



19 **BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND**



**DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT**

12 **Patentschrift**
10 **DE 198 08 340 C 1**

51 Int. Cl.⁶:
G 01 T 1/29
G 01 T 1/24
H 05 G 1/64
G 21 K 4/00
A 61 B 6/00

21 Aktenzeichen: 198 08 340.8-33
22 Anmeldetag: 27. 2. 98
43 Offenlegungstag: -
45 Veröffentlichungstag
der Patenterteilung: 22. 7. 99

DE 198 08 340 C 1

Innerhalb von 3 Monaten nach Veröffentlichung der Erteilung kann Einspruch erhoben werden

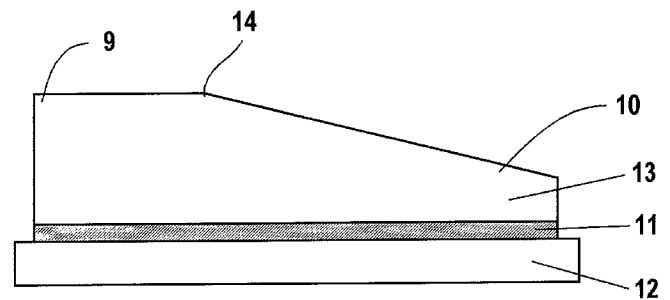
73 **Patentinhaber:**
Siemens AG, 80333 München, DE

72 **Erfinder:**
Sklebitz, Hartmut, Dipl.-Ing. (FH), 91056 Erlangen,
DE; Hoheisel, Martin, Dr.-Phys., 91056 Erlangen, DE

56 **Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht
gezogene Druckschriften:**
US 55 70 403
US 55 28 043
JP 61-2 01 183 A

54 **Röntgendiagnostikeinrichtung mit einem Röntgenbildwandler**

57 Die Erfindung betrifft eine Röntgendiagnostikeinrichtung mit einer Röntgenstrahlenquelle (1), die ein divergierendes Röntgenstrahlenbündel (3) aussendet, das auf einem Röntgenbildwandler unter unterschiedlichen Winkeln auftrifft, der ein Substrat (12), in einer Matrix (11) angeordnete Bildelemente mit einer Halbleiterschicht und eine Röntgenstrahlen absorbierende Schicht (13) aufweist. Die Röntgenstrahlen absorbierende Schicht (13) im Bereich eines senkrechten Strahleneinfalls des Röntgenstrahlenbündels (3) ist dicker ausgebildet als im Bereich eines schrägen Strahleneinfalls, so daß die Reduktion der Modulationsübertragungsfunktion (MTF) im Bereich eines schrägen Strahlungseinfalls möglichst gering bleibt.



DE 198 08 340 C 1

Die Erfindung betrifft eine Röntgendiagnostikeinrichtung mit einer Röntgenstrahlenquelle, die ein divergierendes Röntgenstrahlenbündel aussendet, das auf einem ebenen Röntgenbildwandler unter unterschiedlichen Winkeln auftrifft, der ein Substrat, in einer Matrix angeordnete Bildelemente mit einer Halbleiterschicht und eine Röntgenstrahlen absorbierende Schicht aufweist. Eine derartige Röntgendiagnostikeinrichtung ist beispielsweise aus der US 5,528,043 bekannt.

Bei vielen Anwendungen derartiger Röntgendetektoren fällt die Röntgenstrahlung nicht senkrecht, sondern schräg auf die für Röntgenstrahlen empfindliche Fläche des Röntgendetektors auf. Bei den Verfahren mit Projektionsgeometrie, beispielsweise der Radiographie und der Durchleuchtung, führt dies zu einer Verschlechterung der Ortsauflösung.

Dieser Effekt ist um so stärker ausgeprägt,

- 1) desto näher sich die Röntgenröhre am Röntgendetektor befindet,
- 2) desto größer die lateralen Abmessungen des Röntgendetektors sind,
- 3) desto dicker die strahlungsabsorbierende Schicht ist und
- 4) desto feiner das Bildpunktraster bei einem digitalen Röntgendetektor ist.

Ein besonders ungünstiger Fall stellt die Mammographie dar. Hier beträgt der Abstand vom Röntgen-Fokus zum Röntgendetektor bzw. Film typischerweise nur ca. 60 cm gegenüber dem üblichen Abstand von ca. 100 cm in der Radiographie. Da die Röntgenröhre direkt über der Brustwand angeordnet wird, beträgt die laterale Ausdehnung vom Auftreffpunkt des Lots aus gerechnet in Richtung auf die Brustspitze die volle Kantenlänge des Röntgendetektors, während das Lot in der Radiographie in Detektormitte auftrifft und somit nur die Hälfte der Kantenlänge zu rechnen ist. Das Bildpunktraster ist ebenfalls wegen der geforderten hohen Ortsauflösung sehr klein. Es beträgt typischerweise einen Wert von < 100 μm .

Um eine hohe Quantenabsorption zu erreichen, muß die Röntgenstrahlen absorbierende Schicht möglichst dick ausgebildet sein, wodurch sich der störende Effekt noch weiter verstärkt.

In **Fig. 1** ist die Ortsauflösung in Form einer simulierten Kurve der Modulationsübertragungsfunktion (MTF-Kurve) dargestellt. In der **Fig. 1** ist der Kontrast über der Ortsfrequenz aufgetragen. Die Kurvenschar zeigt den Verlauf der MTF in 5 cm-Schritten von einem Ort direkt unterhalb der Röntgenröhre (oberer Kurvenverlauf) und bis zu einem Ort in einem Abstand von bis zu 24 cm – die unterste Kurve entspricht der MTF im Abstand von 24 cm. Es wurde von einem Fokusabstand von 57 cm, einer Dicke der absorbierenden Schicht von 200 μm und einem Bildpunktraster von 85 μm ausgegangen. Die MTF wurde durch die sinc-Funktion angenähert. Man sieht, daß die MTF zum Bildrand hin deutlich abnimmt. In dem Buch "Das Röntgenfernsehen" von Gebauer et al., 2. Auflage, Georg Thieme Verlag Stuttgart, ist auf den Seiten 26 ff ausgeführt, daß die Erkennbarkeitsschwelle bei einer Ortsfrequenz liegt, bei der der Kontrast auf einem Wert von 0,05 abgesunken ist (siehe insbesondere Seite 28, rechte Spalte, vorletzter Absatz). Dieser Schwellwert wurde als Gerade in die **Fig. 1** eingetragen. Somit läßt sich **Fig. 1** entnehmen, daß das Auflösungsvermögen von einer Ortsfrequenz von > 10 Lp/mm (Linienpaaren pro mm) bei senkrechtem Einfall auf bis zu 4 bei einem Ab-

stand von 24 cm absinkt.

Diese Abschätzung der MTF ist jedoch pessimistisch, da die Absorptionslängen der Röntgenstrahlung bei Schichtdicken, die eine sehr hohe Quanteneffizienz (DQE) gewährleisten, kleiner als die Schichtdicke sind. Bei Selen und einer mittleren Quantenenergie von 22 keV ergeben sich beispielsweise eine mittlere Absorptionslänge von 65 μm .

Aus der US 5,570,403 ist ein Computertomograph bekannt, der unterschiedliche Szintillatordicken aufweist.

In der JP A 61-201 183 ist ein Szintillator beschrieben, der im mittleren Detektorbereich dünner als im äußeren Detektorbereich ausgebildet ist.

Die Erfindung geht von der Aufgabe aus, eine Röntgendiagnostikeinrichtung der eingangs genannten Art derart auszubilden, daß die MTF annähernd konstant bleibt.

Die Aufgabe wird erfindungsgemäß dadurch gelöst, daß die Röntgenstrahlen absorbierende Schicht im Bereich eines annähernd senkrechten Strahleneinfalls des Röntgenstrahlenbündels dicker ausgebildet ist als im Bereich eines schrägen Strahleneinfalls. Dadurch läßt sich erreichen, daß die Reduktion der Modulationsübertragungsfunktion (MTF) im Bereich eines schrägen Strahlungseinfalls möglichst gering bleibt. Dabei muß berücksichtigt werden, daß bei einer geringeren Schichtdicke die Quantenausbeute (DQE) abnimmt.

Erfindungsgemäß kann die Dicke der Röntgenstrahlen absorbierenden Schicht im Bereich des annähernd senkrechten Strahleneinfalls des Röntgenstrahlenbündels konstant sein.

Ein derartiger Röntgendetektor läßt sich für normale Radiographie einsetzen, wenn die Dicke der Röntgenstrahlen absorbierenden Schicht in der Mitte des Röntgenbildwandlers konstant und an dessen Seitenbereichen reduziert ist.

Der Röntgendetektor läßt sich für mammographische Aufnahmen verwenden, wenn die Dicke der Röntgenstrahlen absorbierenden Schicht in einem Seitenbereich des Röntgenbildwandlers konstant und sich zu dessen anderen Seitenbereich verringert.

Die Seite mit der konstanten Schichtdicke ist dabei der Brustwand zugewandt.

Erfindungsgemäß kann die Dicke der Röntgenstrahlen absorbierenden Schicht vom Bereich des senkrechten Strahleneinfalls des Röntgenstrahlenbündels nach außen hin, d. h. vom Zentralstrahl aus monoton nichtlinear, beispielsweise gemäß einer hyperbelförmigen oder Cosinus-Funktion, oder linear abnehmen.

Es hat sich als vorteilhaft erwiesen, wenn die Röntgenstrahlen absorbierende Schicht eine Halbleiterschicht aus amorphem Selen aufweist und die Bildelemente Schaltelemente enthalten. Als Alternative kann die Röntgenstrahlen absorbierende Schicht einen Szintillator und die Bildelemente Photodioden aufweisen. Als Szintillator kann Cäsiumjodid oder Gadoliniumoxisulfid verwendet werden und die Photodioden können eine Halbleiterschicht aus amorphem Silizium aufweisen.

Die Erfindung ist nachfolgend anhand von in der Zeichnung dargestellten Ausführungsbeispielen näher erläutert. Es zeigen:

Fig. 1 eine simulierte Ortsauflösung in Form von MTF-Kurven eines Röntgendetektors,

Fig. 2 eine Röntgendiagnostikeinrichtung mit einem Röntgendetektor,

Fig. 3 ein Röntgengerät für die Mammographie mit einem Röntgendetektor,

Fig. 4 bis 6 erfindungsgemäße Röntgendetektoren für unterschiedliche Einsätze und

Fig. 7 eine simulierte Ortsauflösung in Form von MTF-Kurven eines erfindungsgemäßen Röntgendetektors.

In der **Fig. 2** ist eine Röntgendiagnostikeinrichtung mit

einer Röntgenröhre **1** dargestellt, die von einem Hochspannungsgenerator **2** betrieben wird. Die Röntgenröhre **1** sendet ein Röntgenstrahlenbündel **3** aus, das einen Patienten **4** durchdringt und auf einen Röntgendetektor **5** entsprechend der Transparenz des Patienten **4** geschwächt fällt.

Der Röntgendetektor **5**, beispielsweise ein Festkörperbildwandler aus amorphem Silizium (aSi : H), wandelt das Röntgenstrahlenbild in elektrische Signale um, die in einem daran angeschlossenen digitalen Bildsystem **6** verarbeitet und einem Monitor **7** zur Wiedergabe des Röntgenstrahlenbildes zugeführt werden. Das digitale Bildsystem **6** kann in bekannter Weise Verarbeitungsschaltungen, Wandler, Differenzstufen und Bildspeicher aufweisen.

In **Fig. 3** ist schematisch ein Röntgengerät zur Herstellung von mammographischen Aufnahmen mit der Röntgenröhre **1** dargestellt, die patientennahe so gegenüber dem Röntgendetektor **5** angeordnet ist, daß anatomische Details nahe der Brustwand **8** einer Patientin **4** gut sichtbar gemacht werden können. Dies hat zur Folge, daß die Röntgenstrahlung an einem Seitenbereich **9** des Röntgendetektors **5** lotrecht, am anderen Seitenbereich **10** des Röntgendetektors **5** jedoch unter einem schrägen Winkel einfällt.

Der in **Fig. 4** dargestellte erfindungsgemäße Röntgendetektor **5** besteht beispielsweise aus einer Matrix **11** von Dünnschichtmaterialien, die vorzugsweise aus amorphem Silizium hergestellt sind und auf einem Glassubstrat **12** aufgebaut sind. Über dieser Schichtmatrix **11** ist eine Halbleiterschicht **13** aus amorphem Selen als Röntgenstrahlen absorbierende Schicht aufgebracht, welche die eintreffenden Röntgenquanten absorbiert und in Ladungsträger wandelt. Die Größe der aktiven Fläche dieses Röntgendetektors **5** kann beispielsweise $24 \times 30 \text{ cm}^2$ betragen. Die Dicke der Halbleiterschicht **13** beträgt beispielsweise auf dem im Betrieb der Brustwand **8** zugewandten Seitenbereich **9** des Röntgendetektors $5200 \mu\text{m}$ und fällt nach 8 cm bei einem Bereich **14** zum Rand hin ab, so daß die Halbleiterschicht **13** beispielsweise im Seitenbereich **10** noch $120 \mu\text{m}$ dick ist.

In **Fig. 5** ist eine weitere erfindungsgemäße Ausführungsform eines Röntgengerätes für radiographische Aufnahmen oder für Durchleuchtung dargestellt. Hierbei trifft die Röntgenstrahlung senkrecht auf die Mittenbereich **15** der empfindlichen Detektorfläche auf. Der Röntgendetektor **5** besteht auch hier aus einem Glassubstrat **12** mit einer Schichtmatrix **11**. Darauf befindet sich wieder amorphes Selen als Röntgenstrahlen absorbierende Halbleiterschicht **13**.

Wenn die Schichtmatrix **11** außerdem Photodioden beinhaltet, kann statt der Selenschicht auch ein Szintillator, wie beispielsweise Cäsiumjodid oder Gadoliniumoxisulfid, als Röntgenstrahlen absorbierende Schicht verwendet werden.

Die Dicke der Röntgenstrahlen absorbierenden Schicht **13** wird in dem Mittenbereich **15** so dick wie möglich gewählt, soweit es die gewünschte Ortsauflösung zuläßt. Dies könnten beispielsweise $500 \mu\text{m}$ sein. Zu den Seitenbereichen **16** hin nimmt dann die Schichtdicke auf beispielsweise $200 \mu\text{m}$ ab.

Die Abnahme der Schichtdicke muß nicht linear erfolgen, sie kann auch einen anhand der **Fig. 6** gezeigten hyperbelförmigen Verlauf **17** aufweisen oder einer anderen Funktion folgen. So kann die Dicke der Röntgenstrahlen absorbierenden Schicht **13** auch vom Bereich des senkrechten Strahleneinfalls des Röntgenstrahlenbündels **3** nach außen hin von einer ersten Schichtdicke gemäß einem cosinus-Verlauf auf eine zweite Schichtdicke abnehmen. Dies orientiert sich daran, welcher gewünschte Verlauf technologisch herstellbar ist.

Durch die erfindungsgemäße Reduzierung der Schichtdicke der Röntgenstrahlen absorbierenden Schicht zum Rand hin macht sich der Schrägeinfall der Strahlung nicht so

stark bemerkbar und die MTF bleibt auch zum Rand hin hoch, wie dies die **Fig. 7** zeigt, in der die Ortsauflösung wie in **Fig. 1** dargestellt ist, wobei zwischen 8 und 24 cm Abstand die Schichtdicke linear von $200 \mu\text{m}$ auf $120 \mu\text{m}$ reduziert wurde. Der **Fig. 7** läßt sich entnehmen, daß das Auflösungsvermögen von einer Ortsfrequenz von $> 10 \text{ Lp/mm}$ bei senkrechtem Einfall auf knapp 7 Lp/mm bei einem Abstand von 24 cm absinkt. Dabei sind die ersten drei Kurven ($0,4$ und 8 cm) unverändert, da der Abstand erst ab 8 cm verringert wird. Die weiteren Kurven liegen dicht beieinander, so daß die Wirkungsweise der Reduzierung der Schichtdicke deutlich zu erkennen ist.

Der Nachteil einer solchen Anordnung könnte darin liegen, daß die Röntgenabsorption am Rand des Röntgendetektors geringer als in der Mitte ist. Dies wird zum Teil dadurch kompensiert, daß der Absorptionsweg der Strahlung durch den Schrägeinfall länger ist.

Die resultierende Abnahme der Detektor-Empfindlichkeit bei reduzierter Schichtdicke kann ohne Schwierigkeiten insbesondere dann rechnerisch kompensiert werden, wenn ohnehin eine bildpunktweise Verstärkungskorrektur vorgesehen ist.

Bislang lag das Bestreben bei der Herstellung von Röntgen-Detektoren, die strahlungsabsorbierende Schicht so homogen wie möglich herzustellen. Dies führt zu einer gleichmäßigen Helligkeit im Bild. Der MTF-Abfall zum Bildrand hin wurde in Kauf genommen.

Da die neuen digitalen Röntgendetektoren für jeden Bildpunkt eine Kompensation der Empfindlichkeit vorsehen, ist der Abfall der Empfindlichkeit kein Hindernis mehr. Das korrigierte Signal ist auf jeden Fall homogen hell und weist mit der erfindungsgemäß ausgebildeten Schichtdicke auch eine praktisch homogene Ortsauflösung auf.

Dabei sollte das Dickenprofil der Schicht erfindungsgemäß an der Stelle flach sein, an der das Lot der einfallenden Strahlung auf den Röntgendetektor fällt. Da der o. a. Effekt in einigen cm Umkreis um die Mitte gering ist, kann die Schichtdicke dort konstant bleiben. Weiter außen wird dann die Schichtdicke so reduziert, daß der MTF-Verlust durch die Schrägeinstrahlung über die Detektorfläche gering bleibt.

Patentansprüche

1. Röntgendiagnostikeinrichtung mit einer Röntgenstrahlenquelle (**1**), die ein divergierendes Röntgenstrahlenbündel (**3**) aussendet, das auf einen ebenen Röntgenbildwandler unter unterschiedlichen Winkeln auftrifft, der ein Substrat (**12**), in einer Matrix (**11**) angeordnete Bildelemente mit einer Halbleiterschicht und eine Röntgenstrahlen absorbierende Schicht (**13**) aufweist, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Röntgenstrahlen absorbierende Schicht (**13**) im Bereich eines senkrechten Strahleneinfalls des Röntgenstrahlenbündels (**3**) dicker ausgebildet ist als im Bereich eines schrägen Strahleneinfalls.
2. Röntgendiagnostikeinrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Dicke der Röntgenstrahlen absorbierenden Schicht (**13**) im Bereich des annähernd senkrechten Strahleneinfalls des Röntgenstrahlenbündels (**3**) konstant ist.
3. Röntgendiagnostikeinrichtung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß die Dicke der Röntgenstrahlen absorbierenden Schicht (**13**) in der Mitte (**15**) des Röntgenbildwandlers konstant und an dessen Seitenbereichen (**16, 17**) reduziert ist.
4. Röntgendiagnostikeinrichtung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß die Dicke der

Röntgenstrahlen absorbierenden Schicht (**13**) in einem Seitenbereich (**9**) des Röntgenbildwandlers konstant ist und sich zu dessem anderen Seitenbereich (**10**) verringert.

5. Röntgendiagnostikeinrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß die Dicke der Röntgenstrahlen absorbierenden Schicht (**13**) vom Bereich des senkrechten Strahleneinfalls des Röntgenstrahlenbündels (**3**) nach außen hin nichtlinear abnimmt. 5
10

6. Röntgendiagnostikeinrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß die Dicke der Röntgenstrahlen absorbierenden Schicht (**13**) vom Bereich des senkrechten Strahleneinfalls des Röntgenstrahlenbündels (**3**) nach außen hin gemäß einem hyperbelförmigen Verlauf abnimmt. 15

7. Röntgendiagnostikeinrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, daß die Dicke der Röntgenstrahlen absorbierenden Schicht (**13**) vom Bereich des senkrechten Strahleneinfalls des Röntgenstrahlenbündels (**3**) nach außen hin von einer ersten Schichtdicke gemäß einem cosinus-Verlauf auf eine zweite Schichtdicke abnimmt. 20

8. Röntgendiagnostikeinrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß die Dicke der Röntgenstrahlen absorbierenden Schicht (**13**) vom Bereich des senkrechten Strahleneinfalls des Röntgenstrahlenbündels (**3**) nach außen hin linear abnimmt. 25

9. Röntgendiagnostikeinrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, daß die Röntgenstrahlen absorbierende Schicht eine Halbleiterschicht (**13**) aus amorphem Selen aufweist und die Bildelemente Schaltelemente enthalten. 30

10. Röntgendiagnostikeinrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, daß die Röntgenstrahlen absorbierende Schicht einen Szintillator und die Bildelemente Photodioden aufweisen. 35

Hierzu 7 Seite(n) Zeichnungen

40

45

50

55

60

65

- Leerseite -

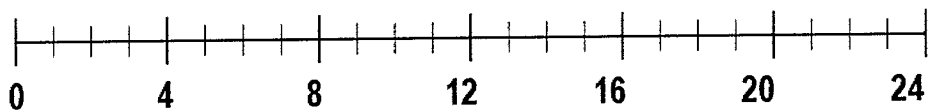
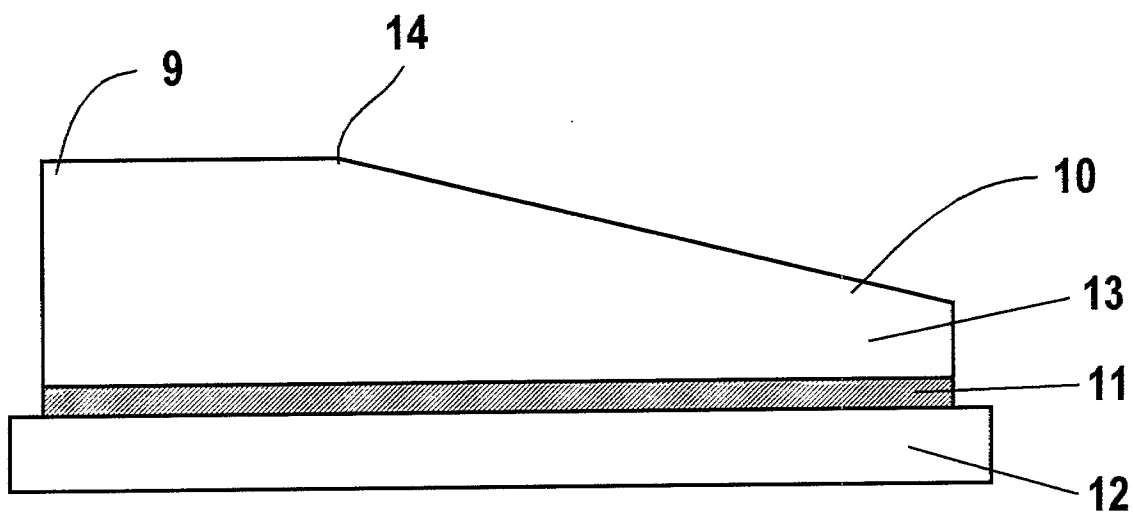


FIG 4

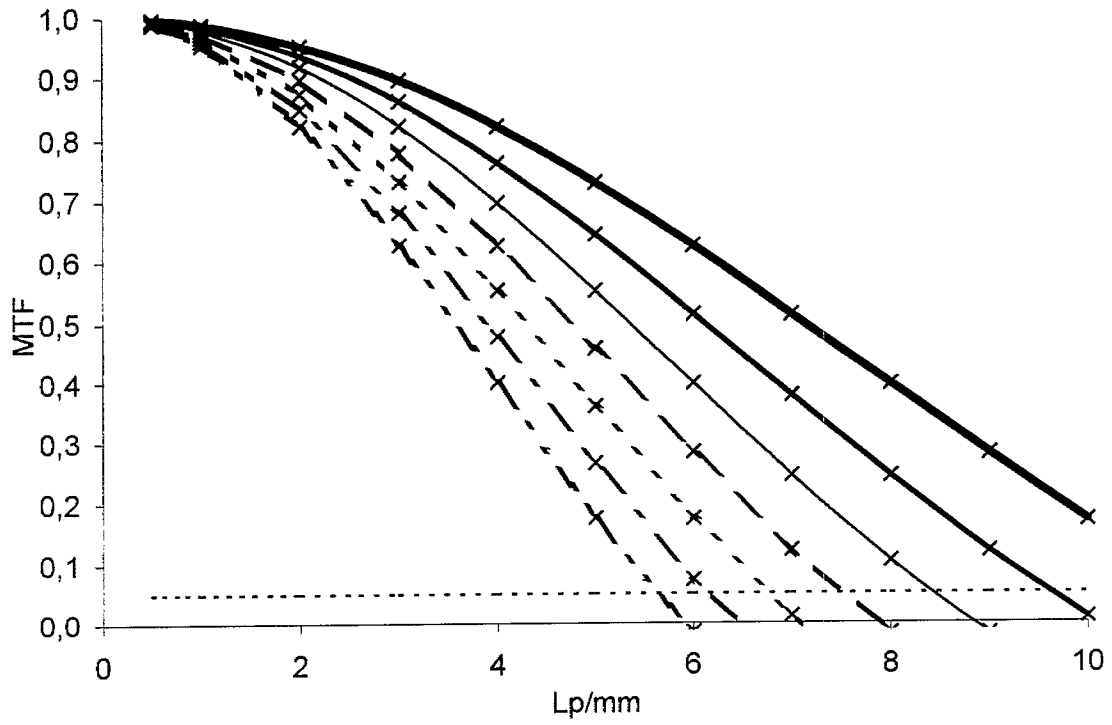


FIG 1

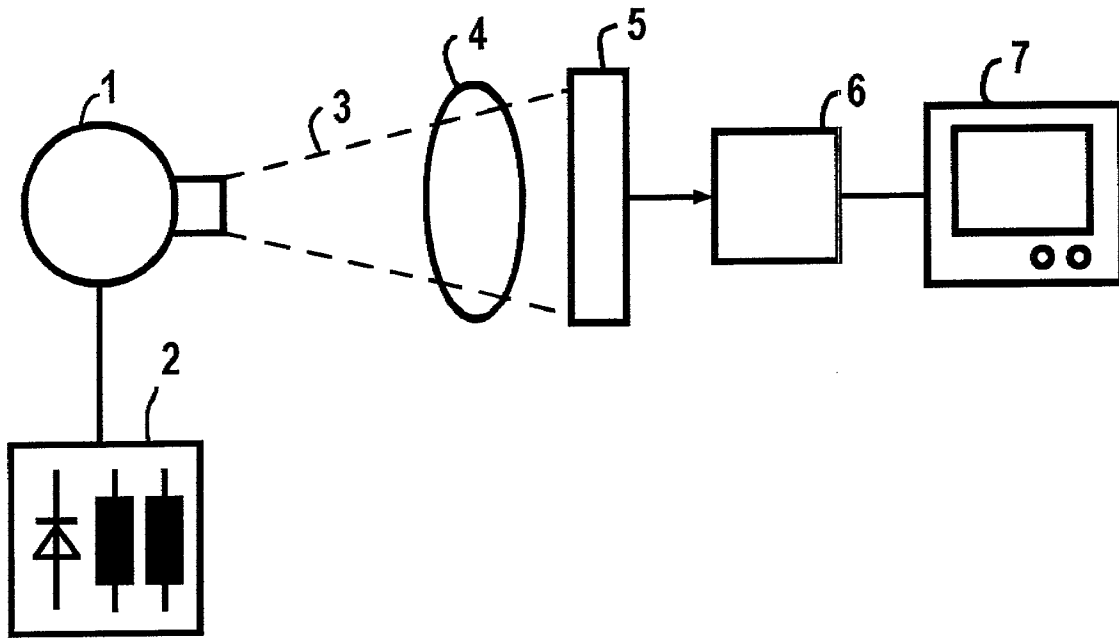


FIG 2

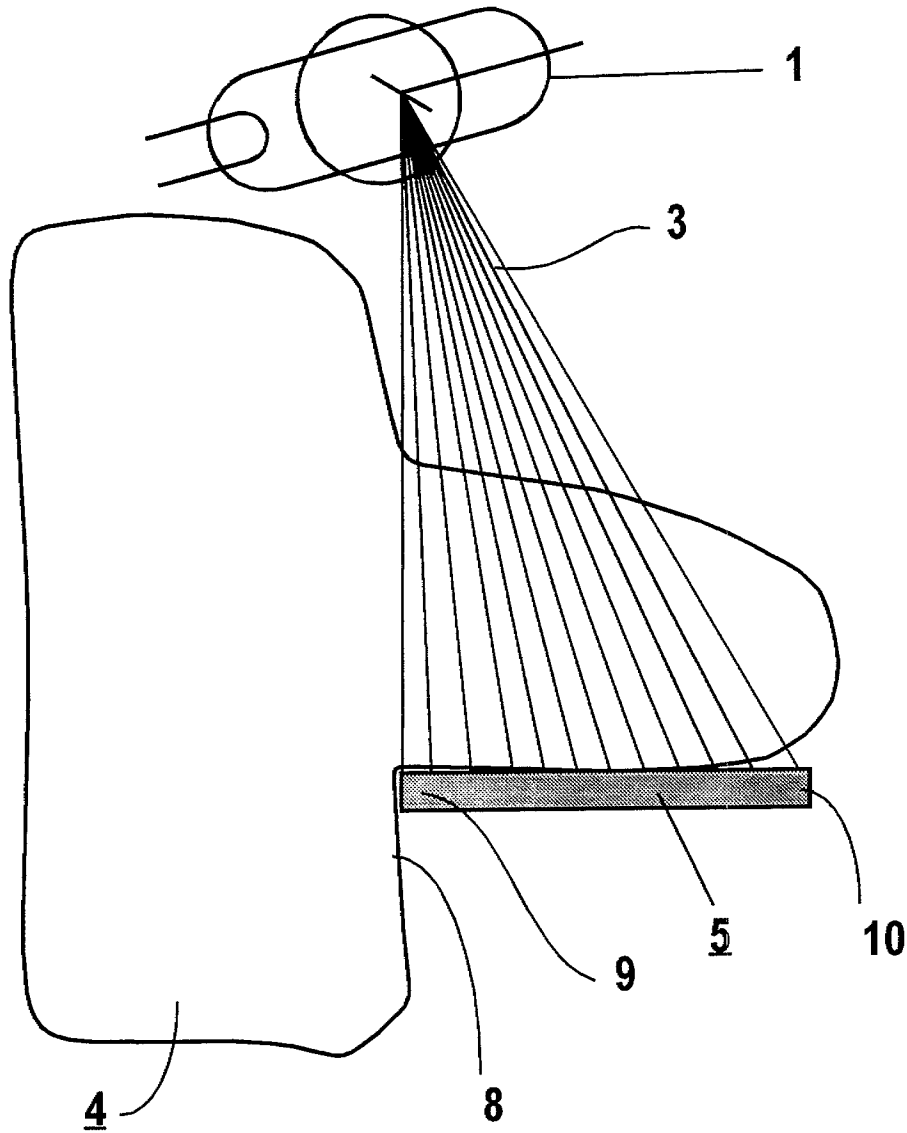


FIG 3

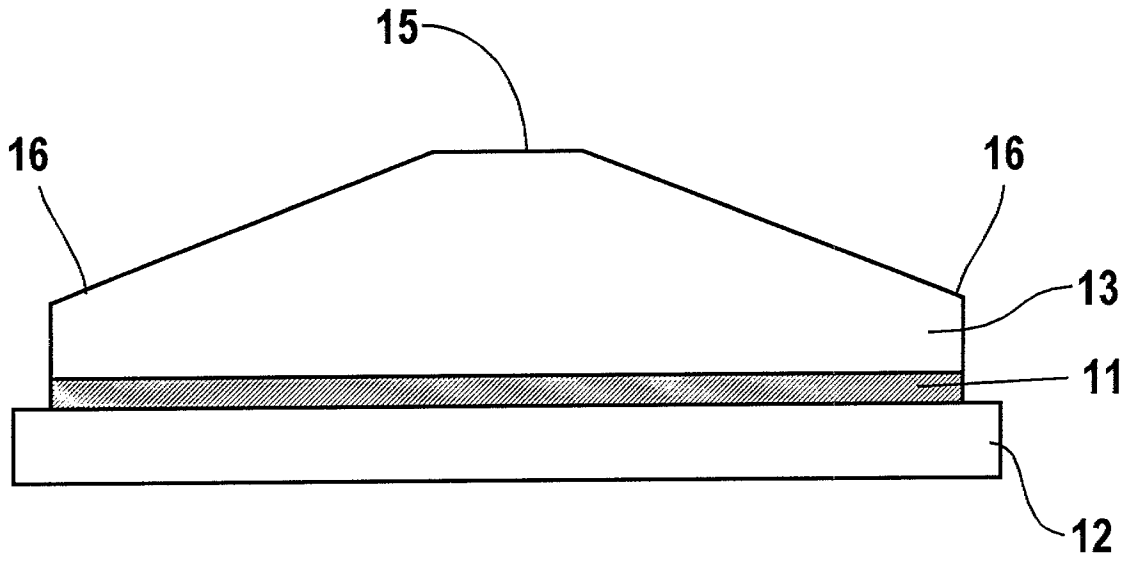


FIG 5

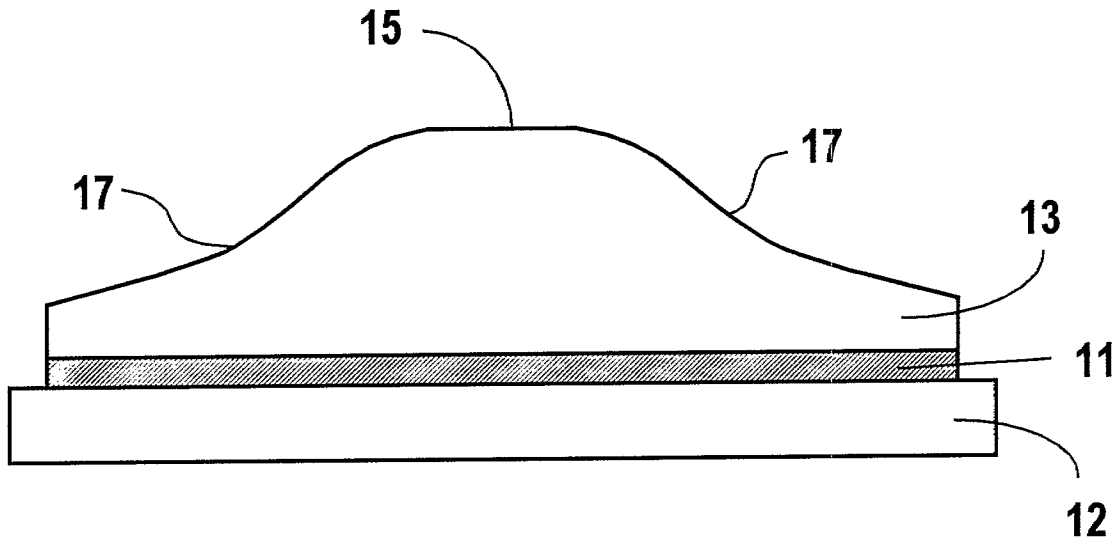


FIG 6

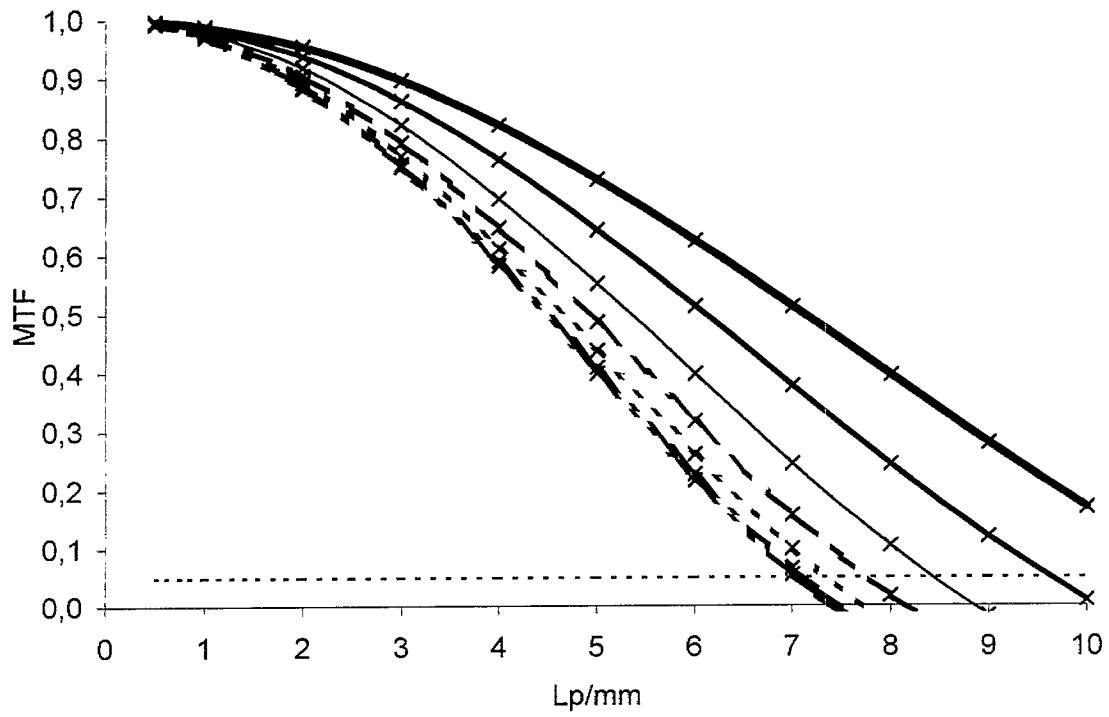


FIG 7