

(12) NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES
PATENTWESENS (PCT) VERÖFFENTLICHTE INTERNATIONALE ANMELDUNG

(19) Weltorganisation für geistiges
Eigentum

Internationales Büro

(43) Internationales
Veröffentlichungsdatum
13. Dezember 2012 (13.12.2012)



(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2012/168218 A2

(51) Internationale Patentklassifikation:
G01T 1/20 (2006.01)

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2012/060564

(22) Internationales Anmeldedatum:
5. Juni 2012 (05.06.2012)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:
10 2011 077 058.5 7. Juni 2011 (07.06.2011) DE

(71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme
von US): **SIEMENS AKTIENGESELLSCHAFT**
[DE/DE]; Wittelsbacherplatz 2, 80333 München (DE).

(72) Erfinder; und

(75) Erfinder/Anmelder (nur für US): **HEDLER, Harry**
[DE/DE]; Jahnstraße 8, 82110 Germering (DE).
HUGHES, Timothy [GB/DE]; Heiligenlohstr. 5, 91056
Erlangen (DE). **SPAHN, Martin** [DE/DE]; Spardorfer
Straße 39a, 91054 Erlangen (DE). **WIRTH, Stefan**
[DE/DE]; Beim Drudenbaum 18, 91056 Erlangen (DE).

(74) Gemeinsamer Vertreter: **SIEMENS**
AKTIENGESELLSCHAFT; Postfach 22 16 34, 80506
München (DE).

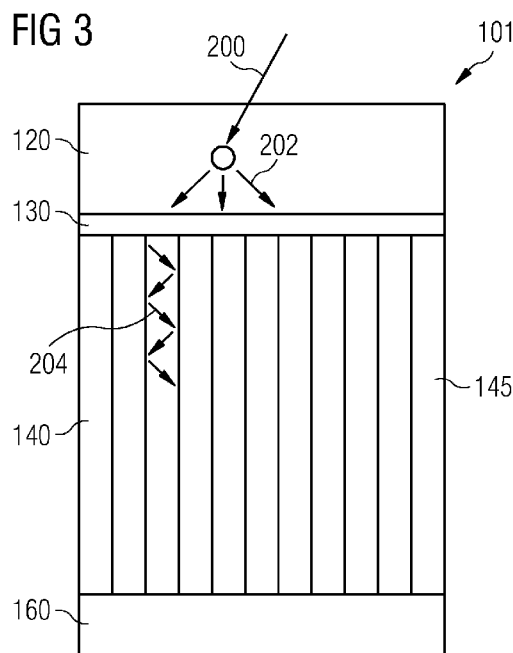
(81) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für
jede verfügbare nationale Schutzrechtsart): AE, AG, AL,
AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY,
BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM,
DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT,
HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP,
KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD,
ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI,
NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW,
SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM,
TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM,
ZW.

(84) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für
jede verfügbare regionale Schutzrechtsart): ARIPO (BW,
GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ,
TZ, UG, ZM, ZW), eurasisches (AM, AZ, BY, KG, KZ,
RU, TJ, TM), europäisches (AL, AT, BE, BG, CH, CY,
CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT,

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: RADIATION DETECTOR AND IMAGING SYSTEM

(54) Bezeichnung : STRAHLUNGSDETEKTOR UND BILDGEBENDES SYSTEM



(57) Abstract: The invention relates to a radiation detector (100; 101) which comprises a scintillator (120) for producing electromagnetic radiation (202) under the effect of incident radiation (200), a photocathode (130; 131; 132) for producing electrons (204) under the effect of the electromagnetic radiation (202) produced by the scintillator (120), a microchannel plate (140; 141; 142; 143; 144) having a plurality of channels (145; 155; 158) for multiplying the electrons (204) produced by the photocathode (130; 131; 132), and a detection device (160) for detecting the electrons (204) multiplied by the microchannel plate (140; 141; 142; 143; 144). The invention further relates to an imaging system (110) which comprises said radiation detector (100; 101).

(57) Zusammenfassung: Die Erfindung betrifft einen Strahlungsdetektor (100; 101), aufweisend einen Szintillator (120) zum Erzeugen einer elektromagnetischen Strahlung (202) unter Einwirkung einer einfallenden Strahlung (200), eine Photokathode (130; 131; 132) zum Erzeugen von Elektronen (204) unter Einwirkung der von dem Szintillator (120) erzeugten elektromagnetischen Strahlung (202), eine Mikrokanalplatte (140; 141; 142; 143; 144) mit einer Mehrzahl an Kanälen (145; 155; 158) zum Vervielfachen der von der Photokathode (130; 131; 132) erzeugten Elektronen (204), und eine Erfassungseinrichtung (160) zum Erfassen der mit der Mikrokanalplatte (140; 141; 142; 143; 144) vervielfachten Elektronen (204). Die Erfindung betrifft des Weiteren ein bildgebendes System (110) umfassend einen solchen Strahlungsdetektor (100; 101).



LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS,
SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM,
GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Veröffentlicht:

— *ohne internationalen Recherchenbericht und erneut zu
veröffentlichen nach Erhalt des Berichts (Regel 48 Absatz
2 Buchstabe g)*

Beschreibung

Strahlungsdetektor und bildgebendes System

5 Die vorliegende Erfindung betrifft einen Strahlungsdetektor, mit dessen Hilfe eine elektromagnetische Strahlung, insbesondere Röntgen- bzw. Gammastrahlung, erfasst werden kann. Die Erfindung betrifft des Weiteren ein bildgebendes System, umfassend einen solchen Strahlungsdetektor.

10

Bildgebende Systeme der Medizintechnik spielen heutzutage eine zunehmend bedeutende Rolle. Derartige Systeme werden dazu eingesetzt, zwei- oder dreidimensionale Bilddaten von Organen und Strukturen des menschlichen Körpers zu erzeugen, was zum Beispiel zur Diagnose von Krankheitsursachen, zur Durchführung von Operationen und zur Vorbereitung therapeutischer Maßnahmen herangezogen werden kann. Die Bilddaten können auf der Grundlage von Messsignalen erzeugt werden, welche mit Hilfe eines Strahlungsdetektors gewonnen werden.

20

Dies ist zum Beispiel der Fall bei Röntgen- und Computertomographie-Systemen (CT). Bei derartigen Systemen wird der Körper bzw. ein Körperabschnitt eines zu untersuchenden Patienten mittels Röntgenstrahlung durchstrahlt, welche von einer Strahlungsquelle erzeugt wird. Der nicht absorbierte, transmittierte Strahlungsanteil wird mit einem Detektor erfasst.

Ein weiteres Beispiel ist eine Bilderzeugung mit Hilfe von Radionukliden, wie sie bei Positronen-Emissions-Tomographie-Systemen (PET) und Single-Photon-Emissions-Computer-Tomographie-Systemen (SPECT) zum Einsatz kommt. Hierbei wird dem zu untersuchenden Patienten ein Radiopharmakon injiziert, welches entweder direkt (SPECT) oder indirekt (PET) durch Emission von Positronen Gamma-Quanten erzeugt. Die Gamma-Strahlung wird mit einem entsprechenden Strahlungsdetektor erfasst.

35

Detektoren, welche zum energieaufgelösten Erfassen bzw. „Zählen“ von Strahlungsquanten einsetzbar sind, können nach unterschiedlichen Messprinzipien arbeiten. Eine Strahlungserfassung kann entweder auf direkte Weise, d.h. durch direkte
5 Umwandlung der Strahlungsenergie in elektrische Energie, oder auf indirekte Weise erfolgen. Bei der letztgenannten Variante kommt in der Regel ein sogenannter Szintillator zum Einsatz, welcher unter Einwirkung einer zu detektierenden Strahlung angeregt wird und die Anregungsenergie unter Aussendung einer
10 niederenergetischeren elektromagnetischen Strahlung wieder abgibt. Lediglich die von dem Szintillator ausgesendete Strahlung wird hierbei in elektrische Messsignale umgesetzt. Im medizinischen Bereich verwendete und gemäß diesen Messprinzipien arbeitende, flächig aufgebaute Detektoren (sogenannte „Flachdetektoren“) sind zum Beispiel in M. Spahn,
15 „Flat detectors and their clinical applications“, Eur Radiol (2005), 15: 1934 - 1947, beschrieben.

Das Umsetzen der von einem Szintillator ausgehenden Strahlung
20 in ein elektrisches Signal kann auf unterschiedliche Art und Weise erfolgen. Ein gängiges Konzept ist der Einsatz eines sogenannten Silizium-Photomultipliers („SiPM“). Hierbei handelt es sich um eine auf einem gemeinsamen Substrat ausgebildete Matrix-Anordnung aus Lawinenphotodioden („avalanche photodiode“, APD).
25 Bei diesen Dioden werden durch einfallende Photonen Ladungsträger bzw. Elektronen erzeugt, welche lawinenartig vervielfacht werden. Jede Photodiode ist mit einem Widerstand (sogenannter „quenching resistor“) verbunden, und wird üblicherweise im sogenannten Geigermodus oberhalb der
30 Durchbruchspannung betrieben. Ein üblicher Silizium-Photomultiplier kann bis zu 1000 Photodioden pro mm² Fläche umfassen, wobei die einzelnen Photodioden Abmessungen im Bereich zwischen 20 und 100 µm aufweisen können.

35 Ein Nachteil von Silizium-Photomultipliern besteht darin, dass nur ein Teil der für die Bestrahlung zur Verfügung stehenden Gesamtfläche als sensitive bzw. „aktive“ Fläche ge-

nutzt werden kann. Ursache hierfür ist, dass zwischen den aktiven bzw. strahlungssensitiven Bereichen auch insensitive Bereiche existieren, in welchen Widerstände und Signalleitungen bzw. Verdrahtungsstrukturen angeordnet sind. Ein Silizium-Photomultiplier weist daher ein relativ geringes Verhältnis aus aktiver Fläche zu (bestrahlter) Gesamtfläche auf, welches auch als „Füllfaktor“ bezeichnet wird. Typischerweise liegt der Füllfaktor eines Silizium-Photomultipliers bei nur etwa 60%. Der Einsatz von Silizium-Photomultipliern hat folglich eine Beeinträchtigung des Wirkungsgrades der zugehörigen Strahlungsdetektoren zur Folge.

Von Nachteil ist des Weiteren ein im Betrieb von Silizium-Photomultipliern auftretendes Rauschen, welches den eigentlichen Messsignalen überlagert ist. Dies führt dazu, dass eine genaue Messung insbesondere bei Vorliegen einer geringen Strahlungsintensität beeinträchtigt sein kann. Auch weisen Silizium-Photomultiplier eine relativ hohe Dunkelrate bzw. Dunkelzählung („dark count“) auf, d.h. das auch ohne Bestrahlung eine Signalerzeugung stattfindet.

Zur Bildverstärkung und zur Elektronenvervielfachung ist ferner der Einsatz von sogenannten Mikrokanalplatten („micro channel plate“, MCP) bekannt, welche eine Vielzahl an Kanälen aufweisen. Im Betrieb wird eine längs der Kanäle anliegende elektrische Spannung erzeugt, wodurch eintretende Elektronen innerhalb der Kanäle beschleunigt und durch Stöße mit den Kanalwänden vervielfacht werden können. Eine Verwendung einer Mikrokanalplatte in Zusammenhang mit einem Bildverstärker ist beispielsweise in US 2009/0256063 A1 beschrieben.

Die Aufgabe der vorliegenden Erfindung besteht darin, eine Lösung für eine verbesserte Strahlungserfassung im medizinischen Bereich anzugeben.

Diese Aufgabe wird durch einen Strahlungsdetektor gemäß Anspruch 1 und durch ein bildgebendes System gemäß Anspruch 12

gelöst. Weitere vorteilhafte Ausführungsformen der Erfindung sind in den abhängigen Ansprüchen angegeben.

Erfindungsgemäß wird ein Strahlungsdetektor vorgeschlagen,
5 welcher einen Szintillator zum Erzeugen einer elektromagnetischen Strahlung unter Einwirkung einer einfallenden Strahlung und eine Photokathode zum Erzeugen von Elektronen unter Einwirkung der von dem Szintillator erzeugten elektromagnetischen Strahlung aufweist. Der Strahlungsdetektor weist des
10 Weiteren eine Mikrokanalplatte mit einer Mehrzahl an Kanälen zum Vervielfachen der von der Photokathode erzeugten Elektronen und eine Erfassungseinrichtung zum Erfassen der mit der Mikrokanalplatte vervielfachten Elektronen auf.

15 Im Betrieb des Strahlungsdetektors wird der Szintillator unter Einwirkung einer zu detektierenden einfallenden Strahlung (insbesondere Röntgen- oder Gammastrahlung) angeregt, und gibt die Anregungsenergie unter Aussendung einer entsprechenden elektromagnetischen Strahlung (insbesondere sichtbares
20 oder ultraviolette Licht) wieder ab. Die von dem Szintillator ausgesendete Strahlung führt in der Photokathode zur photoelektrischen Erzeugung und Emission von Elektronen (Photo- bzw. Primärelektronen), welche in den Kanälen der Mikrokanalplatte beschleunigt werden und dabei (mehrfach) an deren Kanalwände unter Freisetzen weiterer Elektronen (Sekundärelektronen) anstoßen können. Auch die weiteren Elektronen können
25 innerhalb der Kanäle beschleunigt werden, und durch Wandstöße sukzessiv weitere Elektronen herauslösen. Die auf diese Weise vervielfachten Elektronen werden mit der Erfassungseinrichtung erfasst, wobei ein entsprechendes Ausgangssignal erzeugt werden kann.
30

Der gemäß dieser Prozesskette arbeitende Strahlungsdetektor kann ein (relativ) lineares Detektionsverhalten aufweisen,
35 d.h. dass die Anzahl bzw. Gesamtladung der mit der Erfassungseinrichtung erfassten Elektronen (im Wesentlichen) proportional ist zu der in dem Szintillator deponierten Energie

eines zugehörigen Strahlungsquants. Von Vorteil ist ferner, dass der Strahlungsdetektor gegenüber einem herkömmlichen Detektor mit Silizium-Photomultiplier ein (wesentlich) geringeres Rauschen sowie eine geringere Dunkelrate aufweisen kann.

5 Dies ist darauf zurückzuführen, dass ohne Strahlung des Szintillators keine Elektronen in der Photokathode erzeugt werden, und infolgedessen (im Wesentlichen) keine Elektronenvervielfachung in der Mikrokanalplatte stattfindet.

10 Der Strahlungsdetektor kann darüber hinaus auf einfache, kostengünstige Weise und mit kompakten Abmessungen hergestellt werden. Auch kann die zur Elektronenvervielfachung eingesetzte Mikrokanalplatte mit einer hohen Porosität ausgebildet werden, wodurch die Mikrokanalplatte einen hohen Füllfaktor
15 (Verhältnis aus aktiver Fläche zu Gesamtfläche), und infolgedessen der Strahlungsdetektor eine hohe Effizienz bzw. einen hohen Wirkungsgrad besitzt. Der Füllfaktor der Mikrokanalplatte kann hierbei (wesentlich) höher sein als bei einem herkömmlichen Silizium-Photomultiplier.

20

Ein „aktivierter“ Kanal der Mikrokanalplatte, in welchem eine Sekundärelektronenvervielfachung stattfindet bzw. stattgefunden hat, steht zwar zunächst für eine gewisse Zeitdauer, auch als „Totzeit“ bezeichnet, nicht zur Vervielfachung eines weiteren von der Photokathode kommenden Photoelektrons zur Verfügung. Ursache hierfür ist, dass das Freisetzen von Elektronen im Zuge der Elektronenvervielfachung ein erneutes Aufladen des betreffenden Kanals erfordert. Bei einer hohen Porosität bzw. einer hohen Anzahl an Kanälen mit kleinen lateralen Abmessungen und kleinen Abständen kann dieser Effekt jedoch vernachlässigt werden, da die Wahrscheinlichkeit des Eintretens eines Elektrons in einen aktivierten Kanal sehr gering ist.

35 In einer bevorzugten Ausführungsform des Strahlungsdetektors sind der Szintillator, die Photokathode, die Mikrokanalplatte und die Erfassungseinrichtung übereinander angeordnet. Hier-

durch kann ein besonders kompakter Aufbau des Strahlungsdetektors verwirklicht werden.

In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform ist die Photokathode auf einer Seite der Mikrokanalplatte angeordnet, welche dem Szintillator gegenüberliegt. Die Photokathode weist ferner Öffnungen auf, über welche Kanäle der Mikrokanalplatte freigelegt sind. In dieser Ausgestaltung stellt die Photokathode eine reflektiv arbeitende, sogenannte Reflexionsphotokathode dar, welche Elektronen von derjenigen Seite emittiert, auf welcher die von dem Szintillator kommende elektromagnetische Strahlung auftrifft. Die von der Photokathode emittierten Elektronen können über die Öffnungen der Photokathode in die Kanäle der Mikrokanalplatte gelangen, und hier weitere Elektronen erzeugen bzw. freisetzen. Bei einer solchen reflektiven Funktionsweise kann die Photokathode eine relativ große Dicke bzw. Schichtdicke aufweisen. Hiermit verbunden ist eine hohe Effizienz bei der mittels der Photokathode verwirklichten Umsetzung der von dem Szintillator kommenden elektromagnetischen Strahlung in Elektronen.

In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform weist die Mikrokanalplatte an der dem Szintillator gegenüberliegenden Seite Erhebungen zwischen den Kanälen auf, welche eine sich in Richtung des Szintillators verkleinernde bzw. verjüngende Form aufweisen. Auf dieser Seite ist auch die reflektiv arbeitende Photokathode des Strahlungsdetektors angeordnet. Aufgrund der Erhebungen weist die Photokathode eine relativ große Oberfläche auf, wodurch eine effiziente Umsetzung der Strahlung des Szintillators in Elektronen weiter begünstigt wird.

In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform ist vorgesehen, dass die Mikrokanalplatte ein Halbleitermaterial, vorzugsweise Silizium, aufweist. Insbesondere bei Verwendung von Silizium kann erzielt werden, dass die Zeitdauer für das Wiederaufladen eines im Zuge einer Elektronenvervielfachung entla-

denen Kanals relativ klein ist. Auch kann die Mikrokanalplatte auf einfache Weise, insbesondere mit Hilfe eines lithographischen Strukturierungs- und Ätzverfahrens, hergestellt werden. Neben einem Halbleitermaterial bzw. Silizium kann die Mikrokanalplatte zusätzlich auch weitere Materialien umfassen. Insbesondere kann vorgesehen sein, innerhalb der Kanäle eine Beschichtung mit hoher Sekundärelektronenemission auszubilden.

Die hohe Schmelztemperatur von Silizium (ca. 1420 °C) bietet im Hinblick auf die oben beschriebene direkte Anordnung der Photokathode auf der Mikrokanalplatte des Weiteren die Möglichkeit, die Photokathode mit Hilfe von Hochtemperaturtechniken auszubilden. Hierdurch stehen eine Vielzahl unterschiedlicher Materialien für die Photokathode zur Verfügung. Desgleichen können auch für den Szintillator eine Vielzahl unterschiedlicher Szintillatormaterialien in Betracht kommen, wobei abhängig von dem jeweils gewählten Szintillatormaterial (bzw. von der Wellenlänge bzw. dem Wellenlängenbereich der jeweils erzeugten Szintillationsstrahlung) eine hieran angepasste Photokathode vorgesehen werden kann.

In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform sind die Kanäle der Mikrokanalplatte verkippt gegenüber einer Normale einer durch die Mikrokanalplatte vorgegebenen Ebene angeordnet. Hierdurch kann erzielt werden, dass die von der Photokathode kommenden Elektronen zuverlässig und insbesondere unabhängig von deren Eintrittswinkel beim Eintreten in die Kanäle mehrfach an die Kanalwände anstoßen und Elektronen freisetzen können. Hiermit verbunden ist eine hohe Zuverlässigkeit und Homogenität der Elektronenvervielfachung.

In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform weist die Mikrokanalplatte zusätzlich wenigstens eine innerhalb der Mikrokanalplatte angeordnete Elektrode zur Elektronenvervielfachung auf. Durch eine solche Elektrode, für welche ein Material mit hoher Sekundärelektronenemission vorgesehen werden

kann, kann das Freisetzen zusätzlicher Elektronen bewirkt werden.

Die zum Erfassen der mit der Mikrokanalplatte vervielfachten
5 Elektronen eingesetzte Erfassungseinrichtung weist vorzugsweise eine Mehrzahl an Elektroden auf. Auf diese Weise ist die Möglichkeit gegeben, nicht nur die Energie eines mit dem Szintillator wechselwirkenden Strahlungsquants, sondern auch den Ort der Wechselwirkung zu erfassen. Dabei kann vorgesehen
10 sein, dass eine einzelne Elektrode der Erfassungseinrichtung jeweils einer Anzahl an Kanälen der Mikrokanalplatte zugeordnet ist, und daher zum „Aufsammeln“ bzw. „Auffangen“ der hier vervielfachten Elektronen eingesetzt wird.

15 In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform ist die Erfassungseinrichtung in Form einer anwendungsspezifischen integrierten Schaltung ausgebildet. Hierdurch kann eine Verarbeitung bzw. Teilauswertung eines auf den erfassten Elektronen basierenden Messsignals bereits an Ort und Stelle der Erfassungseinrichtung erfolgen.
20

In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform weist der Strahlungsdetektor weiter ein zwischen dem Szintillator und der Mikrokanalplatte angeordnetes Zwischenverbindungselement
25 auf, welches durchlässig ist für die von dem Szintillator erzeugte elektromagnetische Strahlung. Ein solches Zwischenverbindungselement, welches als Eingangs- bzw. Eintrittsfenster dient, kann zum Abdichten bzw. Verschließen einer Seite der Mikrokanalplatte, und damit zum Bereitstellen eines die Bewegung der Elektronen in den Kanälen ermöglichenden Vakuums
30 eingesetzt werden.

Bei Verwendung eines solchen Zwischenverbindungselements besteht gemäß einer weiteren Ausführungsform die Möglichkeit,
35 die Photokathode auf einer der Mikrokanalplatte gegenüberliegenden Seite des Zwischenverbindungselements anzuordnen. In dieser Ausgestaltung stellt die Photokathode eine semitrans-

parente Photokathode bzw. eine Transmissionsphotokathode dar, welche transmittiv arbeitet. Dabei werden die Elektronen von derjenigen Seite der Photokathode emittiert, welche entgegengesetzt ist zu der bestrahlten Seite.

5

Erfindungsgemäß wird des Weiteren ein bildgebendes System vorgeschlagen, welches einen Strahlungsdetektor gemäß einer der vorstehend beschriebenen Ausführungsformen umfasst, und bei welchem daher ebenfalls die oben beschriebenen Vorteile zu Tage treten können. Ein solches bildgebendes System kann zum Beispiel ein Röntgen- bzw. Computertomographie-System, oder auch ein Positronen-Emissions-Tomographie- oder ein Single-Photon-Emissions-Computer-Tomographie-System sein. Im Hinblick auf derartige bildgebende Systeme kann vorgesehen sein, dass der oben beschriebene Detektoraufbau aus Szintillator, Photokathode, Mikrokanalplatte und Erfassungseinrichtung jeweils ein einzelnes Detektorelement bzw. einen „Pixel“ eines zugehörigen Detektors darstellt, und dass eine Vielzahl derartiger Detektorelemente bzw. „Pixel“ insbesondere flächig und/oder (teil-)kreisförmig nebeneinander angeordnet sind.

Die oben beschriebenen Eigenschaften, Merkmale und Vorteile der Erfindung sowie die Art und Weise, wie diese erreicht werden, werden klarer und deutlicher verständlich im Zusammenhang mit der folgenden Beschreibung von Ausführungsbeispielen, die im Zusammenhang mit den Zeichnungen näher erläutert werden. Es zeigen:

Figur 1 eine schematische Darstellung eines Röntgensystems;

30

Figur 2 eine schematische perspektivische Darstellung eines Detektorelements;

Figur 3 eine schematische seitliche Darstellung des Detektorelements mit einer Veranschaulichung von dessen Funktionsweise;

35

Figur 4 eine schematische Draufsicht auf das Detektorelement;

Figur 5 eine schematische seitliche Darstellung eines Detektorelements mit einer Mikrokanalplatte, welche verkippt angeordnete Kanäle aufweist;

Figur 6 eine schematische Darstellung eines Detektorelements mit einer auf einer Mikrokanalplatte angeordneten Photokathodenschicht;

Figur 7 eine schematische seitliche Darstellung eines Detektorelements mit einer innerhalb einer Mikrokanalplatte angeordneten Elektrodenschicht;

Figur 8 eine schematische seitliche Darstellung von Komponenten eines weiteren Detektorelements;

Figur 9 eine schematische seitliche Darstellung eines Detektorelements, welches aus den in Figur 8 dargestellten Komponenten aufgebaut ist;

Figur 10 eine schematische seitliche Darstellung von Komponenten eines weiteren Detektorelements; und

Figur 11 eine schematische seitliche Darstellung eines Detektorelements, welches aus den in Figur 10 gezeigten Komponenten aufgebaut ist.

Anhand der folgenden Figuren werden Ausführungsformen eines Detektors bzw. Detektorelements beschrieben, mit dessen Hilfe eine elektromagnetische Strahlung, insbesondere eine hochenergetische Strahlung wie Röntgen- bzw. Gammastrahlung, erfasst werden kann. Zur Herstellung der beschriebenen Ausführungsformen können aus dem Gebiet der Halbleiter- und Detektortechnik bekannte Verfahrensprozesse durchgeführt werden sowie übliche Materialien zum Einsatz kommen, so dass hierauf

nur teilweise eingegangen wird. Auch kann das Verbinden von Detektorkomponenten mit Hilfe von üblichen Verbindungs- bzw. Bondverfahren erfolgen.

5 Das hier beschriebene Detektorkonzept ist für den Einsatz in Zusammenhang mit bildgebenden Systemen der Medizintechnik vorgesehen. Bei derartigen Systemen werden basierend auf Messsignalen, welche mit Hilfe eines entsprechenden Strahlungsdetektors gewonnen werden, zwei- oder dreidimensionale
10 Bilddaten von Organen und Strukturen des menschlichen Körpers erzeugt.

Zur beispielhaften Veranschaulichung ist in Figur 1 ein Röntgensystem 110 dargestellt, welches für die diagnostische und
15 interventionelle Bildgebung eingesetzt werden kann. Das Röntgensystem 110 umfasst eine Strahlungsquelle 111 zum Aussenden einer Röntgenstrahlung („Röntgenstrahler“), und einen dazugehörigen, flächig aufgebauten Detektor 100 („Flachdetektor“) zum Erfassen der Strahlung. Strahlungsquelle 111 und Detektor
20 100 sind zueinander gegenüberliegend an den Enden einer C-förmigen Halteeinrichtung 112 angeordnet. Aufgrund dieser Ausgestaltung wird diese Anordnung auch als „C-Bogen“ oder „C-Arm“ bezeichnet.

25 Ein zu untersuchender Patient befindet sich auf einem Patientenlagerungstisch 117, und ist dabei zwischen Strahlungsquelle 111 und Detektor 100 angeordnet. Im Betrieb des Röntgensystems 110 wird der Körper bzw. ein Körperabschnitt des Patienten mit der von der Strahlungsquelle 111 erzeugten Röntgenstrahlung durchstrahlt, und wird der nicht absorbierte,
30 transmittierte Strahlungsanteil über den Detektor 100 erfasst.

Die Halteeinrichtung 112 ist des Weiteren an einem mit mehreren Achsen bzw. Gelenken versehenen Roboter 113 befestigt,
35 mit dessen Hilfe die Strahlungsquelle 111 und der Detektor 100 in eine gewünschte Position in Bezug auf den Patienten

gebracht werden können. Zur Steuerung des Röntgensystems 110 sowie zum Verarbeiten und/oder Auswerten von Messsignalen des Detektors 100, insbesondere zum Erzeugen der gewünschten Bilddaten, weist das Röntgensystem 110 des Weiteren eine
5 Steuer- bzw. Auswerteeinrichtung 114 auf. Diese ist mit einer entsprechenden Anzeigeeinrichtung bzw. einem Display verbunden, wie in Figur 1 angedeutet ist.

Neben dem Röntgensystem 110 von Figur 1 kann das nachstehend
10 beschriebene Detektorkonzept auch im Zusammenhang mit anderen, nicht dargestellten bildgebenden Systemen zum Einsatz kommen. In Betracht kommen beispielsweise Systeme mit einem Ringtunnel („gantry“), wie zum Beispiel ein Computertomographie-System (CT). Ein solches System kann einen kreisring-
15 oder kreiszylinderförmigen Detektor und eine rotierbare Röntgenquelle umfassen. Weitere Anwendungsbeispiele mit Ringtunnel sind Positronen-Emissions-Tomographie-Systeme (PET) und Single-Photon-Emissions-Computer-Tomographie-Systeme (SPECT). Hierbei wird dem zu untersuchenden Patienten ein Radiopharma-
20 kon injiziert, welches entweder direkt (SPECT) oder indirekt (PET) durch Emission von Positronen Gamma-Quanten erzeugt. Diese können ebenfalls mit einem kreisring- oder kreiszylinderförmigen Detektor erfasst werden.

Figur 2 zeigt eine schematische perspektivische Darstellung eines zum Detektieren von Strahlungsquanten einsetzbaren Detektorelements 101, welches auf einfache, kostengünstige Weise und mit kompakten Abmessungen herstellbar ist. Ein Strahlungsdetektor eines bildgebenden Systems, zum Beispiel der
30 Detektor 100 des Systems 110 von Figur 1, kann eine Vielzahl derartiger Detektorelemente 101 umfassen, wobei diese in Form von „Pixeln“ matrixartig nebeneinander angeordnet sein können. Hierbei können insbesondere flächige, aber auch kreisring- bzw. teilkreisringförmige Anordnungen vorliegen. Auf
35 der Grundlage der von den einzelnen Pixeln bzw. Detektorelementen 101 eines Detektors erzeugten Messsignale können die jeweils gewünschten Bilddaten erzeugt werden.

Das Detektorelement 101 weist eine Übereinanderanordnung aus einem Szintillator 120, einer Photokathode 130, einer Mikrokanalplatte 140 mit einer Vielzahl an pixelartig angeordneten
5 Mikrokanälen (vgl. die in Figur 3 angedeuteten Kanäle 145), und einer Erfassungseinrichtung 160 auf. Dabei dient der Szintillator 120 dazu, eine zu detektierende hochenergetische Strahlung in eine niederenergetische(re) Strahlung umzuwandeln, welche ihrerseits in der Photokathode 130 in Elektronen
10 umgesetzt wird. Die von der Photokathode 130 erzeugten Elektronen werden auf schnelle Weise in der Mikrokanalplatte 140 vervielfacht, und mit Hilfe der Erfassungseinrichtung 160 bzw. mit Hilfe einer oder mehreren hier vorgesehenen und als Anoden dienenden (Auslese-)Elektroden („readout pad“) aufge-
15 fangen und erfasst. Auf diese Funktionsweise wird weiter unten in Zusammenhang mit Figur 3 noch näher eingegangen.

Wie in Figur 2 dargestellt ist, können das Detektorelement 101 und dessen einzelnen Komponenten jeweils (im Wesentlichen) rechteckige bzw. quaderförmige Formen aufweisen. Auch
20 können die Komponenten des Detektorelements 101 (im Wesentlichen) übereinstimmende laterale Abmessungen besitzen. Anstelle der rechteckförmigen Außenabmessungen bzw. Quaderform(en) sind jedoch auch hiervon abweichende Geometrien möglich. In diesem Zusammenhang wird ferner darauf hingewiesen, dass die
25 in Figur 2, aber auch in den anderen Figuren dargestellten Komponenten und deren Abmessungen nicht maßstabsgetreu dargestellt sein können. Beispielsweise ist es möglich, dass der Szintillator 120 abweichend von Figur 2 eine wesentlich grö-
30 ßere Höhe besitzt, welche insbesondere die lateralen Abmessungen übersteigt, um eine hohe Absorption einer zu detektierenden einfallenden Strahlung zu erzielen.

Für das Detektorelement 101 können zum Beispiel laterale Ab-
35 messungen im Bereich von mehreren (beispielsweise 3x3) mm vorgesehen sein. Die Anordnung aus Erfassungseinrichtung 160, Mikrokanalplatte 140 und Photokathode 130 kann zum Beispiel

eine Höhe im Bereich von 1 mm, und der Szintillator 120 eine Höhe im Bereich von 20 bis 25 mm aufweisen. Diese und auch im Folgenden angeführte Zahlenangaben dienen lediglich zur beispielhaften Veranschaulichung, und können durch andere Werte ersetzt werden.

Eine Funktionsweise des Detektorelements 101 wird im Folgenden anhand der schematischen seitlichen Darstellung von Figur 3 näher erläutert. Das Detektorelement 101 bzw. dessen Szintillator 120 ist hierbei vorzugsweise der zu detektierenden Strahlung zugewandt, so dass die Strahlung über eine Vorderseite des Szintillators 120 (nach oben gerichtete Seite in Figur 3) in den Szintillator 120 eintreten bzw. eingekoppelt werden kann. Ein hochenergetisches einfallendes Strahlungsquant 200 (insbesondere Röntgenquant oder Gammaquant) der zu detektierenden Strahlung kann dabei in dem Szintillator 120 lokal eine Anregung hervorrufen. Die bei diesem Vorgang deponierte bzw. absorbierte Anregungsenergie gibt der als „primäres Wechselwirkungsmaterial“ fungierende Szintillator 120 in Form von niederenergetischeren Strahlungsquanten bzw. Photonen 202 wieder ab. Die Anzahl der emittierten Photonen 202 kann dabei proportional zur ursprünglichen Energie des mit dem Szintillatormaterial wechselwirkenden Strahlungsquants 200 sein. Auf den hierbei stattfindenden Szintillationsmechanismus wird nicht näher eingegangen. Bei der von dem Szintillator 120 ausgesendeten Szintillationsstrahlung kann es sich insbesondere um sichtbares oder ultraviolettes Licht handeln.

Die von dem Szintillator 120 ausgesendeten Szintillationsphotonen 202 (bzw. ein Teil derselben, welche an einer der Vorderseite gegenüberliegenden Rückseite des Szintillators 120 austreten) können mit der Photokathode 130 wechselwirken, wodurch freie Elektronen 204 erzeugt werden. Grundlage hierfür ist der photoelektrische Effekt. Die Photokathode 130 kann für jedes auftreffende bzw. absorbierte Photon 202 ein Photoelektron 204 emittieren.

Die mit Hilfe der Photokathode 130 erzeugten Elektronen 204 können des Weiteren lawinenartig in der Mikrokanalplatte 145 vervielfacht werden. Die Mikrokanalplatte 145 weist einen plattenförmigen Grundkörper auf, welcher von einer Vielzahl (zum Beispiel einigen tausend) mikroskopisch feiner Kanäle 145 durchsetzt ist. Die Kanäle 145, welche laterale Abmessungen bzw. einen Durchmesser im Bereich von beispielsweise 10 µm (oder auch kleiner) aufweisen können, können in einem engen Abstandsraster pixelartig zueinander angeordnet, und zueinander parallel verlaufend ausgebildet sein. Im Betrieb wird zwischen den Hauptflächen bzw. Hauptseiten, d.h. zwischen Vorder- und Rückseite der Mikrokanalplatte 145, zwischen denen sich auch die Kanäle 145 erstrecken, eine elektrische Spannung (Beschleunigungsspannung) angelegt, wodurch ein elektrisches Feld entlang der Kanäle 145 vorliegt.

Ein von der Photokathode 130 emittiertes und an der Vorderseite der Mikrokanalplatte 140 in einen Kanal 145 eintretendes Elektron 204 (Primärelektron) wird infolge des elektrischen Feldes in Richtung der Rückseite der Mikrokanalplatte 140 und damit in Richtung der Erfassungseinrichtung 160 bzw. der hier vorgesehenen Elektrode(n) bewegt bzw. beschleunigt. Die kleinen lateralen Abmessungen der Kanäle 145 bewirken hierbei, dass das Elektron 204 bei dieser Bewegung mehrfach an die Wand des Kanals 145 stoßen kann. Bei jedem Stoß kann das Primärelektron 204 aus der Kanalwand weitere Elektronen 204 (Sekundärelektronen) herauslösen bzw. herausschlagen. Auch die Sekundärelektronen 204 können innerhalb des Kanals 145 beschleunigt und durch Stöße mit der Kanalwand weitere (Sekundär-)Elektronen 204 freisetzen. Dieser Vorgang setzt sich über die Länge des Kanals 145 fort, und ist daher mit einer lawinen- bzw. kaskadenartigen Zunahme von Elektronen 204 verbunden.

Die gemäß dieses Prozesses in den Kanälen 145 der Mikrokanalplatte 140 vervielfachten Elektronen 204 (im Folgenden auch als „Elektronenschauer“ oder „Elektronenwolke“ bezeichnet)

treffen nach Austritt aus der Mikrokanalplatte 140 an deren Rückseite auf die Erfassungseinrichtung 160 bzw. die hier vorgesehene(n) Elektrode(n), und werden somit von der Erfassungseinrichtung 160 erfasst. Hierbei kann ein entsprechendes elektrisches Ausgangssignal (zum Beispiel Spannungsabfall über einen Widerstand) erzeugt werden, welches abhängig ist von der Anzahl bzw. Gesamtladung der in der Erfassungseinrichtung 160 aufgesammelten Elektronen 204.

Bei dem gemäß dieser Prozesskette arbeitenden Detektorelement 101 kann ein relativ lineares Detektionsverhalten vorliegen. Dies bedeutet, dass die die Erfassungseinrichtung 160 erreichende Gesamtladung und damit ein hierauf basierendes Ausgangssignal im Wesentlichen proportional ist zu der Energie des mit dem Szintillator 120 wechselwirkenden Strahlungsquants 200. Dies wird insbesondere durch die Mikrokanalplatte 140 bzw. deren raster- bzw. pixelartigen Aufbau begünstigt. Hierbei können die einzelnen Kanäle 145 jeweils im Wesentlichen den gleichen Verstärkungs- bzw. Elektronenvervielfachungsfaktor aufweisen, so dass ein lineares Verhältnis zwischen der Anzahl der mit der Photokathode 130 wechselwirkenden Szintillationsphotonen 202 und der mit der Erfassungseinrichtung 160 erfassten Gesamtladung besteht. Das mit Hilfe der Mikrokanalplatte 140 ermöglichte lineare Verhalten des Detektorelements 101 begünstigt auch das Erzielen einer hohen Energieauflösung.

Der Einsatz der Mikrokanalplatte 140 führt des Weiteren dazu, dass sich das Detektorelement 101 durch einen geringen Rauschanteil sowie eine geringe Dunkelrate auszeichnet. Dies liegt daran, dass das Hervorrufen von Elektronenlawinen in den Kanälen 145 der Mikrokanalplatte 140 und damit das Erzeugen eines entsprechenden Signals in der Erfassungseinrichtung 160 (im Wesentlichen) nur dann stattfindet, wenn der Szintillator 120 eine Strahlung aussendet und die Photokathode 130 unter Einwirkung der Szintillationsstrahlung Photoelektronen

204 erzeugt. Die Mikrokanalplatte 140 kann beispielsweise eine Dunkelrate unterhalb von 1 Zählereignis/cm²/s aufweisen.

Die Mikrokanalplatte 140 kann ferner mit relativ kleinen Ab-
5 ständen zwischen den einzelnen Kanälen 145, und infolgedessen mit einer hohen Porosität ausgebildet sein. In Betracht kommt zum Beispiel ein Porositätswert im Bereich von 90% oder auch mehr. Hiermit verbunden ist ein entsprechend hoher Füllfaktor, welcher beinahe 100% erreichen kann, und damit eine hohe
10 Effizienz bei der Vervielfachung der mit Hilfe der Photokathode 130 erzeugten Elektronen 204. Der Füllfaktor der Mikrokanalplatte 140 kann denjenigen eines herkömmlichen Silizium-Photomultipliers bei weitem übertreffen.

15 Im Hinblick auf den oben beschriebenen Elektronenvervielfachungsprozess kann in einem „aktivierten“ Kanal 145 der Mikrokanalplatte 140 zwar für eine gewisse Zeitdauer bzw. Totzeit keine Vervielfachung eines weiteren in den Kanal 145 eintretenden Elektrons 204 stattfinden. Das Ermöglichen eines
20 (weiteren) Herausschlagens von (Sekundär-)Elektronen 204 erfordert zunächst, dass der durch das Herausschlagen „entladene“ Kanal 145 bzw. dessen Kanalwand wieder mit Elektronen aufgeladen wird. Bei der oben beschriebenen (möglichen) hohen Porosität bzw. einer hohen Anzahl an Kanälen mit kleinen la-
25 teralen Abmessungen und kleinen Abständen kann dieser Effekt jedoch vernachlässigt werden, da die Wahrscheinlichkeit des Eintretens eines Elektrons 204 in einen (bereits) aktivierten Kanal sehr gering ist.

30 Die hier sowie im Folgenden in Bezug auf ein einzelnes Detektorelement 101 beschriebenen Aspekte und Vorteile gelten in entsprechender Weise auch für einen aus mehreren derartigen Detektorelementen 101 aufgebauten Detektor, zum Beispiel den Detektor 100 des Röntgensystems 110 von Figur 1.

35 Für die Komponenten des anhand der Figuren 2 und 3 beschriebenen Detektorelements 101 können aus der Halbleiter- und De-

tektortechnik bekannte Materialien verwendet werden. Im Hinblick auf die Mikrokanalplatte 140 richtet sich eine entsprechende Ausgestaltung danach, dass einerseits die im Betrieb zwischen Vorder- und Rückseite der Mikrokanalplatte 140 anliegende Spannung zu keinem Stromfluss zwischen diesen beiden Seiten führt. Andererseits soll das oben beschriebene Wiederaufladen eines aktivierten Kanals 145 vorzugsweise in einer möglichst geringen Zeitdauer stattfinden.

10 Zu diesem Zweck kann die Mikrokanalplatte 140 beispielsweise in Form eines mit den Mikrokanälen 145 versehenen Halbleitersubstrats, insbesondere Silizium-Substrats, ausgebildet sein, welches gegebenenfalls mit einer (schwachen) Dotierung versehen ist. Die hierbei vorliegende Leitfähigkeit bietet die
15 Möglichkeit, dass das Wiederaufladen der Kanäle 145 nach einer Elektronenvervielfachung in einer Zeitdauer im Nanosekundenbereich erfolgen kann. Darüber hinaus wird auch eine relativ einfache Herstellung der Mikrokanalplatte 140 mit den oben beschriebenen Eigenschaften (pixelartige Anordnung von Kanälen 145, hohe Porosität) ermöglicht, wobei lithographische
20 Strukturierungs- und Ätztechniken zum Einsatz kommen können.

Die Mikrokanalplatte 140 kann des Weiteren derart ausgebildet sein, dass die Mikrokanalplatte 140 neben einem Grund- oder
25 Ausgangsmaterial, insbesondere einem Halbleitermaterial wie Silizium, zusätzlich noch weitere Materialien bzw. Schichten umfasst. Insbesondere kann vorgesehen sein, innerhalb der Kanäle 145 bzw. an den Kanalwänden eine dünne Beschichtung mit hoher Sekundärelektronenemission auszubilden, um die Elektro-
30 nenvervielfachung durch Wandstöße zu begünstigen (nicht dargestellt). Eine solche Beschichtung kann zum Beispiel aus einem metallischen Material gebildet sein. Möglich ist es auch, dass die Mikrokanalplatte 140 im Bereich der Kanäle 145 beispielsweise zusätzlich eine isolierende Schicht wie zum Beispiel eine Oxidschicht umfasst, auf welcher eine Schicht mit
35 hoher Sekundärelektronenemission angeordnet ist (nicht dargestellt).

Des Weiteren kann die Mikrokanalplatte 140 gegebenenfalls zusätzlich an Vorder- und/oder Rückseite mit einer leitfähigen bzw. metallischen Schicht versehen sein, über welche elektrische Potentiale und damit eine Beschleunigungsspannung an die Mikrokanalplatte 140 angelegt werden können. An der Vorderseite kann dies durch eine direkte Anordnung der Photokathode 130 auf der Mikrokanalplatte 140 erfolgen. Im Bereich der Rückseite kann anstelle einer Schicht bzw. Beschichtung der Mikrokanalplatte 140 auch vorgesehen sein, dass die als Anode(n) dienende(n) Elektrode(n) der Erfassungseinrichtung 160 an die Mikrokanalplatte 140 angrenzen bzw. mit dieser verbunden sind.

Bei Verwendung von Silizium als (Grund-)Material für die Mikrokanalplatte 140 erweist sich ferner dessen relativ hohe Schmelztemperatur (ca. 1420 °C) als günstig. Hierdurch wird eine hohe Flexibilität im Hinblick auf mögliche Beschichtungsmaterialien erzielt. Insbesondere sind Materialien einsetzbar, welche mit Hilfe von Hochtemperaturtechniken bzw. mit Hilfe von bei hohen Temperaturen durchgeführten Depositions- bzw. Beschichtungsverfahren auf der Mikrokanalplatte 140 ausgebildet werden können.

Dies trifft insbesondere auf den oben angedeuteten, möglichen Fall der direkten Anordnung der Photokathode 130 in Form einer Schicht auf der Mikrokanalplatte 140 zu, was weiter unten im Zusammenhang mit dem in Figur 6 gezeigten Ausführungsbeispiel (Photokathode 131 auf Mikrokanalplatte 142) noch näher beschrieben wird. Die Verwendung von Silizium für die Mikrokanalplatte 140 ermöglicht hierbei, dass für die Photokathode 130 eine Vielzahl unterschiedlicher (und gegebenenfalls mit Hilfe von Hochtemperatur- bzw. Beschichtungstechniken ausgebildeter) Materialien zur Verfügung stehen. Mögliche Photokathodenmaterialien sind zum Beispiel CsI, CsTe, Cs₃Sb, Diamant und GaN.

Für den Szintillator 120 kommt die Verwendung eines anorganischen Materials bzw. eines Kristalls in Betracht. Vorzugsweise handelt es sich hierbei um einen „schnellen“ Szintillator 120, bei welchem der Szintillationsmechanismus, d.h. die Umsetzung der einfallenden hochenergetischen Strahlung in Szintillationsstrahlung in einer geringen Zeitdauer stattfindet. Ein hierfür in Betracht kommendes Material ist zum Beispiel CsF oder LSO.

Der Szintillator 120 und die Photokathode 130 bzw. deren Materialien sind derart aufeinander abgestimmt, dass die von dem Szintillator 120 kommende Szintillationsstrahlung in der Photokathode 130 in freie Elektronen umgesetzt werden kann. Die oben beschriebene hohe Vielfalt einsetzbarer Photokathodenmaterialien hat zur Folge, dass auch für den Szintillator 120 eine Reihe unterschiedlicher Szintillatormaterialien zur Verfügung stehen. Hierbei kann abhängig von dem jeweils ausgewählten Szintillatormaterial (bzw. von der Wellenlänge oder dem Wellenlängenbereich der jeweils erzeugten Szintillationsstrahlung) ein hieran angepasstes Photokathodenmaterial vorgesehen werden.

Auch für die Erfassungseinrichtung 160 sind eine Reihe unterschiedlicher Ausgestaltungen möglich. Die Erfassungseinrichtung 160 kann zum Beispiel wie die Mikrokanalplatte 140 in Form eines Halbleiter- bzw. Siliziumsubstrats ausgebildet sein. Auf diese Weise kann zum Verbinden dieser beiden Komponenten 140, 160 ein aus der Halbleitertechnik bekanntes Bondverfahren durchgeführt werden, wie weiter unten mit Bezug auf die Ausführungsbeispiele der Figuren 8 bis 11 noch näher beschrieben wird. Im Hinblick auf das Erfassen der mit der Mikrokanalplatte 140 vervielfachten Elektronen kann die Erfassungseinrichtung 160 beispielsweise eine einzelne bzw. großflächige Elektrode aufweisen (nicht dargestellt), welche für das Auffangen von Elektronenschauern sämtlicher Kanäle 145 der Mikrokanalplatte 140 vorgesehen ist.

Die schematische Aufsichtsdarstellung des Detektorelements 101 von Figur 4 zeigt eine hierzu alternative Ausgestaltung. Dabei ist vorgesehen, dass die Erfassungseinrichtung 160 eine Mehrzahl an Elektroden 161 aufweist, wobei die Elektroden 161, wie in Figur 4 anhand einer einzelnen Zeile angedeutet ist, pixelartig bzw. matrixförmig in Form von Zeilen und Spalten nebeneinander angeordnet sein können. Jede Elektrode 161 kann hierbei zum Auffangen von Elektronen mehrerer Kanäle 145 vorgesehen sein, wie in Figur 4 anhand der links angeordneten und vier Kanälen 145 zugeordneten Elektrode 161 veranschaulicht ist. Abweichend von Figur 4 kann eine einzelne Elektrode 161 auch einer anderen Anzahl an Kanälen 145, oder auch nur einem Kanal 145 zugeordnet sein.

Das Vorsehen von mehreren Elektroden 161 in bzw. auf der Erfassungseinrichtung 160 des Detektorelements 101 ermöglicht es, nicht nur die Energie eines mit dem Szintillator 120 wechselwirkenden Strahlungsquants 200, sondern auch den (lateralen) Ort der Wechselwirkung in dem Szintillator 120 zu erfassen. Mit Hilfe der mehreren Elektroden 161 kann der Ladungsschwerpunkt der von der Mikrokanalplatte 140 kommenden Elektronenwolke bestimmt werden, welcher von dem Wechselwirkungsort des Strahlungsquants 200 in dem Szintillator 120 abhängig sein kann. Das Detektorelement 101 und somit auch ein Detektor mit einer Mehrzahl derartig aufgebauter Detektorelemente 101 eines bildgebenden Systems können auf diese Weise gegebenenfalls eine relativ hohe Ortsauflösung aufweisen.

Eine weitere mögliche Variante ist eine Ausgestaltung der Erfassungseinrichtung 160 in Form einer anwendungsspezifischen integrierten Schaltung („application specific integrated circuit“, ASIC). Auf diese Weise kann die Erfassungseinrichtung 160 nicht nur zum Erfassen einer Gesamtladung einer Elektronenlawine bzw. zum Erzeugen eines hierauf basierenden Ausgangssignals, sondern auch zur (wenigstens teilweisen) Aufarbeitung bzw. Auswertung derselben ausgebildet sein. Neben einem Verstärken einer erfassten, ausgelesenen Gesamtladung

bzw. eines Ausgangssignals können hierbei Vorgänge wie zum Beispiel eine Signaldiskriminierung mit einem Komparator, eine Signalintegration, eine Pulsformung, ein Zählen von erzeugten Ausgangssignalen bzw. ein „Photonenzählen“ usw.

5 durchgeführt werden.

Insbesondere eine Ausgestaltung der Erfassungseinrichtung 160 in Form eines Halbleitersubstrats oder ASIC-Schaltkreises bietet die Möglichkeit, die Erfassungseinrichtung 160 zusammen mit der Mikrokanalplatte 140 (und gegebenenfalls der Photokathode 130 bei einer Anordnung derselben auf der Mikrokanalplatte 140) auf „Waferebene“ zu einem integrierten Bauteil bzw. einem „monolithic package“ zu verbinden. Ein solches Bauteil kann besonders kompakt ausgestaltet sein und sich
10 durch minimale Schnittstellen zwischen den einzelnen Komponenten auszeichnen.
15

Anhand der folgenden Figuren werden weitere mögliche Ausgestaltungen eines Detektorelements 101 bzw. von Komponenten eines solchen Detektorelements 101 beschrieben. Dabei wird darauf hingewiesen, dass im Hinblick auf bereits beschriebene Details, welche sich auf gleichartige oder übereinstimmende Aspekte und Komponenten, eine Funktionsweise, einsetzbare Materialien, eine mögliche Verwendung von Beschichtungen und Kanalbeschichtungen, Größenabmessungen, mögliche Vorteile
20 usw. beziehen, auf die vorstehenden Ausführungen Bezug genommen wird.
25

Figur 5 zeigt eine schematische seitliche Darstellung eines Detektorelements 101, welches im Wesentlichen den gleichen Aufbau wie das in Figur 3 gezeigte Detektorelement 101 aufweist. Hierbei ist eine Mikrokanalplatte 141 (vorzugsweise erneut aufweisend ein Halbleitermaterial wie Silizium) vorgesehen, deren Kanäle 145 schräg verkippt gegenüber einer Normalen einer durch die Mikrokanalplatte 141 (bzw. durch deren Vorder- und/oder Rückseite) vorgegebenen Ebene angeordnet
30 sind. Dabei kann zum Beispiel ein Winkel in einem Bereich von
35

10° zwischen der Plattennormale und einer Längsachse der Kanäle 145 vorgesehen sein.

Die verkippte Ausgestaltung der Kanäle 145 der Mikrokanalplatte 141 hat zur Folge, dass die von der Photokathode 130 kommenden Elektronen 204 zuverlässig und insbesondere unabhängig von deren Eintrittswinkel beim Eintreten in die Kanäle 145 mehrfach an die Kanalwände stoßen und infolgedessen weitere Elektronen 204 freisetzen können, wobei die Elektronen 204 erneut von einer Erfassungseinrichtung 160 mit (vorzugsweise) mehreren Elektroden 161 erfasst werden können. Ein „Hindurchfallen“ eines Primär-Elektrons 204 durch einen Kanal 145 ohne Wandkontakt und damit ohne Elektronenvervielfachung kann somit vermieden werden. Hiermit verbunden ist eine hohe Zuverlässigkeit und Homogenität der Elektronenvervielfachung. Eine solche verkippte Ausgestaltung von Mikrokanälen kann auch für die im Folgenden beschriebenen Ausführungsformen vorgesehen sein.

Figur 6 zeigt eine schematische seitliche Darstellung eines weiteren Detektorelements 101 mit einer Mikrokanalplatte 142, welche vorzugsweise ein Halbleitermaterial wie insbesondere Silizium aufweist. Auf einer Seite bzw. Vorderseite der Mikrokanalplatte 142, welche einem Szintillator 120 (insbesondere dessen Rückseite) gegenüberliegt, ist eine Photokathode 131 angeordnet. Die in Form einer durchgehenden Schicht ausgebildete Photokathode 131 weist Öffnungen 135 auf, über welche Kanäle 145 der Mikrokanalplatte 142 freigelegt sind. Wie oben angedeutet wurde, kann über die Photokathode 131 ein entsprechendes elektrisches Potential an die Vorderseite der Mikrokanalplatte 142 angelegt werden.

Die Photokathode 131 stellt eine sogenannte Reflexionsphotokathode 131 dar, welche Photoelektronen von derselben Seite emittiert, auf welcher auch die von dem Szintillator 120 kommende Strahlung auftrifft. Die von der Photokathode 131 emittierten Elektronen können über die Öffnungen 135 der Photoka-

thode 131 in die Kanäle 145 der Mikrokanalplatte 142 gelangen, und wie oben beschrieben in den Kanälen 145 vervielfacht und nachfolgend von einer Erfassungseinrichtung 160 erfasst werden. Im Hinblick auf eine solche reflektive Funktionsweise
5 kann die Photokathode 131 massiv und mit einer relativ großen Dicke bzw. Schichtdicke ausgebildet sein. Dies führt zu einer hohen Zuverlässigkeit und Effizienz bei der mittels der Photokathode 131 verwirklichten Umsetzung der von dem Szintillator 120 ausgesendeten Strahlung in Photoelektronen.

10 Wie des Weiteren in Figur 6 angedeutet ist, weist die Mikrokanalplatte 142 an der dem Szintillator 120 gegenüberliegenden Seite eine strukturierte Oberfläche mit Erhebungen 147 zwischen den Kanälen 145 auf. Die Erhebungen 147 besitzen eine sich in Richtung des Szintillators 120 verkleinernde Form
15 bzw. Kontur, und sind beispielsweise trapez- oder tetraederförmig ausgebildet. Auf dieser Seite der Mikrokanalplatte 142, d.h. auf den Erhebungen 147 und auf schräg verlaufenden Abschnitten in einem Randbereich der Mikrokanalplatte 142,
20 ist auch die reflektiv arbeitende Photokathode 131 angeordnet. Die Photokathode 131 weist hierbei eine entsprechend strukturierte bzw. profilierte (Oberflächen-)Form, und damit eine vergrößerte Oberfläche auf. Auf diese Weise kann eine effiziente Umsetzung der auf die Photokathode 131 auftreffenden
25 Szintillationsstrahlung in Elektronen weiter begünstigt werden.

Figur 7 zeigt eine schematische seitliche Darstellung eines weiteren Detektorelements 101, welches eine Mikrokanalplatte
30 143 mit einer innerhalb der Mikrokanalplatte 143 angeordneten zusätzlichen Elektrode 153 aufweist. Die als Dynode wirkende Elektrode 153 bietet die Möglichkeit, bei einem Auftreffen von Elektronen ebenfalls ein Freisetzen von Elektronen hervorzurufen. Vorzugsweise weist die Elektrode 153 ein Material
35 mit hoher Sekundärelektronenemission, beispielsweise ein metallisches Material, auf.

Zum Bereitstellen einer solchen internen Elektrode 153 ist die Mikrokanalplatte 143 aus zwei gestapelt bzw. übereinander angeordneten Teilplatten 150, 151 aufgebaut. Die Teilplatten 150, 151 können jeweils in Form eines Halbleiter- bzw. Silizium-Substrats ausgebildet sein, und weisen miteinander fluchtende Kanäle 155, 158 auf. Beide Teilplatten 150, 151 können durch ein aus der Halbleitertechnik bekanntes Bondverfahren miteinander verbunden sein.

- 10 Die untere Teilplatte 150 weist an der an die obere Teilplatte 151 angrenzenden Seite bzw. Vorderseite eine strukturierte Oberfläche mit Erhebungen 156 zwischen den Kanälen 155 auf. Die Erhebungen 156 besitzen eine sich in Richtung der oberen Teilplatte 151 verengende Form, beispielsweise eine Trapez- oder Tetraederform. Auf dieser Seite der Teilplatte 150, d.h. auf den Erhebungen 156 und auf schräg verlaufenden Abschnitten in einem Randbereich der Teilplatte 150, ist auch die in Form einer durchgehenden Schicht vorliegende Elektrode 153 ausgebildet, welche daher eine entsprechend strukturierte bzw. profilierte (Oberflächen-)Form besitzt. Die Elektrode 153 weist ferner Öffnungen 154 auf, über welche die Kanäle 155 der unteren Teilplatte 150 freigelegt sind, so dass (freigesetzte) Elektronen in die Kanäle 155 eintreten können.
- 25 Die obere Teilplatte 151 weist an einer einem Szintillator 120 (bzw. dessen Rückseite) gegenüberliegenden Seite bzw. Vorderseite die oben im Zusammenhang mit Figur 6 beschriebene Struktur (strukturierte Oberfläche mit Erhebungen 147, Photokathodenschicht 131) auf. Ferner sind die Kanäle 158 der oberen Teilplatte 151 in Richtung der Rückseite und damit in Richtung der Elektrode 153 verbreitert bzw. aufgeweitet ausgebildet. Hierdurch wird eine Verdeckung der Elektrode 153 vermieden, so dass in den Kanälen 158 der oberen Teilplatte 151 in Richtung der Elektrode 153 beschleunigte Elektronen auch zu dieser gelangen können.

Im Betrieb des Detektorelements 101 von Figur 7 wird ein elektrisches Potential (über eine nicht dargestellte Anschlussstruktur) an die Elektrode 153 angelegt, dessen Größe zwischen den Größen der an Vorder- und Rückseite der Mikrokanalplatte 143 anliegenden Potentialen liegt. Auf diese Weise können in den Kanälen 158 der oberen Teilplatte 151 befindliche bzw. vervielfachte Elektronen zu der Elektrode 153 beschleunigt werden und auf dieser unter Herausschlagen weiterer Elektronen auftreffen. Über die Öffnungen 154 der Elektrode 153 können die Elektronen in die Kanäle 155 der unteren Teilplatte 150 eintreten, hier weitere Elektronen freisetzen und weiter zu einer Erfassungseinrichtung 160 gelangen. Durch den Einsatz der Elektrode 153 kann neben der an Kanalwänden stattfindenden Elektronenvervielfachung eine zusätzliche Elektronenvervielfachung hervorgerufen werden.

Anstelle der in Figur 7 gezeigten Ausgestaltung der Mikrokanalplatte 143 mit zwei gestapelten Teilplatten 150, 151 und einer einzelnen internen Elektrode 153 sind alternative und gemäß dieses Ansatzes aufgebaute Mikrokanalplatten vorstellbar, welche ebenfalls aus gestapelten Teilplatten aufgebaut sind, jedoch mehrere (übereinander angeordnete) interne Elektroden umfassen. Des Weiteren wird darauf hingewiesen, dass das Vorsehen von Teilplatten und einer oder mehreren internen Elektroden auch bei den im Folgenden beschriebenen Ausführungsformen in Betracht kommen kann.

Die oben beschriebene Funktionsweise eines Detektorelements 101 erfordert das Vorliegen einer evakuierten Atmosphäre bzw. eines Vakuums (zumindest) in demjenigen Bereich, in welchem freie Elektronen vorliegen, d.h. insbesondere in den Kanälen einer Mikrokanalplatte 140, 141, 142, 143 sowie am vorderseitigen Eingangs- und rückseitigen Ausgangsbereich der betreffenden Mikrokanalplatte 140, 141, 142, 143 bzw. im Bereich einer zugehörigen Photokathode 130, 131 und einer Erfassungseinrichtung 160. Zu diesem Zweck kann in Betracht kommen, entsprechende Abdichtungen der Mikrokanalplatte 140, 141,

142, 143 im Bereich von deren Vorder- und Rückseite vorzusehen. Die kann an der Vorderseite mit Hilfe eines zusätzlichen Zwischenverbindungselements, und an der Rückseite über eine Erfassungseinrichtung 160 erfolgen. Eine in dieser Hinsicht
5 mögliche bzw. bevorzugte Ausgestaltung wird im Folgenden näher erläutert.

Figur 8 zeigt eine schematische seitliche Darstellung von Komponenten eines weiteren Detektorelements 101, und Figur 9 veranschaulicht eine seitliche Darstellung des durch Verbinden dieser Komponenten aufgebauten Detektorelements 101. Das Detektorelement 101 umfasst eine, vorzugsweise ein Halbleitermaterial wie insbesondere Silizium aufweisende Mikrokanalplatte 142 mit der anhand von Figur 6 beschriebenen Struktur, d.h. mit einer strukturierten Vorderseite mit Erhebungen und mit einer auf der Vorderseite angeordneten Reflexionsphotokathodenschicht 131. Darüber hinaus ist an der Vorderseite der Mikrokanalplatte 142 und damit zwischen der Mikrokanalplatte 142 und einem Szintillator 120 des Detektorelements 101 ein
20 Zwischenverbindungselement 170 vorgesehen. Das als Eintrittsfenster dienende Zwischenverbindungselement 170 ist durchlässig für die von dem Szintillator 120 (an dessen Rückseite) ausgesendete Strahlung. Die Szintillationsstrahlung kann somit zu der Photokathode 131 gelangen, wodurch die Photokathode 131 wie oben beschrieben Elektronen emittiert, welche in
25 den Kanälen 145 der Mikrokanalplatte 142 vervielfacht und von einer Erfassungseinrichtung 160 erfasst werden können. Für das plattenförmige Zwischenverbindungselement 170 kommt zum Beispiel ein Glasmaterial in Betracht.

30 Das Zwischenverbindungselement 170, auf welchem der Szintillator 120 angeordnet bzw. „gebondet“ ist, wird zum Abdichten der Mikrokanalplatte 142 an deren Vorderseite eingesetzt. Zu diesem Zweck ist am umlaufenden Rand der Mikrokanalplatte 142, welcher über den mit der Photokathode 131 versehenen Bereich der Mikrokanalplatte 142 hervorsteht, eine hermetisch
35

dichte Verbindung mit dem Zwischenverbindungselement 170 hergestellt.

Hierzu ist zum Beispiel, wie in Figur 9 dargestellt ist, im Randbereich der Mikrokanalplatte 142 eine Schicht 185 ausgebildet, welche an die Photokathodenschicht 131 angrenzt bzw. mit dieser verbunden ist. In diesem Bereich ist eine weitere Verbindungsschicht 182 vorgesehen, über welche das Zwischenverbindungselement 170 mit der Mikrokanalplatte 142 bzw. mit deren Schicht 185 verbunden ist. Die Schichten 182, 185 weisen elektrisch leitfähige bzw. metallische Materialien auf, und sind zum Beispiel durch Durchführen eines eutektischen Bondprozesses oder eines Thermokompressionsbondprozesses miteinander verbunden. Dabei können die Schichten 182, 185 auch in Form einer gemeinsamen Schicht bzw. eutektischen Legierung vorliegen. Anstelle des Einsatzes von zwei Schichten 182, 185 ist alternativ auch die Verwendung von nur einer die Mikrokanalplatte 142 mit dem Zwischenverbindungselement 170 verbindenden Schicht möglich.

Eine hermetisch dichte und umlaufende Verbindung ist ferner in einem Randbereich an der Rückseite der Mikrokanalplatte 142 zu der Erfassungseinrichtung 160 des Detektorelements 101 hergestellt, wie anhand einer weiteren Verbindungsschicht 181 angedeutet ist. Auch hierbei kann es sich um eine im Rahmen eines der oben genannten Bondprozesse verwendete bzw. ausgebildete Schicht handeln, welche gegebenenfalls aus mehreren Schichten bzw. Materialien zusammengesetzt sein kann. Unabhängig von dem jeweils durchgeführten Verbindungsprozess wird das Herstellen zumindest einer Verbindung, d.h. einerseits zwischen Mikrokanalplatte 142 und Zwischenverbindungselement 170 und andererseits zwischen Mikrokanalplatte 142 und Erfassungseinrichtung 160, in einer evakuierten Umgebung durchgeführt, wodurch auch im Bereich der Mikrokanalplatte 142 ein entsprechendes Vakuum eingestellt werden kann.

Wie des Weiteren in Figur 9 dargestellt ist, kann an dem Zwischenverbindungselement 170, insbesondere an dessen Seite, ein Anschluss 187 ausgebildet sein. Dieser ist über die leitfähigen Schichten 182, 185 weiter elektrisch mit der Photokathode 131 verbunden. Über den Anschluss 187 kann ein elektrisches Potential, insbesondere ein Hochspannungspotential, an die Photokathode 131 und damit an die Vorderseite der Mikrokanalplatte 142 angelegt werden. Ein hieran angepasstes Gegenpotential kann beispielsweise über die Erfassungseinrichtung 160 und die Verbindungsschicht 181 an die Rückseite der Mikrokanalplatte 142 bzw. an eine hier vorgesehene (nicht dargestellte) leitfähige Schicht angelegt werden.

In Figur 9 ist ferner angedeutet, dass die Erfassungseinrichtung 160, welche vorzugsweise in Form einer anwendungsspezifischen integrierten Schaltung mit insbesondere mehreren Elektroden 161 ausgebildet ist, Durchkontaktierungen 165 („through silicon via“, TSV) aufweisen kann. Hierdurch können (gegebenenfalls aufgearbeitete) Signale zu entsprechenden Kontaktstellen oder -flächen (nicht dargestellt) an der Unterseite der Erfassungseinrichtung 160 übertragen, und hier abgegriffen werden. Zur beispielhaften Veranschaulichung ist in Figur 9 ferner eine Leiterplatte 190 dargestellt, welche mit der Erfassungseinrichtung 160 bzw. mit deren unterseitigen Kontaktstellen über Lotkugeln 192 verbunden ist. Im Hinblick auf einen aus einer Mehrzahl an Detektorelementen 101 zusammengesetzten Detektor können mehrere Detektorelemente 101 gemäß dieses Aufbaus nebeneinander auf einer gemeinsamen Leiterplatte 190 angeordnet sein.

Bei einem Detektorelement kann anstelle einer Reflexionsphotokathode auch eine transmittiv arbeitende Photokathode, auch als semitransparente Photokathode bzw. Transmissionsphotokathode bezeichnet, vorgesehen sein. Eine solche Ausgestaltung kommt ebenfalls bei Verwendung eines Zwischenverbindungselements in Betracht. Eine in dieser Hinsicht mögliche bzw. bevorzugte Ausführungsform wird im Folgenden näher erläutert.

Figur 10 zeigt eine schematische seitliche Darstellung von Komponenten eines weiteren Detektorelements 101, und Figur 11 veranschaulicht eine seitliche Darstellung des durch Verbin-
5 den dieser Komponenten aufgebauten Detektorelements 101. Dieses weist einen Aufbau vergleichbar zu dem Ausführungsbeispiel der Figuren 8, 9 auf, so dass im Hinblick auf Details zu übereinstimmenden Komponenten und Aspekten auf die vorstehenden Ausführungen Bezug genommen wird.

10 Das Detektorelement 101 von Figur 11 umfasst eine vorzugsweise aus einem Halbleitermaterial wie insbesondere Silizium ausgebildete und mit Kanälen 145 versehene Mikrokanalplatte 144, welche an der Rückseite über eine Verbindungsschicht 181
15 mit einer Erfassungseinrichtung 160 verbunden ist. An der Vorderseite ist die Mikrokanalplatte 144 über eine Verbindungsschicht 182 mit einem als Eintrittsfenster dienenden Zwischenverbindungselement 170 verbunden, auf welchem ferner ein Szintillator 120 angeordnet ist.

20 Auf der der Vorderseite der Mikrokanalplatte 144 gegenüberliegenden Seite des Zwischenverbindungselements 170 ist eine transmittiv arbeitende, schichtförmige Photokathode 132 angeordnet. Die von dem Szintillator 120 kommende Strahlung kann
25 hierbei das Zwischenverbindungselement 170 durchdringen und auf der Photokathode 132 auftreffen. Hierauf basierend emittiert die semitransparente Photokathode 132 Elektronen von einer dem Strahlungseintritt bzw. der bestrahlten Seite gegenüberliegenden Seite. Die von der Photokathode 132 emittier-
30 ten Elektronen können wiederum in den Kanälen 145 der Mikrokanalplatte 144 vervielfacht, und von der Erfassungseinrichtung 160 erfasst werden.

Das Zwischenverbindungselement 170 ist auch in dieser Ausgestaltung mit einem Anschluss 187 versehen, welcher über die
35 Verbindungsschicht 182 elektrisch mit der Photokathode 132 und mit der Vorderseite der Mikrokanalplatte 144 (bzw. einer

hier gegebenenfalls vorgesehenen leitfähigen Beschichtung) verbunden ist. Da die Photokathode 132 nicht auf der Vorderseite der Mikrokanalplatte 144 angeordnet ist, weist die Mikrokanalplatte 144 an dieser Stelle auch keine Erhebungen zwischen den Kanälen 145 auf.

Die anhand der Figuren erläuterten Ausführungsformen stellen bevorzugte bzw. beispielhafte Ausführungsformen der Erfindung dar. Neben den beschriebenen und abgebildeten Ausführungsformen sind weitere Ausführungsformen vorstellbar, welche weitere Abwandlungen und/oder Kombinationen von beschriebenen Merkmalen umfassen können. Auch können die anhand der Figuren erläuterten Detektoren bzw. Detektorelemente neben den gezeigten und beschriebenen Strukturen auch weitere, nicht dargestellte Strukturen umfassen.

Des Weiteren ist es möglich, für ein Detektorelement bzw. dessen Komponenten andere als die oben angegebenen Materialien zu verwenden, sowie ein Detektorelement bzw. dessen Komponenten mit anderen Geometrien und Abmessungen auszubilden. Im Hinblick auf alternative Materialien kann zum Beispiel anstelle eines Halbleitermaterials bzw. anstelle von Silizium ein Glasmaterial (als Grundmaterial) für eine Mikrokanalplatte in Betracht kommen.

In Bezug auf das Ausführungsbeispiel von Figur 6 besteht eine mögliche Abwandlung der hier gezeigten Mikrokanalplatte 142 darin, keine strukturierte Vorderseite bzw. keine Erhebungen 147 vorzusehen. Auf diese Weise kann die auf der Mikrokanalplatte 142 angeordnete Photokathode 131 in Form einer ebenen Schicht vorliegen.

Die Verwendung (wenigstens) einer zusätzlichen Elektrode 153 innerhalb einer Mikrokanalplatte, wie anhand von Figur 7 beschrieben, kann auch für eine Mikrokanalplatte in Betracht kommen, welche nicht mit einer reflektiv arbeitenden Photokathode beschichtet ist. Beispielsweise kann auch die in den

Figuren 10 und 11 gezeigte Mikrokanalplatte 144 eine interne Elektrode aufweisen, und aus mehreren gestapelten Teilplatten aufgebaut sein.

5 Das Anlegen eines elektrischen (Hochspannungs-)Potentials an eine Vorderseite einer Mikrokanalplatte bzw. an eine hier vorgesehene Photokathode kann anstelle des in den Figuren 9 und 11 gezeigten Ansatzes (seitlicher Anschluss 187 an Zwischenverbindungselement 170, Schichten 182, 185) auf andere
10 Art und Weise erfolgen. Beispielsweise ist es möglich, eine Mikrokanalplatte mit einer entsprechenden Durchkontaktierung zu versehen, über welche die Vorderseite bzw. eine hier befindliche Photokathode auf ein gewünschtes Potential gebracht werden kann.

15 Anstatt eine Erfassungseinrichtung 160 als integrierte Schaltung bzw. ASIC auszubilden, kann eine Erfassungseinrichtung lediglich zum Erfassen einer Elektronenwolke mittels einer oder mehreren Elektroden und gegebenenfalls Verstärken von
20 entsprechenden Ausgangssignalen ausgebildet sein. Bei einer solchen Ausgestaltung kann eine Verarbeitung und Auswertung von Ausgangssignalen an anderer Stelle durch eine andere Einrichtung erfolgen. Beispielsweise kann ein aus mehreren Detektorelementen 101 aufgebauter Detektor eines bildgebenden
25 Systems, zum Beispiel der Detektor 100 des Systems von Figur 1, eine derartige Einrichtung aufweisen. Eine Verarbeitung kann auch lediglich durch eine zentrale Auswerteeinrichtung, im Hinblick auf Figur 1 zum Beispiel durch die Steuer- und Auswerteeinrichtung 114, erfolgen.

30 Eine Erfassungseinrichtung 160 kann des Weiteren anstelle einer Matrixanordnung bzw. eines Arrays aus Elektroden andere Elektrodenanordnungen, beispielsweise in Form von gekreuzt angeordneten Streifenleitern bzw. streifenförmigen Elektroden,
35 den, umfassen. Auch kann eine Erfassungseinrichtung 160 nicht nur in Form eines Halbleiter-Substrats, sondern alternativ

auch zum Beispiel in Form eines mit einer oder mehreren Elektroden versehenen Keramikträgers ausgebildet sein.

5 Darüber hinaus kann das Bereitstellen eines Vakuums im Bereich einer Mikrokanalplatte auf andere Art und Weise als durch das anhand der Figuren 8 bis 11 beschriebene Vorsehen von Abdichtungen an der Mikrokanalplatte erfolgen. Beispielsweise können ein oder mehrere Detektorelemente (zumindest teilweise) in einem geeigneten, evakuierten Gehäuse angeordnet
10 sein.

Eine weitere mögliche Abwandlung besteht in einer Ausgestaltung eines einzelnen Detektorelements mit mehreren nebeneinander angeordneten Szintillatoren bzw. Szintillatorkristallen.
15 Die mehreren Szintillatoren können hierbei auf einer gemeinsamen Mikrokanalplatte angeordnet sein. Zwischen den Szintillatoren und der Mikrokanalplatte können eine oder mehrere nebeneinander angeordnete Photokathoden, sowie gegebenenfalls ein oder mehrere nebeneinander angeordnete und als
20 Eintrittsfenster dienende Zwischenverbindungselemente vorgesehen sein. Auch kann unterhalb der Mikrokanalplatte eine gemeinsame Erfassungseinrichtung mit mehreren, den unterschiedlichen Szintillatoren zugeordneten Elektroden, vorgesehen sein.

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

Patentansprüche

1. Strahlungsdetektor (100; 101), aufweisend:
einen Szintillator (120) zum Erzeugen einer elektromag-
5 netischen Strahlung (202) unter Einwirkung einer einfal-
lenden Strahlung (200);
eine Photokathode (130; 131; 132) zum Erzeugen von
Elektronen (204) unter Einwirkung der von dem Szintilla-
tor (120) erzeugten elektromagnetischen Strahlung (202);
10 eine Mikrokanalplatte (140; 141; 142; 143; 144) mit ei-
ner Mehrzahl an Kanälen (145; 155; 158) zum Vervielfa-
chen der von der Photokathode (130; 131; 132) erzeugten
Elektronen (204); und
eine Erfassungseinrichtung (160) zum Erfassen der mit
15 der Mikrokanalplatte (140; 141; 142; 143; 144) verviel-
fachen Elektronen (204).
2. Strahlungsdetektor nach Anspruch 1,
wobei der Szintillator (120), die Photokathode (130;
20 131; 132), die Mikrokanalplatte (140; 141; 142; 143;
144) und die Erfassungseinrichtung (160) übereinander
angeordnet sind.
3. Strahlungsdetektor nach einem der vorhergehenden Ansprü-
25 che,
wobei die Photokathode (131) auf einer dem Szintillator
(120) gegenüberliegenden Seite der Mikrokanalplatte
(142; 143) angeordnet ist und Öffnungen (135) aufweist,
über welche Kanäle (145; 158) der Mikrokanalplatte (142;
30 143) freigelegt sind.
4. Strahlungsdetektor nach Anspruch 3,
wobei die Mikrokanalplatte (142; 143) an der dem Szin-
tillator (120) gegenüberliegenden Seite Erhebungen (147)
35 zwischen den Kanälen (145; 158) aufweist, welche eine
sich in Richtung des Szintillators (120) verkleinernde
Form aufweisen.

5. Strahlungsdetektor nach einem der vorhergehenden Ansprüche,
wobei die Mikrokanalplatte (140; 141; 142; 143; 144) ein Halbleitermaterial, insbesondere Silizium, aufweist.
5
6. Strahlungsdetektor nach einem der vorhergehenden Ansprüche,
wobei die Kanäle (145) der Mikrokanalplatte (141) verkippt gegenüber einer Normale einer durch die Mikrokanalplatte (141) vorgegebenen Ebene angeordnet sind.
10
7. Strahlungsdetektor nach einem der vorhergehenden Ansprüche,
wobei die Mikrokanalplatte (143) zusätzlich wenigstens eine innerhalb der Mikrokanalplatte (143) angeordnete Elektrode (153) zur Elektronenvervielfachung aufweist.
15
8. Strahlungsdetektor nach einem der vorhergehenden Ansprüche,
wobei die Erfassungseinrichtung (160) eine Mehrzahl an Elektroden (161) umfasst.
20
9. Strahlungsdetektor nach einem der vorhergehenden Ansprüche,
wobei die Erfassungseinrichtung (160) in Form einer anwendungsspezifischen integrierten Schaltung ausgebildet ist.
25
10. Strahlungsdetektor nach einem der vorhergehenden Ansprüche,
weiter aufweisend ein zwischen dem Szintillator (120) und der Mikrokanalplatte (142; 144) angeordnetes Zwischenbindungselement (170), welches durchlässig ist für die von dem Szintillator (120) erzeugte elektromagnetische Strahlung.
30
35
11. Strahlungsdetektor nach Anspruch 10,
wobei die Photokathode (132) auf einer der Mikrokanal-

platte (144) gegenüberliegenden Seite des Zwischenverbindungselements (170) angeordnet ist.

- 5 12. Bildgebendes System (110), umfassend einen Strahlungsdetektor (100; 101) nach einem der vorhergehenden Ansprüche.

FIG 1

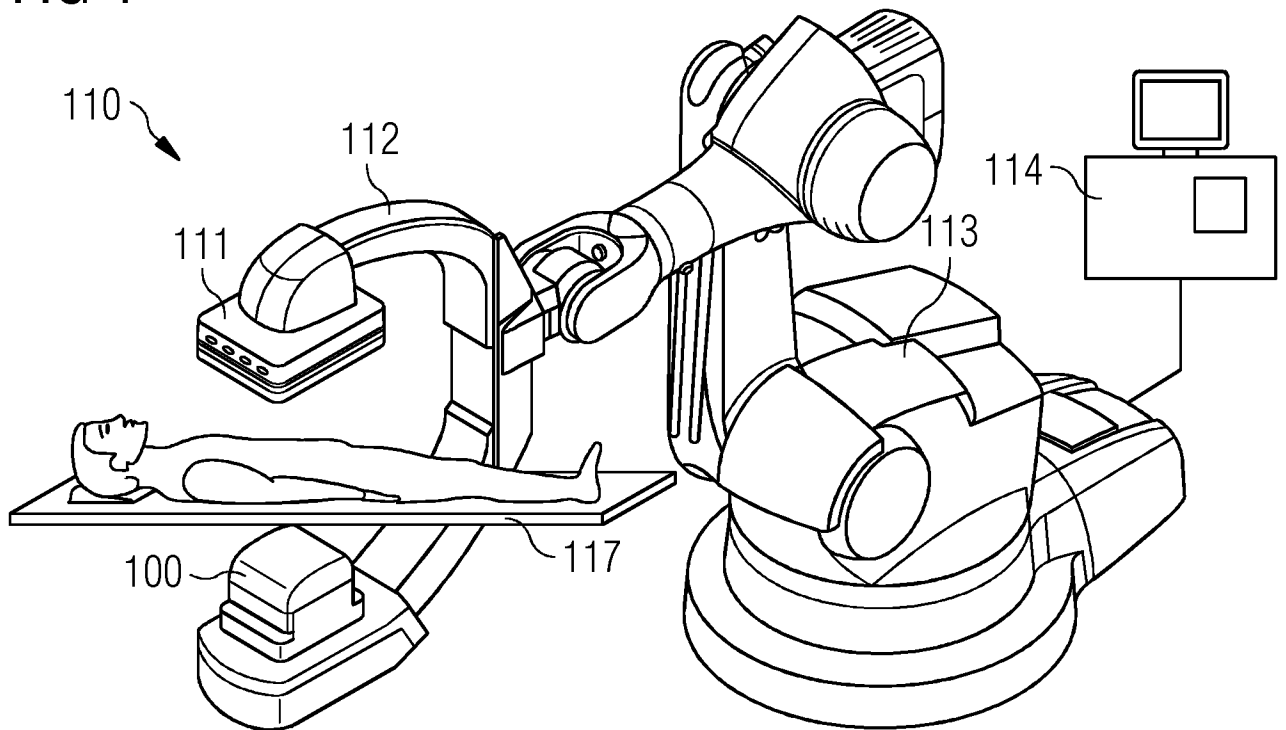


FIG 2

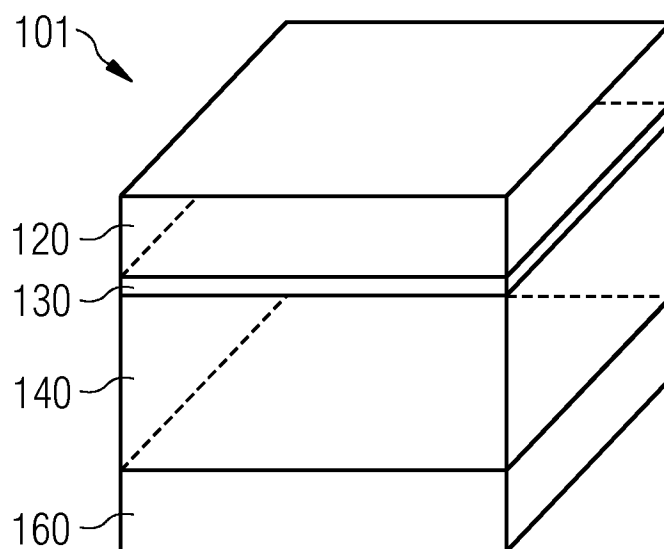


FIG 3

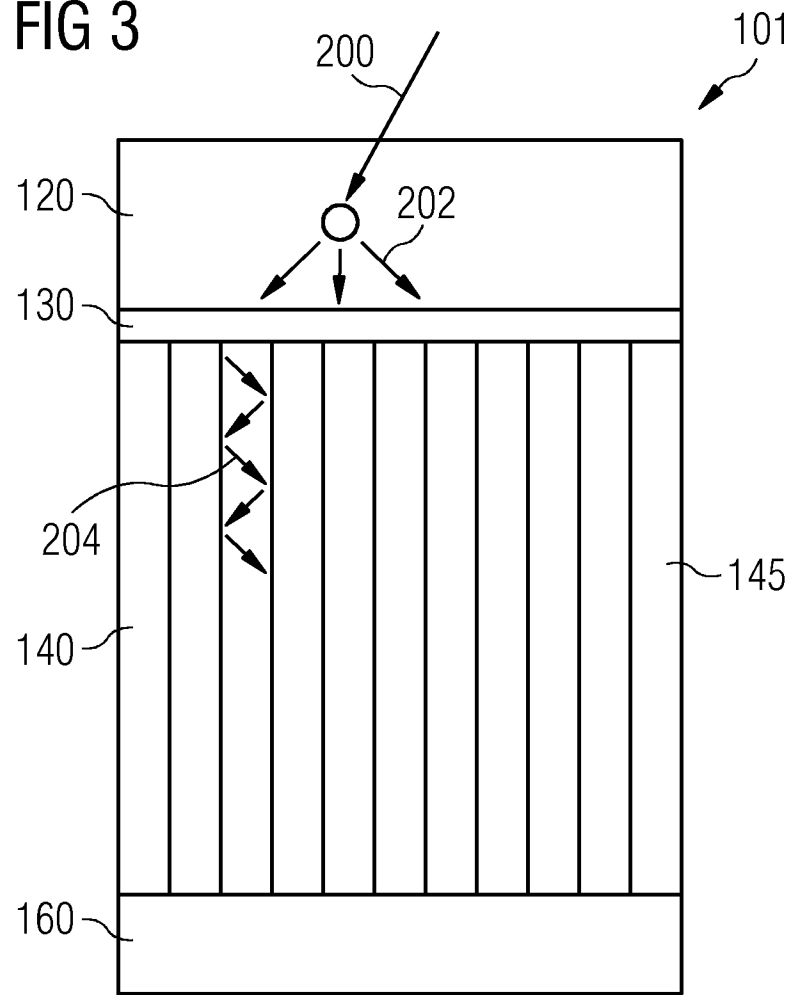


FIG 4

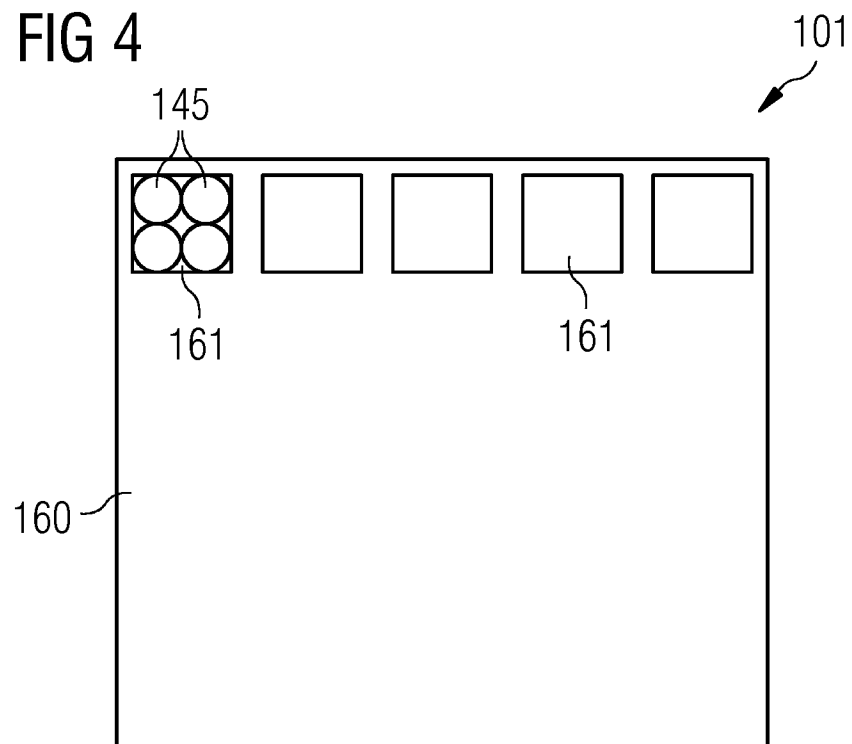


FIG 5

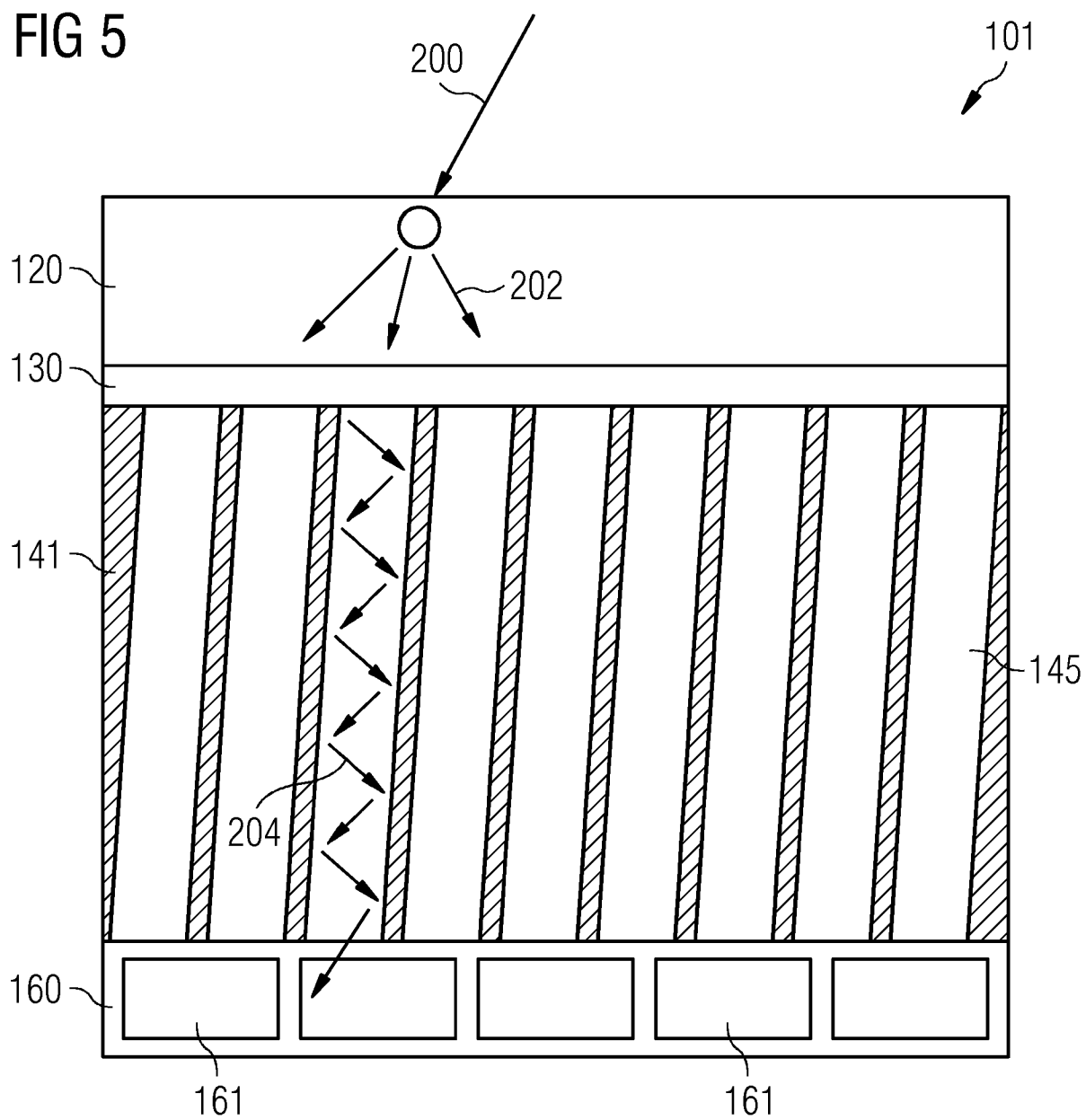


FIG 6

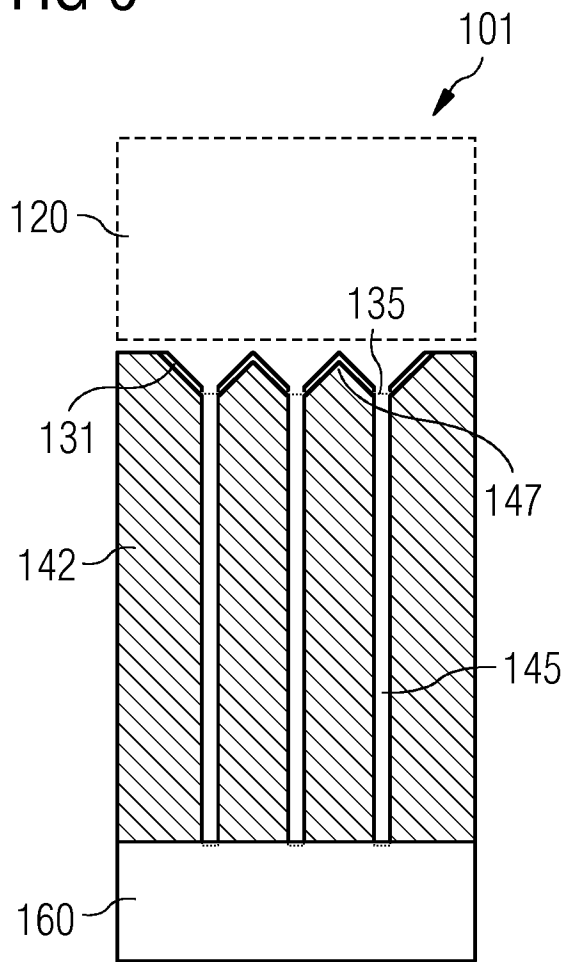


FIG 7

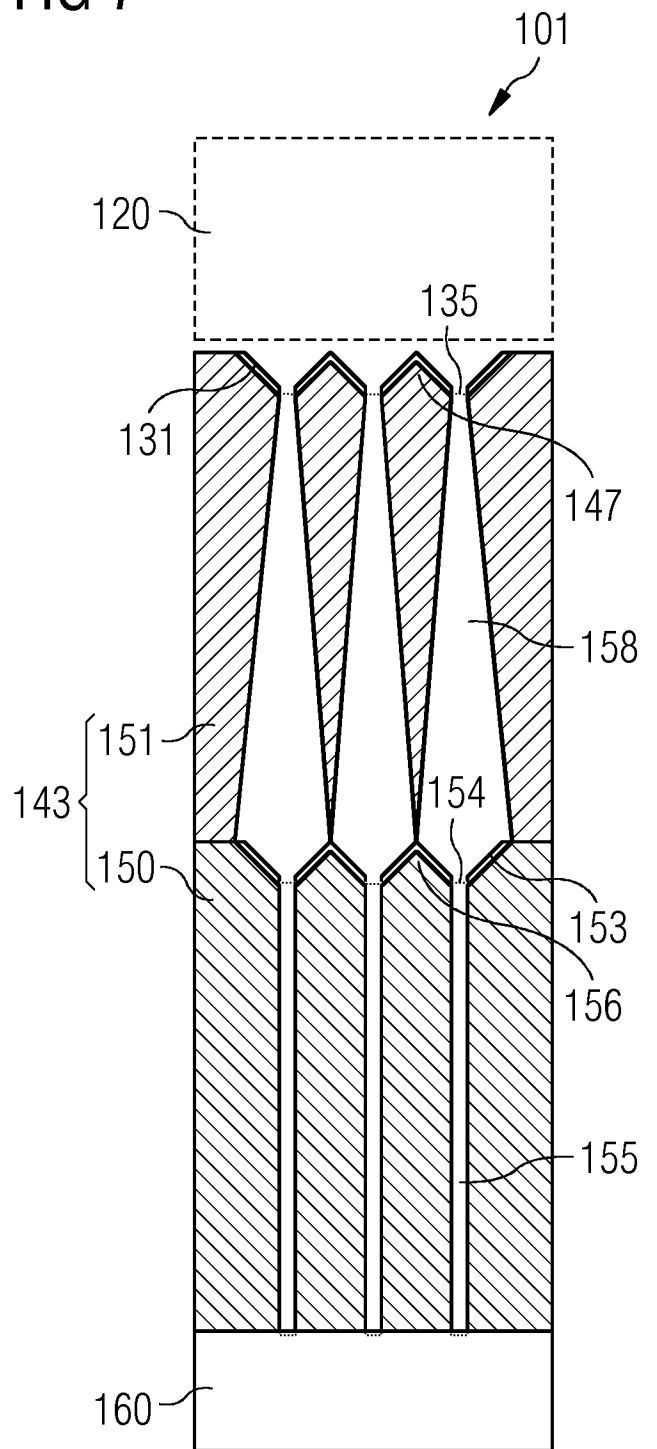


FIG 8

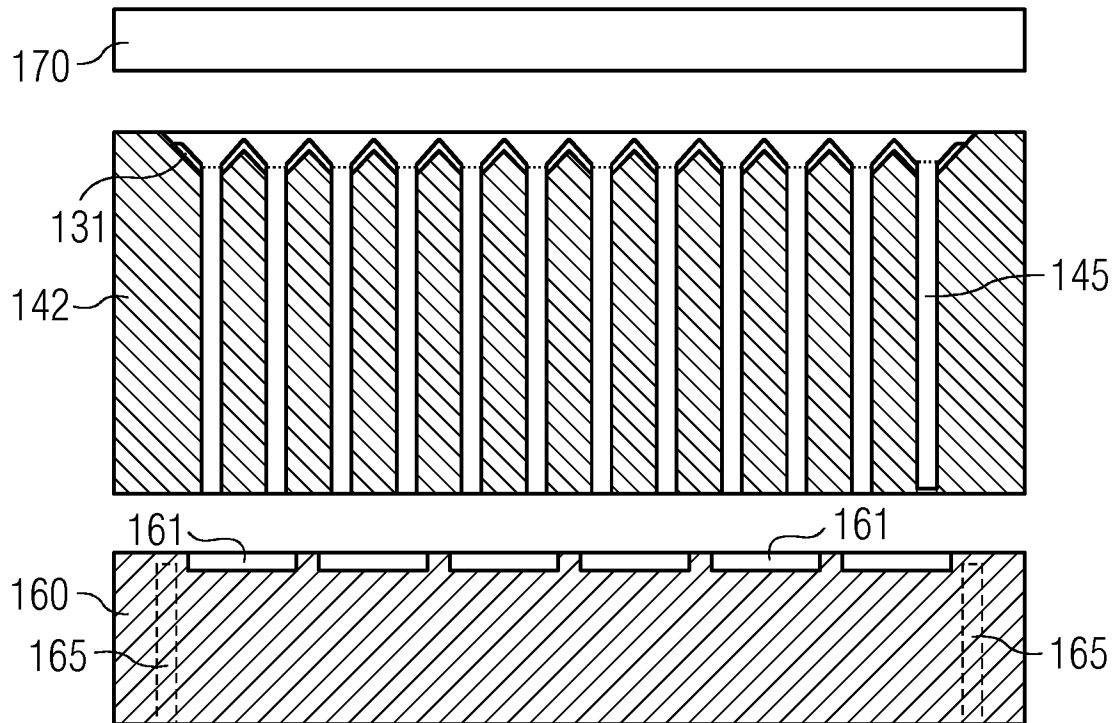


FIG 9

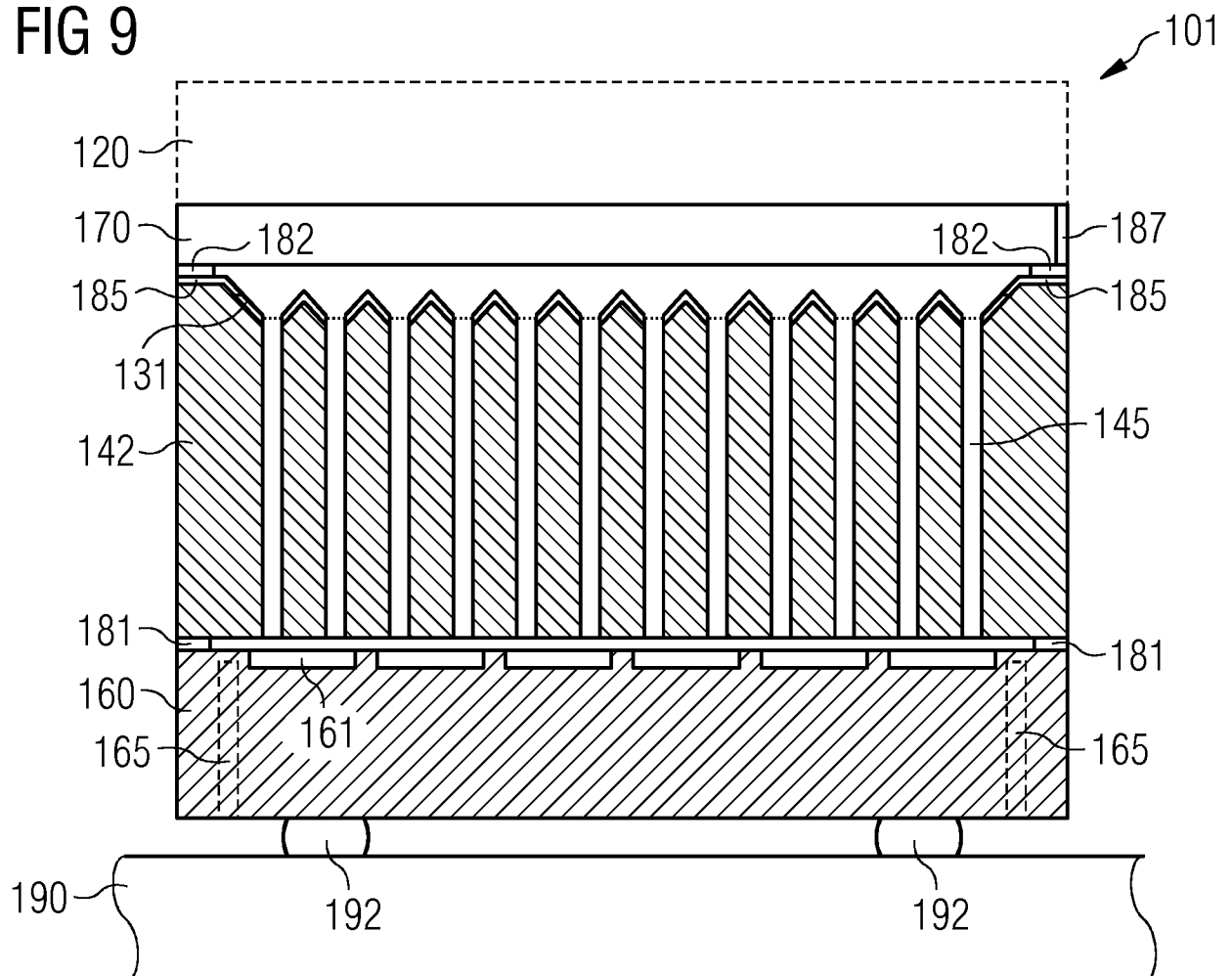


FIG 10

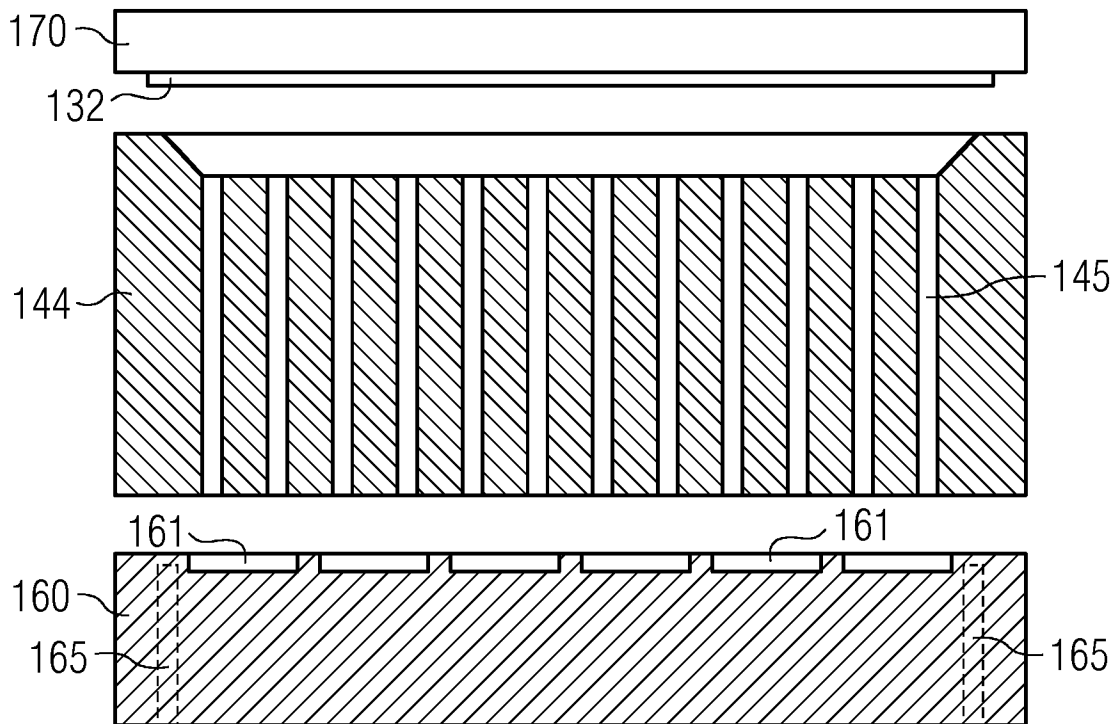


FIG 11

