

Europäisches Patentamt
European Patent Office
Office européen des brevets



Veröffentlichungsnummer: **0 480 096 B1**

12

EUROPÄISCHE PATENTSCHRIFT

Veröffentlichungstag der Patentschrift: **13.07.94**

Int. Cl.⁵: **H05G 1/26**, H05G 1/44,
H05G 1/64

Anmeldenummer: **90119637.8**

Anmeldetag: **12.10.90**

Röntgendiagnostikanlage mit einem Röntgenbildverstärker und einem Detektor für die Bildhelligkeit auf dessen Ausgangsschirm.

Veröffentlichungstag der Anmeldung:
15.04.92 Patentblatt 92/16

Bekanntmachung des Hinweises auf die
Patenterteilung:
13.07.94 Patentblatt 94/28

Benannte Vertragsstaaten:
DE FR

Entgegenhaltungen:
EP-A- 0 217 456 EP-A- 0 362 427
EP-A- 0 429 977 DE-A- 3 225 061
DE-A- 3 825 703 US-A- 4 414 682

**MEDICAL PHYSICS, Band 11, Nr. 3, Mai/Juni
1984, Seiten 303-310, New York, US; I.A. GUN-
NINGHAM et al.: "A photodiode array x-ray
imaging system for digitalangiography"**

Patentinhaber: **SIEMENS AKTIENGESELL-
SCHAFT**
Wittelsbacherplatz 2
D-80333 München(DE)

Erfinder: **Aichinger, Horst, Dipl.-Phys. Dr. rer.
nat.**
Unterfarrnbacher Strasse 32
W-8510 Fürth(DE)
Erfinder: **Heinze, Udo, Dipl.-Ing. (FH)**
Zum Wehracker 6
W-8551 Igelsdorf(DE)

EP 0 480 096 B1

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).

Beschreibung

Die Erfindung betrifft eine Röntgendiagnostikanlage mit einem Röntgenbildverstärker und einem Detektor für die Bildhelligkeit auf dessen Ausgangsschirm mit einer Matrix aus Detektorelementen. Eine Röntgendiagnostikanlage dieser Art ist in der EP-A-0 362 427 beschrieben.

Bei einer Röntgendiagnostikanlage dieser Art ist es möglich, die Detektorelemente des Detektors in der Matrix so anzuwählen, daß das jeweils gewünschte Meßfeld für die Erfassung des Istwertes der Dosisleistung gebildet wird. Gegenüber der Verwendung eines Photomultipliers als Detektor ergibt sich eine wesentlich größere Anzahl von Meßfeldern, die angewählt werden können.

Bei der bekannten Röntgendiagnostikanlage sind die Detektorelemente des Detektors alle gleich groß und gleich geformt. Es hat sich gezeigt, daß damit nicht alle in der Praxis wünschenswerten Meßfelder realisiert werden können.

In der EP-A-0 429 977, die gegenüber der vorliegenden Anmeldung zum Stand der Technik gehört, jedoch nicht vorveröffentlicht ist, ist ein Computertomograph mit einem Detektor beschrieben, der aus einer Matrix von Detektorelementen besteht, die unterschiedliche Formen und Größen haben. Ein Röntgenbildverstärker, dessen Ausgangsschirm ein solcher Detektor zugeordnet ist, geht aus diesem Dokument nicht hervor. Ferner ist es nicht möglich, gewünschte Kombinationen von Detektorelementen aus dem Detektor durch eine Steuervorrichtung auszuwählen.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, eine Röntgendiagnostikanlage der eingangs genannten Art so auszubilden, daß die wählbaren Meßfelder des Detektors organspezifisch in ihrer Form den Erfordernissen noch optimaler angepaßt werden können als beim Stand der Technik.

Diese Aufgabe ist erfindungsgemäß gelöst durch die Merkmale des Patentanspruches 1. Dadurch ist es möglich, je nach Bedarf quadratische, rechteckige oder auch vieleckige Meßfelder zu realisieren.

Eine zweckmäßige Weiterbildung der Erfindung besteht darin, daß die um das Zentrum gruppierten Detektorelemente dreieckförmig ausgebildet sind, derart, daß ein vieleckiges mittleres Meßfeld anwählbar ist. Dieses Meßfeld kann einem runden Meßfeld, das für manche Anwendungszwecke wünschenswert ist, gut angenähert werden. Eine weitere Ausgestaltung der Erfindung besteht darin, daß der Detektor auf einer Anschlußplatte sitzt, welche auf ihrer Rückseite integrierte Schaltkreise für die Detektorelemente trägt. Sowohl der Detektor selbst als auch die zugeordneten Schaltkreise, insbesondere Schalter zum Anwählen der Detektorelemente sowie Verstärker, sind dabei auf einer einzigen

Anschlußplatte angebracht. Diese Anschlußplatte kann in einem Gehäuse einstellbar angeordnet werden, so daß eine Justierung möglich ist. Aus dem Gehäuse kann in diesem Fall ein Kabel zum Anschluß nach außen geführt sein.

Die Erfindung ist nachfolgend anhand eines in der Zeichnung dargestellten Ausführungsbeispiels näher erläutert. Es zeigen:

- Fig. 1 eine Röntgendiagnostikanlage zur Erläuterung des Erfindungsgedankens,
- Fig. 2 eine Draufsicht auf einen Detektor nach der Erfindung,
- Fig. 3 bis 7 verschiedene Meßfeldformen bei dem Detektor gemäß Fig. 2, und
- Fig. 8 den Detektor gemäß Fig. 2 in Verbindung mit den zugeordneten Schaltkreisen.

In der Fig. 1 ist eine Röntgenröhre 1 dargestellt, die von einem Röntgengenerator 2 gespeist wird. Ein Patient 3 wird von der Röntgenstrahlung durchdrungen. Die dadurch räumlich modulierte Röntgenstrahlung fällt auf den Eingang des Röntgenbildverstärkers 4, der die Intensitätsverteilung der Röntgenstrahlung in ein sichtbares Bild hoher Leuchtdichte am Ausgangsschirm umwandelt. Dieses Bild wird von einer Fernsehkamera aufgenommen und über eine Fernsehzentrale 6 auf einem Sichtgerät 7 wiedergegeben.

Zur Konstanthaltung der mittleren Bildhelligkeit oder des Spitzenwertes einzelner Segmente des Bildes in variablen Bereichen des Ausgangsschirmes des Röntgenbildverstärkers 4 ist ein Halbleiterdetektor 8 als Istwertgeber vorgesehen, der ein entsprechendes Signal dem Istwerteingang eines Vergleichers 9 über einen Meßwandler 10 zuführt. Der Vergleichler 9 weist einen Sollwerteingang 11 auf, an dem ein dem Sollwert der mittleren Bildhelligkeit im Meßfeld des Ausgangsschirmes des Röntgenbildverstärkers 4 entsprechendes Signal liegt. In Abhängigkeit von der Differenz zwischen Ist- und Sollwert wird der Röntgengenerator 2 von einer Helligkeitsregeleinrichtung 13 im Sinne eines Angleiches des Istwertes an den Sollwert beeinflusst. Für die Einstellung des Sollwertes ist ein Sollwertgeber 12 vorgesehen.

Der Halbleiterdetektor 8 hat eine Fläche, auf der das ganze Ausgangsbild des Röntgenbildverstärkers 4 oder ein Teil davon (durch Variation der Brennweite der Optik) abbildbar ist, und zwar mit Hilfe eines teildurchlässigen Spiegels 14 im Strahlengang zwischen dem Ausgangsleuchtschirm des Röntgenbildverstärkers 4 und der Fernsehkamera 5. Eine Steuervorrichtung 15 wählt dabei einen Bereich oder mehrere Bereiche des Halbleiterdetektors 8 entsprechend dem gewünschten Meßfeld elektronisch aus. Der Halbleiterdetektor 8 erlaubt dabei die Wahl einer Vielzahl von Meßfeldern, und

zwar sowohl hinsichtlich ihrer Lage als auch ihrer Form und Größe.

Die Fig. 2 zeigt ein Beispiel eines Halbleiterdetektors 8 in vergrößerter Darstellung. Dieser Halbleiterdetektor 8 besteht aus einer Matrix von Photodiodenelementen 8a, 8b usw., welche über Drähte 16 mit Anschlüssen 17 verbunden sind. Die Photodiodenelemente 8a usw. weisen gemäß Fig. 2 unterschiedliche Formen und Größen auf. So haben z.B. die Photodiodenelemente 8a und 8e, 8b und 8d, 8g und 8i jeweils dieselbe Form und Fläche. Die Photodiodenelemente 8a, 8e sind größer als die Photodiodenelemente 8b, 8c und 8d. Die Photodiodenelemente 8g, 8i usw. sind dreieckförmig ausgebildet.

Die Photodiodenelemente 8a usw. sind zur Bildung des jeweils gewünschten Meßfeldes einzeln anwählbar. Die Fig. 3 zeigt dunkel gezeichnet ein Beispiel für die Anwahl von Photodiodenelementen. Die dunklen Bereiche stellen dabei das gewählte Meßfeld dar, das für eine Colon-Übersichtsaufnahme geeignet ist. Je nach Orientierung des Röntgenbildes in bezug auf den Halbleiterdetektor 8 muß dabei auch das gewählte Meßfeld orientiert sein. Demgemäß kann es auch entsprechend den Fig. 4 bis 6 liegen. Die Fig. 3 bis 6 zeigen, daß das dunkel gezeichnete Meßfeld durch entsprechende Anwahl der Photodiodenelemente 8a usw. elektronisch gedreht werden kann, und zwar bei dem Beispiel in 90°-Schritten.

Die Fig. 7 zeigt dunkel ein zentrales Meßfeld, das einem runden Meßfeld angenähert ist und mit Hilfe der dreiecksförmigen Photodiodenelemente 8g usw. gebildet ist. Dieses Meßfeld ist z.B. für Herz- und Schädelaufnahmen geeignet.

Weitere Meßfelder unterschiedlicher Form und Größe sind durch entsprechende Anwahl der Photodiodenelemente 8a usw. wählbar.

Die Fig. 8 zeigt den Halbleiterdetektor 8 mit den Anschlüssen 17 auf einem Substrat 18. Das Substrat 18 ist auf einer Anschlußplatte 19 angeordnet, die mit einer flexiblen Leiterplatte 20 versehen ist. Auf der Rückseite der Anschlußplatte 19 sind integrierte Schaltkreise 21 angeordnet, die mit Hilfe von Drähten 22 miteinander, mit den Anschlüssen 17 und der flexiblen Leiterplatte 20 elektrisch verbunden sind. Die integrierten Schaltkreise 21 enthalten die Schalter zur Anwahl der Photodiodenelemente 8a usw. sowie die Verstärker.

Die Fig. 8 zeigt, daß ein kompakter Aufbau mit Hilfe der Anschlußplatte 19 möglich ist.

Hinsichtlich der Fig. 2 wird festgehalten, daß aufgrund unterschiedlicher Breiten der Spalten und Zeilen der Matrix des Halbleiterdetektors 8 die unterschiedlichen Größen der Photodiodenelemente 8a usw. erzielt sind. Die unterschiedlichen Formen werden durch Unterteilung der Photodiodenelemente, z.B. zur Bildung der dreieckförmigen Photodio-

denelemente 8g, 8i usw. erzielt. Diese dreieckförmigen Photodiodenelemente 8g, 8i usw. ermöglichen die Anwahl eines vieleckigen mittleren Meßfeldes.

Es ist auch möglich, die Signale der jeweils angewählten Photodiodenelemente 8a usw. einzeln auszuwerten und die Einzelmeßwerte (unter Berücksichtigung der unterschiedlichen Größenverhältnisse der Photodiodenelemente 8a usw.) untereinander zu vergleichen, um z.B. Photodiodenelemente des angewählten Meßfeldes automatisch abzuwählen bzw. unberücksichtigt zu lassen, die Direktstrahlung erhalten und somit die Messung verfälschen würden. Weiter kann durch Einzelauswertung der Signale aller Photodiodenelemente 8a usw. (also auch der nicht angewählten) Direktstrahlung detektiert werden und durch entsprechende Ansteuerung der Primärstrahlenblende 24 verringert bzw. vollständig eliminiert werden.

Der Halbleiterdetektor 8 kann auch anstelle einer Ionisationskammer für die Direktaufnahme verwendet werden. Er bewirkt in diesem Falle die automatische Abschaltung der Röntgenröhre 1 nach dem Erreichen einer vorbestimmten Dosis. Auch in diesem Falle ist eine optimale Wahl des die Dosis bestimmenden Meßfeldes möglich.

Die Fig. 2 zeigt, daß an den Kreuzungspunkten der Photodiodenelemente 8a usw. Leuchtdioden 23 vorgesehen sind. In der Fig. 2 sind nur zwei solcher Leuchtdioden 23 gezeichnet. Es können an allen Kreuzungspunkten solche Leuchtdioden vorgesehen sein. Diese Leuchtdioden werden von der Steuervorrichtung 15 angesteuert und markieren das jeweils gewählte Meßfeld optisch. Über die Fernsehkamera 5 wird das von den Leuchtdioden 23 ausgehende Licht aufgenommen, so daß das jeweils gewählte Meßfeld im Röntgenbild auf dem Sichtgerät 7 optisch dargestellt wird.

Die Signale jedes der Photodiodenelemente 8a usw. können gleichzeitig ausgewertet werden. Dabei kann wahlweise der arithmetische Mittelwert oder der Spitzenwert dieser Signale gebildet werden. Es kann auch eine Gewichtung dieser Signale in Abhängigkeit von dem jeweils aufgenommenen Organ erfolgen.

Die lichtunempfindlichen Bereiche zwischen den Photodiodenelementen 8a usw., die z.B. in der Fig. 2 in Form von Trennungslinien dargestellt sind, können mit einer Metallisierung versehen werden, die bei Beleuchtung die Grenzen der Photodiodenelemente 8a usw. und somit die tatsächliche Lage des eingebauten Detektors auf dem Sichtgerät 7 sichtbar macht.

Trotz unterschiedlicher Größe und Form der Photodiodenelemente 8a usw. kann durch punktsymmetrische Anordnung dieser Photodiodenelemente 8a usw. zum Zentrum eine beliebig gewählte Meßfeldform in 90°-Schritten gedreht werden.

Dadurch wird man unabhängig von der Einbaulage des Detektors und von der Patientenpositionierung.

Patentansprüche

1. Röntgendiagnostikanlage mit einem Röntgenbildverstärker (4) und einem Detektor (8) für die Bildhelligkeit auf dessen Ausgangsschirm in einem wählbaren Meßfeld mit einer Matrix aus Detektorelementen (8a usw.) sowie mit einer Steuervorrichtung (15) zur Anwahl der Detektorelemente (8a usw.) in gewünschten Kombinationen, wobei die Detektorelemente (8a usw.) unterschiedliche Formen und/oder Größen haben. 5
2. Röntgendiagnostikanlage nach Anspruch 1, bei der im Detektor (8) um das Zentrum gruppierte Detektorelemente (8g, 8i usw.) dreieckförmig ausgebildet sind, derart, daß ein vieleckiges mittleres Meßfeld anwählbar ist. 10
3. Röntgendiagnostikanlage nach Anspruch 1 oder 2, bei der im Detektor (8) die Breite der die Matrix bildenden Spalten und Zeilen unterschiedlich ist. 15
4. Röntgendiagnostikanlage nach einem der Ansprüche 1 bis 3, bei der der Detektor (8) auf einer Anschlußplatte (18) sitzt, welche auf ihrer Rückseite integrierte Schaltkreise (21) für die Detektorelemente (8a usw.) trägt. 20
5. Röntgendiagnostikanlage nach einem der Ansprüche 1 bis 4, bei der im Detektor (8) an den Kreuzungspunkten der Detektorelemente (8a usw.) Leuchtdioden (23) vorgesehen sind, die derart angesteuert werden, daß das jeweils gewählte Meßfeld in das Röntgenbild eingeblendet wird. 25
6. Röntgendiagnostikanlage nach einem der Ansprüche 1 bis 4, bei der der Detektor (8) gleichzeitig eine Auswertung der Signale jedes der Photodiodelemente (8a usw.) ermöglicht. 30
7. Röntgendiagnostikanlage nach Anspruch 6, bei der der Detektor (8) Einfluß nimmt auf die Stellung der Primärstrahlenblende (24) zur Verringerung von Direktstrahlung. 35
8. Röntgendiagnostikanlage nach Anspruch 6, bei der der Detektor (8) wahlweise den arithmetischen Mittelwert der Signale der angewählten Detektorelemente (8a usw.) oder den Spitzenwert der Signale der einzelnen Detektorelemente (8a usw.) oder einer Gruppe von Detektorelementen (8a usw.) bildet. 40

9. Röntgendiagnostikgenerator nach den Ansprüchen 6 und 8, bei der der Detektor (8) abhängig von dem jeweiligen Organ eine Gewichtung der Signale der einzelnen Detektorelemente (8a usw.) ermöglicht. 45
10. Röntgendiagnostikanlage nach einem der Ansprüche 1 bis 4, bei der bei dem Detektor (8) die lichtunempfindlichen Bereiche zwischen den Detektorelementen (8a usw.) mit einer Metallisierung versehen sind, die bei Beleuchtung die Grenzen der Detektorelemente (8a usw.) und somit die tatsächliche Lage des eingebauten Detektors (8) auf einem Sichtgerät (7) sichtbar macht. 50
11. Röntgendiagnostikanlage nach einem der Ansprüche 1 bis 10, bei der bei dem Detektor (8) trotz unterschiedlicher Größe und Form der Detektorelemente (8a usw.) durch punktsymmetrische Anordnung zum Zentrum dieser Detektorelemente (8a usw.) eine beliebig gewählte Meßfeldform in 90°-Schritten gedreht werden kann. 55

Claims

1. X-ray diagnostic apparatus having an X-ray image intensifier (4) and a detector (8) for the image brightness on its output screen in a selectable measuring field with a matrix of detector elements (8a etc.) and having a control device (15) for selecting the detector elements (8a etc.) in desired combinations, with the detector elements (8a etc.) having different forms and/or sizes. 5
2. X-ray diagnostic apparatus according to claim 1, where, in the detector (8) detector elements (8g, 8i etc.) grouped about the centre are constructed in a triangular manner in such a way that a polygonal middle measuring field can be selected. 10
3. X-ray diagnostic apparatus according to claim 1 or 2, where, in the detector (8) the width of the columns and lines forming the matrix is different. 15
4. X-ray diagnostic apparatus according to one of claims 1 to 3, where the detector (8) is disposed on a terminal board (18) which carries integrated switching circuits (21) for the detector elements (8a etc.) on its rear side. 20
5. X-ray diagnostic apparatus according to one of claims 1 to 4, where, in the detector (8) light diodes (23) are provided at the crossing points 25

of the detector elements (8a etc.), which light diodes are controlled in such a way that the respectively selected measuring field is mixed into the X-ray image.

6. X-ray diagnostic apparatus according to one of claims 1 to 4, where the detector (8) at the same time enables an evaluation of the signals of each of the photodiode elements (8a etc.).

7. X-ray diagnostic apparatus according to claim 6, where the detector (8) influences the position of the primary radiation aperture (24) to reduce direct radiation.

8. X-ray diagnostic apparatus according to claim 6, where the detector (8) selectively forms the arithmetic mean value of the signals of the selected detector elements (8a etc.) or the peak value of the signals of the individual detector elements (8a etc.) or a group of detector elements (8a etc.).

9. X-ray diagnostic generator according to claims 6 and 8, where the detector (8) enables a weighting of the signals of the individual detector elements (8a etc.) dependent on the respective part.

10. X-ray diagnostic apparatus according to one of claims 1 to 4, where, with the detector (8) the light-insensitive regions between the detector elements (8a etc.) are provided with a metal-coating which, upon illumination, makes visible the boundaries of the detector elements (8a etc.) and thus the actual position of the installed detector (8) on a display unit (7).

11. X-ray diagnostic apparatus according to one of claims 1 to 10, where, with the detector (8), despite the different size and form of the detector elements (8a etc.), by means of point-symmetrical arrangement with respect to the centre of these detector elements (8a etc.) an arbitrarily selected measuring-field form can be rotated in steps of 90°.

Revendications

1. Installation de diagnostic à rayons X comportant un intensificateur d'image (4) de rayons X et un détecteur (8) de la luminosité des images sur son écran de sortie dans un champ de mesure susceptible d'être sélectionné au moyen d'une matrice constituée d'éléments (8a, etc.) de détecteur, ainsi que d'un dispositif (15) de commande destiné à sélectionner les éléments (8a, etc.) de détecteur selon les com-

binaisons souhaitées, les éléments (8a, etc.) de détecteur ayant des formes et/ou des dimensions différentes.

2. Installation de diagnostic à rayons X selon la revendication 1, dans laquelle dans le détecteur (8) des éléments (8g, 8i, etc.) de détecteur groupés autour du centre ont une forme triangulaire de façon telle qu'un champ de mesure médian polygonal peut être sélectionné.

3. Installation de diagnostic à rayons X selon la revendication 1 ou 2 dans le détecteur (8) de laquelle la largeur des colonnes et celle des lignes formant la matrice sont différentes.

4. Installation de diagnostic à rayons X selon l'une des revendications 1 à 3, dans laquelle le détecteur (8) est placé sur une plaque de branchement (18) qui porte sur sa face arrière des circuits de commutation (21) intégrés pour les éléments de détection (8a, etc.).

5. Installation de diagnostic à rayons X selon l'une des revendications 1 à 4, dans laquelle il est prévu, dans le détecteur, aux points de croisement des éléments (8a, etc.) de détecteur, des diodes électroluminescentes (23) qui sont commandées de façon telle que le champ de mesure sélectionné soit incrusté dans l'image de rayons X.

6. Installation de diagnostic à rayons X selon l'une des revendications 1 à 4, dans laquelle le détecteur (8) permet simultanément une exploitation des signaux de chacun des éléments (8a, etc.) à photodiode.

7. Installation de diagnostic à rayons X selon la revendication 6, dans laquelle le détecteur (8) exerce une influence sur la position du diaphragme (24) pour rayons primaires en vue de diminuer le rayonnement direct.

8. Installation de diagnostic à rayons X selon la revendication 6, dans laquelle le détecteur (8) calcule au choix la valeur moyenne arithmétique des signaux des éléments (8, etc.) de détecteur sélectionnés, ou bien la valeur de pointe des signaux des éléments (8, etc.) de détecteur ou d'un groupe d'éléments (8a, etc.) de détecteur.

9. Installation de diagnostic à rayons X selon les revendications 6 et 8, dans laquelle le détecteur permet de pondérer les signaux des divers éléments (8a, etc.) en fonction de l'organe.

10. Installation de diagnostic à rayons X selon l'une des revendications 1 à 4, dans laquelle dans le détecteur (8) les zones non sensibles à la lumière comprises entre les éléments (8a, etc.) sont revêtues d'une métallisation qui, lorsqu'elles sont éclairées, permet de voir sur un appareil de surveillance (7), les limites des éléments (8a, etc.) de détecteur et ainsi la position réelle du détecteur (8) incorporé.
- 5
- 10
11. Installation de diagnostic à rayons X selon l'une des revendications 1 à 10, dans laquelle dans le détecteur (8), en dépit de la différence de dimension et de forme des éléments (8a, etc.) de détecteur, n'importe quelle forme de champ de mesure peut être tournée selon des pas de 90° grâce à la symétrie par rapport au centre des éléments (8a, etc.) de détecteur.
- 15
- 20
- 25
- 30
- 35
- 40
- 45
- 50
- 55

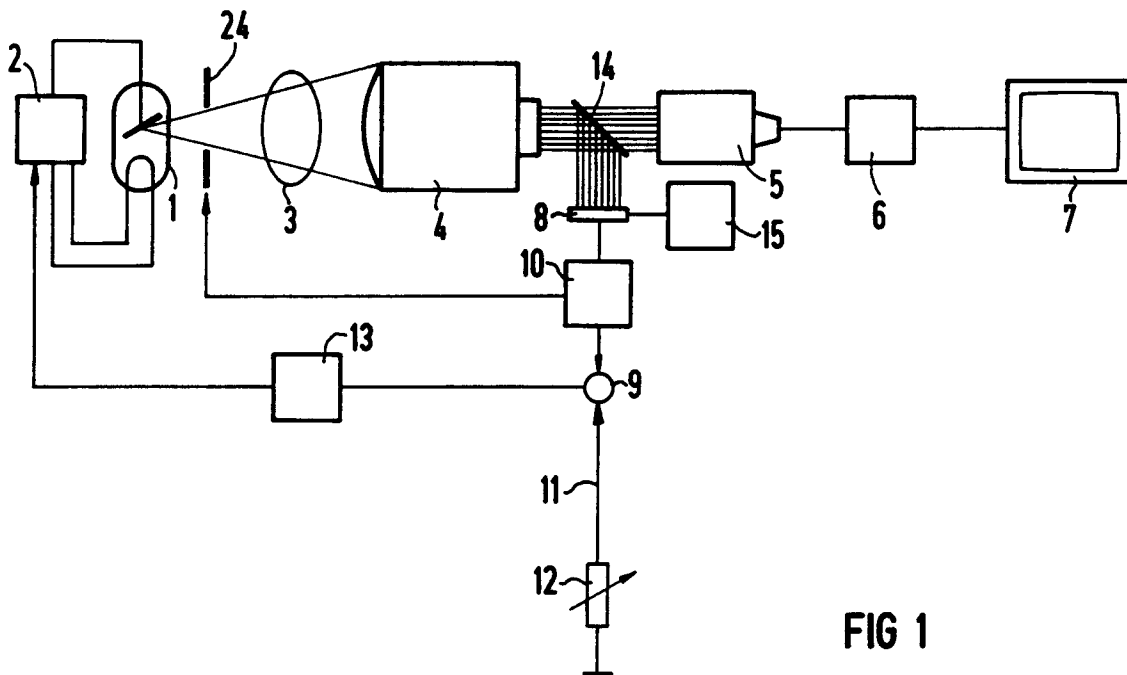


FIG 1

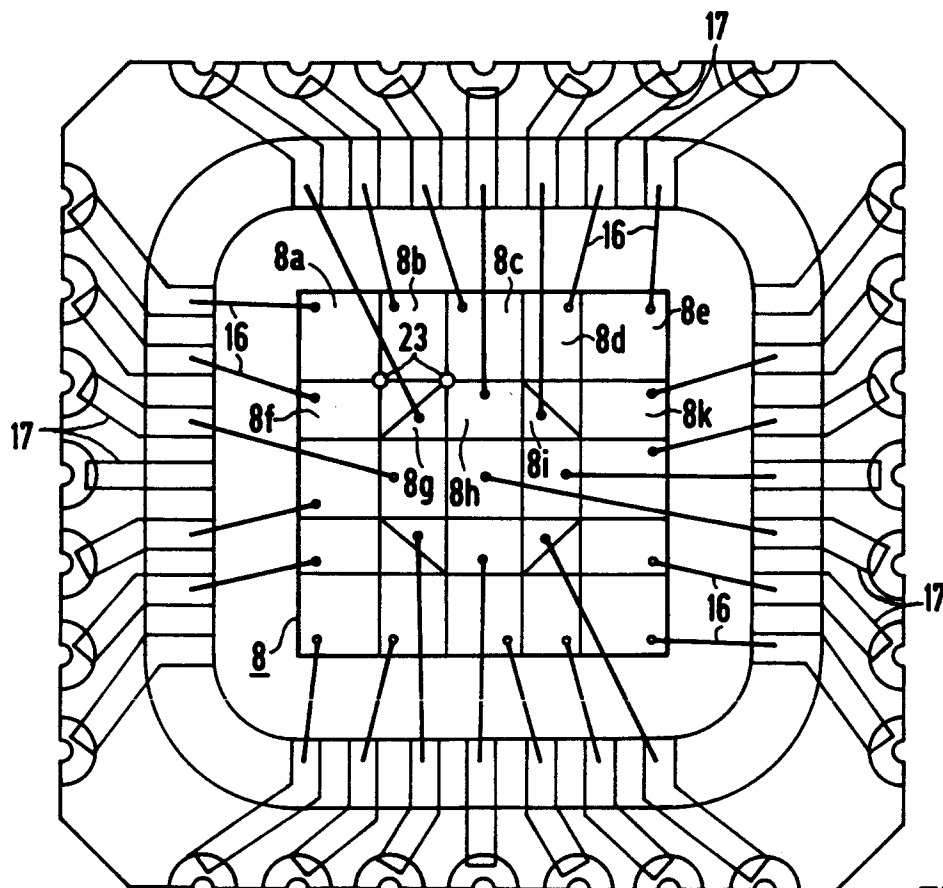


FIG 2

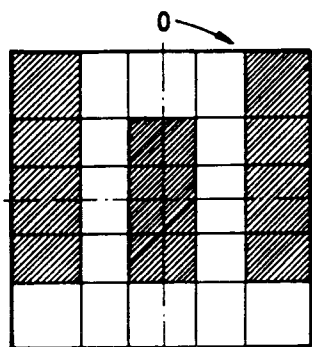


FIG 3

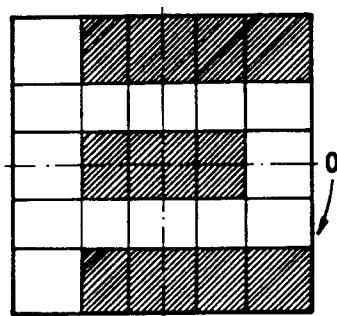


FIG 4

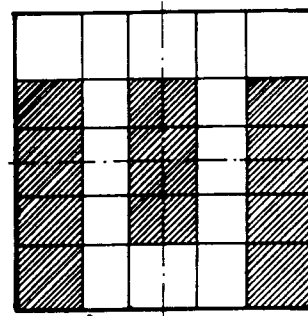


FIG 5

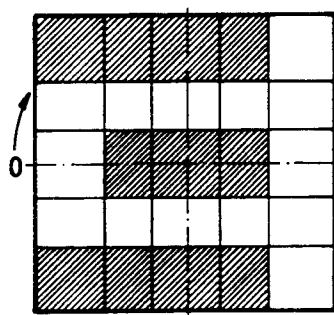


FIG 6

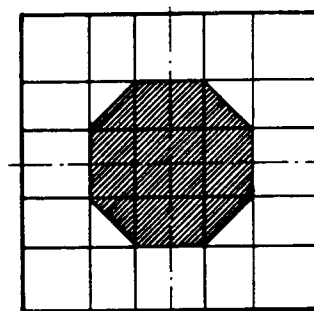


FIG 7

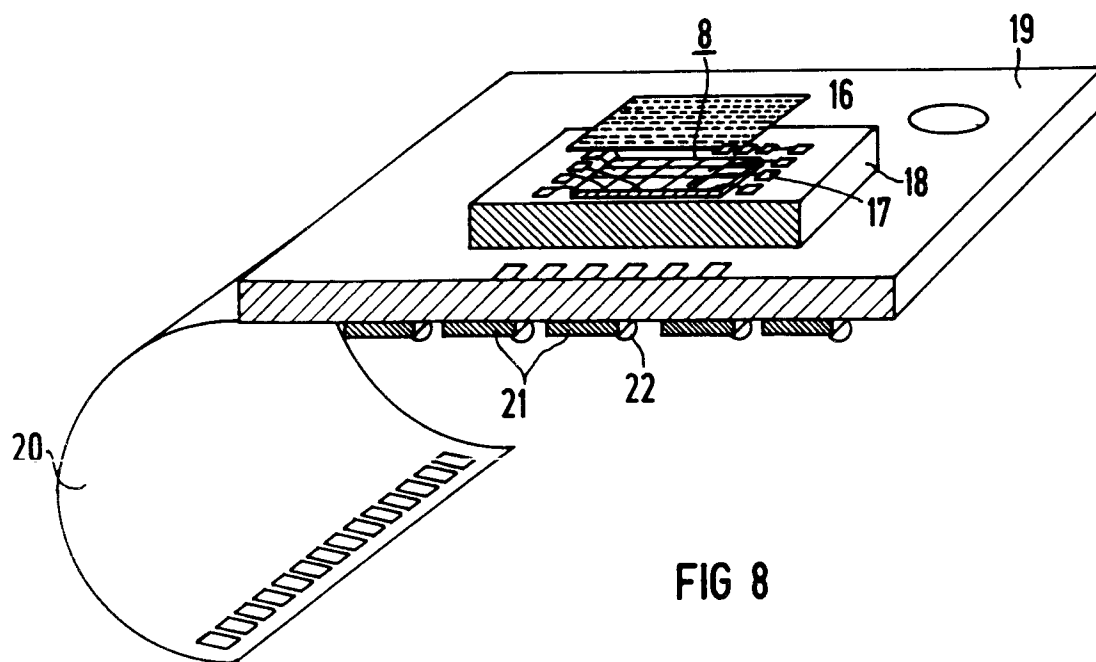


FIG 8