dass mit möglichst geringer Strahlenbelastung für den Patienten **7** die Absorptionsmessung durchgeführt werden kann. Gleichzeitig ist es jedoch möglich, die röntgenoptischen Gitter **4** und **5** zur Phasenkontrastmessung in den Messbereich des Detektors **3** einzufahren und dann eine Phasenkontrastmessung in an sich bekannter Weise durchzuführen.

[0027] Die [Fig. 2](#) zeigt diese Situation nochmals in einem Querschnitt. Hier ist wieder das Gantrygehäuse **6** dargestellt, in dem sich ein ortsfester Stator **13** der Gantry befindet, die den Rotor **12** lagert. Auf dem Rotor **12** ist sowohl die Röntgenröhre **2** als auch der gegenüberliegende Detektor **3**, der meist als Vielzeildetektor ausgebildet ist, befestigt. Vom Fokus **2.1** in der Röntgenröhre wird Strahlung ausgesendet, die über verstellbare Blenden **2.3** bezüglich des erzeugten Strahlkegels reguliert werden kann, so dass entweder ein breiter Strahlungskegel **15** freigegeben wird, der den kompletten Detektor **3** erfasst, oder ein schmalerer Strahlungskegel **16** eingestellt wird. Dieser schmalere Strahlungskegel **16** trifft auf die ebenfalls den Detektor nur teilweise abdeckenden röntgenoptischen Gitter **4** und **5**, mit deren Hilfe eine Phasenkontrastmessung über einen Teilbereich des Detektors **3** möglich ist. Diese röntgenoptischen Gitter **4** und **5** können mit Hilfe eines kreissegmentartigen Verschiebemechanismus **14** in Umfangsrichtung aus dem Messbereich des Detektors **3** heraus geschwenkt werden, so dass wahlweise entweder ausschließlich eine Absorptionsmessung durchgeführt wird oder eine Phasenkontrastmessung auf einem verkleinerten Messfeld **16** ausgeführt wird.

[0028] In der [Fig. 3](#) ist das gleiche CT-System wie in [Fig. 2](#) gezeigt, jedoch ist der in der [Fig. 2](#) als kreissegmentartige Verschiebemechanismus **14** als geschlossener Ring ausgeführt, so dass er einem zweiten Rotor **12'** in der Gantry entspricht, mit dem die Gitter **4** und **5** ähnlich der Röntgenröhre und dem Detektor kreisförmig um die Systemachse verschoben werden können.

[0029] Eine andere Variante eines erfindungsgemäßen Röntgen-CT-Systems ist in der [Fig. 4](#) im Querschnitt dargestellt. Diese [Fig. 4](#) entspricht im wesent-

lichen der Darstellung aus der [Fig. 2](#), jedoch ist anstelle der kreissegmentartigen Verschiebevorrichtung eine Verschiebevorrichtung in Systemachsenrichtung für die röntgenoptischen Gitter **4** und **5** in Form von seitlich angeordneten Teleskopelementen **17.1** und **17.2** vorgesehen. Mit dieser teleskopartigen Verschiebevorrichtung **17.1** und **17.2** kann das Phasengitter **4** und das Analysatorgitter **5** in Richtung der Systemachse **9** verschoben werden, so dass es wahlweise zur Phasenkontrastmessung zwischen dem Patienten **7** und dem Detektor **3** eingeschoben werden kann.

[0030] Die [Fig. 5](#) bis [Fig. 8](#) zeigen Ausgestaltungsvarianten des erfindungsgemäßen CT-Systems im Längsschnitt. Hierbei entspricht die Variante aus [Fig. 5](#) der Ausgestaltung gemäß [Fig. 2](#), die [Fig. 6](#) entspricht der Ausführung von [Fig. 4](#). Die [Fig. 7](#) zeigt eine Ausführungsvariante mit in Systemachsenrichtung versetzt angeordneten und getrennt betreibbaren Fokus-Detektor-Systemen mit zwei Röntgenröhren, wobei die linke Paarung mit der Röntgenröhre **2** und dem Detektor **3** für die Absorptionsmessung und die rechte Paarung mit der Röntgenröhre **2'**, dem Detektor **3'** und den röntgenoptischen Gittern **4** und **5** einschließlich dem zugehörigen zweiten Rotor **12'** für die Phasenkontrastmessung verwendet werden. Die [Fig. 8](#) zeigt nochmals ein alternatives System zur [Fig. 7](#), wobei hier eine einzige Röntgenröhre **2** verwendet wird, die allerdings über in Systemachsenrichtung verfahrbare Blenden **2.3** verfügt, die eine bedarfsgerechte Anpassung des Strahlkegels der Röntgenröhre, je nach Verwendung des reinen Absorptionsdetektors **3** und/oder des Phasenkontrastdetektors **3'** erlauben.

[0031] Durch die Erfindung wird also ein Röntgen-CT-System vorgestellt, welches einerseits die Möglichkeit hat eine Phasenkontrastmessung durchzuführen, wobei andererseits die bekannte Absorptionsmessung unter Verwendung geringer Dosisleistung möglich ist. Bei dieser Ausführung ist es auch möglich das CT-System modular aufzubauen, so dass eine spätere problemlose Nachrüstung eines konservativen Absorptionstomographie-Systems zum Phasenkontrasttomographie-System möglich ist.

[0032] Es versteht sich, dass die vorstehend genannten Merkmale der Erfindung nicht nur in der jeweils angegebenen Kombination, sondern auch in anderen Kombinationen oder in Alleinstellung verwendbar sind, ohne den Rahmen der Erfindung zu verlassen.

Patentansprüche

1. Röntgen-CT-System (**1**) zur Erzeugung tomographischer Phasenkontrast- und Absorptionsschichten mit:

- 1.1. einer Gantry (**6**), welche einen ortsfesten Stator (**13**) und einen am Stator gelagerten und relativ zu diesem um eine Systemachse (**9**) rotierenden ersten Rotor (**12**) aufweist,
- 1.2. mindestens einem, um einen Patienten (**7**) und eine Systemachse (**9**) rotierbaren, auf dem ersten Rotor (**12**) angeordneten Röntgenquellen-Detektor-System (**2, 3**),
- 1.3. und mindestens einem Satz röntgenoptischer Gitter (**4, 5**) zur Phasenkontrastbestimmung, **dadurch gekennzeichnet**, dass
- 1.4. der mindestens eine Satz röntgenoptischer Gitter (**4, 5**) relativ zum ersten Rotor (**12**) der Gantry verschiebbar angeordnet ist.

2. Röntgen-CT-System gemäß dem voranstehenden Patentanspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass der mindestens eine Satz röntgenoptischer Gitter (**4, 5**) im Betriebszustand nur einen Teil des Detektors (**3**) abdeckt.

3. Röntgen-CT-System gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 1 bis 2, dadurch gekennzeichnet, dass die Gantry neben dem rotierenden Bauteil (**12**), auf dem mindestens eine Röntgenquelle (**2, 2'**) und mindestens ein Detektor (**3, 3'**) befestigt sind, eine Verschiebevorrichtung (**12', 14, 17.1, 17.2**) aufweist, auf welchem die im Strahlengang anordenbaren röntgenoptischen Gitter (**4, 5**) befestigt sind und womit diese aus dem und in den Strahlengang der Röntgenquelle verschoben werden können.

4. Röntgen-CT-System gemäß dem voranstehenden Patentanspruch 3, dadurch gekennzeichnet, dass die Verschiebevorrichtung (**14**), auf welchem die im Strahlengang anordenbaren röntgenoptischen Gitter (**4, 5**) befestigt sind, kreissegmentförmig ausgebildet und am ersten Rotor (**12**) befestigt ist.

5. Röntgen-CT-System gemäß dem voranstehenden Patentanspruch 3, dadurch gekennzeichnet, dass die Verschiebevorrichtung, auf welchem die im Strahlengang anordenbaren röntgenoptischen Gitter (**4, 5**) befestigt sind, als zweiter Rotor (**12'**) ausgebildet ist.

6. Röntgen-CT-System gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass die röntgenoptischen Gitter (**4, 5**) in Systemachsenrichtung verschiebbar befestigt sind.

7. Röntgen-CT-System gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass die röntgenoptischen Gitter (**4, 5**) in Drehrichtung relativ zum ersten Rotor (**12**) verschiebbar ausgebildet sind.

8. Röntgen-CT-System gemäß einem der voran-

stehenden Patentansprüche 2 bis 7, dadurch gekennzeichnet, dass die Röntgenquelle eine Blende (2.3) aufweist, die den ausgestrahlten Strahlkegel (15, 16) an die Ausdehnung der röntgenoptischen Gitter (4, 5) oder des gesamten Detektors (3) anpassen kann.

9. Röntgen-CT-System gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, dass zumindest eine Röntgenquelle (2, 2') ein Quellengitter (2.2) aufweist.

10. Röntgen-CT-System gemäß dem Oberbegriff des Patentanspruches 1, dadurch gekennzeichnet, dass ein erster Strahlengang ausschließlich zur Absorptionsmessung und ein zweiter in Systemachsenrichtung versetzt angeordneter Strahlengang zur Phasenkontrastmessung vorgesehen ist

11. Röntgen-CT-System gemäß dem voranstehenden Patentanspruch 10, dadurch gekennzeichnet, dass die Gantry (6) einen zweiten Rotor (12') aufweist, wobei auf dem ersten Rotor (12) ein Detektor (3) zur Absorptionsmessung und auf dem zweiten Rotor (12') ein zweiter Detektor (3') ausschließlich zur Phasenkontrastmessung mit dem Satz röntgenoptischer Gitter (4, 5) angeordnet sind.

12. Röntgen-CT-System gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 10 bis 11, dadurch gekennzeichnet, dass auf jedem Rotor (12, 12') eine eigene Röntgenquelle (2, 2') angeordnet ist.

Es folgen 5 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

FIG 1

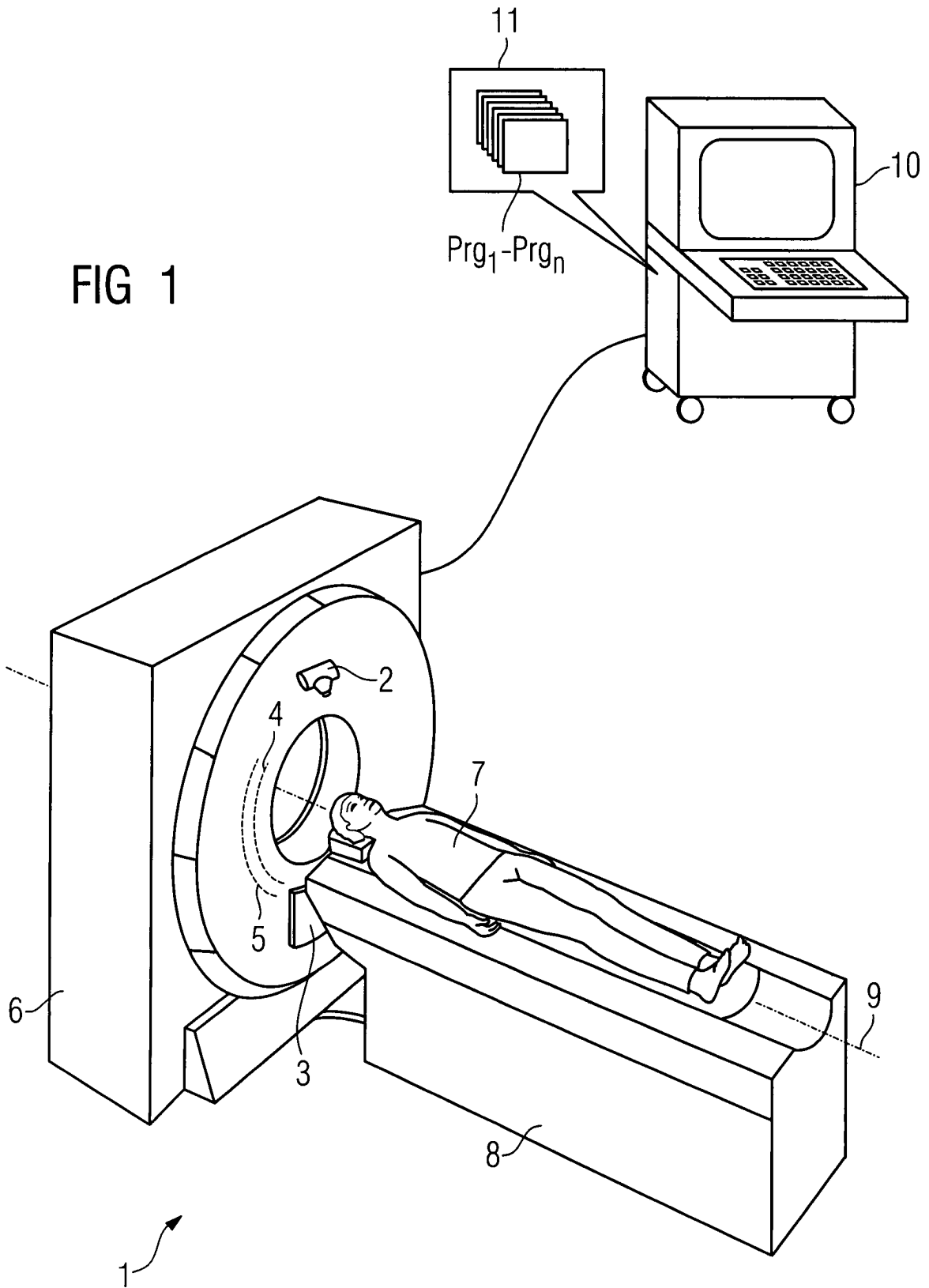


FIG 2

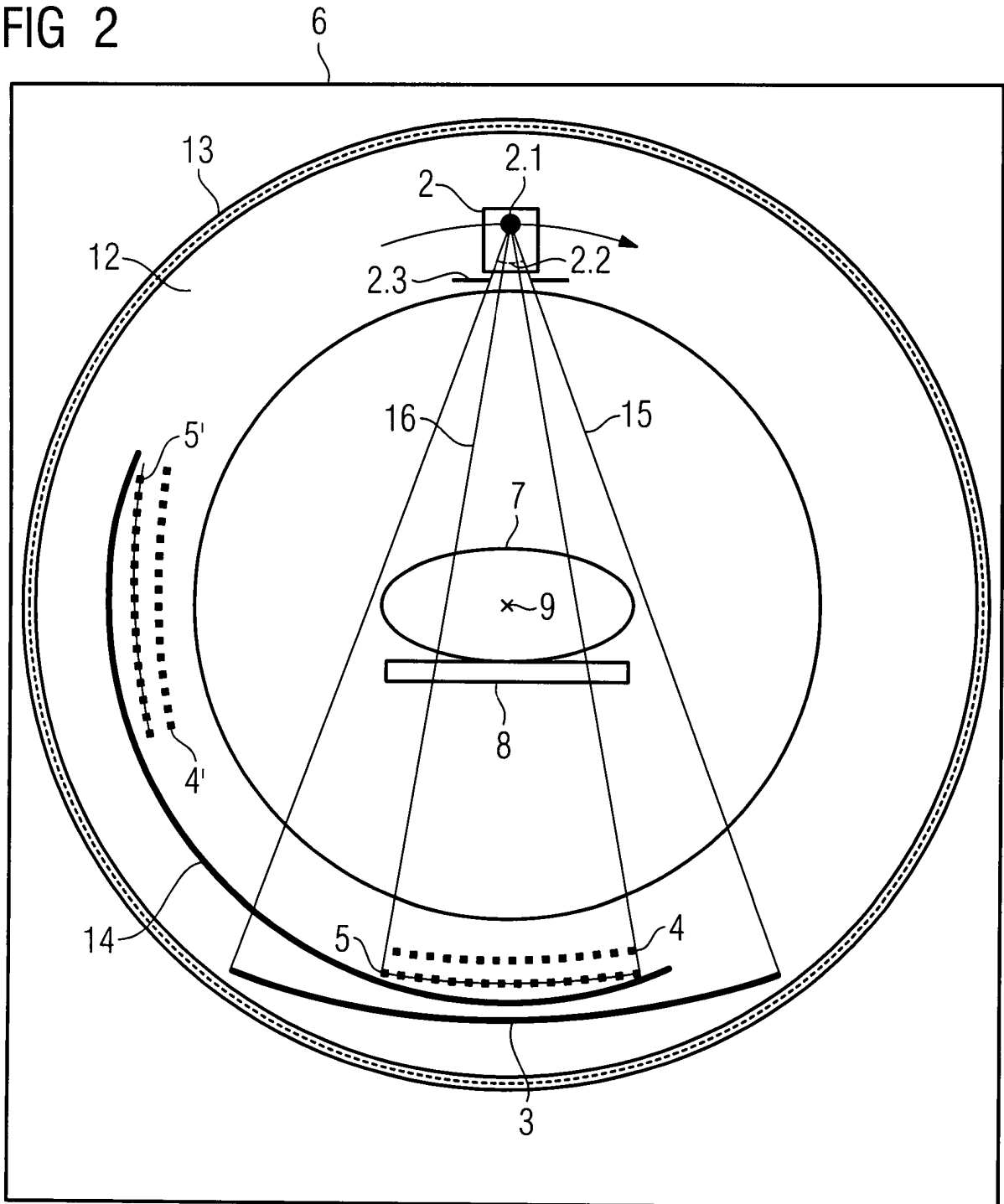


FIG 3

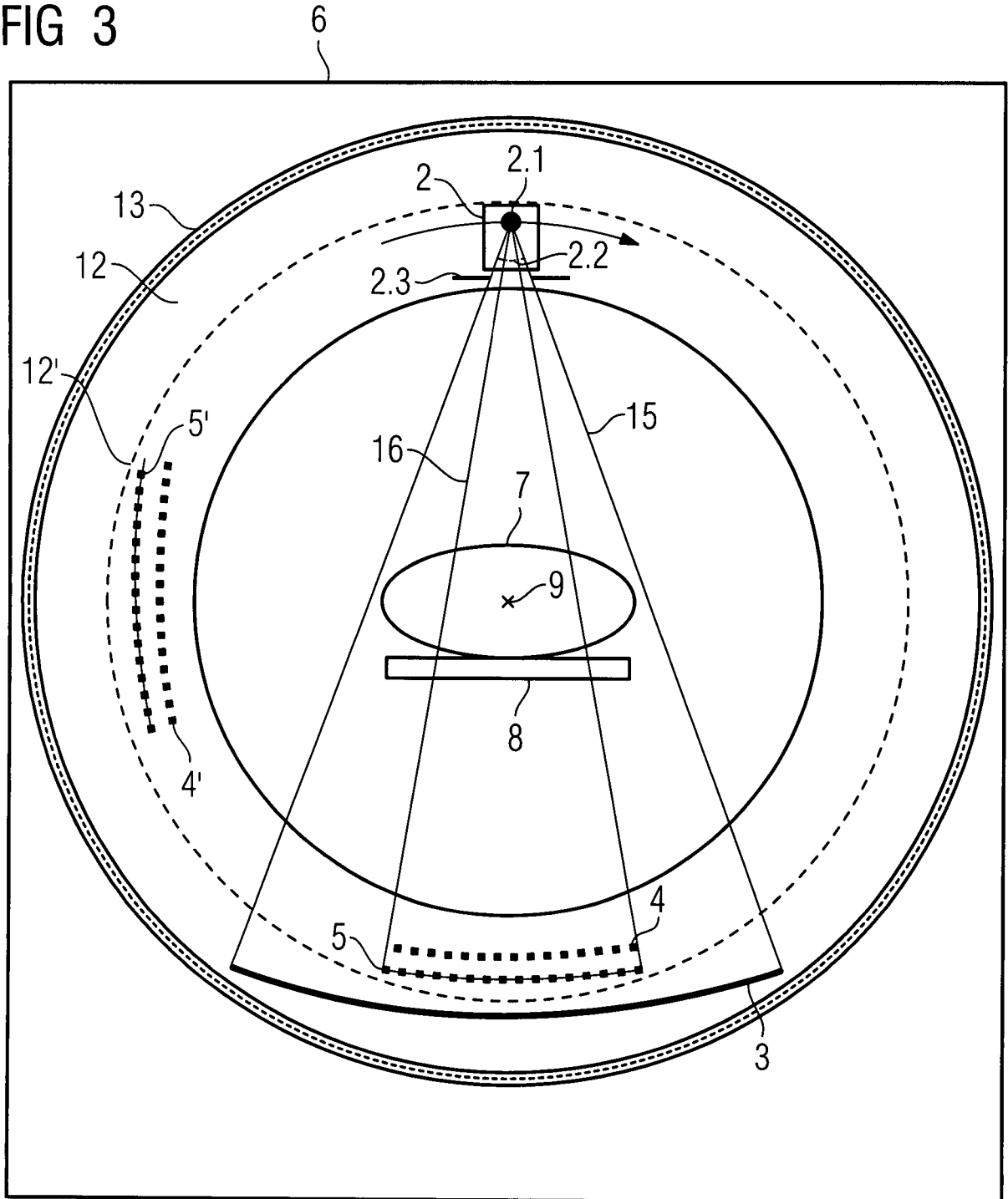


FIG 4

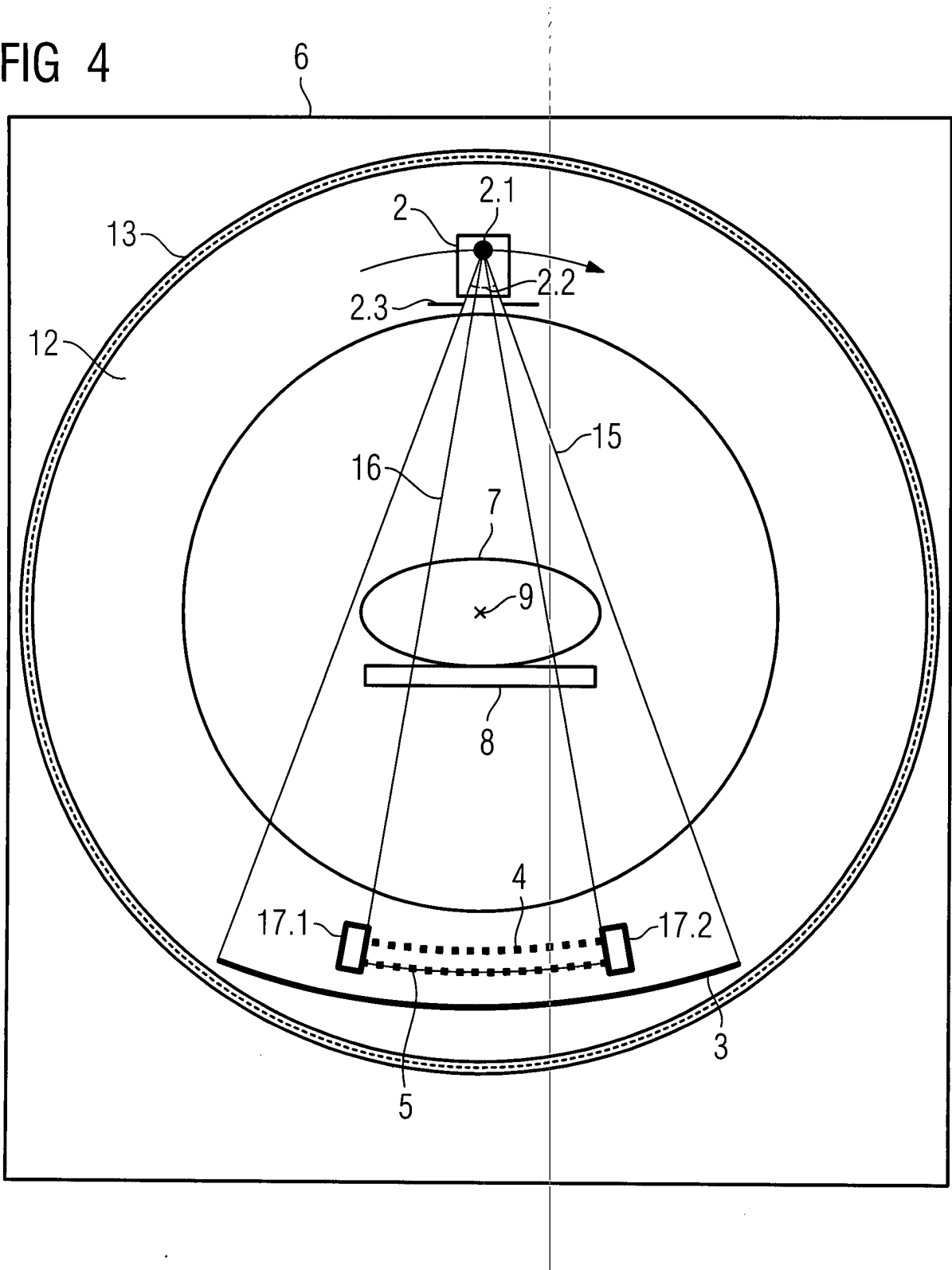


FIG 5

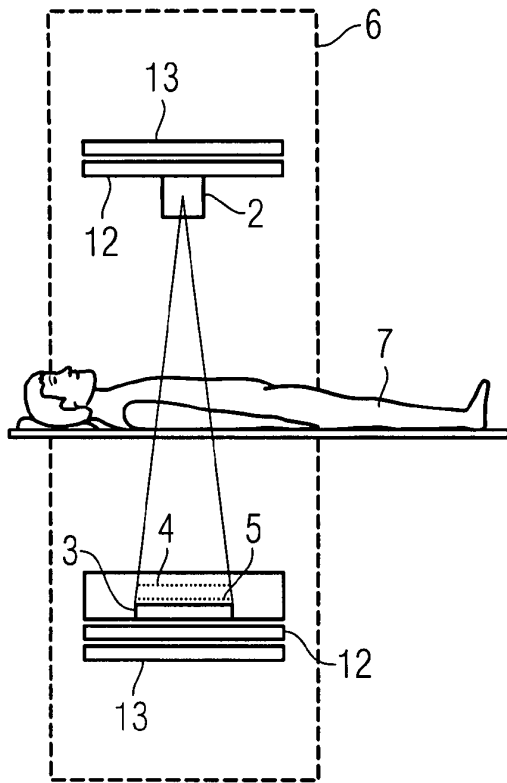


FIG 6

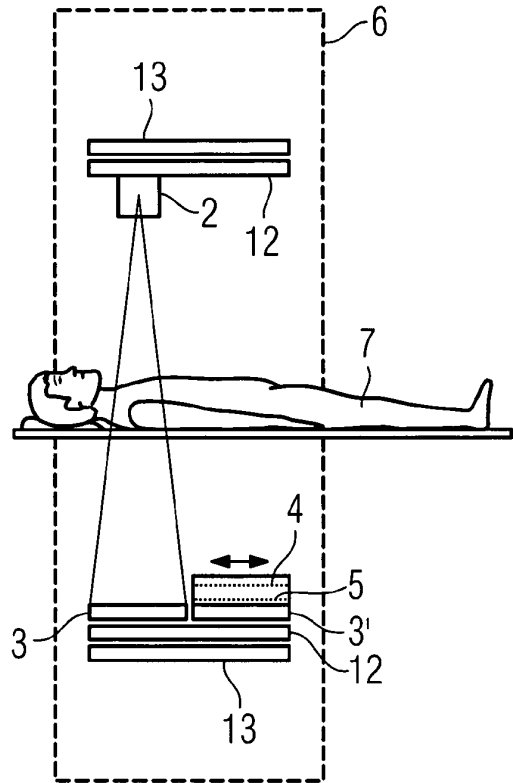


FIG 7

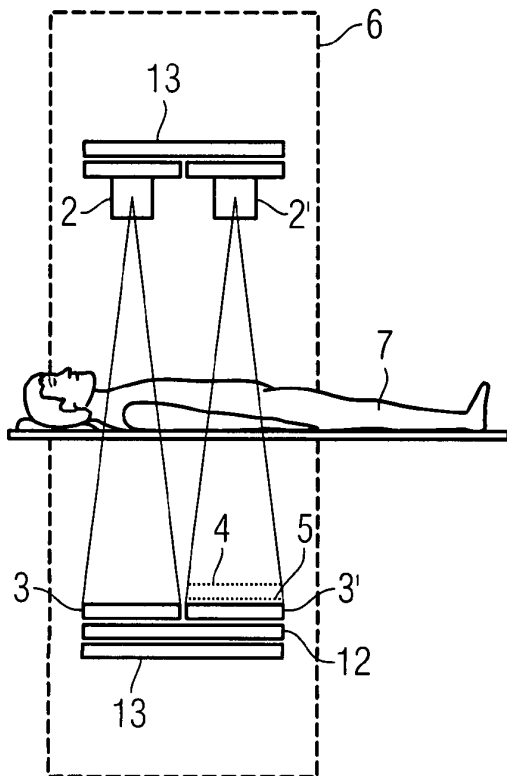


FIG 8

