



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 103 32 301 B4** 2009.07.30

(12)

Patentschrift

(21) Aktenzeichen: **103 32 301.5**
 (22) Anmeldetag: **16.07.2003**
 (43) Offenlegungstag: **24.02.2005**
 (45) Veröffentlichungstag
 der Patenterteilung: **30.07.2009**

(51) Int Cl.⁸: **A61B 6/00** (2006.01)
A61B 6/04 (2006.01)

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).

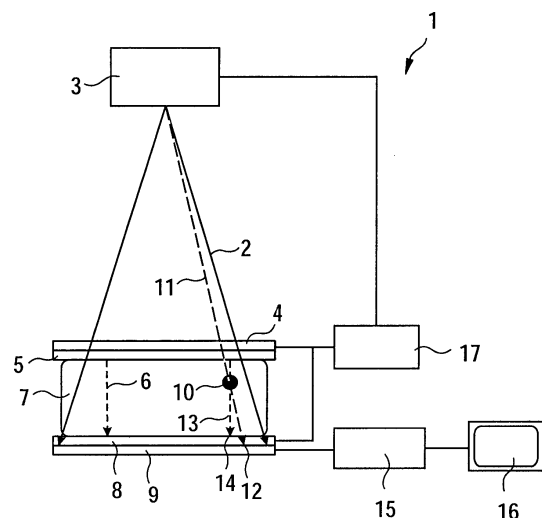
(73) Patentinhaber:
Siemens AG, 80333 München, DE

(72) Erfinder:
Hoheisel, Martin, Dr., 91056 Erlangen, DE;
Mertelmeier, Thomas, Dr., 91058 Erlangen, DE

(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht
 gezogene Druckschriften:
WO 99/40 840 A1

(54) Bezeichnung: **Vorrichtung für die medizinische Diagnose**

(57) Hauptanspruch: Vorrichtung für die medizinische Diagnose mit einem für hochenergetische Photonen außerhalb des optischen Wellenlängenbereichs empfindlichen abbildenden Hochenergiedetektor (9) und einer Hochenergiestrahlungsquelle (2), von der aus hochenergetische Photonen durch ein Gewebe eines zu untersuchenden Objekts (7) hindurch zu dem der Hochenergiestrahlungsquelle (2) zugeordneten Hochenergiedetektor (9) emittierbar sind, dadurch gekennzeichnet, dass einer Positionier-
 vorrichtung (4, 8) für das zu untersuchende Objekt (7) ein auf Photonen im optischen Wellenlängenbereich empfindlicher abbildender Niederenergiedetektor (8) und eine Photonen im optischen Wellenlängenbereich emittierende Niederenergiestrahlungsquelle (5) zugeordnet sind und dass das Gewebe des zu untersuchenden Objekts (7) zusätzlich ohne Positionsänderung mit Hilfe des Niederenergiedetektors (8) und der zugeordneten Niederenergiestrahlungsquelle (5) untersuchbar ist und dass eine an den Niederenergiedetektor (8) und den Hochenergiedetektor (9) angeschlossene Bildverarbeitungseinheit (15) die Fusion eines mit dem Niederenergiedetektor (8) aufgenommenen Niederenergiebilds mit einem vom Hochenergiedetektor (9) aufgenommenen Hochenergiebilds vornimmt.



Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung für die medizinische Diagnose mit einem für hochenergetische Photonen außerhalb des optischen Wellenlängenbereichs empfindlichen abbildenden Hochenergiesiedetektor und einer Hochenergiestrahlungsquelle, von der aus hochenergetische Photonen durch ein Gewebe eines zu untersuchenden Objekts hindurch zu dem der Hochenergiestrahlungsquelle zugeordneten Hochenergiesiedetektor emittierbar sind.

[0002] Eine derartige Vorrichtung ist auf dem Gebiet der Mammographie allgemein bekannt. Dabei handelt es sich um eine Vorrichtung zur Untersuchung der weiblichen Brust, der so genannten Mamma. Die Mammographie wird insbesondere zur Früherkennung von Brustkrebs verwendet. Dazu wird die zu untersuchende Mamma zwischen einer Kompressionsplatte und einer Detektorplatte komprimiert und mit Hilfe von Röntgenstrahlung, die von einer Röntgenquelle erzeugt wird, durchleuchtet.

[0003] Da die Aussichten auf Dauerheilung bei einer frühzeitigen Diagnose sehr gut sind, besteht Bedarf an medizinischen Vorrichtungen, mit denen sich ein Mammakarzinom frühzeitig entdecken lässt.

[0004] Bei der weiblichen Brust handelt es sich jedoch um ein anatomisch kompliziertes Gewebe, so dass auf herkömmlichen Röntgenaufnahmen Läsionen nur schwer erkennbar sind. Häufig gehen daher Läsionen im so genannten anatomischen Rauschen unter.

[0005] Zur Erkennung von Tumoren ist in letzter Zeit die Verwendung fluoreszierender metabolischer Marker bekannt geworden, die sich entweder ausschließlich in bestimmten Regionen des Körpers anreichern oder überall im Körper verteilt sind, aber dafür nur in bestimmten Körperbereichen durch die dort ablaufenden Stoffwechselprozesse aktiviert werden. Für die Suche nach einem Tumor wird der fluoreszierende metabolische Marker in die Blutbahn des Patienten gebracht und der fluoreszierende Marker durch eine Bestrahlung im Bereich der Anregungswellenlänge zum Leuchten gebracht. Der Tumor kann dann durch Erfassen des vom fluoreszierenden Marker emittierten Lichts im Bereich der Emissionswellenlänge detektiert werden.

[0006] Die WO 99/40840 A1 betrifft ein Tomographieverfahren, bei dem die Diffusionsbilder von Licht im optischen Wellenlängenbereich dazu verwendet werden, um mit Hilfe aus dem Bereich der Computertomographie bekannten Algorithmen für die Rückprojektion das Blutvolumen und die Anreicherung mit Sauerstoff im zu untersuchenden Objekt zu bestimmen.

[0007] Ausgehend von diesem Stand der Technik liegt der Erfindung die Aufgabe zugrunde, eine verbesserte Vorrichtung zum Erfassen von Läsionen mit Hilfe hochenergetischer Photonen zu schaffen.

[0008] Diese Aufgabe wird durch eine Vorrichtung mit den in dem Anspruch 1 angegebenen kennzeichnenden Merkmalen gelöst. In den davon abhängigen Ansprüchen sind vorteilhafte Ausgestaltungen und Weiterbildungen angegeben.

[0009] Die Vorrichtung umfasst eine Hochenergiestrahlungsquelle, die hochenergetische Photonen durch ein zu untersuchendes Objekt zu einem Hochenergiesiedetektor sendet. Die Vorrichtung umfasst ferner eine Positioniervorrichtung für das zu untersuchende Objekt auf, der ein auf Photonen im optischen Wellenlängenbereich empfindlicher abbildender Niederenergiesiedetektor und eine niederenergetische Photonen im optischen Wellenlängenbereich emittierende Niederenergiestrahlungsquelle zugeordnet sind, die Photonen im optischen Wellenlängenbereich, insbesondere im nahen Infrarotbereich, zu dem zugeordneten Niederenergiesiedetektor sendet. Die Hochenergiestrahlungsquelle und der Hochenergiesiedetektor sowie die Niederenergiestrahlungsquelle und der Niederenergiesiedetektor sind so angeordnet, dass die Untersuchung ohne Positionsänderung des Gewebes des zu untersuchenden Objekts durchgeführt werden kann. Ferner bewirkt eine an den Niederenergiesiedetektor und den Hochenergiesiedetektor angeschlossene Bildverarbeitungseinheit die Fusion eines mit dem Niederenergiesiedetektor aufgenommenen Niederenergiebilds mit einem vom Hochenergiesiedetektor aufgenommenen Hochenergiebilds.

[0010] Zur Durchführung einer Untersuchung wird ein fluoreszierender Marker in das Gewebe des zu untersuchenden Objekts eingebracht und das Gewebe des zu untersuchenden Objekts sowohl mit hochenergetischen als auch niederenergetischen Photonen bestrahlt. Die transmittierten hochenergetischen Photonen werden mit Hilfe des Hochenergiesiedektors erfasst und die von den Markersubstanzen emittierten niederenergetischen Photonen werden mit Hilfe des Niederenergiesiedektors detektiert.

[0011] Da sich durch die fluoreszierenden Marker auch kleinste Läsionen im Gewebe des zu untersuchenden Objekts detektieren lassen, kann das niederenergetische Bild des zu untersuchenden Objekts zum Aufspüren von Läsionen verwendet werden. Das hochenergetische Bild dient dann dazu, die räumliche Lage der Läsion zu bestimmen. Die Vorrichtung kann daher dazu verwendet werden, Läsionen mit großer Zuverlässigkeit aufzuspüren und deren Lage mit großer Genauigkeit zu bestimmen.

[0012] Bei einer bevorzugten Ausführungsform bilden der Niederenergiesiedetektor und der Hochenergie-

detektor eine mechanische Einheit. Durch die feste relative Lage des Niederenergiedetektors bezüglich des Hochenergiedetektors ist es möglich, die aus den Bildern gewonnenen Ortsinformationen zuverlässig in Beziehung zu setzen.

[0013] In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform befindet sich die Niederenergiestrahlungsquelle in einer für die hochenergetischen Photonen transparenten Positioniervorrichtung für das zu untersuchende Objekt. Da derartige Positioniervorrichtungen ohnehin vorhanden sind, braucht für die Niederenergiestrahlungsquelle keine zusätzliche mechanische Halterung vorgesehen zu werden.

[0014] Ferner ist es möglich, sowohl dem Hochenergiedetektor als auch der Positioniervorrichtung jeweils eine Niederenergiestrahlungsquelle und einen Niederenergiedetektor zuzuordnen. Dadurch kann die Richtung der Strahlung mit niederenergetischen Photonen je nach der Lage der zu untersuchenden Läsion gewählt werden. Dadurch lassen sich Läsionen genauer lokalisieren.

[0015] Weiterhin ist es möglich, einen Niederenergiedetektor und eine Niederenergiestrahlungsquelle auf einer Seite des zu untersuchenden Objekts anzuordnen. Dies ermöglicht eine Auswertung der vom zu untersuchenden Objekt reflektierten oder zurückgestreuten Photonen oder der in Rückwärtsrichtung austretenden aufgrund der Fluoreszenz der Markier-substanz reemittierten Photonen.

[0016] Zur Verbesserung der Auflösung im optischen Wellenlängenbereich kann die Niederenergiestrahlungsquelle flächenmäßig ausgedehnt sein und in unterschiedliche, einzeln aktivierbare Bereiche eingeteilt sein. Die einzelnen Bereiche können mit Hilfe einer Steuerung aktiviert werden, um das zu untersuchende Objekt nacheinander abschnittsweise oder aus verschiedenen Richtungen zu beleuchten.

[0017] Nachfolgend wird ein Ausführungsbeispiel der Erfindung im Einzelnen anhand der beigefügten Zeichnung erläutert. Es zeigen:

[0018] [Fig. 1](#) ein Mammographiegerät, das sowohl mit Röntgenstrahlung als auch Strahlung im optischen Wellenlängenbereich arbeitet;

[0019] [Fig. 2](#) eine mit Lichtleitfasern ausgestattete Kompressionsplatte; und

[0020] [Fig. 3](#) eine weitere abgewandelte Kompressionsplatte.

[0021] [Fig. 1](#) zeigt ein Mammographiegerät **1**, das eine Röntgenstrahlung **2** emittierende Röntgenstrahlungsquelle **3** aufweist. Ferner umfasst das Mammographiegerät **1** eine Positionierplatte **4**, in die eine op-

tische Lichtquelle **5** integriert ist. Die optische Lichtquelle **5** emittiert Licht **6** im optischen Wellenlängenbereich zwischen 400 nm und 1000 nm.

[0022] Nach dem Durchqueren einer zu untersuchenden Mamma **7** trifft das Licht **6** auf einen Photodetektor **8**, der zusammen mit einem Röntgendetektor **9** eine mechanische Einheit bildet.

[0023] In der zwischen der Kompressionsplatte **4** und dem Photodetektor **8** komprimierten Mamma **7** befindet sich eine Läsion **10**, die gemäß einem in [Fig. 1](#) gestrichelt dargestellten Röntgenstrahl **11** auf einen Abbildungsort **12** des Röntgendetektors **9** abgebildet wird. Im optischen Wellenlängenbereich wird die Läsion **10** dagegen gemäß einem in [Fig. 1](#) gestrichelt eingezeichneten Lichtstrahl **13** auf einen Abbildungsort **14** abgebildet. Genau genommen handelt es sich bei dem Abbildungsort **14** um den Schwerpunkt einer Lichtverteilung des aus der Läsion **10** heraus emittierten Fluoreszenzlichtes, das in der Läsion **10** vorhandene optisch aktive Marker aufgrund der Beleuchtung durch die optische Lichtquelle **5** aussenden.

[0024] Vorzugsweise handelt es sich bei den in der Läsion **10** vorhandenen Markern um fluoreszierender metabolischer Marker, die sich entweder ausschließlich in bestimmten Regionen des Körpers anreichern oder überall im Körper verteilt sind, aber dafür nur in bestimmten Körperbereichen durch die dort ablaufenden Stoffwechselprozesse aktiviert werden.

[0025] Für die Suche nach einem Tumor wird der fluoreszierende metabolische Marker in die Blutbahn der Patientin gebracht und im Tumor angereichert und unter Umständen aktiviert. Der fluoreszierende Marker wird dann durch eine Bestrahlung im Bereich der Anregungswellenlänge zum Leuchten gebracht. Der Tumor kann dann durch Erfassen des vom fluoreszierenden Marker emittierten Lichts im Bereich der Emissionswellenlänge detektiert werden.

[0026] Um die Trennung des in die Mamma eingestrahlt Lichts von dem aufgrund Fluoreszenz emittierten von Marker emittierten Lichts zu erleichtern, ist der Photodetektor **8** möglichst nur auf das Fluoreszenzlicht empfindlich. Falls erforderlich sind im optischen Strahlengang vor dem Photodetektor **8** optische Filter angeordnet.

[0027] Da die Abbildungsorte **12** und **14** nicht ohne weiteres zur Deckung gebracht werden können, ist dem Photodetektor **8** und dem Röntgendetektor **9** eine Bildverarbeitungseinheit **15** nachgeschaltet, die das Röntgenbild mit dem optischen Bild fusioniert und das fusionierte Bild an eine Anzeigeeinheit **16** weitergibt. Der Inhalt des optischen Bilds kann im Röntgenbild zum Beispiel farbkodiert dargestellt werden.

[0028] Daneben ist im Mammographiegerät **1** eine Steuereinheit **17** vorgesehen, die die Funktion der Röntgenstrahlungsquelle **3**, der optischen Lichtquelle **5** und des Photodetektors **8** sowie des Röntgendetektors **9** steuert.

[0029] In [Fig. 2](#) ist eine Möglichkeit dargestellt, wie die optische Lichtquelle **5** in die Kompressionsplatte **4** integriert werden kann. Die in [Fig. 2](#) dargestellte Kompressionsplatte **4** ist sowohl licht- auch röntgentransparent. Die optische Lichtquelle **5** wird dabei von röntgentransparenten Lichtleitfasern **18** gebildet, die in das Innere der Kompressionsplatte **4** führen. Die Enden der Lichtleitfasern **18** bilden einzeln aktivierbare Leuchtpunkte **19**, mit deren Hilfe die Mamma **7** gezielt lokal durchleuchtet werden kann.

[0030] Bei einer abgewandelten nicht dargestellten Ausführungsform ist in der Kompressionsplatte **4** eine zeilenweise oder flächenhafte Beleuchtung vorgesehen. Letzteres kann beispielsweise dadurch bewerkstelligt werden, dass die Oberfläche der Kompressionsplatte **4** aufgeraut wird und der Brechungsindex der Kompressionsplatte **4** so gewählt wird, dass an den Grenzflächen der Kompressionsplatte **4** Totalreflexion stattfindet, so dass in die Kompressionsplatte **4** eingespeistes Licht mehrfach reflektiert wird, bis es die Kompressionsplatte **4** verlassen kann. Eine zeilenweise Beleuchtung kann auf ähnliche Art und Weise bewerkstelligt werden, indem mehrere separat aktivierbare, durch Blenden voneinander abgeschottete Leuchtkörper nebeneinander angeordnet werden.

[0031] In [Fig. 3](#) ist ein weiteres Ausführungsbeispiel der Kompressionsplatte **4** dargestellt. Bei diesem Ausführungsbeispiel ist in der Kompressionsplatte **4** ein Hohlraum **20** ausgebildet, in den ein Leuchtmodul **21** eingeschoben werden kann. Das Leuchtmodul **21** erzeugt das zum Durchleuchten der Mamma **7** im optischen Wellenlängenbereich erforderliche Licht **6**. Dazu ist das Leuchtmodul **21** mit Leuchtpunkten **22** ausgestattet, die über eine oder mehrere Lichtleitfasern **23** mit Licht versorgt werden. Die Lichtleitfaser **23** ist mit Hilfe eines Steckers **24** am Leuchtmodul **21** befestigt. Es kann vorgesehen sein, dass die Leuchtpunkte **22** des Leuchtmoduls **21** einzeln aktivierbar sind.

[0032] Das in [Fig. 3](#) dargestellte Ausführungsbeispiel der Kompressionsplatte **4** ist insbesondere dann vorteilhaft, wenn das Leuchtmodul **21** nicht röntgentransparent ist. In diesem Fall kann zunächst ein Röntgenbild der Mamma **7** aufgenommen werden, wobei das Leuchtmodul **21** aus dem Hohlraum **20** entfernt ist. Anschließend kann das Leuchtmodul **21** in den Hohlraum **20** eingeschoben werden und ein zweites Bild im optischen Wellenlängenbereich aufgenommen werden.

[0033] Die Ansteuerung der einzelnen Leuchtpunkte **19** und **22** gestattet eine Beleuchtung von Läsionen **10** aus unterschiedlichen Beleuchtungsrichtungen. Da sich dadurch auch der Abbildungsort **12** verschiebt, ist eine Tiefenlokalisierung der Läsion **10** nach Art einer Triangulation möglich.

[0034] Auch im Bereich des Photodetektors **8** und des Röntgendetektors **9** sind verschiedene Ausgestaltungen möglich. Zum einen ist es denkbar, einen Photodetektor **8** mit einer Vielzahl von Photodioden mit einer optisch transparenten biokompatiblen Beschichtung, beispielsweise einer Folie, auf der Oberfläche des Röntgendetektors **9** vorzusehen.

[0035] Der Photodetektor **8** wird bevorzugt aus organischen Halbleitern aufgebaut. Angeordnet sind die Photodioden vorzugsweise in einem Feld von nebeneinander liegenden Photodioden.

[0036] Bei einer abgewandelten Ausführungsform des Röntgenmammographiegeräts **1** enthält ein Gehäuse des Röntgendetektors **9**, beispielsweise eine der Mamma **7** zugewandte optisch transparente Abdeckung des Röntgendetektors **9**, einen Hohlraum, in den der Photodetektor **8** eingebracht werden kann. Dies ist insbesondere dann von Vorteil, wenn der Photodetektor **8** nicht röntgentransparent ist. Der Photodetektor **8** kann dann bei der Aufnahme des Röntgenbilds aus dem Röntgendetektor **9** entfernt werden und danach zur Aufnahme eines Bilds im optischen Wellenlängenbereich wieder in den Röntgendetektor **9** eingeschoben werden.

[0037] Daneben sind weitere Abwandlungen des Mammographiegeräts **1** möglich: So ist es beispielsweise möglich, den Röntgendetektor **9** mit einer optischen Lichtquelle zu kombinieren und den Photodetektor in der Kompressionsplatte **4** anzuordnen. Im Röntgendetektor **9** und der Kompressionsplatte **4** müssen dabei gegebenenfalls passende Hohlräume zum Einbringen der optischen Lichtquelle und des Photodetektors vorgesehen sein.

[0038] Bei einer weiteren abgewandelten Ausführungsform sind dem Röntgendetektor **9** und der Kompressionsplatte **4** jeweils eine optische Lichtquelle und ein Photodetektor zugeordnet. Bei dieser Ausführungsform ist es möglich, die Richtung der Durchstrahlung mit optischem Licht je nach der Lage der zu untersuchenden Läsion **10** zu wählen. Bei der Bestimmung der räumlichen Lage der Läsion können dann Bilder mit unterschiedlicher Richtung der Durchstrahlung ausgewertet werden. Dadurch erhöht sich unter Umständen die Genauigkeit bei der Tiefenlokalisierung der Läsion **10**.

[0039] Daneben ist es denkbar, die optische Lichtquelle **5** und den Photodetektor **8** auf einer Seite der Mamma **7** anzuordnen. Dadurch lässt sich mit gerin-

gem Aufwand das reflektierte oder zurückgestreute Licht oder das in Rückwärtsrichtung austretende Fluoreszenzlicht erfassen.

Patentansprüche

1. Vorrichtung für die medizinische Diagnose mit einem für hochenergetische Photonen außerhalb des optischen Wellenlängenbereichs empfindlichen abbildenden Hochenergiedetektor (9) und einer Hochenergiestrahlungsquelle (2), von der aus hochenergetische Photonen durch ein Gewebe eines zu untersuchenden Objekts (7) hindurch zu dem der Hochenergiestrahlungsquelle (2) zugeordneten Hochenergiedetektor (9) emittierbar sind, **dadurch gekennzeichnet**, dass einer Positioniervorrichtung (4, 8) für das zu untersuchende Objekt (7) ein auf Photonen im optischen Wellenlängenbereich empfindlicher abbildender Niederenergiedetektor (8) und eine Photonen im optischen Wellenlängenbereich emittierende Niederenergiestrahlungsquelle (5) zugeordnet sind und dass das Gewebe des zu untersuchenden Objekts (7) zusätzlich ohne Positionsänderung mit Hilfe des Niederenergiedetektors (8) und der zugeordneten Niederenergiestrahlungsquelle (5) untersuchbar ist und dass eine an den Niederenergiedetektor (8) und den Hochenergiedetektor (9) angeschlossene Bildverarbeitungseinheit (15) die Fusion eines mit dem Niederenergiedetektor (8) aufgenommenen Niederenergiebilds mit einem vom Hochenergiedetektor (9) aufgenommenen Hochenergiebilds vornimmt.

2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass der Hochenergiedetektor (9) und der Niederenergiedetektor (8) zu einer mechanischen Einheit zusammengefügt sind.

3. Vorrichtung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass die Niederenergiestrahlungsquelle (5) in einer für die hochenergetischen Photonen transparenten Positioniervorrichtung (4) angeordnet ist.

4. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass die Niederenergiestrahlungsquelle (5) in einer Positioniervorrichtung (4) für das zu untersuchende Objekt (7) integrierbar ist.

5. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, dass dem Hochenergiedetektor (9) und der Positioniervorrichtung (4) jeweils ein Niederenergiedetektor (8) und eine Niederenergielichtquelle (5) zugeordnet sind.

6. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass die Niederenergiestrahlungsquelle (5) flächenmäßig ausgedehnt ist.

7. Vorrichtung nach Anspruch 6, dadurch ge-

kennzeichnet, dass die Niederenergiestrahlungsquelle (8) einzeln aktivierbare niederenergetische Photonen emittierende Bereiche (19, 22) aufweist.

8. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, dass in der Bildverarbeitungseinheit (15) eine Tiefenlokalisierung von Läsionen (10) im zu untersuchenden Objekt (7) aufgrund von aus unterschiedlichen Beleuchtungsrichtungen aufgenommenen Bildern im optischen Wellenlängenbereich durchführbar ist.

9. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, dass die Hochenergiestrahlungsquelle eine Röntgenstrahlungsquelle (3) und der Hochenergiedetektor ein Röntgendetektor (9) ist.

Es folgen 2 Blatt Zeichnungen

FIG 1

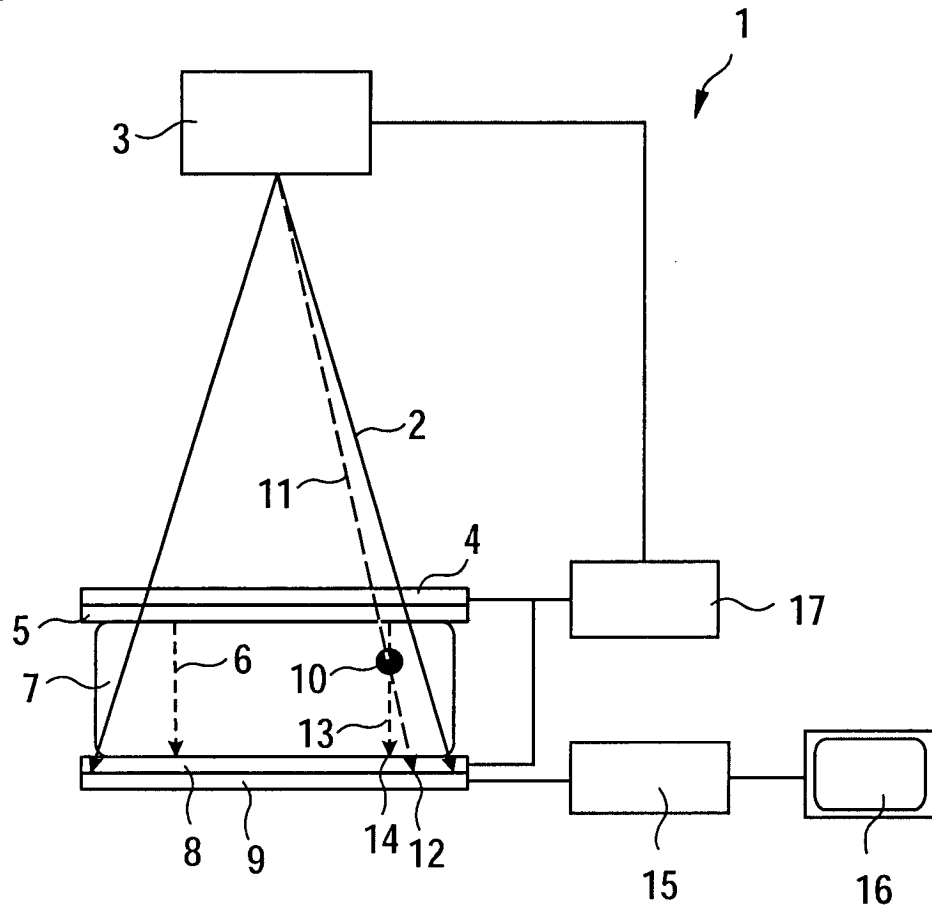


FIG 2

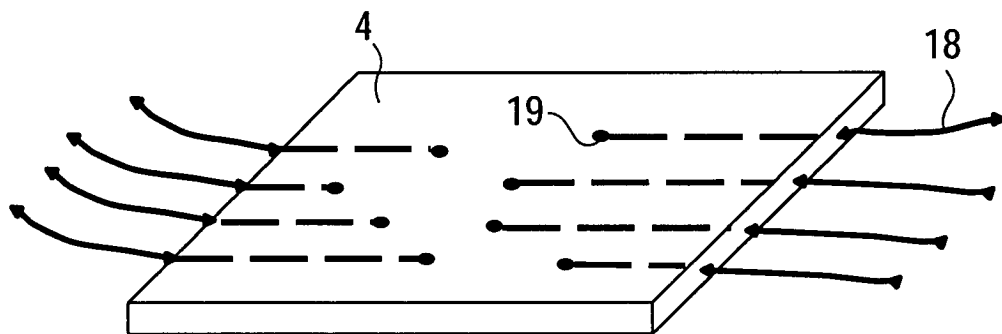


FIG 3

