



19 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

12 **Offenlegungsschrift**
10 **DE 197 43 523 A 1**

51 Int. Cl.⁶:
H 05 G 1/64
A 61 B 6/00
// H04N 5/32

21 Aktenzeichen: 197 43 523.8
22 Anmeldetag: 1. 10. 97
43 Offenlegungstag: 15. 4. 99

DE 197 43 523 A 1

71 Anmelder:
Siemens AG, 80333 München, DE

72 Erfinder:
Hoheisel, Martin, Dr.rer.nat., 91056 Erlangen, DE

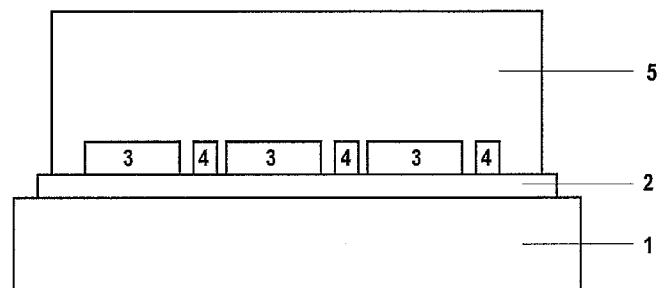
56 Entgegenhaltungen:
US 48 10 881
"Physics Today" (Jan. 1997) 24-31;

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

54 Röntgenbildwandler mit Rücksetz-Lichtquelle

57 Die Erfindung betrifft einen Röntgenbildwandler, der eine Szintillatorschicht (5), in einer Matrix angeordnete, lichtempfindliche Pixelelemente (3, 4) mit einer aSi-Halbleiterschicht und eine in Strahlenrichtung dahinter angeordnete Elektrolumineszenz-Schicht (7) als Lichtquelle (2) zur Rücksetzung von Restladungen durch Beleuchtung der Pixelelemente aufweist.



DE 197 43 523 A 1

Die Erfindung betrifft einen Röntgenbildwandler, der eine Szintillatorschicht in einer Matrix angeordnete, lichtempfindliche Pixelelemente mit einer aSi-Halbleiterschicht und eine in Strahlenrichtung dahinter angeordnete Lichtquelle zur Rücksetzung von Restladungen durch Beleuchtung der Pixelelemente aufweist.

Es sind Festkörper Matrix-Röntgenbildwandler bekannt, die aus einem Szintillator und einer Matrix von Photodioden aus amorphem Silizium (a-Si) bestehen. Diese Photodioden werden über Schaltelemente mit einer Sperrspannung aufgeladen und entladen sich dann entsprechend der eingestrahelten Röntgendosis.

Um die Photodioden zu entladen und bezüglich des Besetzungszustandes der im Halbleiter vorhandenen Haftstellen in einen wohldefinierten Ausgangszustand zu versetzen, müssen alle Dioden nach jedem Auslesezyklus zurückgesetzt werden.

Es gibt zwei Rücksetzmöglichkeiten, das elektrische Rücksetzen, das die Haftstellen nicht berührt, und das optische Rücksetzen, bei dem die Photodiode-Matrix von der Rückseite mit einem kurzen Lichtblitz beleuchtet wird, wie dies beispielsweise in dem Artikel "Amorphous Silicon X-Ray Image Sensor" von J. Chabbal et al. in Proc. of SPIE Vol. 2708, Physics of Medical Imaging (1996), auf den Seiten 499 bis 510 beschrieben ist.

Das optische Rücksetzen ist besonders vorteilhaft, da durch ein gleichmäßiges Anfüllen von Haftstellen Informationen vorangegangener Bilder überschrieben werden. Folglich werden störende Nachbilder weitgehend unterdrückt.

Nachteilig ist die bislang verwendete Ausführungsform der zum Rücksetzen verwendeten Lichtquelle. Die verwendete Matrix aus Hunderten von Leuchtdioden, wie sie beispielsweise in der DE Patentanmeldung 196 06 873.8 beschrieben ist, ist teuer und muß in einigen Zentimetern Abstand angebracht werden, um eine gleichmäßige Ausleuchtung der Photodioden zu gewährleisten.

Da immer alle Photodioden gleichzeitig beleuchtet werden, ist ein kontinuierlicher Betrieb des Detektors nicht möglich. Vielmehr muß mit gepulster Röntgenstrahlung gearbeitet werden, was nicht immer wünschenswert ist.

Die Erfindung geht von der Aufgabe aus, einen Röntgenbildwandler der eingangs genannten Art zu schaffen, der einen einfachen und kompakten Aufbau aufweist.

Die Aufgabe wird erfindungsgemäß dadurch gelöst, daß der Röntgenbildwandler eine Elektrolumineszenz-Schicht als Lichtquelle aufweist. Eine derartige Anordnung mit einer dünnen Elektrolumineszenz-Schicht erlaubt eine sehr kompakte Ausführung des Röntgenbildwandlers.

In vorteilhafter Weise kann auf einem Substrat eine erste Elektrode aufgebracht sein, auf der die Elektrolumineszenz-Schicht abgeschieden ist, und auf der Elektrolumineszenz-Schicht eine zweite, transparente Elektrode aufgetragen sein, auf der sich die aSi-Halbleiterschicht mit der Matrix von Pixelelementen befindet.

Eine Isolierung der Rücksetz-Lichtquelle vom darauf folgenden Röntgenbildwandler läßt sich erreichen, wenn die Matrix von Pixelelementen von Passivierungsschichten umgeben ist.

Eine zeilenweise Rücksetzung wird ermöglicht, wenn eine der Elektroden in Richtung der Zeilen der Matrix in Elektrodenstreifen unterteilt ist.

Erfindungsgemäß kann die Elektrolumineszenz-Schicht aus amorphem, porösen Silizium, polykristallinem, porösen Silizium, oxydiertem, nanokristallinem Silizium oder aus amorphem Siliziumsuboxid bestehen.

Die Erfindung ist nachfolgend anhand von in der Zeich-

nung dargestellten Ausführungsbeispielen näher erläutert. Es zeigen:

Fig. 1 einen vereinfachten Querschnitt durch einen erfindungsgemäßen Röntgenbildwandler zur Erläuterung des Prinzips,

Fig. 2 einen Aufbau des erfindungsgemäßen Röntgenbildwandlers mit einer Halbleiterschicht mit Elektrolumineszenz,

Fig. 3 einen Aufbau des erfindungsgemäßen Röntgenbildwandlers mit einer unterteilten Halbleiterschicht mit Elektrolumineszenz und

Fig. 4 einen zeitlichen Verlauf der Auslesung des Röntgenbildwandlers gemäß **Fig. 3** bei Verwendung von Schaltdioden.

In **Fig. 1** ist der prinzipielle Aufbau des erfindungsgemäßen Röntgenbildwandlers im Querschnitt dargestellt. Auf einem Substrat **1** ist eine elektrolumineszente Lichtquelle **2** angebracht. Auf der Lichtquelle **2** befinden sich in einer Matrix angeordnete, lichtempfindliche Pixelelemente, die Photodioden **3** und Schalter, beispielsweise Schaltdioden **4**, aufweisen. Auf der Pixelmatrix ist ein Szintillator **5** aufgebracht, der die auf der der aSi-Halbleiterschicht gegenüberliegenden Seite einfallenden Röntgenstrahlen in sichtbares Licht umwandelt, das dann von der aSi-Halbleiterschicht in eine elektrische Signalfolge umgesetzt wird. Zusammen mit dem Szintillator **5**, der aSi-Halbleiterschicht und der elektrolumineszenten Lichtquelle **2** erlaubt dies die Herstellung eines sehr dünnen (ca. 3 mm) Röntgenbildwandlers.

Ein solcher Röntgenbildwandler kann einen beispielsweise in **Fig. 2** dargestellten Aufbau aufweisen. Auf dem Substrat **1** ist eine erste Elektrode **6** aufgebracht, auf der eine Elektrolumineszenz-Schicht **7** abgeschieden wird. Auf diese Schicht folgt eine zweite Elektrode **8**. Eine anschließende Passivierungsschicht **9** isoliert diese Rücksetz-Lichtquelle **2** von der darauffolgenden aSi-Halbleiterschicht mit in einer Matrix angeordneten, lichtempfindlichen Pixelelementen. Auf die Passivierungsschicht **9** werden als Pixelelemente beispielsweise Spalten-Elektroden **10**, n-i-p-Photodioden **3**, p-i-n-Schaltdioden **4** oder Dünnschicht-Transistoren (TFT) und Zeilen-Elektroden **11** sowie die nicht dargestellten notwendigen Verbindungsleitungen und Kontaktlöcher und anschließend eine Passivierungsschicht **12** aufgebracht. In Verbindung mit einem geeigneten Szintillator **5** erhält man den erfindungsgemäßen Röntgenbildwandler.

Die Elektrolumineszenz-Schicht **7** kann aus einer elektrolumineszenten Halbleiterschicht, beispielsweise einer p-i-n-Schichtfolge aus polykristallinem Silizium bestehen. Eine solche Schicht kann beispielsweise durch Laser-Rekristallisation einer amorphen Siliziumschicht hergestellt werden. Die polykristalline Siliziumschicht wird einem elektrochemischen Ätzverfahren unterworfen, das sie in poröses Silizium verwandelt. Ein derartiges Verfahren ist beispielsweise in Applied Physics Letters Band 65, 3. 10. 1994, von P. Guyader et al. auf Seite 1787 ff. beschrieben.

Die Elektrolumineszenz-Schicht **7** ist von den beiden Elektroden **6** und **8** umgeben. Eine zwischen diesen beiden Elektroden **6** und **8** angelegte Spannung läßt einen Strom fließen, der die Halbleiterschicht zur Elektrolumineszenz anregt.

Als leuchtende Halbleiterschicht wird erfindungsgemäß eine amorphe oder polykristalline, poröse Siliziumschicht eingesetzt. Das poröse Silizium zeigt eine Lumineszenz im orangenen Spektralbereich um 650 nm Wellenlänge. [N. M. Kalkhoran et al., Appl. Phys. Lett. 63, 2661, (1993)]. Da für großflächige Röntgendetektoren aus amorphem Silizium eine großflächige, leuchtende Schicht erforderlich ist, scheiden einkristalline Halbleiter aus. Polykristallines Silizium ist besonders gut als Ausgangsmaterial geeignet, da es mit

hoher Leitfähigkeit hergestellt werden kann. Dadurch ist gewährleistet, daß die für die Anregung von Elektrolumineszenz notwendigen hohen Stromdichten zugeführt werden können.

Andere Möglichkeiten für leuchtende Dünnschicht-Halbleiter bieten oxydiertes, nanokristallines Silizium [H. Tamura et al., Thin Solid Films 255, 92, (1995)] oder amorphes Siliziumsuboxid [D. Dimova-Malinovska et al., Proc. of the 9th ISCMP Varna 1996].

In einer anderen Ausführung dieses Röntgenbildwandlers kann anstelle des porösen Siliziums eine Schicht aus nanokristallinem Silizium verwendet werden, das nach seiner Abscheidung einer Oxidationsbehandlung unterzogen wird.

In einer weiteren erfindungsgemäßen Ausführung dieses Röntgenbildwandlers kann anstelle des porösen Siliziums eine Schicht aus amorphem Siliziumsuboxid verwendet werden.

Durch die Strukturierung der Rücksetz-Lichtquelle **2** in Streifenform können die Photodioden **3** zeilenweise zurückgesetzt werden. Erfolgt dies synchron zur zeilenweisen Auslesung, ist ein kontinuierlicher Betrieb der Röntgenröhren möglich. Wie in **Fig. 3** dargestellt werden die Schicht folgen wie oben beschrieben hergestellt. Allerdings wird die Elektrolumineszenz-Schicht **7** zeilenweise strukturiert, indem beispielsweise die obere Elektrode **8** (**Fig. 2**) in Elektrodenstreifen **13** unterteilt wird.

Die Auslesung eines derartigen Röntgenbildwandlers kann im Falle der Verwendung von Schaltdioden zeitlich wie in **Fig. 4** dargestellt ablaufen. Die n. Zeile von Photodioden **3** des Röntgenbildwandlers wird über die Schaltdioden **4** mit einer Sperrspannung **14** beaufschlagt. Anschließend folgen die n+1., n+2. Zeile usw. mit den Sperrspannungen **15**, **16**, usw. Während dieser Zeit trifft Röntgenstrahlung auf den Röntgenbildwandler und das Szintillationslicht entlädt die Photodioden **3** entsprechend dem lokalen Signal. Nachdem alle Photodiode **3** aufgeladen wurden beginnt der zweite Zyklus. Jede Zeile wird mit einer beispielsweise um 0,5–1 V höheren Spannung **17** bis **19** angesteuert. Die dazu notwendige Ladung ist ein Maß für die empfangene Röntgendosis. Anschließend wird ein Elektrodenstreifen **13** der integrierten Rücksetz-Lichtquelle **2** aktiviert und die Photodioden **3** der jeweiligen Zeile werden mit einem Lichtblitz **20** bis **22** entladen. Danach werden sie wieder auf die niedrigere Spannung **23** bis **25** aufgeladen und der gesamte Zyklus beginnt von vorne. Die Röntgenröhre kann ununterbrochen betrieben werden. Eine gepulste Strahlung ist nicht erforderlich.

Derartige erfindungsgemäße Röntgenbildwandler lassen sich in Röntgendiagnostikeinrichtungen im Durchleuchtungsbetrieb einsetzen, bei der von einem Röntgenstrahler ausgehende Röntgenstrahlen einen Patienten durchdringen und entsprechend der Transparenz des Patienten geschwächt als Röntgenstrahlenbild auf die Szintillatorschicht des Röntgenbildwandlers fallen. Der Röntgenbildwandler erzeugt ein dem Röntgenstrahlenbild entsprechendes Videosignal, das in einem Bildsystem gespeichert und verarbeitet und auf einem Monitor als Röntgenbild wiedergegeben werden kann.

Erfindungsgemäß wird als Rücksetz-Lichtquelle eine dünne Halbleiterschicht eingesetzt, die Elektrolumineszenz zeigt.

Patentansprüche

1. Röntgenbildwandler, der eine Szintillatorschicht (**5**), in einer Matrix angeordnete, lichtempfindliche Pixelelemente (**3**, **4**) mit einer aSi-Halbleiterschicht und eine in Strahlenrichtung dahinter angeordnete Elektro-

lumineszenz-Schicht (**7**) als Lichtquelle (**2**) zur Rücksetzung von Restladungen durch Beleuchtung der Pixelelemente aufweist.

2. Röntgenbildwandler nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß auf einem Substrat (**1**) eine erste Elektrode (**6**) aufgebracht ist, auf der die Elektrolumineszenz-Schicht (**7**) abgeschieden ist, und daß auf der Elektrolumineszenz-Schicht (**7**) eine zweite, transparente Elektrode (**8**, **13**) aufgetragen ist, auf der sich die Matrix von Pixelelementen (**3**, **4**) befindet.

3. Röntgenbildwandler nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß die Matrix von Pixelelementen (**3**, **4**) von Passivierungsschichten (**9**, **12**) umgeben ist.

4. Röntgenbildwandler nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, daß eine der Elektroden (**6**, **8**) in Richtung der Zeilen der Matrix in Elektrodenstreifen (**13**) unterteilt ist.

5. Röntgenbildwandler nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß die Elektrolumineszenz-Schicht (**7**) aus amorphem, porösen Silizium besteht.

6. Röntgenbildwandler nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß die Elektrolumineszenz-Schicht (**7**) aus polykristallinem, porösen Silizium besteht.

7. Röntgenbildwandler nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß die Elektrolumineszenz-Schicht (**7**) aus oxydiertem, nanokristallinem Silizium besteht.

8. Röntgenbildwandler nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß die Elektrolumineszenz-Schicht (**7**) aus amorphem Siliziumsuboxid besteht.

Hierzu 2 Seite(n) Zeichnungen

- Leerseite -

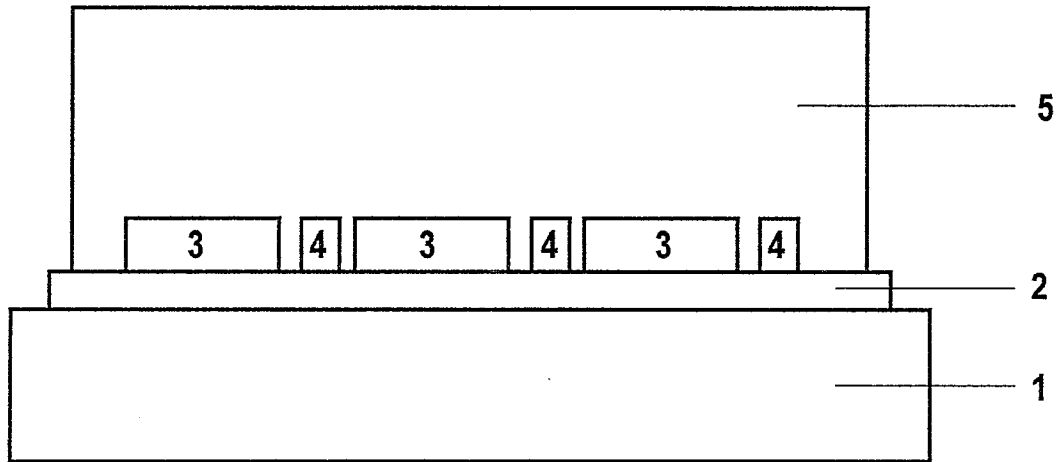


FIG 1

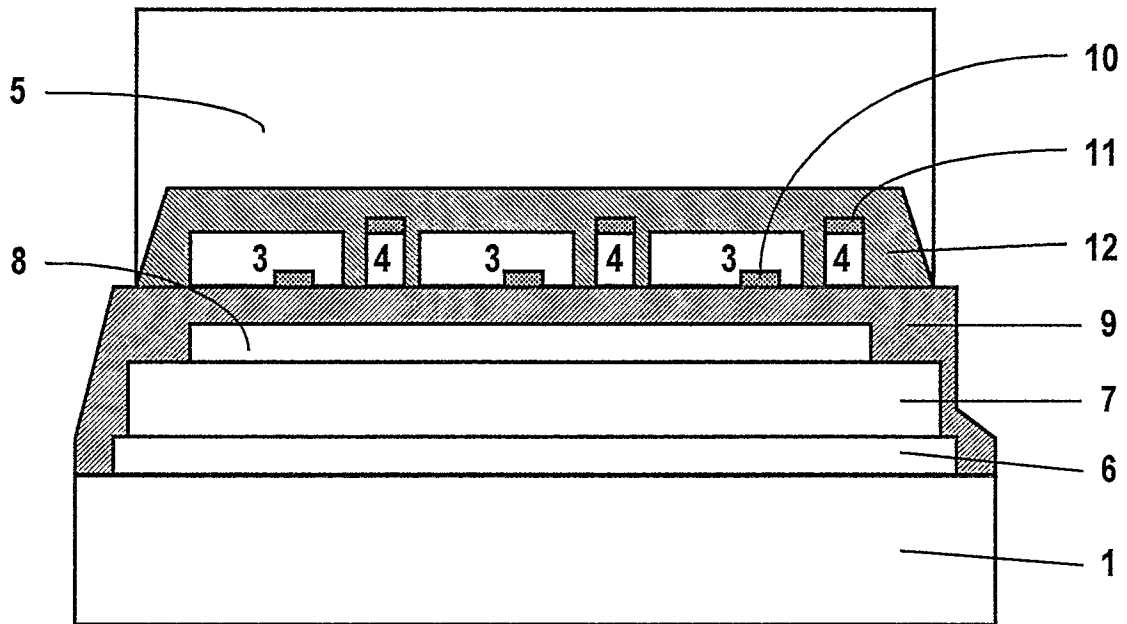


FIG 2

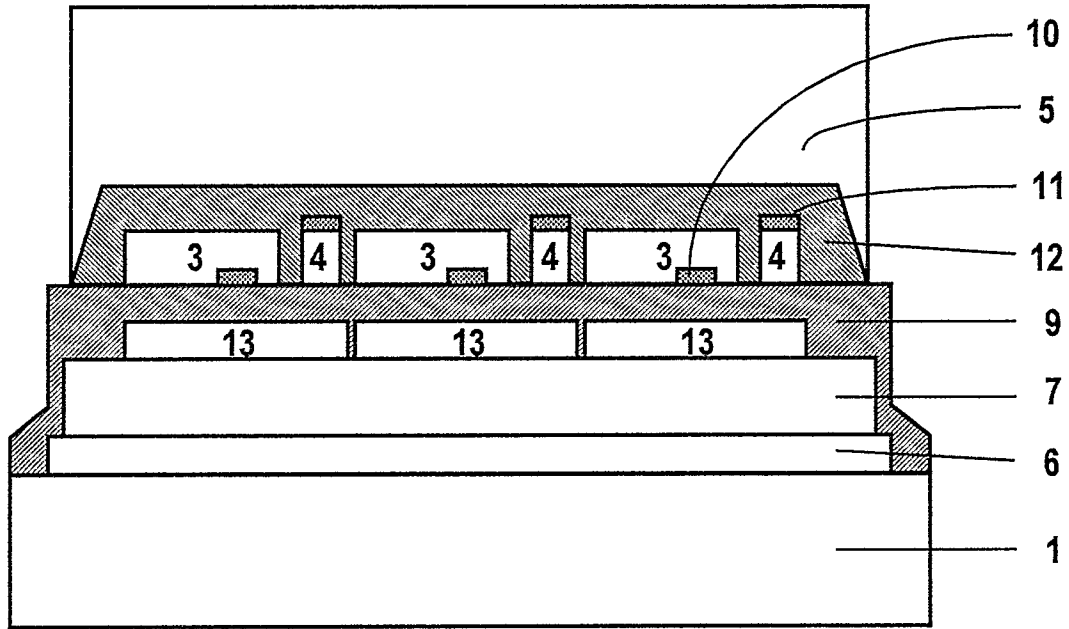


FIG 3

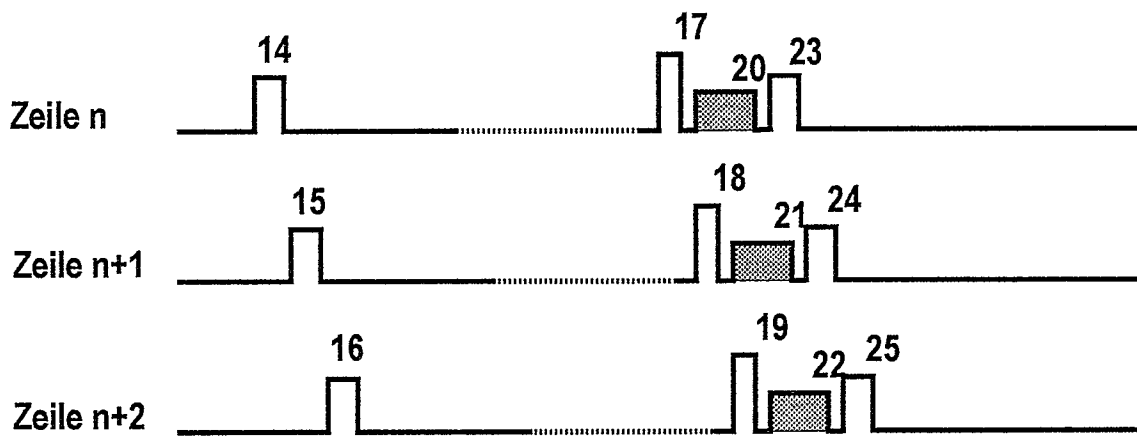


FIG 4