



(10) **DE 10 2014 207 324 A1** 2015.10.22

(12)

Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2014 207 324.3**

(22) Anmeldetag: **16.04.2014**

(43) Offenlegungstag: **22.10.2015**

(51) Int Cl.: **G01T 1/24 (2006.01)**

G01T 1/29 (2006.01)

G01T 7/00 (2006.01)

H05G 1/02 (2006.01)

G21K 4/00 (2006.01)

(71) Anmelder:

Siemens Aktiengesellschaft, 80333 München, DE

(72) Erfinder:

Ergler, Thorsten, Dr., 91301 Forchheim, DE;
Göderer, Edgar, Dr., 91301 Forchheim, DE;
Kreisler, Björn, Dr., 91353 Hausen, DE; Reinwand,
Mario, 96151 Breitbrunn, DE; Schröter, Christian,
Dr., 96050 Bamberg, DE

(56) Ermittelter Stand der Technik:

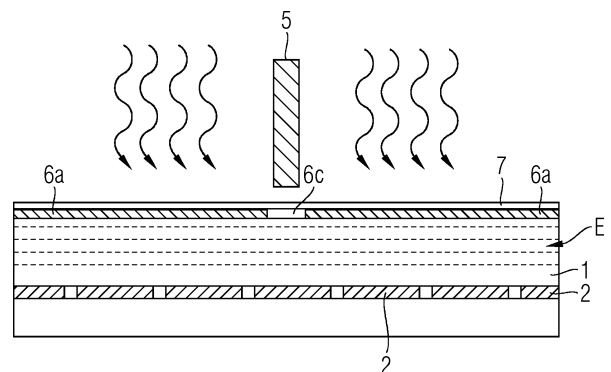
DE	102 41 424	A1
DE	10 2011 089 776	A1
US	2006 / 0 056 581	A1
US	2009 / 0 225 938	A1
US	2011 / 0 155 918	A1
WO	2008/ 108 995	A1
WO	2011/ 131 318	A1
WO	2012/ 035 466	A2
WO	2013/ 088 352	A2

Prüfungsantrag gemäß § 44 PatG ist gestellt.

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

(54) Bezeichnung: **Direktkonvertierender Röntgenstrahlungsdetektor und CT-System**

(57) Zusammenfassung: Die Erfindung betrifft einen direkt-konvertierenden Röntgenstrahlungsdetektor (C3, C5) zur Detektion von Röntgenstrahlung, zumindest aufweisend einen zur Detektion von Röntgenstrahlung verwendeten Halbleiter (1), eine auf einer Seite des Halbleiters (1) aufgebrachte Kathode (6) und eine auf einer gegenüberliegenden Seite aufgebrachte pixelierte Anode, wobei ein Pixel der Anode jeweils aus einer Gruppe von Subpixeln (2) gebildet wird, und ein Streustrahlgitter zur Reduzierung des Einfalls gestreuter Röntgenstrahlung, wobei die Kathode (6) anodenpixelgrößenbezogene Aussparungen (6c) aufweist, um Unterschiede im Verlauf der Potentiallinien (E) des elektrischen Feldes im Halbleiter (1) aufgrund von unterschiedlich einfallender Röntgenstrahlung auszugleichen. Weiter betrifft die Erfindung ein CT-System (C1), aufweisend einen erfindungsgemäßen direktkonvertierenden Röntgenstrahlungsdetektor (C3, C5).



Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft einen direktkonvertierenden Röntgenstrahlungsdetektor zur Detektion von Röntgenstrahlung, zumindest aufweisend einen zur Detektion von Röntgenstrahlung verwendeten Halbleiter, eine auf einer Seite des Halbleiters aufgebrachte Kathode und eine auf einer gegenüberliegenden Seite aufgebrachte pixelierte Anode, wobei ein Pixel der Anode jeweils aus einer Gruppe von Subpixeln gebildet wird, und ein Streustrahlgitter zur Reduzierung des Einfalls gestreuter Röntgenstrahlung.

[0002] Weiter betrifft die Erfindung ein CT-System mit einem direktkonvertierenden Röntgenstrahlungsdetektor.

[0003] Für die Detektion von Gamma- und Röntgenstrahlung, insbesondere in CT-, Dual-Energy-CT-, SPECT- und PET-Systemen, werden unter anderem direktkonvertierende Detektoren, basierend auf halbleitenden Materialien, wie CdTe, CdZnTe, CdZnTeSe, CdTeSe, CdMnTe, InP, TlBr₂, Hgl₂, verwendet. Bei diesen Materialien tritt jedoch insbesondere bei einer für CT-Geräte notwendigen hohen Strahlungsflussdichte der Effekt der Polarisierung auf.

[0004] Die Polarisierung bezeichnet die Reduktion der detektierten Zählrate bei hohen Photonen- beziehungsweise Strahlungsflüssen. Verursacht wird die Polarisierung durch die sehr geringe Mobilität der Ladungsträger, vor allem der Elektronenfehlstellen beziehungsweise Löcher, und durch die Konzentration intrinsischer Störstellen im Halbleiter. Die Polarisierung entsteht also durch die Reduktion des elektrischen Feldes aufgrund von an Störstellen gebundenen, ortsfesten Ladungen, die so genannte Raumladung des Halbleiters, die als Einfang- und Rekombinationszentren für die durch die Röntgenstrahlung erzeugten Ladungsträger wirken. Hierdurch wird die Ladungsträgerlebensdauer und -beweglichkeit reduziert, was wiederum zu einer Reduktion der detektierten Zählrate bei der hohen Strahlungsflussdichte führt.

[0005] Weiterhin kann sich die Raumladung im Halbleiter aufgrund einer inhomogen auf den Halbleiter einfallenden Röntgenstrahlung ungleichmäßig im Material verteilen und sich im Laufe der Bestrahlung ändern. Diese Änderungen haben eine laterale Verschiebung der detektierten Zählereignisse in einer pixelierten Elektrode zur Folge. Das heißt, die Zählraten von benachbarten Pixeln der Elektrode sind unterschiedlich, wodurch die räumliche Zuordnung der Zählereignisse fehlerhaft wird. Letztendlich sind Bildartefakte die Folge.

[0006] Herkömmlicherweise werden die Inhomogenitäten in der Bestrahlung des Halbleiters durch das zu untersuchende Objekt verursacht. Insbesondere

weist die Röntgenstrahlung unterschiedliche Einfallrichtungen der einzelnen Strahlen auf den Halbleiter aufgrund einer unterschiedlichen Streuung im Untersuchungsobjekt auf, sodass sich nicht exakt vorher sagen lässt, aus welcher Richtung die Röntgenstrahlung auf den Halbleiter trifft. Typischerweise werden jedoch Streustrahlgitter eingesetzt, welche die durch das Untersuchungsobjekt gestreute Röntgenstrahlung absorbieren und so die auf den Halbleiter einfallende Röntgenstrahlung homogenisieren. Dabei ist die Position des Streustrahlgitters relativ zum Halbleiter fixiert, sodass die durch das Streustrahlgitter verursachte räumliche Inhomogenität der Röntgenstrahlung und somit auch der Raumladung bekannt ist, da in den abgeschatteten Bereichen unterhalb dem Streustrahlgitter keine Strahlung auf den Halbleiter trifft.

[0007] Weitere Inhomogenitäten der Raumladung können durch die auf dem Halbleiter aufgebrachte metallisierte, pixelierte Elektrode verursacht werden. In den nicht-metallisierten Bereichen des Halbleiters, also die Bereiche des Halbleiters, welche nicht von einem Pixel abgedeckt sind, ist das elektrische Feld schwächer und es bildet sich unter Röntgenbestrahlung eine höhere Raumladung aus.

[0008] Sonstige Inhomogenitäten der Raumladung werden durch Störstellen im Material verursacht, die jedoch ungleichmäßig verteilt sind. Da deren Vorkommen in Bezug auf räumliche Anordnung und Häufigkeit im Halbleiter nicht kontrolliert werden kann, wäre eine Messung der dadurch verursachten Effekte in jedem einzelnen Detektor individuell notwendig, um diese Inhomogenitäten zu berücksichtigen.

[0009] Bisher ist noch keine Lösung bekannt, die gesamte Inhomogenität der Raumladungen im Halbleiter auszugleichen.

[0010] Die Druckschrift WO 2008/108 995 A1 beschreibt eine Kappe aus einer flexiblen Leiterplatte für einen Röntgenstrahlungsdetektor zur Reduktion von Randeffekten in dem Detektormaterial, wobei die Kappe das gesamte Detektormaterial, einschließlich der darauf aufgebrachten Elektroden, abdeckt. Weiterhin wird hier der Einsatz von Steuerungselektroden beschrieben, welche direkt unterhalb der Kappe angeordnet sind. Der Einsatz eines derartigen Röntgenstrahlungsdetektors in CT-Systemen ist nicht beschrieben.

[0011] Aus der Druckschrift WO 2012/035 466 A2 ist ein Röntgenstrahlungsdetektor mit einer durchgehenden Kathode und einer pixelierten Anode bekannt, wobei die Anode nicht auf der der Röntgenstrahlung zugewandten Seite des detektierenden Halbleitermaterials angeordnet ist. Um die einzelnen Pixel der Anode herum ist jeweils eine Steuerungselektrode angeordnet.

[0012] Es ist daher Aufgabe der Erfindung, einen direktkonvertierenden Röntgenstrahlungsdetektor zu schaffen, in welchem eine inhomogene Ausbildung von Raumladungen im Halbleiter verhindert beziehungsweise ausgeglichen wird. Weiter ist es eine Aufgabe der Erfindung, ein CT-System mit einem direktkonvertierenden Röntgenstrahlungsdetektor zu schaffen.

[0013] Diese Aufgabe wird durch die Merkmale der unabhängigen Patentansprüche gelöst. Vorteilhafte Weiterbildungen der Erfindung sind Gegenstand untergeordneter Ansprüche.

[0014] Die Erfinder haben erkannt, dass es möglich ist, die in einem zur Detektion von Röntgenstrahlung verwendeten Halbleiter vorkommenden, ungleichmäßig verteilten Raumladungen und den daraus resultierenden, ungleichmäßigen Verlauf der elektrischen Potentiallinien auszugleichen, um die daraus folgenden Artefakte in der Bildgebung zu vermeiden. Insbesondere können Drifteffekte, die bei der Bestrahlung des Halbleiters in den abgeschatteten Bereichen entstehen und eine inhomogene Raumladung erzeugen, ausgeglichen werden.

[0015] Zum Ausgleich der Raumladungen wird eine auf dem Halbleiter aufgebrachte Kathode strukturiert. Mit anderen Worten wird die Kathode nicht durchgehend beziehungsweise vollflächig, sondern mit mehrfachen Aussparungen beziehungsweise Unterbrechungen ausgeführt. Die ausgesparten Bereiche der Kathode können entweder über den zählenden oder über den nicht-zählenden Subpixeln des Halbleiters angeordnet werden.

[0016] Durch die erfindungsgemäße Strukturierung der Kathode kann eine zusätzliche Inhomogenität des elektrischen Feldes in den Halbleiter eingebracht werden, welche den intrinsisch vorhandenen und strahlungsinduzierten Inhomogenitäten entgegen wirkt, sodass sich die Inhomogenitäten gegenseitig ausgleichen und die Drift innerhalb eines Pixels reduziert wird.

[0017] Des Weiteren können mittels einer strukturierten Kathode Drifteffekte und daraus resultierende Inhomogenitäten, die während der Bestrahlung des Halbleiters mit Röntgenstrahlung in den aufgrund des Streustrahlgitters von der Röntgenstrahlung abgeschatteten Bereichen entstehen, reduziert werden.

[0018] Die Kathode kann unterschiedlich strukturiert werden, das heißt, die Aussparungen der Kathode können unterschiedlich geformt sein. Beispielsweise kann die Kathode in Form eines Gitters oder als eine Vielzahl von einzelnen Kacheln ausgebildet werden. Die Form der Kathode wird dabei durch die Form und Anordnungen der Aussparungen bestimmt.

[0019] Bei einer kachelförmigen Kathode, also eine Kathode aus einer Vielzahl von einzelnen, voneinander beabstandeten Kacheln, wird die elektrische Verbindung der einzelnen Kacheln durch eine zusätzliche Leiterschicht über den Kacheln oder elektrisch leitende Verbindungsstege zwischen den Kacheln gewährleistet. Es ist dadurch möglich, alle Kacheln mit einer einheitlichen Spannung zu beaufschlagen. Die Größe einer Kachel entspricht im Wesentlichen der Größe mindestens eines Subpixels oder eines Pixels. Dabei können die Kacheln deckungsgleich zu den Subpixeln beziehungsweise zu den Pixeln angeordnet werden. Gleiches gilt analog für die Aussparungen einer gitterförmigen Kathode.

[0020] Weiterhin ist auch eine Kathode mit einer kombinierten Kachel- und Gitterstruktur möglich. Hierbei werden die kachelförmige Kathode, also deren einzelne Kacheln, und die gitterförmige Kathode mit unterschiedlichen Spannungen beaufschlagt. Durch die mit unterschiedlichen Spannungen beaufschlagten Kathodenbereiche ist vorteilhafterweise ein genauere Ausgleich der Inhomogenitäten im Halbleiter möglich.

[0021] Dazu werden die Kacheln mittels der zusätzlichen Leiterschicht kontaktiert. Die gitterförmige Kathode kann durch eine zusätzliche Isolationschicht beziehungsweise Passivierungsschicht gegenüber der Leiterschicht isoliert werden. Die Spannungszuführung der Kathoden kann dann seitlich erfolgen, beispielsweise über den äußeren Rand der Detektorfläche.

[0022] Demgemäß schlagen die Erfinder vor, einen direktkonvertierenden Röntgenstrahlungsdetektor zur Detektion von Röntgenstrahlung, insbesondere zur Verwendung in einem CT-System, zumindest aufweisend einen zur Detektion von Röntgenstrahlung verwendeten Halbleiter, eine auf einer Seite des Halbleiters aufgebrachte Kathode und eine auf einer gegenüberliegenden Seite aufgebrachte pixelierte Anode, wobei ein Pixel der Anode jeweils aus einer Gruppe von Subpixeln gebildet wird, und ein Streustrahlgitter zur Reduzierung des Einfalls gestreuter Röntgenstrahlung, dahingehend zu verbessern, dass die Kathode anodenpixelgrößenbezogene Aussparungen aufweist, um Unterschiede im Verlauf des elektrischen Feldes im Halbleiter aufgrund von unterschiedlich einfallender Röntgenstrahlung auszugleichen.

[0023] Bei dem Halbleiter handelt es sich vorteilhafterweise um die in direktkonvertierenden Detektoren für die Verwendung in CT-Systemen üblichen Materialien, wie zum Beispiel CdTe, CdZnTe, CdZnTeSe oder CdTeSe. Auf zwei gegenüberliegenden Seiten des Halbleiters ist jeweils eine als Metallisierungsschicht ausgebildete Elektrode aufgebracht. Bevorzugt ist die Kathode auf einer der Röntgenstrahlung

zugewandten Seite des Halbleiters aufgebracht und die Anode entsprechend auf der gegenüberliegenden, von der Röntgenstrahlung abgewandten Seite des Halbleiters. Die Anode ist pixeliert ausgebildet, das heißt, sie umfasst eine Vielzahl von Pixeln, welche wiederum jeweils aus einer Gruppe von nicht-abgeschatteten Subpixeln zusammengesetzt werden. Die Pixel, auch Bildpixel genannt, werden zur Strahlungsdetektion verwendet und werden folglich vom Streustrahlgitter nicht von der einfallenden Röntgenstrahlung abgeschattet. Zwischen diesen zählenden Bildpixeln sind jeweils Subpixel angeordnet, die die Pixel voneinander trennen. Diese trennenden Subpixel sind unterhalb der Gitterstege des Streustrahlgitters angeordnet und werden somit von der einfallenden Röntgenstrahlung abgeschattet. Die Subpixel eines Pixels sowie die restlichen, abgeschatteten Subpixel sind jeweils elektrisch an die Detektorelektronik angeschlossen.

[0024] Erfindungsgemäß weist die Kathode anodenpixelgrößenbezogene Aussparungen auf. Der Begriff anodenpixelgrößenbezogen stellt klar, dass die Größe beziehungsweise Fläche einer Aussparung in einer bestimmten Relation zu der Größe eines Subpixels beziehungsweise Pixels steht, insbesondere bezogen auf die Größe und Positionierung. Eine Aussparung im Sinne der Erfindung stellt eine durch das Material der Kathode durchgehende Unterbrechung der Fläche der Kathode dar, mit anderen Worten ein Loch. Durch die Aussparungen werden beim Einfall von Röntgenstrahlung in dem Halbleiter zusätzliche Inhomogenitäten des elektrischen Feldes erzeugt, die dann wiederum die anderen, im Halbleiter vorhandenen Inhomogenitäten ausgleichen.

[0025] Vorzugsweise sind die Aussparungen periodisch ausgebildet. In einer Ausführungsform sind die Aussparungen einheitlich ausgebildet. Eine andere Ausführungsform sieht unterschiedliche Aussparungen vor. Weiterhin vorzugsweise sind die Aussparungen rechteckig ausgebildet, wobei die Seiten der rechteckigen Aussparungen parallel, insbesondere projektiv deckungsgleich, zu den Seiten der Pixel beziehungsweise Subpixel angeordnet sind.

[0026] Eine erfindungsgemäße Ausführungsform sieht vor, dass durch die Aussparungen eine gitterförmige Kathode ausgebildet ist. Eine gitterförmige Kathode wird bevorzugt durch rechteckige, periodisch angeordnete und beabstandete Aussparungen, das heißt kachelförmige Aussparungen, ausgebildet. Weiterhin sind bei einer gitterförmigen Kathode die Mittellinien der gitterförmigen Kathode projektiv deckungsgleich zu den Mittellinien des Streustrahlgitters angeordnet. In Einfallrichtung der Röntgenstrahlung betrachtet sind folglich die Gitterstege des Streustrahlgitters über den Gitterstegen der gitterförmigen Kathode angeordnet, sodass das Streustrahlgitter und die Kathode deckungsgleich sind.

Hierbei kann die Breite eines Gittersteges der Gitterkathode entweder schmaler oder breiter als oder gleich der Breite eines Gittersteges des Streustrahlgitters sein. Folglich sind die Aussparungen der gitterförmigen Kathode vorzugsweise über den zählenden, nichtabgeschatteten Pixeln und Subpixeln angeordnet und die Gitterstege der Kathode über den nicht-zählenden, abgeschatteten Subpixeln.

[0027] Im Sinne der anodenpixelgrößenbezogen ausgeführten Aussparungen weisen die Aussparungen der gitterförmigen Kathode vorteilhafterweise eine Fläche auf, welche zumindest der Fläche mindestens eines Subpixels der Anode entspricht. Bevorzugt sind die Aussparungen senkrecht über den Subpixeln angeordnet. Eine besondere Ausführungsform sieht vor, dass eine Aussparung eine Fläche aufweist, welche annähernd der Fläche eines Pixels der Anode entspricht.

[0028] Eine andere erfindungsgemäße Ausführungsform sieht vor, dass durch die Aussparungen eine kachelförmige Kathode mit einer Vielzahl von einzelnen Kacheln ausgebildet ist. Mit anderen Worten sind die Aussparungen in dieser Ausführungsform gitterförmig ausgebildet. Vorteilhafterweise ist der Mittelpunkt einer Kachel projektiv deckungsgleich zu dem Mittelpunkt eines freien Bereiches innerhalb des Streustrahlgitters. Die Kacheln der Kathode sind folglich bevorzugt direkt unter den freien Bereichen angeordnet. Weiterhin vorteilhaft weist eine Kachel eine Fläche auf, welche zumindest der Fläche mindestens eines Subpixels der Anode entspricht. Eine besondere Ausführungsform sieht vor, dass eine Kachel eine Fläche aufweist, welche annähernd der Fläche eines Pixels der Anode entspricht. Hierbei sind die Kacheln bevorzugt annähernd deckungsgleich zu den Pixeln beziehungsweise Subpixeln angeordnet. Folglich sind die gitterförmigen Aussparungen der kachelförmigen Kathode vorzugsweise über den nicht-zählenden, abgeschatteten Subpixeln angeordnet. Eine Kachel der Kathode kann also mehrere Subpixel beziehungsweise ein Pixel abdecken, sodass die Drift auf Subpixel- beziehungsweise Pixelebene reduziert werden kann.

[0029] Weiterhin sind die einzelnen Kacheln vorteilhafterweise elektrisch leitend miteinander verbunden, sodass die kachelförmige Kathode mit einem einheitlichen Potential beaufschlagt werden kann. Hierzu kann in einer Ausführungsform eine zusätzliche Leiterschicht auf der kachelförmigen Kathode aufgebracht werden, welche die Kacheln elektrisch miteinander verbindet. Die Leiterschicht ist vorzugsweise als eine flexible, leitende Schicht, auch HV-Flex-Schicht genannt, ausgebildet. Als Material eignet sich hierfür zum Beispiel eine leitfähige oder beschichtete oder mit eingebundenen Metallbahnen versehene Kunststoffolie. In einer anderen Ausführungsform können zwischen den Kacheln elektrisch

leitende Verbindungsstege angeordnet werden, um die Kacheln miteinander zu verbinden, beispielsweise aus den gleichen Materialien wie die Elektroden.

[0030] Noch eine andere erfindungsgemäße Ausführungsform sieht vor, dass durch die Aussparungen sowohl eine gitterförmige Kathode als auch eine kachelförmige Kathode ausgebildet sind, wobei die gitterförmige Kathode und die kachelförmige Kathode mit unterschiedlichen Spannungen beaufschlagt sind. Bei dieser kombinierten Form beziehungsweise Strukturierung der Kathode sind die Kacheln der kachelförmigen Kathode bevorzugt in den Freiräumen zwischen den Gitterstegen der gitterförmigen Kathode angeordnet. Vorteilhafterweise sind die Kacheln und die Gitterstege der Kathoden jeweils voneinander beabstandet angeordnet. Die gitterförmige Kathode ist beispielsweise als Steuerungselektrode ausgebildet, auch steering grid genannt. Besonders bevorzugt ist die gitterförmige Kathode in dieser Ausführungsform unterhalb des Streustrahlgitters, also über den nicht-zählenden, abgeschatteten Subpixeln der Anode, angeordnet.

[0031] Auf der gitterförmigen Kathode ist vorteilhafterweise eine Isolationsschicht aufgebracht, welche die gitterförmige Kathode gegenüber der Leerschicht oberhalb der kachelförmigen Kathode isoliert, sodass die Beaufschlagung mit unterschiedlichen Potentialen möglich ist.

[0032] Insgesamt können also mittels der vorstehend beschriebenen, erfindungsgemäß strukturierten Kathode die Feldlinienverläufe im Halbleiter ausgeglichen und die Drift reduziert werden. Insbesondere kann die Drift in den durch das Streustrahlgitter von der Röntgenstrahlung abgeschatteten Bereichen des Halbleiters reduziert werden.

[0033] Weiterhin schlagen die Erfinder ein CT-System, aufweisend einen erfindungsgemäßen direktkonvertierenden Röntgenstrahlungsdetektor, vor. Vorteilhafterweise können durch den driftreduzierten Detektor Bildartefakte vermieden werden.

[0034] Im Folgenden wird die Erfindung anhand der bevorzugten Ausführungsbeispiele mit Hilfe der Figuren näher beschrieben, wobei nur die zum Verständnis der Erfindung notwendigen Merkmale dargestellt sind. Es werden folgende Bezugszeichen verwendet: **1:** Halbleiter; **2:** Subpixel; **4:** Detektorelektronik **5:** Gittersteg des Streustrahlgitters; **6:** Kathode; **6a:** Kachel; **6b:** gitterförmige Kathode; **6c:** Aussparung; **7:** Leerschicht; **8:** Verbindungssteg; **9:** Isolationsschicht; **C1:** CT-System; **C2:** erste Röntgenröhre; **C3:** erster Detektor; **C4:** zweite Röntgenröhre (optional); **C5:** zweiter Detektor (optional); **C6:** Gantrygehäuse; **C7:** Patient; **C8:** Patientenliege; **C9:** Systemachse; **C10:** Rechen- und Steuereinheit; **Prg₁** bis **Prg_n**: Computerprogramme; **E:** Potentiallinien des elektrischen Feldes.

[0035] Es zeigen im Einzelnen:

[0036] Fig. 1 eine schematische Darstellung eines CT-Systems mit Recheneinheit,

[0037] Fig. 2 eine schematische, ausschnittsweise Querschnittsdarstellung eines Röntgenstrahlungsdetektors,

[0038] Fig. 3 eine schematische, ausschnittsweise Querschnittsdarstellung eines erfindungsgemäßen Röntgenstrahlungsdetektors mit einer kachelförmigen Kathode in einer ersten Ausführungsform,

[0039] Fig. 4 eine schematische, ausschnittsweise Draufsicht des Röntgenstrahlungsdetektors gemäß der Fig. 3,

[0040] Fig. 5 eine schematische, ausschnittsweise Draufsicht des Röntgenstrahlungsdetektors mit einer kachelförmigen Kathode in einer anderen Ausführungsform,

[0041] Fig. 6 eine schematische, ausschnittsweise Querschnittsdarstellung des erfindungsgemäßen Röntgenstrahlungsdetektors mit einer gitterförmigen Kathode,

[0042] Fig. 7 eine schematische, ausschnittsweise Draufsicht des Röntgenstrahlungsdetektors gemäß der Fig. 6,

[0043] Fig. 8 eine schematische, ausschnittsweise Querschnittsdarstellung des erfindungsgemäßen Röntgenstrahlungsdetektors mit einer gitter- und kachelförmigen Kathode und

[0044] Fig. 9 eine schematische, ausschnittsweise Draufsicht des Röntgenstrahlungsdetektors gemäß der Fig. 8.

[0045] Die Fig. 1 zeigt ein beispielhaftes CT-System C1. Das CT-System C1 umfasst ein Gantrygehäuse C6, in dem sich eine hier nicht näher dargestellte Gantry befindet, an der eine erste Röntgenröhre C2 mit einem gegenüberliegenden ersten Detektor C3 befestigt ist. Optional ist ein zweite Röntgenröhre C4 mit einem zweiten gegenüberliegenden Detektor C5 vorgesehen. Ein Patient C7 befindet sich auf einer in Richtung der Systemachse C9 verschiebbaren Patientenliege C8, mit der er während der Abtastung mit der Röntgenstrahlung kontinuierlich oder sequentiell entlang der Systemachse C9 durch ein Messfeld zwischen den Röntgenröhren C2 und C4 und den jeweils zugeordneten Detektoren C3 und C5 geschoßen werden kann. Dieser Vorgang wird durch eine Rechen- und Steuereinheit C10 mit Hilfe von Computerprogrammen Prg₁ bis Prg_n gesteuert.

[0046] Die Detektoren C3 und C5 sind als direkt-konvertierende Röntgenstrahlungsdetektoren ausgebildet, welche in der hier gezeigten Ausführungsform einen zur Detektion von Röntgenstrahlung verwendeten Halbleiter, eine Kathode und eine gegenüberliegend aufgebrachte pixelierte Anode, wobei ein Pixel der Anode jeweils aus einer Gruppe von Subpixeln gebildet wird (siehe zum Beispiel **Fig. 4** und **Fig. 7**), sowie ein Streustrahlgitter mit einer Vielzahl von Gitterstegen zur Reduzierung des Einfallsgestreuter Röntgenstrahlung aufweisen. Erfindungsgemäß weist die Kathode anodenpixelgrößenbezogene Aussparungen auf, um Unterschiede im Verlauf der elektrischen Potentiallinien im Halbleiter aufgrund von unterschiedlich einfallender Röntgenstrahlung auszugleichen (siehe **Fig. 3**, **Fig. 6** und **Fig. 8**).

[0047] Die **Fig. 2** zeigt eine schematische, ausschnittsweise Querschnittsdarstellung eines bekannten Röntgenstrahlungsdetektors während des Einfalls von Röntgenstrahlung. Auf der von der Röntgenstrahlung abgewandten Seite des Halbleiters **1** ist die pixelierte Anode aufgebracht, wobei in dieser Darstellung lediglich die Subpixel **2** dargestellt sind. Die Subpixel **2** sind gruppenweise zu zählenden Pixeln zusammengefasst, welche zur Detektion verwendet werden. Die Pixel beziehungsweise die nicht-abgeschatteten Subpixel **2** sind jeweils in den freien Bereichen zwischen den Gitterstegen **5** angeordnet. Zwischen den Pixeln, also unterhalb der Gitterstege **5**, werden die Subpixel **2** durch die Gitterstege **5** von der Röntgenstrahlung abgeschattet und daher nicht zur Detektion verwendet. Diese abgeschatteten Subpixel **2** beabstanden und isolieren die zählenden Pixel (siehe zum Beispiel **Fig. 4**). Unter der Anode ist eine Detektorelektronik **4** angeordnet, welche in den hier gezeigten Ausführungsformen als ASIC ausgebildet ist.

[0048] Die Kathode **6** ist auf der gegenüberliegenden, der Röntgenstrahlung zugewandten Seite des Halbleiters **1** aufgebracht, wobei die Kathode **6** gemäß dem Stand der Technik als durchgehende, vollflächige Metallisierungsschicht ausgebildet ist. Die einfallende Röntgenstrahlung verursacht Krümmung des elektrischen Feldes beziehungsweise eine Krümmung der Potentiallinien E. Diese ist besonders ausgeprägt in den Bereichen unterhalb des hier gezeigten Gittersteiges **5** des Streustrahlgitters. Durch die Krümmung der Potentiallinien E kommt es zu einer lateralen Ladungsträgerwanderung und somit zu einer Drift im jeweils benachbarten Pixel.

[0049] Im Folgenden werden die erfindungsgemäßen Ausführungen des Röntgenstrahlungsdetektors mit strukturierter Kathode beschrieben. Der Grundaufbau entspricht dabei jeweils dem bekannten Röntgenstrahlungsdetektor gemäß der **Fig. 2**. Es wird daher lediglich auf die erfindungswesentlichen Details eingegangen. Gleiche Bauteile sind mit gleichen Bezugszeichen gekennzeichnet.

[0050] Die **Fig. 3** zeigt eine schematische, ausschnittsweise Querschnittsdarstellung eines erfindungsgemäßen Röntgenstrahlungsdetektors mit einer kachelförmigen Kathode in einer ersten Ausführungsform. Die kachelförmige Kathode umfasst eine Vielzahl von rechteckigen, periodisch angeordneten Kacheln **6a**. Die Aussparungen **6c** der Kathode sind demnach gitterförmig angeordnet und beabstanden die Kacheln **6a**. In dieser Ausführungsform sind die Aussparungen **6c** unterhalb der Gitterstege **5** angeordnet, also über den abgeschatteten Subpixeln **2**. Entsprechend sind die Kacheln **6a** über den zählenden Pixeln der Anode angeordnet (siehe **Fig. 4**).

[0051] Im Bereich unterhalb des hier gezeigten Gittersteiges **5** weisen die Potentiallinien E des elektrischen Feldes im Halbleiter **1** unter Röntgeneinstrahlung weniger Inhomogenitäten auf, als gemäß der in der **Fig. 2** gezeigten Situation. Die Potentiallinien E verlaufen hier annähernd parallel. Die Krümmungen der Potentiallinien E in den abgeschatteten Bereichen sind also ausgeglichen.

[0052] Oberhalb der Kacheln **6a** ist eine zusätzliche Leiterschicht **7** ausgebildet, welche die voneinander beabstandeten Kacheln **6a** elektrisch leitend verbindet, sodass diese mit einer einheitlichen Spannung beaufschlagt werden können. Die Spannungszuführung kann beispielsweise seitlich von den Detektorrändern aus erfolgen.

[0053] In der **Fig. 4** ist eine schematische, ausschnittsweise Draufsicht des Röntgenstrahlungsdetektors gemäß der **Fig. 3** gezeigt. Diese Ansicht zeigt vor allem die Pixelierung der Anode mit den abgeschatteten und nicht-abgeschatteten Subpixeln **2**. Die schraffiert dargestellten Kacheln **6a** der Kathode sind über den Pixeln der Anode angeordnet und gleich groß, während die Aussparungen **6c** unter den Gitterstegen **5** und über den nicht-zählenden, abgeschatteten Subpixeln **2** angeordnet sind. Mit anderen Worten ist der Mittelpunkt einer Kachel **6a** projektiv deckungsgleich zu dem Mittelpunkt eines freien Bereiches zwischen den Gitterstegen **5**. Zur besseren Übersicht ist auf eine Darstellung der Leiterschicht verzichtet.

[0054] Die **Fig. 5** zeigt eine schematische, ausschnittsweise Draufsicht des Röntgenstrahlungsdetektors mit einer kachelförmigen Kathode zwischen den Gitterstegen **5** des Streustrahlgitters in einer anderen Ausführungsform. Die einzelnen Kacheln **6a** der kachelförmigen Kathode sind hier mittels Verbindungsstege **8** elektrisch leitend miteinander verbunden. Zur besseren Übersicht ist auf eine Darstellung der Anode und des Halbleiters verzichtet.

[0055] In den **Fig. 6** und **Fig. 7** ist eine weitere Ausführungsform der strukturierten Kathode gezeigt. Die Aussparungen bilden hier eine gitterförmige Katho-

de **6b** aus. Die **Fig. 6** zeigt eine schematische Querschnittsdarstellung. Zu sehen ist, die Anordnung der Gitterstege der gitterförmigen Kathode **6b** unterhalb der Gitterstege **5** des Streustrahlgitters. Mit anderen Worten sind die Mittellinien des Streustrahlgitters und der gitterförmigen Kathode **6b** projektiv deckungsgleich. Die gitterförmige Kathode **6b** ist also über den abgeschatteten Subpixeln **2** und die Aussparungen sind über den zählenden Pixeln, wie in der Draufsicht der **Fig. 7**, dargestellt, angeordnet.

[0056] Die **Fig. 8** und **Fig. 9** zeigen eine weitere Ausführungsform der erfindungsgemäß strukturierten Kathode. Hier ist die Kathode sowohl gitter- als auch kachelförmig ausgebildet. Die Kacheln **6a** sind jeweils zwischen den Gitterstegen der gitterförmigen Kathode **6b** angeordnet, wobei die Kacheln **6a** und die gitterförmige Kathode **6b** jeweils voneinander beabstandet sind (siehe **Fig. 8**). Dabei ist die gitterförmige Kathode **6b** gemäß der **Fig. 6** unter den Gitterstegen **5** des Streustrahlgitters angeordnet und die Kacheln **6a** sind gemäß der **Fig. 3** in den nicht-abgeschatteten Bereichen zwischen den Gitterstegen **5** angeordnet:

Beide Kathoden sind mit unterschiedlichen Potentialen beaufschlagt. Um dies zu gewährleisten und um die Kathoden gegeneinander zu isolieren, ist auf der gitterförmigen Kathode **6b** eine zusätzliche Isolationsschicht **9** aufgebracht, welche diese Kathode von der mit den Kacheln **6a** elektrisch leitend verbundenen Leiterschicht **7** isoliert. Dies ist in der Draufsicht der **Fig. 9** gezeigt. Die Spannungszuführung der Kacheln **6a** erfolgt über die zusätzliche Leiterschicht **7** von der Seite des Detektors aus, ebenso wie die Spannungszuführung der gitterförmigen Kathode **6b**.

[0057] Obwohl die Erfindung im Detail durch das bevorzugte Ausführungsbeispiel näher illustriert und beschrieben wurde, so ist die Erfindung nicht durch die offenbarten Beispiele eingeschränkt und andere Variationen können vom Fachmann hieraus abgeleitet werden, ohne den Schutzzumfang der Erfindung zu verlassen.

ZITATE ENTHALTEN IN DER BESCHREIBUNG

Diese Liste der vom Anmelder aufgeführten Dokumente wurde automatisiert erzeugt und ist ausschließlich zur besseren Information des Lesers aufgenommen. Die Liste ist nicht Bestandteil der deutschen Patent- bzw. Gebrauchsmusteranmeldung. Das DPMA übernimmt keinerlei Haftung für etwaige Fehler oder Auslassungen.

Zitierte Patentliteratur

- WO 2008/108995 A1 [0010]
- WO 2012/035466 A2 [0011]

Patentansprüche

1. Direktkonvertierender Röntgenstrahlungsdetektor (C3, C5) zur Detektion von Röntgenstrahlung, insbesondere zur Verwendung in einem CT-System (C1), zumindest aufweisend:

- 1.1. einen zur Detektion von Röntgenstrahlung verwendeten Halbleiter (1),
- 1.2. eine auf einer Seite des Halbleiters (1) aufgebraachte Kathode (6) und eine auf einer gegenüberliegenden Seite aufgebraachte pixelierte Anode, wobei ein Pixel der Anode jeweils aus einer Gruppe von Subpixeln (2) gebildet wird, und
- 1.3. ein Streustrahlgitter zur Reduzierung des Einfalls gestreuter Röntgenstrahlung, **dadurch gekennzeichnet**, dass
- 1.4. die Kathode (6) anodenpixelgrößenbezogene Aussparungen (6c) aufweist, um Unterschiede im Verlauf der Potentiallinien (E) des elektrischen Feldes im Halbleiter (1) aufgrund von unterschiedlich einfallender Röntgenstrahlung auszugleichen.

2. Röntgenstrahlungsdetektor (C3, C5) gemäß dem voranstehenden Patentanspruch 1, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Aussparungen (6c) periodisch ausgebildet sind.

3. Röntgenstrahlungsdetektor (C3, C5) gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 1 oder 2, **dadurch gekennzeichnet**, dass durch die Aussparungen (6c) eine gitterförmige Kathode (6b) ausgebildet ist.

4. Röntgenstrahlungsdetektor (C3, C5) gemäß dem voranstehenden Patentanspruch 3, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Mittellinien der gitterförmigen Kathode (6b) projektiv deckungsgleich zu den Mittellinien des Streustrahlgitters angeordnet sind.

5. Röntgenstrahlungsdetektor (C3, C5) gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 3 oder 4, **dadurch gekennzeichnet**, dass eine Aussparung (6c) der gitterförmigen Kathode (6b) eine Fläche aufweist, welche zumindest der Fläche mindestens eines Subpixels (2) der Anode entspricht.

6. Röntgenstrahlungsdetektor (C3, C5) gemäß dem voranstehenden Patentanspruch 5, **dadurch gekennzeichnet**, dass eine Aussparung (6c) der gitterförmigen Kathode (6b) eine Fläche aufweist, welche annähernd der Fläche eines Pixels der Anode entspricht.

7. Röntgenstrahlungsdetektor (C3, C5) gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 1 oder 2, **dadurch gekennzeichnet**, dass durch die Aussparungen (6c) eine kachelförmige Kathode mit einer Vielzahl von einzelnen Kacheln (6a) ausgebildet ist.

8. Röntgenstrahlungsdetektor (C3, C5) gemäß dem voranstehenden Patentanspruch 7, **dadurch gekennzeichnet**, dass der Mittelpunkt einer Kachel (6a) projektiv deckungsgleich zu dem Mittelpunkt eines freien Bereiches innerhalb des Streustrahlgitters ist.

9. Röntgenstrahlungsdetektor (C3, C5) gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 7 oder 8, **dadurch gekennzeichnet**, dass eine Kachel (6a) eine Fläche aufweist, welche zumindest der Fläche mindestens eines Subpixels (2) der Anode entspricht.

10. Röntgenstrahlungsdetektor (C3, C5) gemäß dem voranstehenden Patentanspruch 9, **dadurch gekennzeichnet**, dass eine Kachel (6a) eine Fläche aufweist, welche annähernd der Fläche eines Pixels der Anode entspricht

11. Röntgenstrahlungsdetektor (C3, C5) gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 7 bis 10, **dadurch gekennzeichnet**, dass eine zusätzliche Leiterschicht (7) vorgesehen ist, welche die Kacheln (6a) elektrisch miteinander verbindet.

12. Röntgenstrahlungsdetektor (C3, C5) gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 7 bis 10, **dadurch gekennzeichnet**, dass zwischen den Kacheln (6a) elektrisch leitende Verbindungsstege (8) ausgebildet sind.

13. Röntgenstrahlungsdetektor (C3, C5) gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 1 bis 12, **dadurch gekennzeichnet**, dass durch die Aussparungen (6c) sowohl eine gitterförmige Kathode (6b) als auch eine kachelförmige Kathode (6a) ausgebildet sind, wobei die gitterförmige Kathode (6b) und die kachelförmige Kathode (6a) mit unterschiedlichen Spannungen beaufschlagt sind.

14. Röntgenstrahlungsdetektor (C3, C5) gemäß dem voranstehenden Patentanspruch 13, **dadurch gekennzeichnet**, dass auf die gitterförmige Kathode (6b) eine Isolationsschicht (9) aufgebracht ist.

15. CT-System (C1), aufweisend einen direktkonvertierenden Röntgenstrahlungsdetektor (C3, C5) gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 1 bis 14.

Es folgen 6 Seiten Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

FIG 1

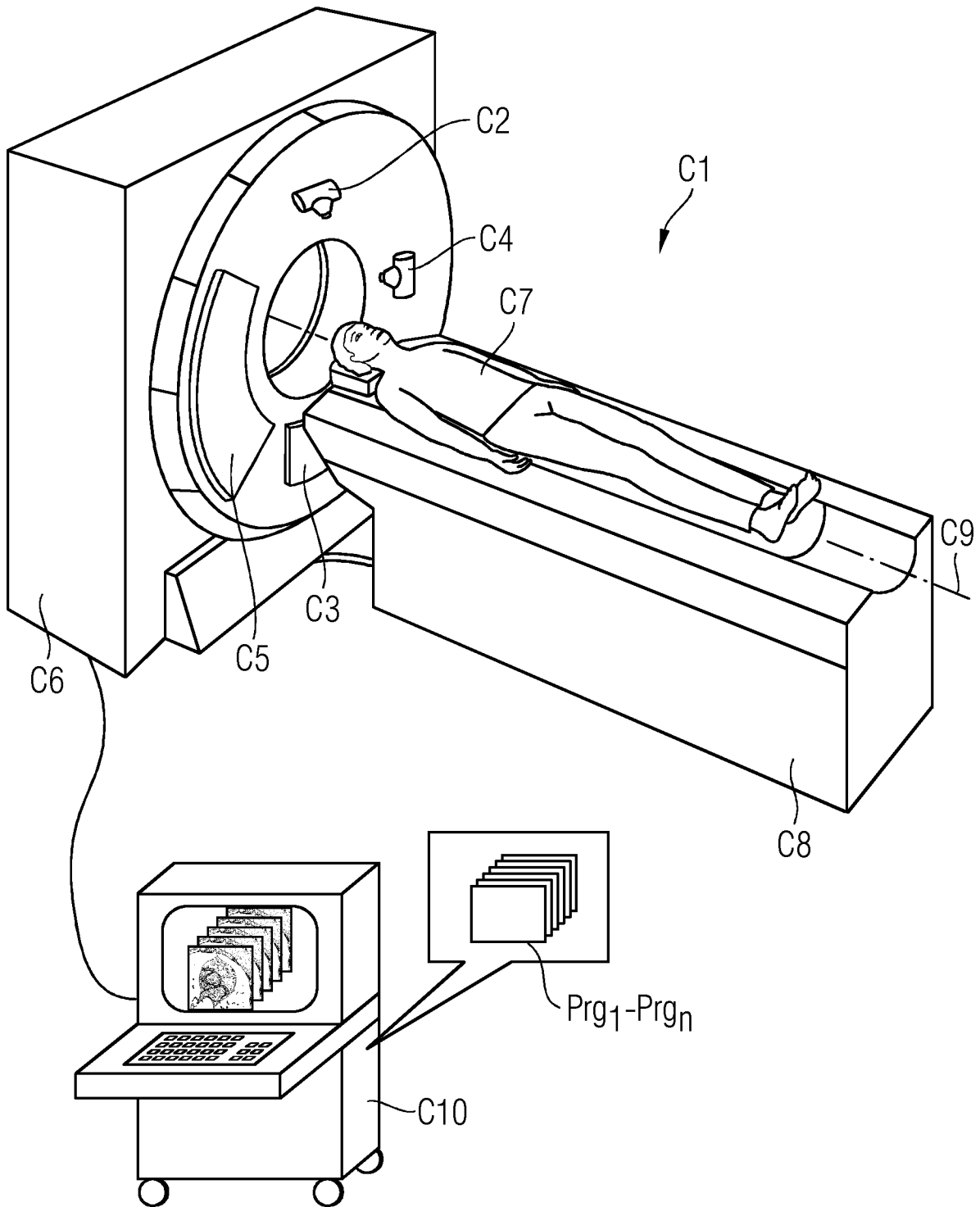


FIG 2
Stand der Technik

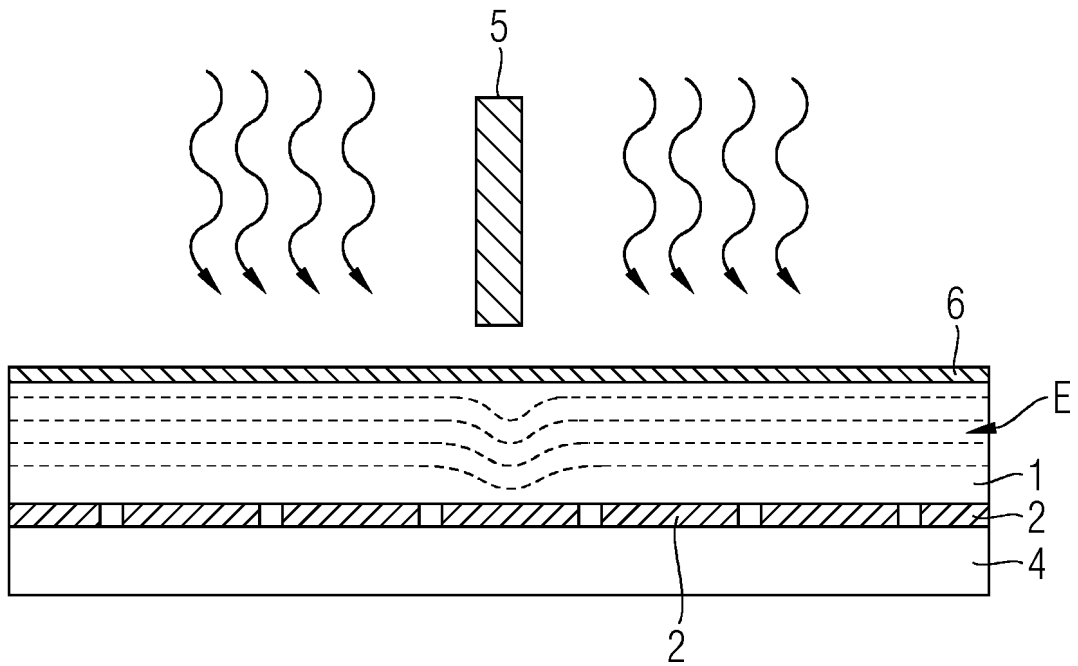


FIG 3

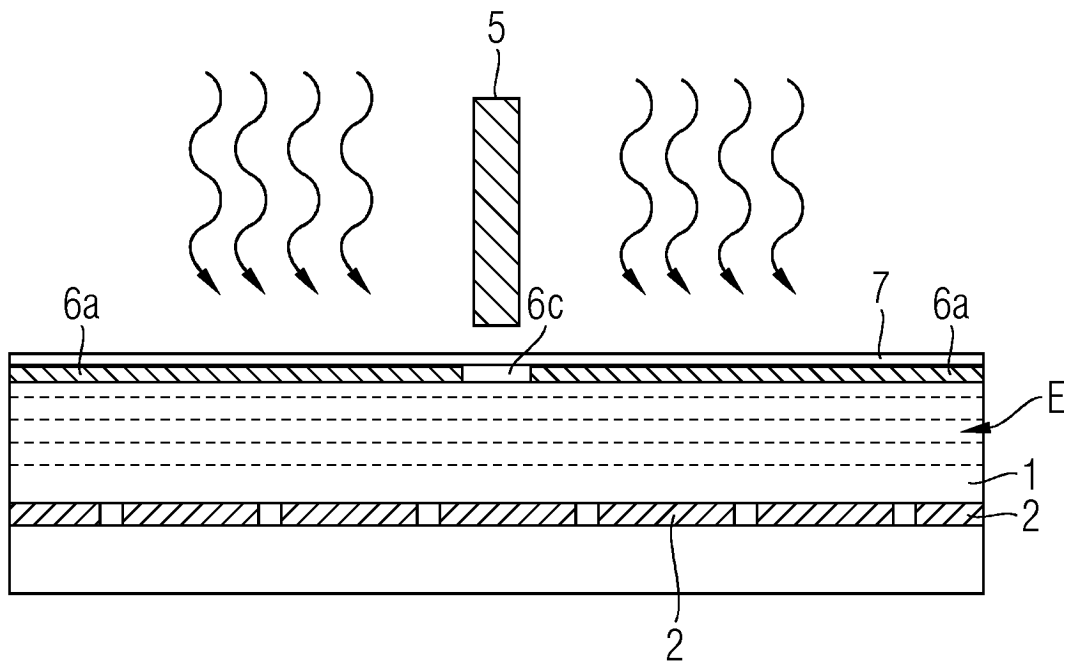


FIG 4

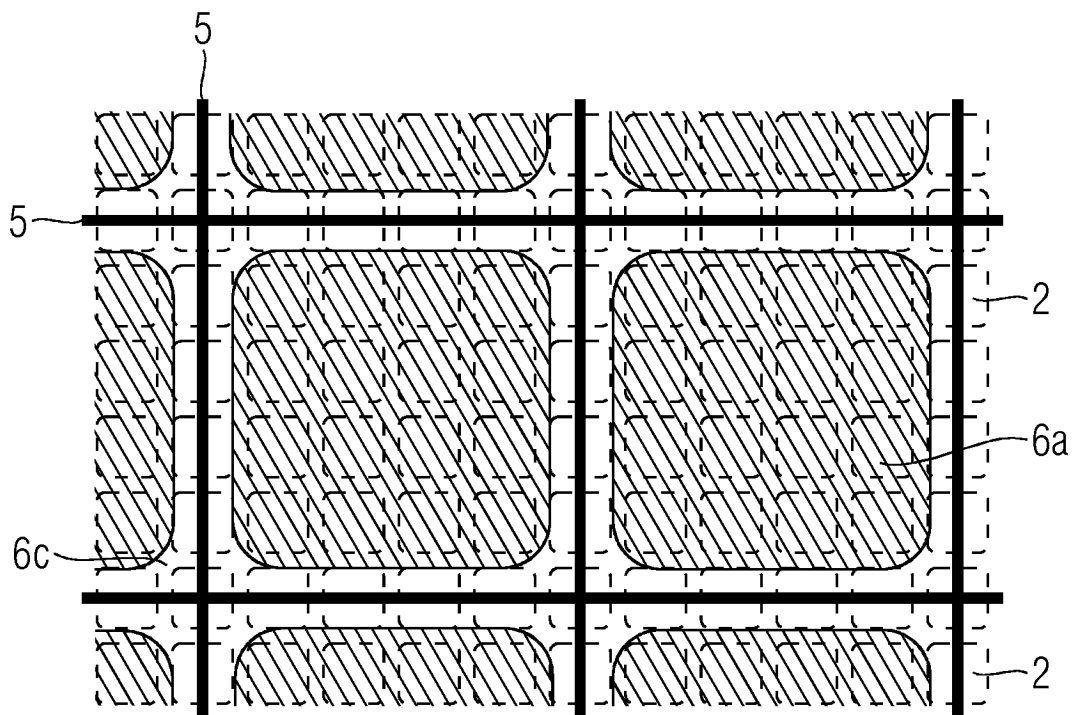


FIG 5

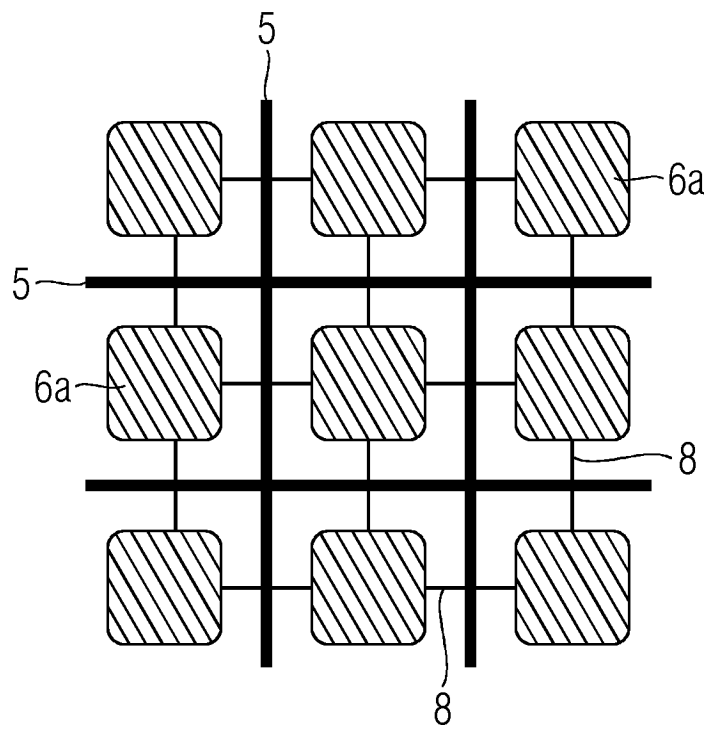


FIG 6

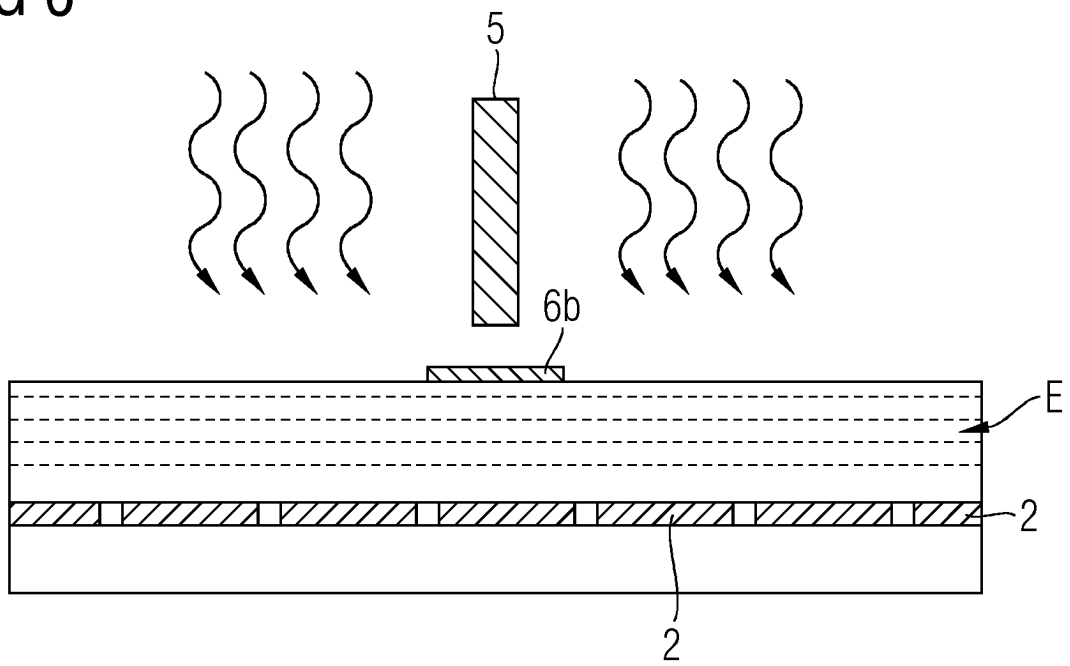


FIG 7

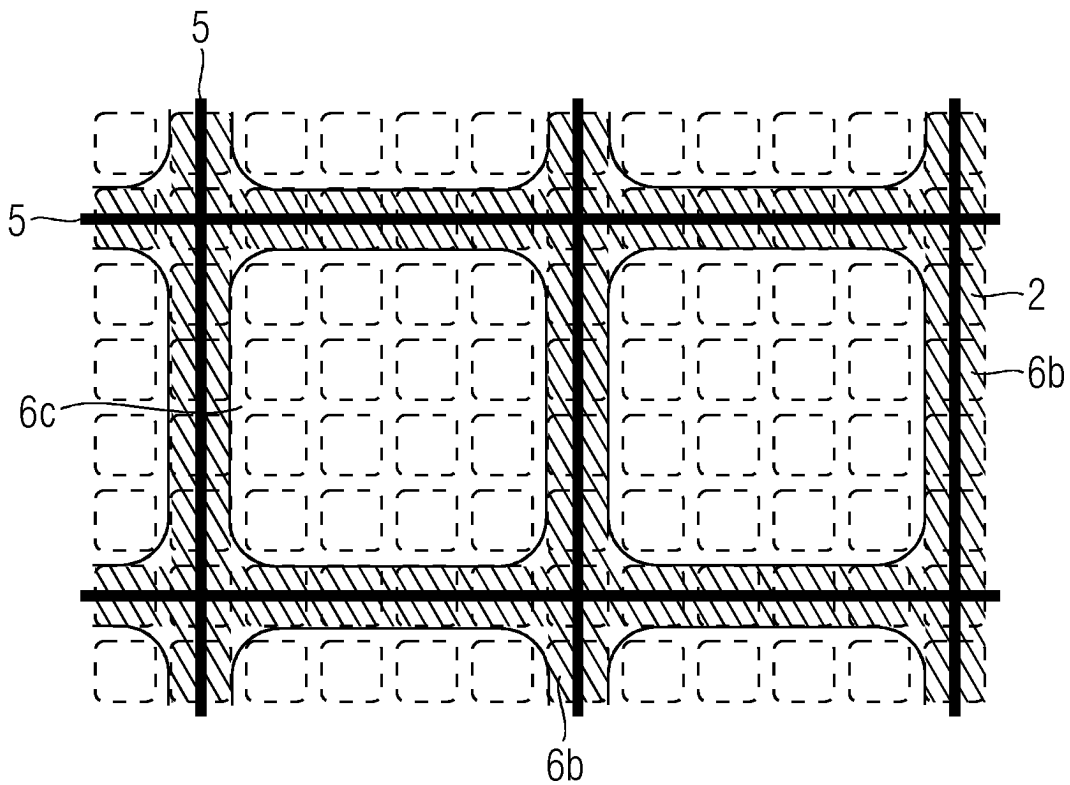


FIG 8

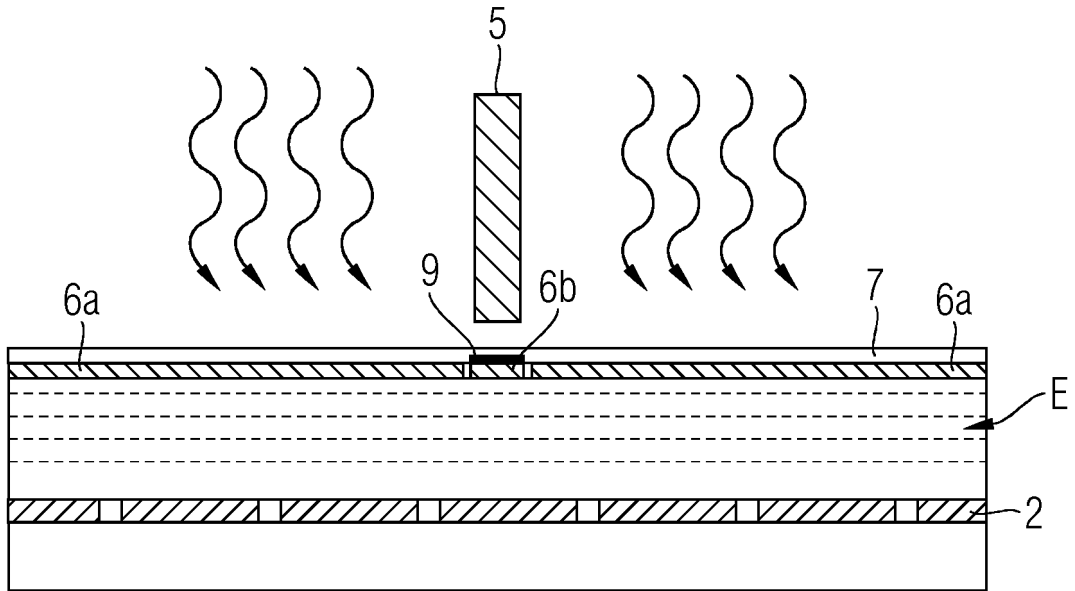


FIG 9

