(19) **Bundesrepublik Deutschland**
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 695 30 558 T2** 2004.04.01

(12) # Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) **EP 0 716 577 B1**
(21) Deutsches Aktenzeichen: **695 30 558.1**
(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/IB95/00484**
(96) Europäisches Aktenzeichen: **95 919 619.7**
(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: **WO 96/000520**
(86) PCT-Anmeldetag: **15.06.1995**
(87) Veröffentlichungstag der PCT-Anmeldung: **11.01.1996**
(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **19.06.1996**
(97) Veröffentlichungstag der Patenterteilung beim EPA: **02.05.2003**
(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **01.04.2004**

(51) Int Cl.[7]: **A61B 5/055**
A61B 6/03

(30) Unionspriorität:
94201885 30.06.1994 EP

(84) Benannte Vertragsstaaten:
DE, FR, GB, NL

(73) Patentinhaber:
Koninklijke Philips Electronics N.V., Eindhoven, NL

(74) Vertreter:
Meyer, M., Dipl.-Ing., Pat.-Ass., 52076 Aachen

(72) Erfinder:
MEULENBRUGGE, Hendrik Jan, NL-5621 BA Eindhoven, NL; TUITHOF, Hans Hermanus, NL-5621 BA Eindhoven, NL; VAN VAALS, Johannes Jacobus, NL-5621 BA Eindhoven, NL

(54) Bezeichnung: **VORRICHTUNG FÜR MAGNETISCHE RESONANZUNTERSUCHUNGEN, UMFASSEND EINE RÖNTGENSTRAHLEINRICHTUNG**

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist (Art. 99 (1) Europäisches Patentübereinkommen).

Die Übersetzung ist gemäß Artikel II § 3 Abs. 1 IntPatÜG 1991 vom Patentinhaber eingereicht worden. Sie wurde vom Deutschen Patent- und Markenamt inhaltlich nicht geprüft.

Beschreibung

[0001] Die Erfindung bezieht sich auf eine Magnetresonanzvorrichtung zur teilweisen Abbildung eines Gegenstands durch magnetische Resonanz, die Folgendes umfasst:
a) Magneten zur Erzeugung eins statischen Magnetfelds,
b) Mittel zur Erzeugung hochfrequenter elektromagnetischer Signale und zur Erzeugung temporärer magnetischer Gradientenfelder, um die magnetischen Resonanzsignale in einer ortsabhängigen Weise zu erzeugen,
c) eine Empfängereinheit zur Erkennung der Resonanzsignale,
d) eine Rekonstruktionseinheit zur Verarbeitung der empfangenen Resonanzsignale,
e) eine Aufnahmevorrichtung zur Aufnahme des abzubildenden Objekts,
f) eine Steuereinheit zur Erzeugung von Steuersignalen für die Mittel zur Erzeugung der hochfrequenten elektromagnetischen Signale und der temporären magnetischen Gradientenfelder, und
g) eine Röntgenstrahleinrichtung, um ein oder mehrere Röntgenbilder des Objekts zu erstellen, wenn sich das Objekt auf der Aufnahmevorrichtung befindet.

[0002] Eine derartige Magnetresonanzvorrichtung ist aus der japanischen Patentanmeldung JP 05-344964 bekannt.
[0003] Um mit Hilfe der beschriebenen Vorrichtung Informationen über die Kernresonanzverteilung zu erfassen, werden magnetische Gradientenfelder angelegt und anschließend durch eine Spule aufeinanderfolgende HF-Impulse in dem statischen Magnetfeld erzeugt. Die von den HF-Impulsen erzeugten Spinresonanzimpulse werden von derselben oder einer weiteren Spule empfangen und einer Verarbeitungseinheit zugeführt. Die Verarbeitungseinheit verarbeitet die empfangenen Signale, so dass Bilder des jeweils zu untersuchenden Teils des Objekts entstehen. Die beschriebenen Magnetresonanzvorrichtungen werden in der medizinischen Diagnostik zur Abbildung von Weichgewebe, wie beispielsweise menschliche Organe mit einem hohen Anteil an Wasserstoff-Atomkernen, angewendet.
[0004] Ein Nachteil von herkömmlichen Magnetresonanzvorrichtungen besteht darin, dass wenn sie in Krankenhäusern zur Bilderzeugung bei Eingriffen benutzt werden, in deren Verlauf Instrumente über eine Öffnung im Körper eines Patienten an ein zu behan delndes Organ herangeführt werden, diese Instrumente nicht angemessen abgebildet werden. Zur Abbildung dieser Instrumente wird eine Röntgenstrahleinrichtung benutzt, wobei die zu behandelnden Organe jedoch häufig nicht dargestellt werden. Für die Positionierung der Instrumente werden die Abbildungen der MR-Vorrichtung und der Röntgenstrahleinrichtung kombiniert und der Patient für die Belichtungsvorgänge zwischen der MR-Vorrichtung und der Röntgenstrahleinrichtung transportiert. Derzeitige Röntgenstrahleinrichtungen reagieren empfindlich auf magnetische Streufelder, die von den Magneten in der MR-Vorrichtung erzeugt werden, so dass der Abstand zwischen einer Röntgenstrahleinrichtung und einer MR-Vorrichtung groß genug sein muss, beispielsweise einige Meter, bevor von den Instrumenten im Inneren des Patienten akzeptable Bilder angefertigt werden können. Während des Transports besteht das Risiko, dass der Patient angestoßen wird und die Instrumente dadurch bewegt werden; derartige Bewegungen könnten fatale Folgen für den Patienten haben. Darüber hinaus ist der Patient in manchen Fällen über Schläuche und andere Mittel an verschiedene andere medizinische Apparate angeschlossen, so dass ein Transport problematisch ist. Zudem ist es schwierig, die Koordinatensysteme der beiden Vorrichtungen miteinander abzugleichen, so dass es zu Fehlern bei der Führung und Positionierung der genannten Instrumente relativ zu dem zu behandelnden Organ kommen kann.
[0005] Die Erfindung hat unter anderem zur Aufgabe, die Notwendigkeit eines Patiententransports zu minimieren, so dass das Risiko einer unerwünschten Bewegung der Instrumente im Körper des Patienten durch Stöße beim Transport verringert wird, und die Integration des Koordinatensystems der MR-Vorrichtung und mit dem der Röntgenstrahleinrichtung zu vereinfachen, um so das Risiko von Fehlern beim Führen und Positionieren der Instrumente relativ zu den zu behandelnden Organen zu reduzieren. Eine Aufgabe der Erfindung besteht insbesondere darin, dass die MR-Bilder ohne Störung durch die Röntgenstrahlvorrichtung angefertigt werden können. Diese Aufgabe wird durch eine magnetische Resonanzvorrichtung erreicht, wie sie in Anspruch 1 definiert ist. Zusätzliche Merkmale werden in den abhängigen Ansprüchen erläutert.
[0006] Eine erfindungsgemäße magnetische Resonanzvorrichtung umfasst eine Röntgenstrahleinrichtung, die Röntgenbilder des Objekts erzeugt, wenn das Objekt auf der Aufnahmevorrichtung positioniert ist. Solange sich die Röntgenstrahleinrichtung innerhalb des statischen Magnetfelds der MR-Vorrichtung befindet, braucht deshalb das Objekt, beispielsweise ein Patient, nicht oder nur kaum bewegt zu werden. Dies verringert das Risiko von Instrumentenbewegungen im Patienten aufgrund transportbedingter Erschütterungen und vereinfacht den Transport eines an Schläuche und andere Verbindungsmittel angeschlossenen Patienten, weil der Patient, wenn überhaupt, nur über eine kurze Distanz bewegt werden muss. Ferner wird eine wesentliche Übereinstimmung zwischen dem Koordinatensystem der Abbildungen der zu behandelnden Organe, die mit der MR-Vorrichtung erzeugt werden, und dem Koordinatensystem der Abbildungen der in den Körper des Patienten eingeführten Instrumente, die von der Röntgenstrahleinrichtung erzeugt werden, erzielt.

Dadurch wird das Risiko von Fehlern beim Führen und Positionieren von Instrumenten im Patienten verringert.

[0007] Gemäß einem Aspekt der Erfindung kann die magnetische Resonanzvorrichtung an eine erste Position angepasst werden, bei der sich die Röntgenstrahleinrichtung im Wesentlichen außerhalb der Zone des starken Magnetfelds befindet, wobei ein Teil des Objekts in einer Abbildungszone der MR-Vorrichtung liegt, sowie an eine zweite Position, bei der sich die Röntgenstrahleinrichtung im Wesentlichen innerhalb der Zone des starken Magnetfelds befindet und wobei ein Teil des Objekts in einer Abbildungszone der Röntgenstrahleinrichtung liegt. In der ersten Position des Objekts, beispielsweise eines Patienten, werden daher Bilder erzeugt, ohne das die MR-Bildgebung durch die Röntgenstrahleinrichtung gestört wird. Derartige Störungen sind beispielsweise Magnetfelder aufgrund von Wirbelströmen, die in den Metallteilen der Röntgenstrahleinrichtung durch das Gradientenfeld erzeugt werden, sowie Störungen des HF-Felds der MR-Vorrichtung durch Metallteile der Röntgenstrahleinrichtung. In der zweiten Position werden Röntgenbilder des Patienten angefertigt, wobei währenddessen die Gradientenfelder und HF-Impulse der MR-Vorrichtung deaktiviert werden und den störenden Einflüssen, insbesondere der statischen Magnetfelder der MR-Vorrichtung auf die Röntgenstrahleinrichtung, deutlich entgegengewirkt wird.

[0008] Eine weitere Ausführungsform einer erfindungsgemäßen Vorrichtung ist dadurch gekennzeichnet, dass die Bildgebungszonen der MR-Vorrichtung und der Röntgenstrahleinrichtung zusammenfallen. Infolge dieses Schritts braucht ein Objekt, beispielsweise ein Patient, nicht bewegt zu werden, um MR-Bilder oder Röntgenbilder zu erzeugen. Zur Erzeugung von Röntgenbildern wird eine Röntgenstrahleinrichtung so in die Zone des starken Magnetfelds der MR-Vorrichtung gebracht, dass der Patient in die Bildgebungszone der Röntgenstrahleinrichtung eintritt. Zur Erzeugung von MR-Bildern wird die Röntgenstrahleinrichtung wieder aus der Zone des starken Magnetfelds herausgebracht, so dass störenden Einwirkungen auf die MR-Bilder entgegengewirkt wird. Die Koordinatensysteme der MR-Vorrichtung und der Röntgenstrahleinrichtung werden dann im Wesentlichen zur Deckung gebracht.

[0009] Eine erfindungsgemäße Vorrichtung kann Mittel umfassen, um die Röntgenstrahleinrichtung um die Längsachse der Aufnahmevorrichtung zu rotieren. Dieser Schritt ermöglicht es, Röntgenbilder eines Objektes, beispielsweise eines Patienten, aus unterschiedlichen Winkeln zu erzeugen, während das Objekt in einer festen Position verbleibt.

[0010] Gemäß eines weiteren Aspekts der Erfindung ist die magnetische Resonanzvorrichtung dadurch gekennzeichnet, dass die Röntgenstrahleinrichtung eine Röntgenröhre umfasst, bei der sich die Richtung eines darin zu erzeugenden Elektronenstrahls parallel zu den Magnetfeldlinien des in der Röntgenröhre durch die Magneten zu erzeugenden statischen Magnetfelds erstreckt.

[0011] Infolge dieses Schritts kann die Röntgenröhre arbeiten, obwohl ein durch die Magneten der MR-Vorrichtung erzeugtes magnetisches Streufeld vorhanden ist. Wenn kein Magnetfeld vorhanden ist, bewegt sich ein Elektronenstrahl in einer üblichen Röntgenröhre auf einer im Wesentlichen geraden Linie von der Kathode zur Anode, wobei dann Röntgenstrahlen in der Anode erzeugt werden. Wenn ein Magnetfeld vorhanden ist, werden die Elektronen einer rechtwinklig zur Ebene der Elektronenstrahlen und des Magnetfelds gerichteten Kraft ausgesetzt. Die Stärke dieser Kraft ist proportional zum Sinus des Winkels zwischen dem Magnetfeld und dem Elektronenstrahl. Unter dem Einfluss dieser Kraft weicht die Richtung des Elektronenstrahls von der gewünschten Richtung ab, so dass es unmöglich wird, Röntgenstrahlen mit den gewünschten Eigenschaften zu erzeugen. Wählt man die Linie zwischen Anode und Kathode so, dass sie parallel zur Richtung des Magnetfelds verläuft, ist die vom Magnetfeld auf den Elektronenstrahl einwirkende Kraft gleich Null, so dass ein Elektronenstrahl erzeugt werden kann, der sich entlang einer im Wesentlichen geraden Linie zwischen der Anode und der Kathode bewegt.

[0012] Die erfindungsgemäße Vorrichtung ist dadurch gekennzeichnet, dass die Röntgenstrahleinrichtung einen Röntgenstrahlendetektor mit einer Festkörper-Bildaufnahmevorrichtung umfasst. Indem man den Röntgenstrahlendetektor mit einer Festkörper-Bildaufnahmevorrichtung ausstattet, kann der Röntgenstrahlendetektor elektronische Signale von einem verzerrungsfreien Bild eines Röntgenschattenbildes erzeugen, das auf den Röntgenstrahlendetektor fällt, obwohl magnetische Streufelder vorhanden sind. Viele herkömmliche Röntgenstrahlendetektoren mit einem Röntgenbildverstärker sind nicht in der Lage, elektronische Signale eines verzerrungsfreien Bildes eines Röntgenschattenbildes zu erzeugen, das auf den Röntgenstrahlendetektor fällt. Ein Röntgenbildverstärker umfasst ein Eintrittsfenster, das mit einem Photokathodenmaterial versehen ist. Das Photokathodenmaterial wandelt das Röntgenschattenbild, das auf das Eintrittsfenster fällt, in ein Elektronenbild um, und ein elektrooptisches System bildet das Elektronenbild anschließend auf einem Leuchtstoff-Austrittsschirm ab. Das magnetische Streufeld beeinflusst die Elektronenstrahlen im Röntgenbildverstärker, so dass auf dem Leuchtstoff-Austrittsschirm ein verzerrtes Bild entsteht. Ein Röntgenstrahlendetektor mit Festkörper-Bildaufnahmevorrichtung verwendet keine Elektronenstrahlen zur Bildgebung, so dass Verzerrungen nicht entstehen können. Ein geeigneter Röntgenstrahlendetektor umfasst beispielsweise einen Szintillationsschirm, der entweder direkt oder über ein geometrisches optisches System mit einer Festkörper-Bildaufnahmevorrichtung gekoppelt ist. Der Szintillationsschirm wandelt das Röntgenschattenbild direkt in ein Licht-

bild um. Anschließend erzeugt die Festkörper-Bildaufnahmevorrichtung ein elektronisches Signal von dem in den Festkörper-Bildaufnahmevorrichtungen erzeugten Lichtbild.

[0013] Eine weitere Ausführungsform einer erfindungsgemäßen Vorrichtung ist dadurch gekennzeichnet, dass eine Bildverarbeitungseinheit vorgesehen ist, um die folgenden Schritte auszuführen:

a) Erzeugung von Bildern durch die MR-Vorrichtung;

b) Erzeugung von Bildern durch die Röntgenstrahleinrichtung;

c) Kombination der Ortsangaben für die unter a) und b) erzeugten Bilder.

[0014] Gemäß diesem Schritt werden die Informationen der MR-Vorrichtung und von der Röntgenstrahleinrichtung abwechselnd verarbeitet und die anhand dieser Informationen erzeugten Bilder kombiniert, um beispielsweise ein Bild mit einem Bezugskoordinatensystem zu erzeugen, das beispielsweise auf einem Monitor angezeigt werden kann.

[0015] Diese und weitere Aspekte der Erfindung werden im Folgenden anhand von Beispielen unter Bezugnahme auf die beigefügte Zeichnung ausführlich beschrieben. Es zeigen:

[0016] **Fig.** 1 eine MR-Vorrichtung mit. einem geschlossenen Magnetsystem und einer Röntgenstrahleinrichtung;

[0017] **Fig.** 2 eine weitere Ausführungsform einer MR-Vorrichtung mit einem Double-Donut-Magnetsystem und einer Röntgenstrahleinrichtung;

[0018] **Fig.** 3 ein rotierendes Röntgenstrahlsystem;

[0019] **Fig.** 4 ein Beispiel für die Position einer Röntgenröhre in einem Y-Z-Koordinatensystem;

[0020] **Fig.** 5 ein erstes Beispiel für einen Röntgenstrahlendetektors, der mit einer Festkörper-Bildaufnahmevorrichtung ausgestattet ist; und

[0021] **Fig.** 6 ein zweites Beispiel für einen Röntgenstrahlendetektor, der mit zwei Festkörper-Bildaufnahmevorrichtungen und einem geometrischen optischen System ausgestattet ist.

[0022] **Fig.** 1 zeigt eine magnetische Resonanzvorrichtung **1**, die eine Röntgenstrahleinrichtung **20** umfasst. **Fig.** 1 zeigt eine Variante des Systems, das aus der japanischen Patentanmeldung JP 05-344964 bekannt ist. Die MR-Vorrichtung **1** umfasst ein erstes Magnetsystem **2** zur Erzeugung eines stationären Magnetfelds, ein zweites Magnetsystem **3** zur Erzeugung von Gradientenfeldern, und Stromversorgungseinheiten **4** für das erste Magnetsystem **2** und das zweite Magnetsystem **3**. Die Magnetsysteme **2** und **3** sind durch eine Abschirmung **16** abgeschirmt. Die z-Richtung des dargestellten Koordinatensystems entspricht der Richtung des statischen Magnetfelds im Magnetsystem **2**. Eine HF-Sendespule **5** dient zur Erzeugung von HF-Magnetfeldern und ist mit einer HF-Quelle und einem Modulator **6** verbunden. Eine Empfängerspule **8** dient zum Empfangen des Resonanzsignals,das vom HF-Feld in dem zu untersuchenden Objekt **7**, beispielsweise einem Patienten, erzeugt wird. Diese Spule kann mit der HF-Sendespule **5** identisch sein. Sie ist über eine Sender/Empfänger-Schaltung **9** mit einer Signalverstärkungs- und Demodulationseinheit **10** verbunden. Die von dieser Schaltung abgeleitete Phase und Amplitude wird einer Verarbeitungseinheit **11** zugeführt. Die Verarbeitungseinheit **11** verarbeitet die zugeführten Signale, um ein Bild von einem Teil des Patienten zu erzeugen; dieses Bild wird beispielsweise auf einem Monitor **12** dargestellt. Die Steuereinheit **13** steuert den Modulator **6** für den HF-Sender und die Stromversorgungseinheiten **4** für die Magnetgradientenfelder. Die HF-Sendespule **5** ist innerhalb des Magnetsystems **2** angeordnet und umschließt einen Untersuchungsraum, der groß genug ist, um den Patienten zu medizinisch diagnostischen Zwecken zu untersuchen. Daher sind ein statisches Magnetfeld, ein Gradientenfeld, unter anderem zur Erzeugung ortsabhängiger Informationen über das Objekt, sowie ein zu erzeugendes räumlich gleichförmiges HF-Feld innerhalb des Untersuchungsraums vorhanden, um MR-Bilder zu erzeugen.

[0023] Die Röntgenstrahleinrichtung **20** ist neben der MR-Vorrichtung **1** angeord- net. Daher befindet sich die Röntgenstrahleinrichtung **20** in dem statischen Streufeld, das von den Magneten der MR-Vorrichtung erzeugt wird. Der Abstand zwischen der MR-Vorrichtung **1** und der Röntgenstrahleinrichtung **20** beträgt beispielsweise 10 cm. Die Röntgenstrahleinrichtung **20** ist zum Beispiel mit einer Stromversorgungseinheit **23**, einer Röntgenstrahlenquelle **21** und einen Röntgenstrahlendetektor **22** ausgestattet. Beim Erstellen eines Röntgenbildes erzeugt eine Röntgenstrahlenquelle **21** in der Röntgenstrahleinrichtung **20** ein Röntgenstrahlenbündel, dem der Patient **7** im Untersuchungsraum ausgesetzt wird. Durch die Absorption der Röntgenstrahlen im Körper des Patienten **7** entsteht am Eintrittsfenster des Röntgenstrahlendetektors **22** ein Röntgenschattenbild. Der Röntgenstrahlendetektor **22** erzeugt elektrische Bildsignale, die der Verarbeitungseinheit **11** zugeführt werden. Die Informationen dieser Bilder werden in der Verarbeitungseinheit **11** mit den Bildinformationen der MR-Vorrichtung kombiniert, um gespeichert und beispielsweise auf einem Monitor **12** dargestellt zu werden. Die Untersuchungszone der MR-Vorrichtung **1** und die Untersuchungszone der Röntgenstrahleinrichtung **20** sind in einer Linie angeordnet. Innerhalb dieser Zonen befindet sich ein Führungssystem **15**. Auf dem Führungssystem **15** ist eine Aufnahmevorrichtung **14** befestigt, zum Beispiel ein Patiententisch. Der Patient **7** wird auf diesem Patiententisch **14** mit Hilfe des genannten Führungssystems **15** von der MR-Vorrichtung **1** zur Röntgenstrahleinrichtung **20** und wieder zurück transportiert.

[0024] Da die Verlagerung des Patienten mit Hilfe des Führungssystems **15** als Bestandteil der MR-Vorrichtung entlang der z-Achse des Koordinatensystems erfolgt, wird das Risiko einer Erschütterung des Patienten verringert. Dadurch wird auch das

Risiko verringert, dass sich die im Körper des Patienten vorhandenen Instrumente während eines Eingriffs bewegen. Mittels Transformation werden die Koordinatensysteme der Bilder der MR-Vorrichtung und der Röntgenstrahleinrichtung kombiniert, so dass das Risiko von Fehlern, beispielsweise bei der Positionierung der Instrumente im Inneren des Patienten, gemäßigt wird.

[0025] **Fig.** 2 zeigt eine MR-Vorrichtung **30**, die ein Double-Donut-Magnetsystem zur Erzeugung der statischen Magnetfelder und eine erfindungsgemäße Röntgenstrahleinrichtung **20** umfasst. Da die Abschirmung **17** in diesem Fall zwischen den Spulen des ersten Magnetsystems **2** unterbrochen ist, kann die Röntgenstrahleinrichtung **20** in dieser Anordnung im Raum zwischen den beiden Spulen des Magnetsystems **2** angeordnet werden. Der Betrieb der MR-Vorrichtung **1** und der Röntgenstrahleinrichtung **20** gleicht dem unter Bezugnahme auf **Fig.** 1 beschriebenen Betrieb. Die Röntgenstrahleinrichtung **20** ist auf einer beweglichen Halterung **24** in der MR-Vorrichtung **1** befestigt, so dass sich die Röntgenstrahleinrichtung **20** verschieben lässt, die Abbildungszone der Röntgenstrahleinrichtung **20** mit der Abbildungszone der MR-Vorrichtung **1** zur Deckung kommt und ein Röntgenbild eines Objekts **7**, beispielsweise eines Patienten, erzeugt werden kann. Nach der Erzeugung eines Röntgenbildes wird die Röntgenstrahleinrichtung **20** wieder von der MR-Vorrichtung entfernt. In dieser Anordnung sind die Bilder der MR-Vorrichtung und der Röntgenstrahleinrichtung im Wesentlichen deckungsgleich und der Patient braucht nicht bewegt zu werden. Neben den beschriebenen Magnetsystemen zur Erzeugung der statischen Felder einer MR-Vorrichtung kann beispielsweise auch ein C-Kern-Magnetsystem benutzt werden, bei dem sich der Patient zwischen zwei Magnetschuhen befindet.

[0026] **Fig.** 3 zeigt eine Ausführungsform einer rotierenden Röntgenstrahleinrichtung **36**, wie sie zum Beispiel in einer erfindungsgemäßen Vorrichtung benutzt werden kann. In der rotierenden Röntgenstrahleinrichtung **36** sind die Röntgenstrahlenquelle **21** und der Röntgenstrahlendetektor **22** so angeordnet, dass sie um die Längsachse einer Aufnahmevorrichtung **14**, beispielsweise eines Patiententischs, rotieren können. Die Röntgenstrahleinrichtung **36** umfasst ferner einen C-Bogen **31**, ein Antriebssystem **32** und einen Ständer **33**. Die Röntgenstrahlenquelle **21** ist an der Innenseite des C-Bogens **31** befestigt, und der Röntgenstrahlendetektor **22** ist gegenüber der Röntgenstrahlenquelle **21** an der Innenseite des C-Bogens **31** befestigt. Der C-Bogen **31** ist zusammen dem Antriebssystem **32** an einem Ständer **33** befestigt. Das Antriebssystem ist mit einem Steuerungssystem **34** verbunden, wodurch zum Beispiel ein Winkel α zwischen der Richtung des Röntgenstrahls und dem Patiententisch eingestellt wird.

[0027] Der C-Bogen **31** kann auch so konstruiert sein, dass er beispielsweise eine biplanare Röntgenstrahleinrichtung enthält, so dass sich die Instrumente im Körper des Patienten schneller lokalisieren lassen.

[0028] **Fig.** 4 zeigt schematisch ein Y-Z-Koordinatensystems, in dem als Beispiel die Anordnung einer Röntgenstrahleinrichtung **20** und ihrer Röntgenröhre **40** in einem erfindungsgemäßen Vorrichtung dargestellt sind. In dieser Anordnungsweise kann die Röntgenröhre **40** neben der Abschirmung **16** der MR-Vorrichtung **1** Röntgenstrahlen erzeugen. In der Figur ist parallel zur Richtung des Elektronenstrahls **45** in der Röntgenröhre **40** eine Feldlinie **44** des statischen Magnetfelds der MR-Vorrichtung **1** dargestellt. Die von der Kathode in Richtung Anode ausgesendeten Elektronen können infolge des Magnetfelds spiralförmig sein, mit einem Radius r, gegeben durch r = mv/qB, wobei m die Masse des Elektrons, v die Geschwindigkeit und q die Ladung ist. Wenn ein Elektron infolge des elektrischen Felds von 30 kV zwischen Anode und Kathode der maximalen Beschleunigung ausgesetzt wurde, beträgt die Geschwindigkeit 10^8 m/s; diese Geschwindigkeit wird nicht relativistisch bestimmt. Wenn das Magnetfeld eine Stärke von 1,5 T hat und sich rechtwinklig zum Elektronenstrahl erstreckt, hat der spiralförmige Elektronenstrahl einen maximalen Radius von 0,389 mm. Aufgrund des elektrischen Felds zwischen Anode **42** und Kathode **41** bildet ein Elektronenstrahl 45 daher eine im Wesentlichen gerade Linie von der Kathode **41** zur Anode **42**. Die Anode **42** wird vom Elektronenstrahl 45 getroffen, so dass ein Röntgenstrahl **46** gebildet wird, der ein Schattenbild eine Objekts, beispielsweise eines Patienten, auf dem Röntgenstrahlendetektor **46** erzeugt. Die Röntgenröhre **40** kann auch in einem geeigneten Abstand von der MR-Vorrichtung **1** in einem Bereich angeordnet sein, in dem das statische magnetische Streufeld schwach genug ist, um abgeschirmt zu werden, ohne dass das statische Magnetfeld der MR-Vorrichtung verzerrt wird. Die in der Röntgenröhre **40** erzeugten Röntgenstrahlen werden dann zum Patienten geleitet, beispielsweise mit Hilfe einer Kumakhov-Linse, die aus der Patentanmeldung WO 92/08235 bekannt ist. Gemäß der vorliegenden Erfindung wird die Röntgenstrahleinrichtung jedoch in eine zweite Position gebracht, die im Wesentlichen innerhalb der Zone des starken Magnetfelds liegt.

[0029] **Fig.** 5 zeigt eine Ausführungsform eines Röntgenstrahlendetektors **22**, wie er beispielsweise in einer erfindungsgemäßen Vorrichtung verwendet werden kann. Sie betrifft einen Festkörper-Röntgenstrahlendetektor, wie er zum Beispiel aus der europäischen Patentanmeldung 0440282 bekannt ist. Der Festkörper-Röntgenstrahlendetektor umfasst einen Szintillationsschirm **51**, beispielsweise aus Cäsium-Iodid (CsI, mit dem eine Matrix **52** aus amorphen Silizium-Photodioden und Dünnfilmtransistoren gekoppelt ist. Die Matrix besteht aus beispielsweise 1024 × 1024 Bildpunkten. Jeder Bildpunkt besteht aus einer Fotodiode und einem Dünnfilmtransistor. Das auf dem Szintillationsschirm **51** dargestellte

Röntgenschattenbild wird dadurch in ein Lichtbild umgewandelt, das von den Photodioden in ein Ladungsbild auf den Bildpunkten konvertiert wird. Die Bildpunkte werden Zeile für Zeile nacheinander durch Zeilenauswahlregister **53** und ladungsempfindliche Vorverstärker **54** ausgelesen. Die Zeilenauswahlregister **53** werden von einer Detektorsteuereinheit **55** gesteuert, die auch Analog/Digital-Umsetzer umfasst. In den Analog/Digital-Umsetzern werden die analogen Bildsignale in digitale Informationen umgewandelt, die, nach einer Bildkorrektur, am Ausgang **56** zur Verfügung stehen. Auf diese Weise werden beispielsweise 25 Bilder pro Sekunde erzeugt.

[0030] Eine weitere Ausführungsform eines Röntgenstrahlendetektors **22**, die für die Verwendung in einer erfindungsgemäßen Vorrichtung geeignet ist und ebenfalls unempfindlich gegenüber statischen Magnetfeldern ist, wird durch einen Röntgenstrahlendetektor mit einem Röntgenstrahlen-Umwandlungsschirm gebildet, der über ein geometrischoptisches System mit Festkörper-Bildaufnahmevorrichtungen gekoppelt ist. Die Funktion eines derartigen Röntgenstrahlendetektors wird unter Bezugnahme auf **Fig.** 6 beschrieben. Der Röntgenstrahlendetektor **600** verfügt über ein Aluminium-Eintrittsfenster **603** und einen Szintillationsschirm **601**. Der Szintillationsschirm **601** enthält beispielsweise eine Verbindung bestehend aus CsI und TI. Der Szintillationsschirm **601** wandelt ein auf den Eintrittsschirm **603** projiziertes Röntgenbild in sichtbares Licht um. Ein Mehrschicht-Interferenzfilter **604** transportiert das erzeugte Licht zur Rückseite **605** des Szintillationsschirms **601**. Anschließend wird das Lichtbilder auf der Rückseite **605** des Szintillationsschirms **601** von einem geometrisch-optischen System **606** auf zwei Festkörper-Bildaufnahmevorrichtungen **602** abgebildet. Ein geeignetes geometrisch-optisches System **606** ist beispielsweise ein optisches System, das Linsen mit einer großen numerischen Apertur besitzt.

[0031] Es ist auch möglich, ein geometrisch-optisches System zu verwenden, das mehrere konisch zulaufende optische Systeme umfasst. Ein konisch zulaufendes optisches System umfasst ein Lichtwellenleiterbündel, wobei jeder Lichtwellenleiter ein erstes Ende mit einem ersten Durchmesser und ein zweites Ende mit einem zweiten Durchmesser hat. Der Vergrößerungsfaktor des konisch zulaufenden optischen Systems wird durch das Verhältnis des ersten Durchmessers zum zweiten Durchmesser bestimmt. Jedes der konisch zulaufenden optischen Systeme bildet einen Teil des Bildes auf der Rückseite **605** des Szintillationsschirms **601** auf einer Festkörper-Bildaufnahmevorrichtung **602** ab.

[0032] Geeignete Festkörper-Bildaufnahmevorrichtungen **602** sind beispielsweise solche des Frame-Transfer-Typs, wie das Philips FT14. Die Festkörper-Bildaufnahmevorrichtungen **602** wandeln die verschiedenen Teile des Lichtbilds in ein erstes elektronisches Videosignal **607** und ein zweites elektronisches Videosignal **608** um. Eine Videokombinationsschaltung **608** kombiniert das erste elektronische Videosignal **607** und das zweite elektronische Videosignal **608** der Festkörper-Bildaufnahmevorrichtungen **602** zu einem einzelnes Videosignal **610**. Das kombinierte Videosignal **610** wird auf einem Monitor **12** angezeigt.

[0033] Zur Verbesserung der Empfindlichkeit kann anstelle eines Szintillationsschirms **601**, der Röntgenstrahlen in sichtbares Licht umwandelt, ein Szintillationsschirm **601** verwendet werden, der Röntgenstrahlen in Infrarotlicht umwandelt. Das Infrarotlicht enthält Wellenlängen im Bereich zwischen 800 nm und 1200 nm. Da die Empfindlichkeit der Festkörper-Bildaufnahmevorrichtungen **602** gegenüber Infrarotlicht höher ist, verbessert sich damit auch die Empfindlichkeit des Röntgenstrahlendetektors.

[0034] Alternative Ausführungsformen betreffen die Verwendung linearer Korrekturspulen oder Korrekturspulen höherer Ordnung, wenn ein nicht homogenes Streufeld im Bereich des Röntgenstrahlendetektors reduziert werden soll. Die Korrekturspulen können auch an anderen Stellen als an den Wänden des Untersuchungsraums befestigt werden, beispielsweise dicht um den Röntgenstrahlendetektor herum. Falls der Detektor in eine Zone bewegt werden soll, in der sich das Magnetfeld signifikant verändert, könnte die Korrektur auf ortsabhängige Weise gesteuert werden. Dieses Verfahren zur lokalen Reduzierung des Streufelds des Magneten kann nicht nur bei der Installation einer Röntgenstrahleinrichtung angewendet werden, sondern auch, wenn andere Geräte dichter an der MR-Vorrichtung installiert werden sollen, zum Beispiel ein Anästhesiegerät, das ebenfalls vom Streufeld beeinflusst wird.

Patentansprüche

1. Magnetresonanzvorrichtung (**1**) zur teilweisen Abbildung eines Gegenstands (**7**) durch magnetische Resonanz, die Folgendes umfasst:

a) Magneten (**2**) zur Erzeugung eins statischen Magnetfelds,

b) Mittel zur Erzeugung hochfrequenter elektromagnetischer Signale (**3**, **6**, **8**) und zur Erzeugung temporärer magnetischer Gradientenfelder, um die magnetischen Resonanzsignale in einer ortsabhängigen Weise zu erzeugen,

c) eine Empfängereinheit (**10**) zur Erkennung der Resonanzsignale,

d) eine Rekonstruktionseinheit (**11**) zur Verarbeitung der empfangenen Resonanzsignale,

e) eine Aufnahmevorrichtung (**14**) zur Aufnahme des abzubildenden Objekts (7),

f) eine Steuereinheit (**13**) zur Erzeugung von Steuersignalen für die Mittel zur Erzeugung der hochfrequenten elektromagnetischen Signale und der temporären magnetischen Gradientenfelder, und

g) eine Röntgenstrahleinrichtung (**20**), um ein oder mehrere Röntgenbilder des Objekts (**7**) zu erstellen, wenn sich das Objekt auf der Aufnahmevorrichtung

(**14**) befindet,
dadurch gekennzeichnet, dass
h) die Röntgenstrahleinrichtung über eine Festkörper-Röntgenstrahlendetektormatrix oder einen Röntgenstrahlen-Umwandlungsschirm verfügt, der über ein geometrisch-optisches System mit Festkörper-Bildaufnahmevorrichtungen gekoppelt ist, und dadurch, dass
i) die Röntgenstrahleinrichtung bewegt werden kann zwischen
– einer ersten Position und
– einer zweiten Position,
– wobei das statische Magnetfeld eine Zone mit einem starken Magnetfeld hat, das einer Abbildungszone der Magnetresonanzvorrichtung entspricht, und
– die Röntgenstrahleinrichtung in ihrer ersten Position im Wesentlichen außerhalb der Zone des starken Magnetfelds liegt, und
– die Röntgenstrahleinrichtung in ihrer zweiten Position im Wesentlichen innerhalb der Zone des starken Magnetfelds liegt,
j) die Röntgenstrahleinrichtung so eingerichtet ist, dass sie Röntgenbilder in Perioden erzeugt, in denen die hochfrequenten elektromagnetischen Signale (**3**, **6**, **8**) und die temporären magnetischen Gradientenfelder deaktiviert sind.

2. Magnetresonanzvorrichtung (**1**) nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass
– die Röntgenstrahleinrichtung (**20**) eine Röntgenröhre (**40**) umfasst, bei der sich die Richtung eines darin zu erzeugenden Elektronenstrahls (**45**) parallel zu den Magnetfeldlinien des in der Röntgenröhre (**40**) durch die Magneten (**2**) zu erzeugenden statischen Magnetfelds erstreckt.

3. Magnetresonanzvorrichtung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass
– der Magnet zur Erzeugung des statischen Magnetfelds jeweils zwei oder mehr Spulen oder zwei Magnetschuhe umfasst, und dass
– die Röntgenstrahleinrichtung in eine Position zwischen den Spulen bzw. zwischen den Magnetschuhen gebracht werden kann.

4. Magnetresonanzvorrichtung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass die Magnetresonanzvorrichtung über eine Korrekturspule verfügt, um im Bereich des Röntgenstrahlendetektors zum Empfangen eines Röntgenschattenbilds ein kompensierendes Magnetfelds zu erzeugen.

5. Magnetresonanzvorrichtung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass die Abbildungszonen der MR-Vorrichtung (**1**) und der Röntgenstrahleinrichtung (**20**) im Wesentlichen deckungsgleich sind, wenn sich die Röntgenstrahleinrichtung in der zweiten Position befindet.

6. Magnetresonanzvorrichtung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet,dass sie über ein C-Kern-Magnetsystem verfügt und dass die Magneten Magnetschuhe hiervon sind.

7. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, dass eine Bildverarbeitungseinheit vorgehen ist, um die folgenden Schritte auszuführen:
a) Erzeugen von Bildern durch die MR-Vorrichtung (**1**),
b) Erzeugen von Bildern durch die Röntgenstrahleinrichtung (**20**),
c) Kombinieren von Positionsinformationen der unter a) und b) erzeugten Bilder.

Es folgen 4 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

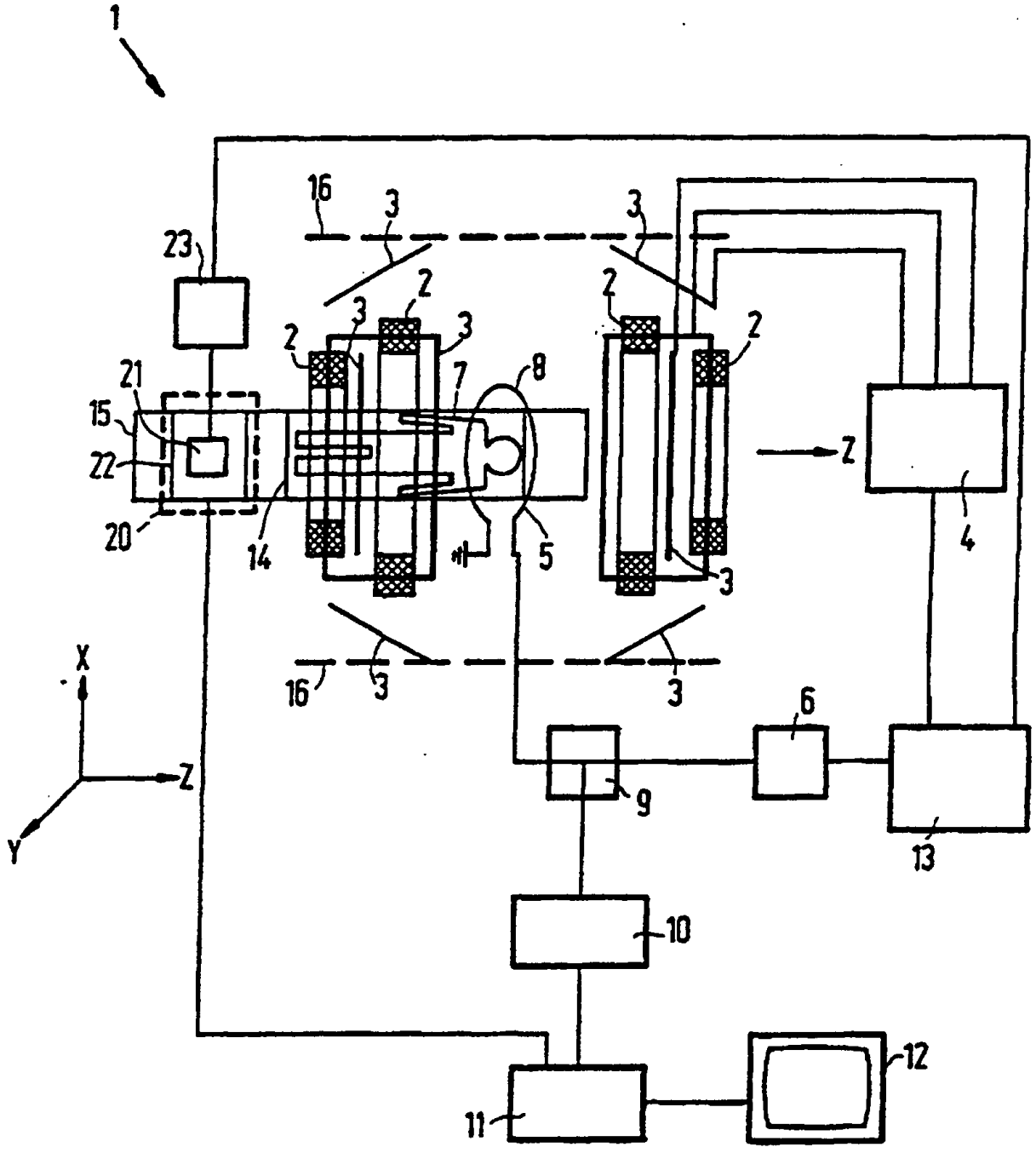


FIG.1

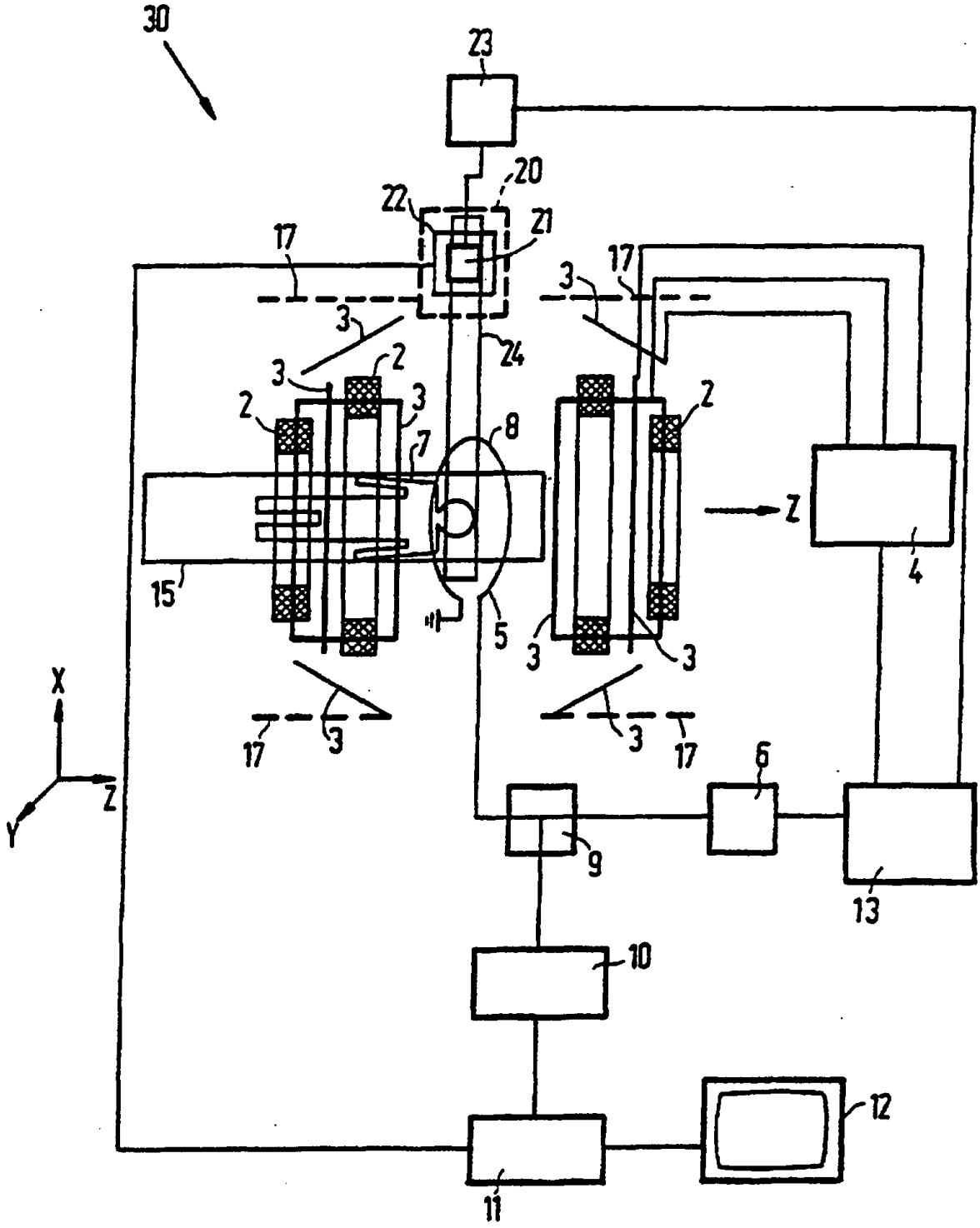


FIG.2

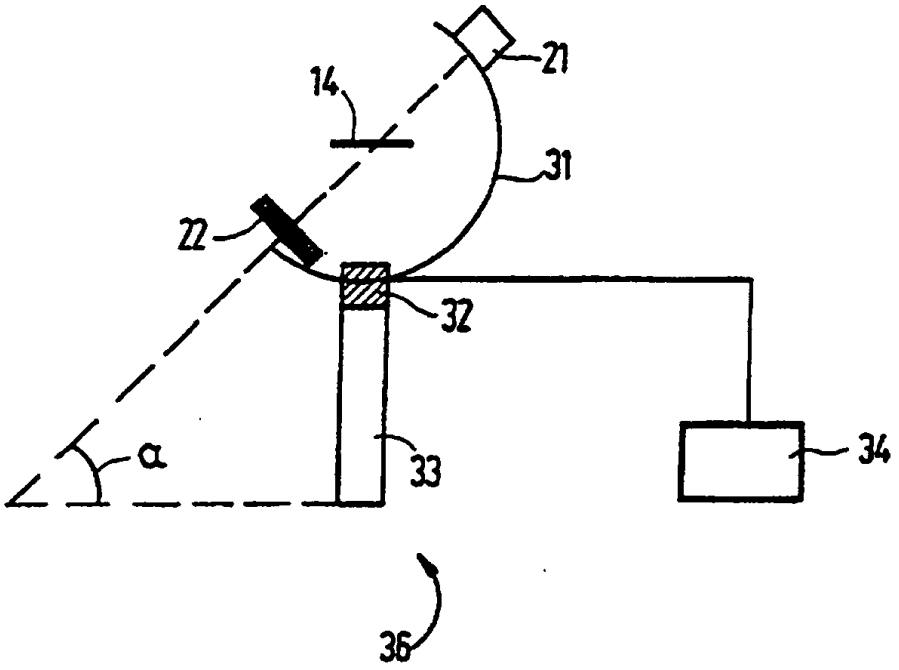


FIG. 3

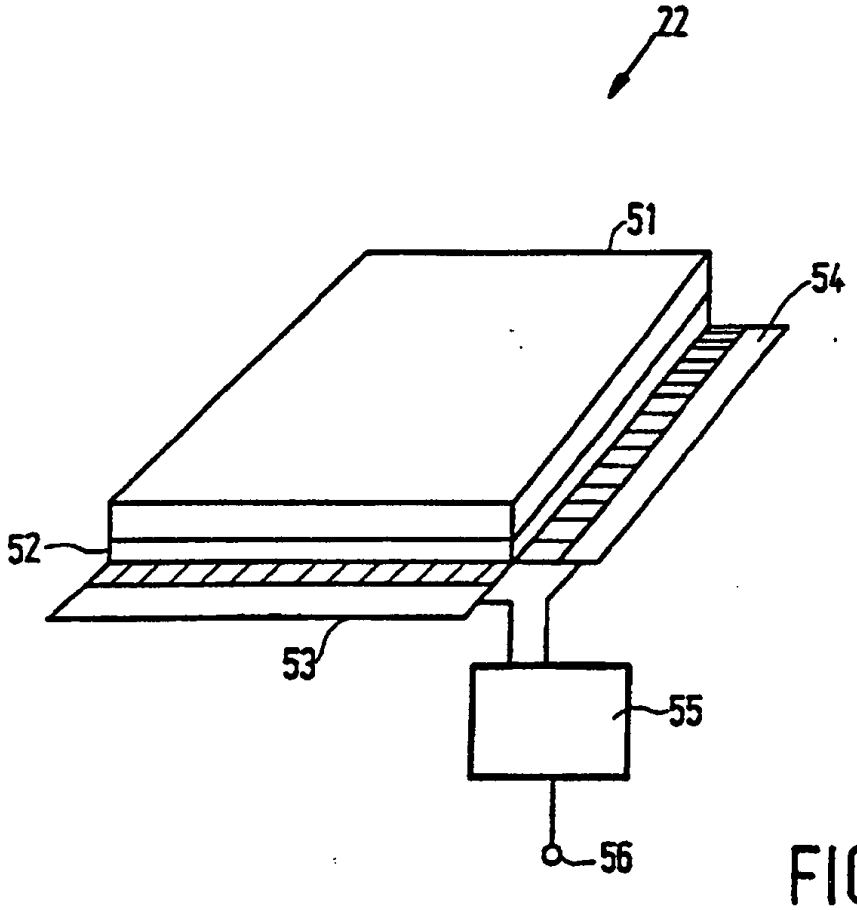


FIG. 5

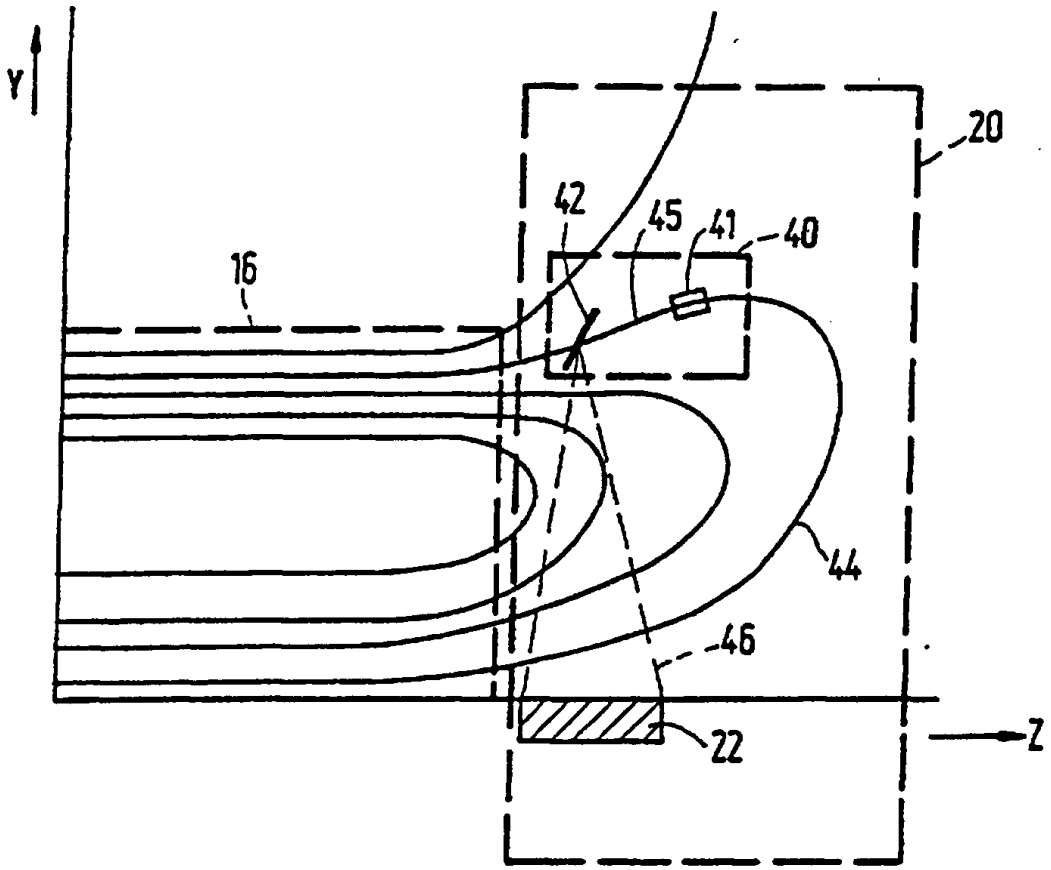

Y
20
42
45
41
40
16
44
46
22
Z

FIG.4

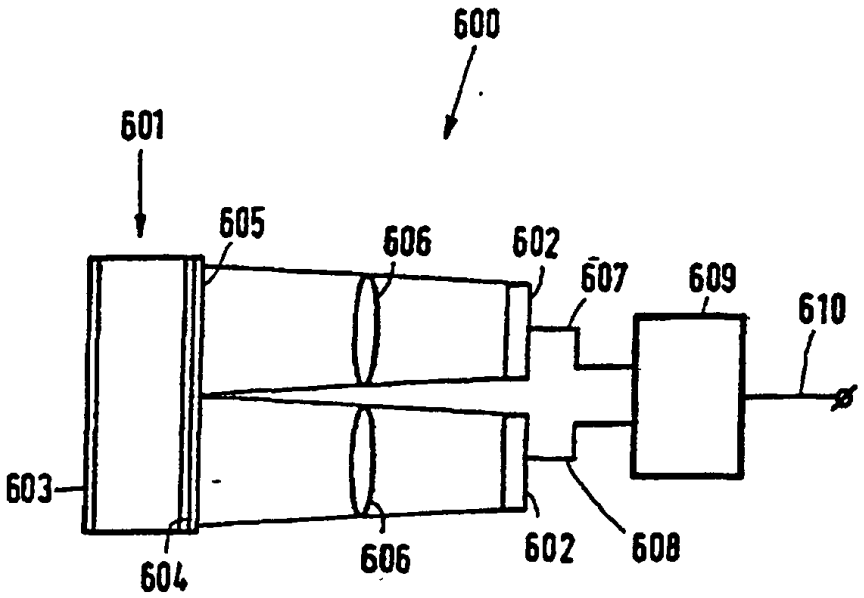

600
601
605
606
602
607
609
610
603
604
606
602
608

FIG.6