



19 BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES  
PATENT- UND  
MARKENAMT

12 Patentschrift  
10 DE 44 35 105 C 2

51 Int. Cl. 7:  
H 05 G 1/44  
H 04 N 5/32  
A 61 B 6/00

21 Aktenzeichen: P 44 35 105.4-33  
22 Anmeldetag: 30. 9. 1994  
43 Offenlegungstag: 4. 4. 1996  
45 Veröffentlichungstag  
der Patenterteilung: 24. 7. 2003

DE 44 35 105 C 2

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

73 Patentinhaber:  
Siemens AG, 80333 München, DE

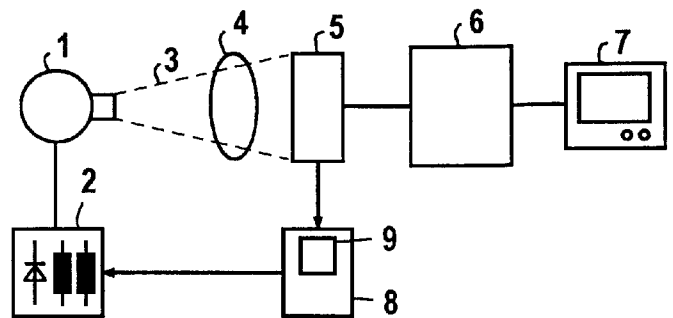
72 Erfinder:  
Hassler, Dietrich, Dipl.-Ing., 91080 Uttenreuth, DE;  
Hoheisel, Martin, Dr.rer.nat., 91054 Erlangen, DE

56 Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht  
gezogene Druckschriften:

DE 38 29 912 C2  
DE 42 05 522 A1  
DE 41 25 928 A1  
US 48 03 714  
EP 04 86 102 A1

54 Röntgendiagnostikeinrichtung mit einem Festkörperbildwandler und Verfahren zu deren Betrieb

57 Röntgendiagnostikeinrichtung mit einem Hochspannungsgenerator (2) für eine Röntgenröhre (1) zur Erzeugung eines Röntgenstrahlenbündels (3), einem in dem Röntgenstrahlenbündel (3) angeordneten Festkörperbildwandler (5) mit in einer Matrix angeordneten, lichtempfindlichen Pixelelementen (11) und einer daran angeschlossenen Steuervorrichtung (8) zur Steuerung des Hochspannungsgenerators (2) in Abhängigkeit von der Röntgendosis, wobei die Steuervorrichtung (8) eine Rechenschaltung (9) aufweist und derart ausgebildet ist, daß zur Erstellung einer Röntgenaufnahme ein erster, kurzer Röntgenpuls erzeugt wird, daß anschließend eine erste Auslesung des Festkörperbildwandlers (5) zur Meßwerterfassung erfolgt, wobei der Meßwert der Rechenschaltung (9) zur Transparenzbestimmung zugeführt wird, die aufgrund des erfaßten Meßwertes die optimale Röntgendosis errechnet, daß aufgrund des Rechenwertes ein zweiter Röntgenpuls erzeugt wird und daß danach der Festkörperbildwandler (5) vollständig ausgelesen wird, wobei die ausgelesenen Werte der zweiten Auslesung mittels der Rechenschaltung (9) bildpunktweise mit den Werten der ersten Auslesung zu einem Röntgenbild zusammengefaßt werden.



DE 44 35 105 C 2

[0001] Die Erfindung betrifft eine Röntgendiagnostikeinrichtung mit einem Hochspannungsgenerator für eine Röntgenröhre zur Erzeugung eines Röntgenstrahlenbündels, einem in dem Röntgenstrahlenbündel angeordneten Festkörperbildwandler mit in einer Matrix angeordneten, lichtempfindlichen Pixelelementen und einer daran angeschlossenen Steuervorrichtung zur Steuerung des Hochspannungsgenerators in Abhängigkeit von der Röntgendosis.

[0002] In der DE 21 35 205 C3 ist eine Röntgendiagnostikeinrichtung mit einem Belichtungsautomaten beschrieben, bei dem während der Röntgenbestrahlung ein Maß für die auflaufende Röntgendosis gewonnen wird. Damit kann die laufende Strahlung nach Erreichen eines Vorgabewertes abgeschaltet werden.

[0003] Bei derartigen Röntgendiagnostikeinrichtungen mit einem Röntgenbildverstärker als Bildwandler ist es bekannt, eine luftgefüllte Ionisationskammer als Zusatzbauelement vor dem Röntgenbildverstärker anzuordnen. Der geringe Strom zwischen zwei unter Spannung stehenden Elektrodenplatten ist der Dosisleistung der einfallenden ionisierenden Strahlung direkt proportional. Durch Aufintegration wird die Dosis bestimmt. Eine derartige vor dem Röntgenbildverstärker angeordnete Ionisationskammer schwächt jedoch die Röntgenstrahlung in unerwünschter Weise.

[0004] Werden Röntgen-Einzelaufnahmen oder Bildserien ohne vorausgehende Durchleuchtung mit Belichtungsregelung gemacht, so muß eine Dosis- oder Belichtungsmessung noch während der Röntgenstrahlung erfolgen, damit bei Erreichen eines vorgegebenen Wertes die Röntgenquelle ausgeschaltet werden kann.

[0005] Eine Messung während eines aktuellen Röntgenpulses ist bei einem Röntgen-Festkörperbildwandler, beispielsweise einem aSi:H-Röntgenbilddetektor, nicht möglich, weil er im Speichermodus betrieben wird. Deshalb steht die Bildinformation erst einige Zeit nach Ende des Röntgenpulses zur Verfügung, so daß eine Dosismessung erst dann möglich ist.

[0006] Aus der EP 0 486 102 A1 ist bekannt, bei einem Röntgenuntersuchungsgerät mit einer Sensor-Matrix, bei der jedes Pixelelement aus einer Parallelschaltung eines Photosensors und einer Speicherkapazität besteht, wobei einer der Anschlüsse an einem Schalter und der andere an einer Gegenelektrode angeschlossen ist, nach kurzzeitigem Schließen des Schalters den Strom in der Gegenelektrode zu messen, der ein Maß der momentanen Belichtung darstellt und zur Belichtungsmessung eingesetzt werden kann. Eine Auslesung der in den Sensorelementen gespeicherte Ladung des Bildes erfolgt nach der Belichtung, so daß sie nicht der Belichtungsmessung dienen kann. Zur Erzeugung eines Vorbildes wird ein erster Impuls niedriger Dosis verwendet, anhand dessen lediglich die Konfigurierung des Detektors vorgenommen wird. Erst danach wird die eigentliche Aufnahme gemacht, wobei die applizierte Dosis des ersten Schusses, bei der die obengenannte Belichtungsmessung erfolgt, verloren geht.

[0007] Die Erfindung geht von der Aufgabe aus, eine Röntgendiagnostikeinrichtung der eingangs genannten Art zu schaffen, die bei einem Festkörperbildwandler ohne zusätzliche Bauelemente eine einfache und schnelle Ermittlung der optimalen Röntgendosis während Röntgenaufnahmen ermöglicht, so daß keine Zusatzverluste im Strahlengang entstehen.

[0008] Die Aufgabe wird erfindungsgemäß durch die Merkmale des Patentanspruches 1 gelöst. Durch den ersten Röntgenpuls wird mit geringer Dosis die Transparenz der

Untersuchungsperson ermittelt. Aufgrund dieses Meßwertes wird dann auf die notwendige Dosis für den zweiten Röntgenpuls hochgerechnet.

[0009] Es hat sich als vorteilhaft erwiesen, wenn der Festkörperbildwandler einen aSi:H-Detektor aufweist.

[0010] Eine schnelle Meßwerterfassung erfolgt, wenn die Auslesung nach dem ersten Röntgenpuls lediglich innerhalb des Bereiches einer Dominante durchgeführt wird. Der Auslesevorgang zur Meßwerterfassung kann noch beschleunigt werden, wenn die Röntgendiagnostikeinrichtung derart ausgebildet ist, daß zur Meßwerterfassung nach dem ersten Röntgenpuls nur ein Teil der Zeilen des Röntgen-Fernsehbildes ausgelesen werden.

[0011] Die ausgelesenen Ladungen können auch zum Röntgenbild beitragen, wenn die ausgelesenen Meßwerte in der Rechenschaltung aufaddiert werden.

[0012] Es hat sich als vorteilhaft erwiesen, wenn nach dem zweiten Röntgenpuls das Fernsehbild vollständig ausgelesen wird und wenn die bereits ausgelesenen Zeilen mit denen der zweiten Auslesung zusammen kombiniert, beispielsweise additiv überlagert werden.

[0013] Vorteilhaft kann der Hochspannungsgenerator den zweiten Röntgenpuls für die zweite Auslesung mit einer höheren Spannung als für den ersten Röntgenpuls erzeugen.

[0014] Das erfindungsgemäße Verfahren kann zum Betrieb einer Röntgendiagnostikeinrichtung eingesetzt werden, wenn zur Transparenzmessung eines Untersuchungsobjektes ein erster, kurzer Röntgenpuls erzeugt wird, dem eine erste Auslesung des Festkörperbildwandlers zur Meßwerterfassung folgt, daß der Meßwert der Rechenschaltung zur Transparenzbestimmung zugeführt wird, die aufgrund der erfaßten Meßwerte die optimale Röntgendosis für einen zweiten Röntgenpuls zur Erstellung einer Röntgenaufnahme errechnet, und wenn die erfaßten Werte einer endgültigen Auslesung bildpunktweise mit den Werten der ersten Auslesung zu einem Röntgenbild kombiniert werden.

[0015] Die Erfindung ist nachfolgend anhand von in der Zeichnung dargestellten Ausführungsbeispielen näher erläutert. Es zeigen:

[0016] Fig. 1 eine erfindungsgemäße Röntgendiagnostikeinrichtung,

[0017] Fig. 2 einen Teil eines erfindungsgemäßen Festkörperbildwandlers,

[0018] Fig. 3 die Anordnung der Dominante innerhalb des Fernsehbildes und

[0019] Fig. 4 und 5 Kurvenverläufe zur Erläuterung der Erfindung.

[0020] In der Fig. 1 ist eine erfindungsgemäße 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 Röntgenbildwandler 5 entsprechend der Transparenz des Patienten 4 geschwächt als Röntgenstrahlenbild fällt. Der Röntgenbildwandler 5 kann aus mit Wasserstoff dotiertem amorphem Silizium (aSi:H) bestehen.

[0021] Der Röntgenbildwandler 5 ist mit einer Wiedergabevorrichtung verbunden, die aus einer Verarbeitungsschaltung 6 und einem daran angeschlossenen Monitor 7 zur Wiedergabe des Röntgenstrahlenbildes bestehen kann. Die Verarbeitungsschaltung 6 kann in bekannter Weise eine Rechenschaltung, Filterschaltungen, Bildspeicher und Wandler aufweisen, die nicht dargestellt sind.

[0022] An dem Röntgenbildwandler 5 ist eine Steuervorrichtung 8 angeschlossen, die mit dem Hochspannungsgenerator 2 zur Steuerung der Röntgenröhre 1 verbunden ist. Sie weist eine Rechenschaltung 9 zur Ermittlung der Röntgendosis auf.

[0023] In Fig. 2 ist ein Teil des Röntgenbildwandlers 5 als Festkörperbildwandler dargestellt, der ein matrixförmiges Array 10 aufweist, das aus einer Vielzahl von einzelnen Bildpunkten bzw. Pixelelementen mit lichtempfindlichen Zellen 11 besteht, die in x-Zeilen und y-Spalten angeordnet sind. Diese Zellen 11 sind mit einer ersten Treiberschaltung 12 zur Auswahl über Zeilenleitungen 14 bis 16 und mit einer zweiten Treiberschaltung 13 zur Auslesung über Spaltenleitungen 17 verbunden. An der zweiten Treiberschaltung 13 ist ein Schalter 18 zur Offsetkorrektur angeschlossen.

[0024] Die einzelnen lichtempfindlichen Zellen 11 bestehen jeweils aus einer Photodiode 19 und einer Schaltdiode 20, deren Kathoden miteinander verbunden sind und deren Anoden an den Zeilen- 14 bis 16 bzw. Spaltenleitungen 17 angeschlossen sind.

[0025] Die Treiberschaltung 13 weist für jede Spalte einen Verstärker 21 auf, der mit der jeweiligen Spaltenleitung 17 verbunden ist. Der Ausgang des Verstärkers 21 ist über einen Kondensator 22 auf den Eingang zurückgekoppelt. Der Verstärker 21 und der Kondensator 22 bilden einen Spannungswandler.

[0026] Die erste Treiberschaltung 12 weist mehrere Eingänge auf, denen durch einen Wahlschalter 23 alternierend ein Taktsignal zugeführt werden kann. Die Zeilentreiber 24 bis 35 sind mit den entsprechenden Zeilenleitungen 14 bis 16 verbunden. In Fig. 2 sind nur die Zeilenleitungen 14 bis 16 für die Zeilen 1, 9 und 17 usw. dargestellt, die mit den Zeilentreiber 24 bis 26 verbunden sind. Die weiteren Zeilen 2, 10, 18 usw. (nicht dargestellt) werden von den zweiten Zeilentreibern 27 bis 29 usw. angesteuert. Das gleiche gilt für die übrigen Zeilen des matrixförmigen Arrays 9, die durch die Zeilentreiber 30 bis 35 und weitere nicht dargestellte Zeilentreiber angesteuert werden.

[0027] Bevor die Funktionsweise der erfindungsgemäßen Röntgendiagnostikeinrichtung beschrieben wird, soll anhand der Fig. 3 der Aufbau und die Aufteilung des Fernsehbildes 43 näher erläutert werden. Das Fernsehbild 43 besteht aus einer Vielzahl von Zeilen 44, beispielsweise bei einem hochauflösenden Monitor aus 1024 Zeilen. In dem Röntgen-Fernsehbild 43 wird ein bestimmter Bereich als Dominante 45, die sogenannte ROI, festgelegt. Diese ROI 45 kann m Zeilen 44 im Fernsehbild 43 umfassen. Sie beginnt beispielsweise nach n Zeilen 44 des Fernsehbildes 43. Die erste Zeile der ROI 45 ist also gleichzeitig die Zeile  $n + 1$  und die letzte Zeile m der ROI 45 die Zeile  $n + m$  im Fernsehbild 43.

[0028] Anhand der Fig. 4 wird nun die Funktionsweise der erfindungsgemäßen Röntgendiagnostikeinrichtung näher erläutert, in der die Signalverläufe auf den Zeilenleitungen 14 bis 16 wiedergegeben sind. Von dem Zeitpunkt  $t_0$  bis zum Zeitpunkt  $t_1$  wird die Matrix 10 mit einem Lichtpuls gelöscht. Der Puls 36 dient zur inversen Aufladung der Photodioden 18. Anschließend wird die Ladung durch das von der Szintillatorschicht aufgrund des vom Zeitpunkt  $t_2$  bis  $t_3$  andauernden Röntgenpulses ausgehende Licht reduziert. Mit dem Puls 37 werden alle Spalten der  $n + 1$ . Zeile parallel ausgelesen. Mit dem Puls 38 werden alle Bildpunkte der  $n + 9$ . Zeile und mit dem Puls 39 alle Bildpunkte der  $n + 17$ . Zeile parallel ausgelesen.

[0029] Die Zeile  $n + 1$  bildet dabei die erste Zeile der Dominante 45. Anstelle der üblichen Zeile 2 als nächste Zeile werden in diesem Beispiel acht Zeilen übersprungen und die Zeile 9 wird ausgelesen. Weiter geht es dann mit Zeile 17. Dadurch ergibt sich eine geringere Zeit, bis aufgrund der übersprungenen Zeilen das Fernsehbild abgetastet wurde und eine mittlere Helligkeit in der ROI 45 gebildet werden kann. Es wird davon ausgegangen, daß dieses Ausleseverfahren ausreichend ist für die Helligkeit/Dosis-Messung und Berechnung der Transparenz.

[0030] Mit dieser kurzen Abtastung kann nur eine Zeilen-Gruppe mit einem Bild geringer Dosis und reduzierter Auflösung erhalten werden. Dieses kann aber zum hauptsächlichen Röntgenbild zuaddiert werden. Da seine Fläche verteilt sehr klein ist, können aber auch durch Simulation die fehlenden Zeilen berechnet werden.

[0031] Bessere Auflösungen können erreicht werden, wenn für jede Zeile ein auswählbarer Reset vorhanden wäre. Dieses würde die Integration der Belichtung von zwei Röntgenpulsen erlauben.

[0032] Mit anderen Worten: Die Addition der meisten Zeilen der beiden Teilbilder kann auf dem Panel selbst erreicht werden. Während die Zeilen ausgelesen werden, werden sie digital addiert, da es die zerstörerische Natur der Auslesung eine Addition auf dem Panel nicht erlaubt.

[0033] Bei nur einem auf alle Zeilen und Bildpunkte des Bildes wirkenden Reset muß eine andere Lösung erreicht werden, in der die Merkmale eines kurzen Röntgenpulses mit der Addition von zwei Teilbildern von zwei Teilen eines Röntgenpulses addiert werden. Wiederum wird von dem Prinzip der Addition der Bildzeilen auf dem Panel selbst Gebrauch gemacht und die bereits ausgelesenen Zeilen werden nur extern addiert.

[0034] In Fig. 5 ist die Pulsfolge für die zweifache Auslesung von ausgewählten Zeilen 1, 9, 17 usw. mit einem zweiten Auslesepuls 40 dargestellt. Nach der Auslesung dieser paar Zeilen, die über die Dominante 45 verteilt sind, werden die Photodioden 19 auf eine Spannung aufgeladen. Dies kann eine neue Vorspannung ähnlich dem ersten Impuls 36 angesehen werden. Nun wird vom Zeitpunkt  $t_4$  bis  $t_5$  der zweite Röntgenpuls ohne einen Resetpuls erzeugt, so daß eine weitere Integration der bisher nicht ausgelesenen, übersprungenen Zeilen ermöglicht wird und sich eine neue Startposition für die bereits ausgelesenen Zeilen ergibt. Diesem Röntgenpuls folgt der zweite Auslesepuls 40 mit einer dritten Spannung, die höher liegt als die des Impulses 37 und die gleiche Vorwärtsspannung für die Schaltdiode 20 wie zwischen Impuls 36 und 37 aufweist. Beide ausgelesenen Informationen werden extern bildpunktweise in der Rechenschaltung addiert, um den Integrationsprozeß auf dem Panel der noch nicht ausgelesenen Zeilen zu unterstützen.

[0035] Die übrigen, übersprungenen Zeilen können nach dem zweiten Teil des Röntgenpulses mitausgelesen werden. Entsprechende Typen von Dunkelbildern können für die Offset-Kompensation der ersten und zweiten Auslesung verwendet werden. Bei der zweiten Auslesung werden alle Bildzeilen des gesamten Fernsehbildes erfaßt. Sie kann Zeile für Zeile oder im Interlace-Betrieb erfolgen.

[0036] Verbleibende Unterschiede im Offset zwischen der ersten und zweiten Auslesung können durch die Umschaltung des Schalters 18 kompensiert werden, in dem die Spannung der zweiten Treiberschaltung 13 geändert wird. Die Ladung durch den ersten Ausleseimpuls 37 bis 39 wird weniger vollständig sein als die durch den Resetpuls 36, da dieser länger ist.

[0037] Beim schnellen Auslesen wird also zuerst die Zeile 1 der ROI 45 (Zeile n des Fernsehbildes 43) ausgelesen. Anschließend werden sieben Zeilen übersprungen, so daß die erste Auslesung mit der Zeile 9 der ROI 45 fortgesetzt wird. Als nächstes wird die Zeile 17 der ROI 45 ausgelesen. Dies erfolgt so lange, bis die Zeile m der ROI 45 erreicht wird. Durch diesen Auslesevorgang erhält man bereits nach einem Achtel der Zeit die Helligkeitsinformation innerhalb der ROI 45 mit ausreichender Genauigkeit.

#### Patentansprüche

1. Röntgendiagnostikeinrichtung mit einem Hoch-

spannungsgenerator (2) für eine Röntgenröhre (1) zur Erzeugung eines Röntgenstrahlenbündels (3), einem in dem Röntgenstrahlenbündel (3) angeordneten Festkörperbildwandler (5) mit in einer Matrix angeordneten, lichtempfindlichen Pixelelementen (11) und einer daran angeschlossenen Steuervorrichtung (8) zur Steuerung des Hochspannungsgenerators (2) in Abhängigkeit von der Röntgendosis, wobei die Steuervorrichtung (8) eine Rechenschaltung (9) aufweist und derart ausgebildet ist, daß zur Erstellung einer Röntgenaufnahme ein erster, kurzer Röntgenpuls erzeugt wird, daß anschließend eine erste Auslesung des Festkörperbildwandlers (5) zur Meßwerterfassung erfolgt, wobei der Meßwert der Rechenschaltung (9) zur Transparenzbestimmung zugeführt wird, die aufgrund des erfaßten Meßwertes die optimale Röntgendosis errechnet, daß aufgrund des Rechenwertes ein zweiter Röntgenpuls erzeugt wird und daß danach der Festkörperbildwandler (5) vollständig ausgelesen wird, wobei die ausgelesenen Werte der zweiten Auslesung mittels der Rechenschaltung (9) bildpunktweise mit den Werten der ersten Auslesung zu einem Röntgenbild zusammengefaßt werden.

2. Röntgendiagnostikeinrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß der Festkörperbildwandler (5) einen aSi:H-Detektor aufweist.

3. Röntgendiagnostikeinrichtung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß die Auslesung nach dem ersten Röntgenpuls lediglich innerhalb des Bereiches einer Dominante (45) durchgeführt wird.

4. Röntgendiagnostikeinrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, daß die Röntgendiagnostikeinrichtung derart ausgebildet ist, daß zur Meßwerterfassung nach dem ersten Röntgenpuls nur ein Teil der Zeilen (44) des Röntgen-Fernsehbildes (43) ausgelesen werden.

5. Röntgendiagnostikeinrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß die ausgelesenen Meßwerte in der Rechenschaltung (9) aufaddiert werden.

6. Röntgendiagnostikeinrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, daß nach dem zweiten Röntgenpuls das Fernsehbild (43) vollständig ausgelesen wird und daß die bereits ausgelesenen Zeilen (44) mit denen der zweiten Auslesung zusammen kombiniert werden.

7. Röntgendiagnostikeinrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, daß nach dem zweiten Röntgenpuls das Fernsehbild (43) vollständig ausgelesen wird und daß die bereits ausgelesenen Zeilen (44) mit denen der zweiten Auslesung additiv überlagert werden.

8. Röntgendiagnostikeinrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, daß der Hochspannungsgenerator (2) den zweiten Röntgenpuls für die zweite Auslesung mit einer höheren Spannung als für den ersten Röntgenpuls erzeugt.

9. Verfahren zum Betrieb einer Röntgendiagnostikeinrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, daß zur Transparenzmessung eines Untersuchungsobjektes ein erster, kurzer Röntgenpuls erzeugt wird, dem eine erste Auslesung des Festkörperbildwandlers (5) zur Meßwerterfassung folgt, daß die Meßwerte der Rechenschaltung (9) zur Transparenzbestimmung zugeführt werden, die aufgrund dieser Meßwerte die optimale Röntgendosis für einen zweiten Röntgenpuls zur Erstellung einer Röntgenaufnahme errechnet, und daß die Werte einer endgültigen Ausle-

sung bildpunktweise mit den Werten der ersten Auslesung zu einem Röntgenbild kombiniert werden.

---

Hierzu 3 Seite(n) Zeichnungen

---

- Leerseite -

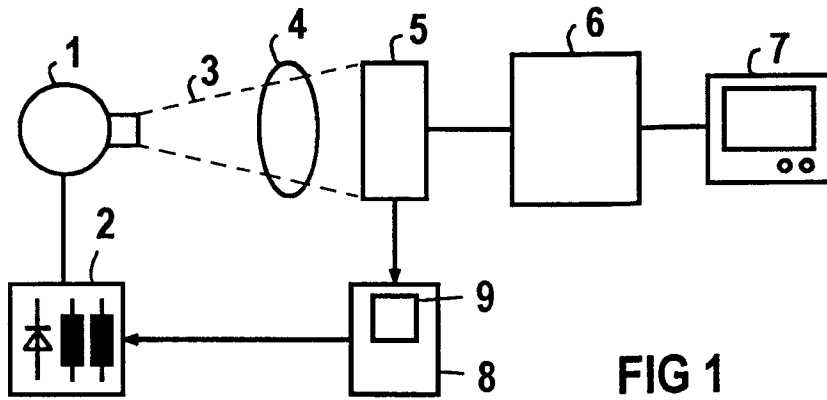


FIG 1

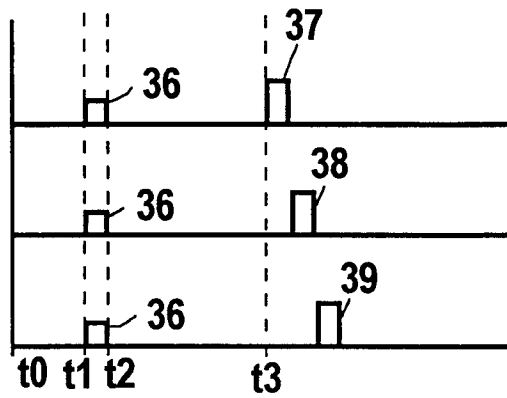


FIG 4

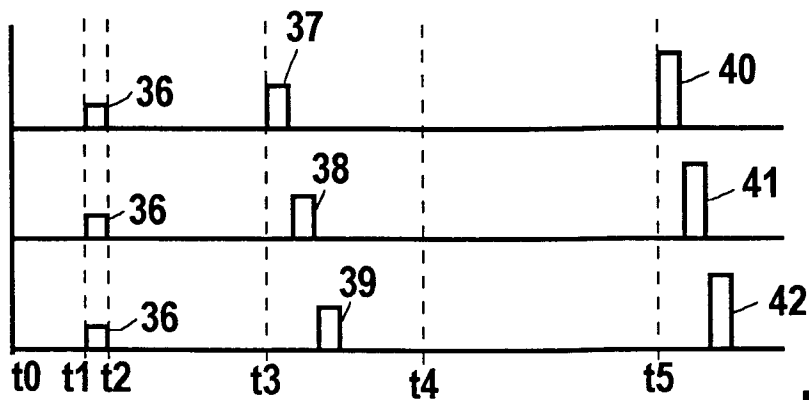


FIG 5

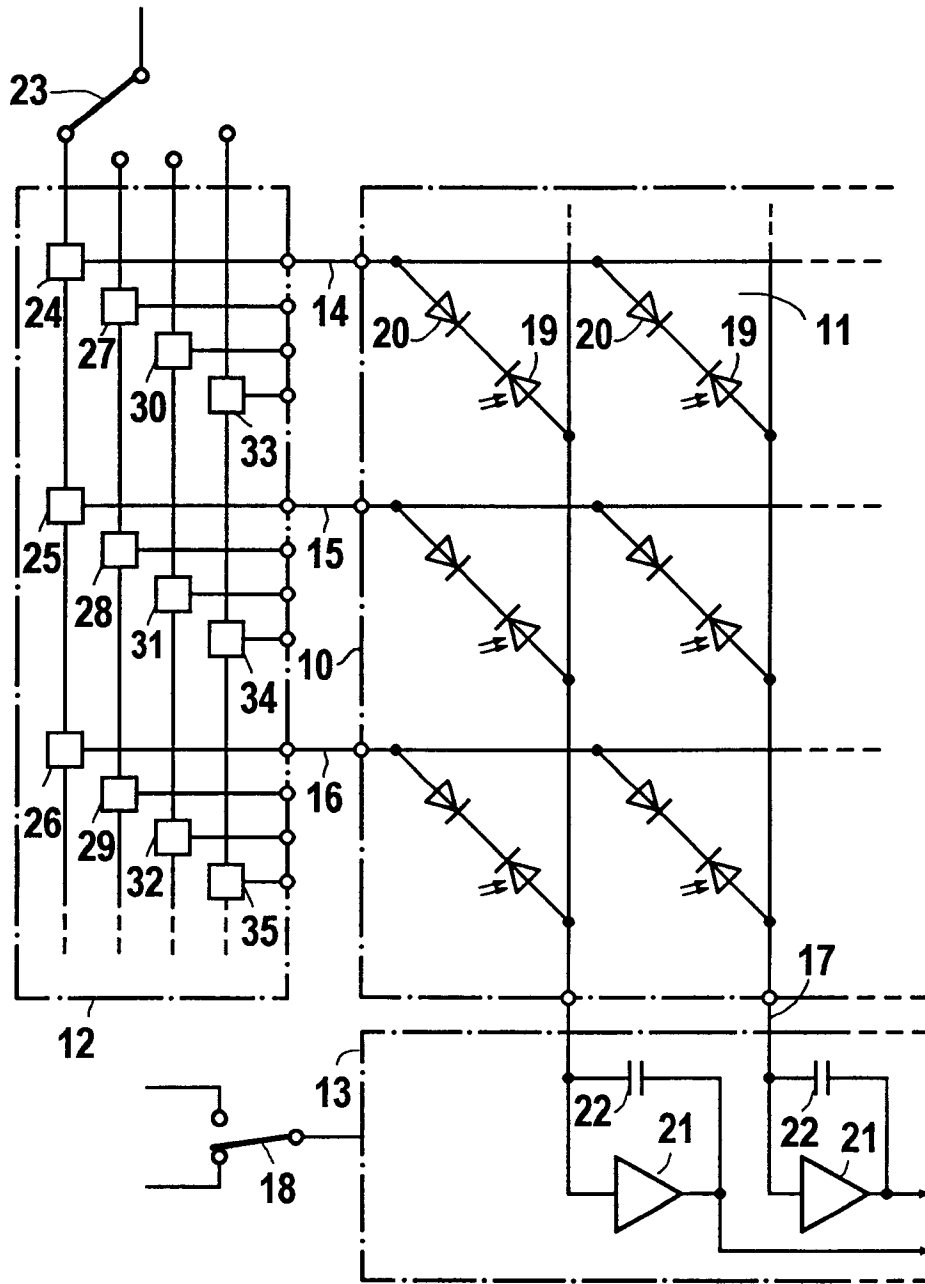


FIG 2

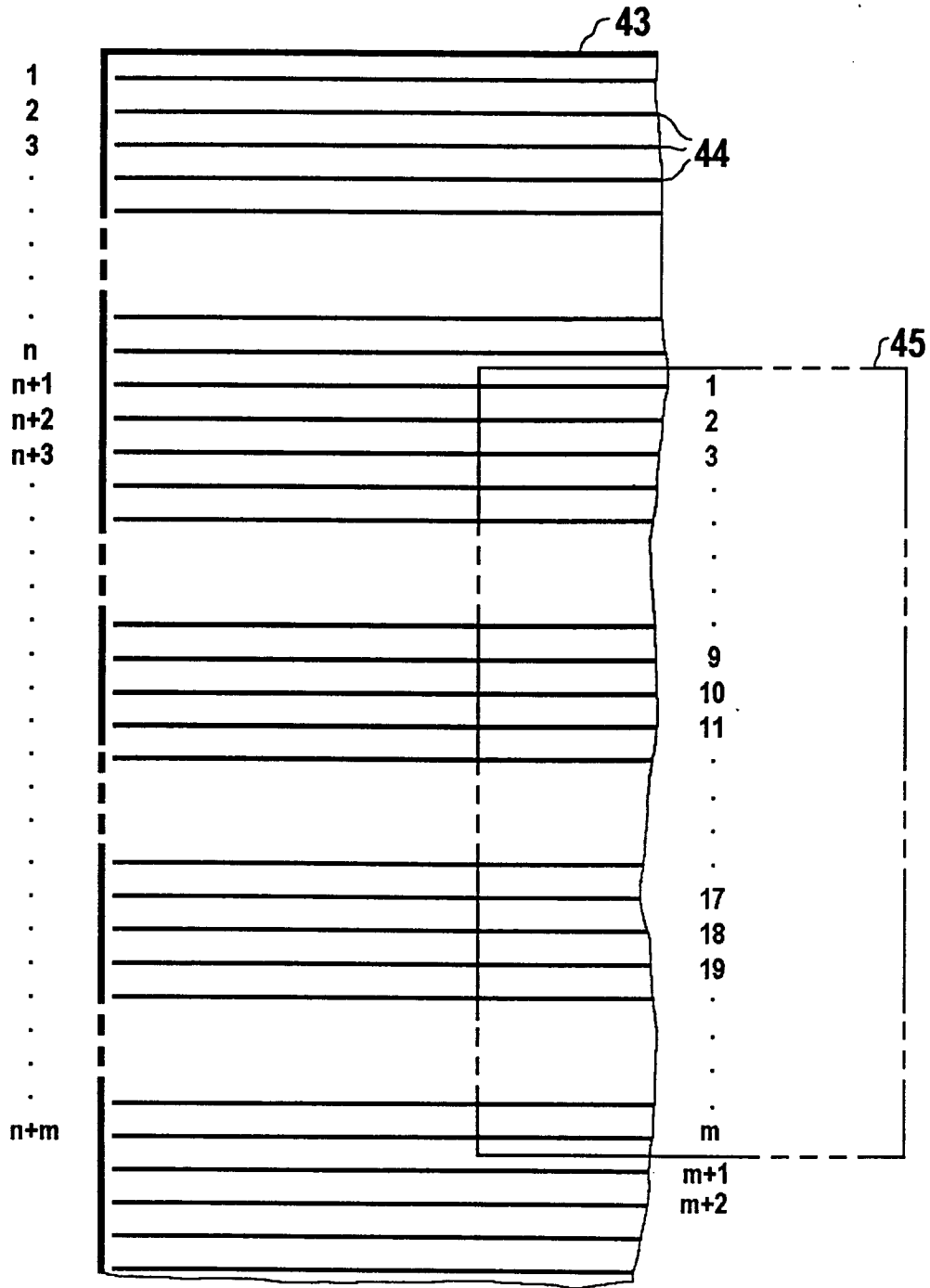


FIG 3