



(12) **Patentschrift**

(21) Aktenzeichen: **103 13 602.9**
(22) Anmeldetag: **26.03.2003**
(43) Offenlegungstag: **21.10.2004**
(45) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung: **08.05.2013**

(51) Int Cl.: **G01T 1/02 (2006.01)**
G01T 1/24 (2006.01)
G01T 1/29 (2006.01)
H05G 1/44 (2006.01)

Innerhalb von drei Monaten nach Veröffentlichung der Patenterteilung kann nach § 59 Patentgesetz gegen das Patent Einspruch erhoben werden. Der Einspruch ist schriftlich zu erklären und zu begründen. Innerhalb der Einspruchsfrist ist eine Einspruchsgebühr in Höhe von 200 Euro zu entrichten (§ 6 Patentkostengesetz in Verbindung mit der Anlage zu § 2 Abs. 1 Patentkostengesetz).

(73) Patentinhaber:
Siemens Aktiengesellschaft, 80333, München, DE

(72) Erfinder:
Brabec, Christoph, Dr., 91052, Erlangen, DE;
Hoheisel, Martin, Dr., 91056, Erlangen, DE

(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht
gezogene Druckschriften:

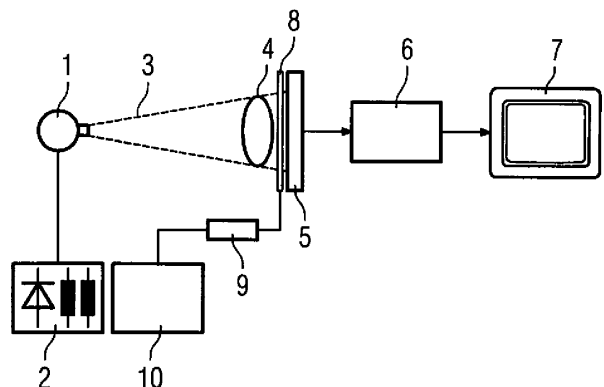
DE	198 11 556	A1
US	6 408 046	B2
US	5 767 518	A

A. Arshak et al., Gamma-Radiation Dosimeter Using the Optical and Electrical Properties of Al/S/CuPc/Al Thin Films, Proc. 23rd International Conference on Microelectronics (MIEL 2002), Vol. 1, Nis, Yugoslavia, 2-15 May 2002, p. 349-352, (IEEE)

C. Hordequin et al., Large Area thin Film Semiconductor Detectors Using Multichannel Counting Castor Readout Chip, IEEE Transactions on Nuclear Science Vol. 47 No. 6, December 2000, p. 1802-1806

(54) Bezeichnung: **Vorrichtung zur Messung einer Strahlungsdosis**

(57) Hauptanspruch: Vorrichtung zur Messung einer Strahlungsdosis, insbesondere einer Röntgenstrahlungsdosis, die Strahlung absorbiert und ein ein Maß für die Dosis darstellendes absorptionsbedingtes Ausgangssignal liefert, und die wenigstens eine Absorptionsstruktur (20) aus übereinander angeordneten Dünnschichten umfassend wenigstens eine das Ausgangssignal liefernde Dünnschicht-Diodenstruktur aufweist, wobei die Diodenstruktur zwei Filmelektroden (12, 14, 18) und eine dazwischen angeordnete photoaktive Halbleiter-Filmschicht (13, 19) aufweist, dadurch gekennzeichnet, dass die Absorptionsstruktur (20) auf einem folienartigen Träger (11) angeordnet ist, wobei die Halbleiter-Filmschicht (13, 19) aus einem oder mehreren organischen Halbleitern besteht, und wobei beide Filmelektroden (12, 14, 18) aus einem leitfähigen, vorzugsweise dotierten Polymer bestehen.



Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung zur Messung einer Strahlungsdosis, insbesondere einer Röntgenstrahlungsdosis, welche Vorrichtung Strahlung absorbiert und ein ein Maß für die Dosis darstellendes absorptionsbedingtes Ausgangssignal liefert, und die wenigstens eine Absorptionsstruktur aus übereinander angeordneten Dünnschichten umfassend wenigstens eine das Ausgangssignal liefernde Dünnschicht-Diodenstruktur aufweist, wobei die Diodenstruktur zwei Filmelektroden und eine dazwischen angeordnete photoaktive Halbleiter-Filmschicht aufweist.

[0002] Bei Strahlungsbildaufnahmeeinrichtungen, insbesondere bei Röntgeneinrichtungen, wie sie vornehmlich in der medizinischen Diagnostik eingesetzt werden, ist es notwendig, die Dosis der Strahlung, die den zu untersuchenden Patienten trifft, möglichst genau zu regeln. Hierzu dient üblicherweise eine automatische Dosisregelung (Automatic Exposure Control), bei der entweder die auf den Detektor auftreffende Strahlungsdosis oder die hinter dem Detektor noch vorhandene, nicht absorbierte Strahlungsdosis gemessen wird. Mit Hilfe dieses Messwertes wird dann der Generator der Röntgenröhre geregelt. Dabei wird meist die Dauer des abgegebenen Röntgenpulses variiert.

[0003] Bislang wurde für eine solche automatische Dosisregelung eine Ionisationskammer verwendet, die vor dem Röntgendetektor oder der Filmkassette angeordnet war. Diese Ionisationskammer, die in der Regel mehrere flächige Absorptionsbereiche aufweist, liefert ein vom Grad der absorbierten Strahlungsdosis abhängiges Ausgangssignal, das den Generator steuert. Nachteilig bei einer solchen Ionisationskammer ist jedoch ihre Absorption im Strahlengang, die insbesondere bei der Mammographie störend ist, ferner ihre Dicke von bis zu ca. 12 mm und schließlich ihre Neigung zur Mikrophonie.

[0004] Wie beschrieben, sind vor dem Detektor oder der Filmkassette angeordnete Ionisationskammern bei Mammographie-Aufnahmen aufgrund der Kammergröße und der Kammerabsorption störend, weshalb in solchen Fällen die Dosismessvorrichtung hinter dem Detektor oder der Filmkassette angeordnet ist und man hierfür eine Silizium-Diode verwendet, die die verbleibende Röntgenstrahlung, die z. B. durch das Film-Folien-System transmittiert wird, absorbiert und ein elektrisches Signal erzeugt, das wiederum zur Regelung eingesetzt wird.

[0005] Der Artikel von A. Arshak et al., „Gamma-Radiation Dosimeter Using the Optical and Electrical Properties of Al/S/CuPc/Al Thin Films“, Proc. 23rd International Conference on Microelectronics (MIEL 2002), Vol. 1, Nis, Jugoslawia, 2–15 May 2002, Sei-

ten 349 bis 352, (IEEE), betrifft einen Dosimeter für Gamma-Strahlung, der aus einer Schichtabfolge von Aluminium, Schwefel, Kupferphthalocyanin und wiederum Aluminium besteht. Die entsprechenden dünnen Filme sind auf Glassubstraten angeordnet. Als Elektroden sind Aluminiumelektroden beschrieben.

[0006] Ein Artikel von C. Hordequin et al., „Large Area Thin Film Semiconductor Detectors Using Multichannel Counting Castor Readout Chip“, IEEE Transactions on Nuclear Science Vol. 47 No. 6, December 2000, Seiten 1802 bis 1806, offenbart Detektoren für geladene Teilchen. Beschrieben sind Dünnschicht Halbleiterdetektoren, die auf ein Glassubstrat aufgebracht sind. Mit diesen Detektoren ist eine sehr beschränkte Sensitivität gegenüber Gammastrahlen gegeben. Als Detektormaterial wird amorphes Silizium verwendet, als Kontakte werden Aluminiumkontakte oder Chromkontakte vorgesehen.

[0007] Die US 5 767 518 A offenbart einen Röntgenstrahlendetektor, der einen Transmitter umfasst, welcher einen Teil der Röntgenstrahlen in sichtbares Licht umwandelt und dem ein Detektor zur Detektion dieses Lichts nachgeschaltet ist, welcher durchlässig für Röntgenstrahlung ist.

[0008] Die DE 198 11 556 A1 beschreibt einen als Ionisationskammer ausgebildeten Detektor, wobei auf einem Träger Messfeldelektroden vorgesehen sind, und wobei eine gegenüber und im Abstand von dem Träger angeordnete Elektrode unter Einwirkung von Röntgenstrahlung Ladungsträger emittiert. Elektrisch isolierende Schichten verhindern, dass die Signale der Ionisationskammer durch die Zuleitung auftreffender Ladungsträger verfälscht werden. Die elektrisch isolierenden Schichten können eine hohe Transparenz für Röntgenstrahlung aufweisen, so dass sie in einer Röntgenaufnahme praktisch nicht mit abgebildet werden.

[0009] Ein Röntgenbildgebungssystem wird durch die US 6 408 046 B2 beschrieben, wobei eine Anordnung zum Setzen des Dynamikbereichs des Bildes auf einer Darstellungsvorrichtung vorhanden ist. Dabei werden optische Dichtewerte aufgenommen, auf die der Dynamikbereich der Darstellungsvorrichtung abgebildet wird.

[0010] Der Erfindung liegt das Problem zugrunde, eine Vorrichtung anzugeben, die eine Dosiserfassung vor dem Detektor oder der Filmkassette unter Vermeidung der eingangs genannten Probleme ermöglicht.

[0011] Zur Lösung dieses Problems ist bei einer Vorrichtung der eingangs genannten Art erfindungsgemäß vorgesehen, dass die Absorptionsstruktur auf einem folienartigen Träger angeordnet ist, wobei die Halbleiter-Filmschicht aus einem oder mehreren or-

ganischen Halbleitern besteht, und wobei beide Filmelektroden aus einem leitfähigen, vorzugsweise dotierten Polymer bestehen.

[0012] Die Erfindung schlägt die Verwendung einer sandwichartig aufgebauten Dünnschicht-Absorptionsstruktur vor, wobei der Schichtstapel eine Diodenstruktur umfasst, die das absorptionsbedingte Ausgangssignal liefert. Die Verwendung sehr dünner Schichten wie auch eines folienartigen Trägers, der selbst möglichst wenig Strahlung absorbieren sollte, führt insgesamt zu einer äußerst dünnen Messanordnung, die auch bei geringer einfallender Strahlungsdosis bzw. geringem Absorptionsgrad ein hinreichendes elektrisches Signal erzeugt, um eine exakte Dosismessung vorzunehmen. Darüber hinaus bietet die Verwendung der sehr dünnen Schichten die Möglichkeit, eine solche Vorrichtung auch für sensible Untersuchungen wie beispielsweise in der Mammographie einzusetzen, da die sich aus der Größe und Dicke bekannter Ionisationskammern ergebenden Nachteile hier nicht mehr gegeben sind. Schließlich zeigt die erfindungsgemäße Vorrichtung auch keinerlei Neigung zur Mikrophonie, da keine schwingungsfähigen Luftkammern vorhanden sind. Ein weiterer Vorteil der Dünnschichtausführung der Vorrichtung, die dünner als 2 mm, vorzugsweise dünner als 1 mm ausgeführt werden kann, besteht darin, dass sie flexibel ist, also kein starres System darstellt und so die Möglichkeit besteht, sie z. B. an unebene Detektoren einfach anzupassen.

[0013] Die Diodenstruktur selbst umfasst erfindungsgemäß zwei Filmelektroden und eine dazwischen angeordnete fotoaktive Halbleiter-Filmschicht, in der strahlungsbedingt Elektron-Loch-Paare erzeugt werden und damit ein Ausgangssignal generiert wird, das abhängig von der einfallenden Strahlungsdosis ist.

[0014] Dabei ist vorgesehen, dass die Halbleiterschicht aus einem oder mehreren organischen Halbleitern besteht. Der besondere Vorteil solcher organischer Halbleiter ist die einfache Verarbeitungsmöglichkeit und die Möglichkeit, extrem dünne Schichten auch großflächig erzeugen zu können. Es ist z. B. ohne Weiteres denkbar, Schichten mit einer Dicke von typischerweise $\leq 1 \mu\text{m}$ auf einer Fläche, die z. B. der Detektorgröße entspricht, herzustellen. Dabei kann eine Halbleiter-Filmschicht aus einem einzigen Halbleiter bestehen, alternativ auch aus einer Mischung aus zwei oder mehr unterschiedlichen Halbleitertypen.

[0015] Dabei kann nach einer ersten Erfindungsausgestaltung die Halbleiter-Filmschicht aus wenigstens einem organischen Halbleiter, der als Donator wirkt und einem zugemischten, als Akzeptor wirkenden Material bestehen. Es kommt hier also eine Donator/Akzeptor-Polymermischung zum Einsatz, wobei eine

Komponente als Elektronendonator und die andere als Elektronenakzeptor wirkt.

[0016] Alternativ hierzu besteht die Möglichkeit, eine Hetero-Diodenstruktur zu bilden. Es wird nach dieser Erfindungsausgestaltung innerhalb der Dioden-Filmschicht ein Hetero-Übergang ausgebildet, d. h. ein der Ladungsträgertrennung dienender pn- und Dichteübergang, realisiert durch die Verwendung unterschiedlicher Halbleitermaterialien. Dabei kann vorgesehen sein, zwei Teilschichten aus unterschiedlichen Halbleitern zu verwenden, die einen Hetero-Übergang bilden. Nach dieser Erfindungsausgestaltung wird also eine echte Materialgrenze, die den Hetero-Übergang definiert, realisiert. Alternativ dazu besteht die Möglichkeit, beide Halbleiter zu mischen, so dass sich im gesamten Schichtvolumen eine Vielzahl von lokalen Hetero-Übergängen ausbildet.

[0017] Eine weitere Erfindungsalternative zu den beschriebenen Ausgestaltungen sieht vor, die Halbleiter-Filmschicht aus einem Halbleiter zu bilden, der unter Ausbildung eines pn-Übergangs in einer Teilschicht p-dotiert und in der anderen Teilschicht n-dotiert ist. Man realisiert also einen "echten" dotierungsbedingten pn-Übergang zur Ladungstrennung. Hierbei ist darauf hinzuweisen, dass sämtliche der beschriebenen Ausführungsformen primär unter Verwendung organischer Halbleiter als Halbleiterschichtbasis realisiert werden sollten.

[0018] Als organische Halbleitermaterialien können beliebige Polymere oder Kunststoffe verwendet werden, solange ihnen halbleitende Eigenschaften zukommen. Zu nennen sind exemplarisch halbleitende konjugierte Polymere, deren Derivate, niedermolekulare Halbleiter oder monomer, oligomer oder polymer vorliegende halbleitende Kunststoffe.

[0019] Im Hinblick auf eine möglichst geringe Absorption im Bereich der Filmelektroden sieht die Erfindung ferner vor, dass eine oder beide Filmelektroden aus einem leitfähigen, vorzugsweise dotierten Polymer bestehen, um eine hohe optische Transparenz zu gewährleisten. Wenn diese Transparenz nicht erforderlich ist, können alternativ in einer nicht zur Erfindung gehörigen Ausgestaltung auch dünne Metallfilme oder Metalllegierungsfilme oder Metall- oder Legierungsoxidfilme verwendet werden. Die Schichtdicken sollten möglichst gering sein, um die Strahlungsabsorption in der Elektrode möglichst gering zu halten.

[0020] Der folienartige Träger selbst kann eine Kunststoffolie sein, alternativ dazu ist auch eine Glasfolie verwendbar, wobei diese in ihrer Röntgenabsorption nicht vernachlässigbar ist und infolge dessen deren Dicke möglichst gering sein sollte.

[0021] Wie beschrieben, lässt sich mit einer solchen erfindungsgemäßen Vorrichtung bzw. einer solchen erfindungsgemäßen Absorptionsstruktur ein nur eine äußerst geringe Strahlungsabsorption zeigendes Messelement realisieren, das in vielen Anwendungsfällen ein hinreichendes elektrisches Signal erzeugt. Es kann allerdings vorkommen, dass aufgrund der niedrigen Strahlungsabsorption der erfindungsgemäßen Absorptions- oder Diodenanordnung das elektrische Signal sehr klein ist. Um dies zu verbessern, sieht eine besonders vorteilhafte Erfindungsausgestaltung ferner vor, dass innerhalb der Absorptionsstruktur ein Szintillator eingebunden ist. Das Szintillatormittel bzw. der Szintillator dient dazu, die einfallende Strahlung, also beispielsweise die Röntgenstrahlung in sichtbares Licht zu wandeln, das dann für die Generation des elektrischen Ausgangssignals verwendet wird und im organischen Halbleitermaterial zur Ladungsträgergeneration führt. Während der Szintillator nur sehr wenig Röntgenstrahlung absorbiert, mithin also der Absorptionsgrad nur unwesentlich erhöht wird, lässt sich das erzeugte Signal aber soweit verstärken, dass es gut auswertbar ist.

[0022] Dabei kann nach einer ersten Erfindungsausgestaltung der Szintillator in Form einer Dünnschicht auf einer der Filmelektroden aufgebracht sein. Bei dieser Erfindungsausgestaltung liegt der Szintillator bzw. die Szintillatorschicht zu oberst, wird also unmittelbar mit der einfallenden Strahlung belegt. Die erzeugten Lichtquanten werden durch die Filmelektrode hindurch in die darunter liegende Halbleiter-Filmschicht eingekoppelt.

[0023] Alternativ dazu besteht die Möglichkeit, der Szintillator in die Filmelektrode einzubinden. Hier wird der Szintillator als äußerst feinkörniges Pulver in das Elektrodenmaterial, vorzugsweise ein leitfähiges Polymermaterial, eingemischt. Der Filmelektrode kommt hier also eine Doppelfunktion zu, nämlich zum einen die der Kontaktierung, zum anderen die einer Szintillatorschicht.

[0024] Eine besonders vorteilhafte Erfindungsausgestaltung sieht schließlich vor, der Szintillator in die fotoaktive Halbleiter-Filmschicht einzubinden. Hier wird das Szintillatormaterial in sehr feinverteilter Form, primär in Form sog. Nano-Partikel unmittelbar in den organischen Halbleiter eingebracht. Die so erhaltene Halbleiterschicht leuchtet beim Durchgang von Röntgenstrahlung aufgrund der Strahlungskonvertierung durch den Szintillator von innen, wodurch im gesamten Schichtvolumen Elektronen-Loch-Paare erzeugt werden. D. h., die Umwandlung der einfallenden Strahlung in sichtbares Licht erfolgt unmittelbar am Ort der Ladungsträgergeneration, ein Einkoppeln von außen in die fotoaktive Halbleiterschicht ist nicht mehr erforderlich.

[0025] Die erfindungsgemäße Vorrichtung kann aufgrund ihres Film- oder Schichtaufbaus sehr dünn hergestellt werden. Ihre Gesamtdicke einschließlich folienartigem Träger und Absorptionsstruktur kann ≤ 2 mm, vorzugsweise ≤ 1 mm sein. Die Dicke der fotoaktiven Halbleiterschicht selbst kann ≤ 2 μm , insbesondere ≤ 1 μm sein. Die Dicke einer Filmelektrode sollte ≤ 2 μm , insbesondere ≤ 1 μm und vorzugsweise ≤ 100 nm sein, insbesondere im Falle der Verwendung von Metall- oder Legierungselektroden oder entsprechender oxidischer Elektroden, wo die Schichtdicke vorzugsweise im Bereich von 10 nm oder darunter liegen sollte.

[0026] Die die Absorptionsstruktur bildenden Schichten können auf unterschiedlichste Weise erzeugt werden. Exemplarisch zu nennen ist hier die thermische Verdampfung, die Kathodenzerstäubung, Lösungsschleudern oder in einem Druckverfahren, insbesondere Siebdruckverfahren.

[0027] Wie beschrieben, lässt die Ausbildung als Filmstruktur insbesondere unter Verwendung organischer Halbleiter die sehr dünne, aber gleichzeitig großflächige Erzeugung geeigneter Schichten und damit geeigneter Strukturen zu. Nach einer zweckmäßigen Ausgestaltung sind infolge dessen auf dem Träger mehrere nebeneinander liegende Absorptionsstrukturen, die separate Ausgangssignale liefern, vorgesehen. Es besteht also die Möglichkeit, die Messvorrichtung in einer Größe herzustellen, die der Größe des beispielsweise als flacher Festkörperdetektor ausgeführten Detektors entspricht, herzustellen, wobei beispielsweise 3 oder 4 Absorptionsstrukturen, die zusammengesetzt annähernd der Detektorfläche entsprechen, Teil der Vorrichtung sind. Zwischen diesen Absorptionsstrukturen kann umgeschaltet werden, d. h. es können ihre separate Ausgangssignale aufgenommen und ausgewertet werden, so dass lokale Dosismessungen über die gesamte Detektorfläche möglich sind. Eine besonders vorteilhafte Erfindungsausgestaltung sieht dabei vor, die mehreren Absorptionsstrukturen nach Art einer Matrix auf dem Träger verteilt anzuordnen. Es besteht beispielsweise die Möglichkeit, bei einer Detektorgröße von 40 cm \times 40 cm eine Matrix von 10 \times 10 Absorptionsstrukturen oder 100 \times 100 Absorptionsstrukturen über die Detektorfläche zu verteilen. Jede Absorptionsstruktur liefert ein separates Ausgangssignal und kann separat ausgelesen bzw. angesteuert werden. Natürlich besteht hier auch die Möglichkeit, gleichzeitig mehrere Absorptionsstrukturen auszulesen und mehrere Absorptionsstrukturen zusammen zu schalten, wobei sich bei dieser Erfindungsausgestaltung dann beliebige Absorptionsstrukturmuster zusammenschalten lassen und beliebige lokale Flächenbereiche oder -formen abgreifen lassen.

[0028] Wenngleich die Möglichkeit besteht, die erfindungsgemäße Vorrichtung als separates, einem

Strahlungsdetektor vorzusetzendes Bauteil auszuführen, sieht eine besonders zweckmäßige Erfindungsausgestaltung vor, dass sie an einem Strahlungsdetektor, insbesondere einem Festkörper-Strahlungsdetektor angeordnet ist, mit diesem also quasi herstellerseitig fest verbunden ist. Strahlungsdetektor und Messvorrichtung bilden also ein gemeinsames Bauteil.

[0029] Neben der erfindungsgemäßen Vorrichtung betrifft die Erfindung ferner eine Einrichtung zur Strahlungsbildaufnahme, umfassend eine Strahlungsquelle sowie einen Strahlungsempfänger sowie eine Vorrichtung zur Messung der Strahlungsdosis der vorbeschriebenen Art.

[0030] Weitere Vorteile, Merkmale und Einzelheiten der Erfindung ergeben sich aus den im Folgenden beschriebenen Ausführungsbeispielen sowie anhand der Zeichnungen. Dabei zeigen:

[0031] **Fig. 1** eine Prinzipskizze einer erfindungsgemäßen Strahlungsbildaufnahmeeinrichtung unter Verwendung einer erfindungsgemäßen Dosismessvorrichtung,

[0032] **Fig. 2** eine Prinzipskizze einer erfindungsgemäßen Dosismessvorrichtung einer ersten Ausführungsform,

[0033] **Fig. 3** eine Prinzipskizze einer erfindungsgemäßen Dosismessvorrichtung einer zweiten Ausführungsform,

[0034] **Fig. 4** eine Prinzipskizze einer erfindungsgemäßen Dosismessvorrichtung einer dritten Ausführungsform,

[0035] **Fig. 5** eine Prinzipskizze einer erfindungsgemäßen Dosismessvorrichtung einer vierten Ausführungsform,

[0036] **Fig. 6** eine Prinzipskizze einer erfindungsgemäßen Dosismessvorrichtung einer fünften Ausführungsform, und

[0037] **Fig. 7** eine Aufsicht auf eine erfindungsgemäße Dosismessvorrichtung mit matrixartig angeordneten Absorptionsstrukturen.

[0038] **Fig. 1** zeigt eine erfindungsgemäße Strahlungsbildaufnahmeeinrichtung bestehend aus einer Strahlungsquelle **1**, z. B. einer Röntgenröhre mit zugeordnetem Hochspannungsgenerator **2**, die ein Strahlungsbündel **3** erzeugt. Nach Durchdringen des zu untersuchenden Objekts oder Patienten **4** trifft die Strahlung auf einen Detektor **5**, z. B. einen Festkörper-Flachdetektor auf der Basis von amorphem Silizium. Das erzeugte Bildsignal wird in einem Bildsystem

6 verarbeitet. Die Strahlungsbilder können auf dem Monitor **7** betrachtet werden.

[0039] Im Strahlengang vor dem Strahlungsdetektor **5** befindet sich eine erfindungsgemäße Dosismessvorrichtung **8**, die eine Dünnschicht-Diodenstruktur aufweist, die ein dosisabhängiges Ausgangssignal liefert. Der Dosismessvorrichtung **8** ist eine Ausleseeinheit **9** sowie ein Ausleseverstärker **10** nachgeschaltet, über die die Ausgangssignale der Dosismessvorrichtung **8** ausgelesen und verstärkt werden, wobei der Ausleseverstärker **10** dann ein Steuerungssignal an den Hochspannungsgenerator **2** gibt, um damit die Dosis zu regeln.

[0040] **Fig. 2** zeigt in Form einer Prinzipskizze den grundsätzlichen Aufbau einer erfindungsgemäßen Dosismesseinrichtung **8a**, die als Dosismesseinrichtung **8** in der in **Fig. 1** gezeigten Einrichtung verwendet werden kann. Vorgesehen ist ein Substrat oder ein Träger **11**, der üblicherweise aus einer Polyester-Folie mit einer Dicke von 20 µm bis 200 µm besteht. Verwendbar sind auch Polyimidfolien oder dünne Glasfolien mit einer Dicke im oben angegebenen Bereich, wobei bei letzterer die Röntgenabsorption nicht vernachlässigbar ist. Grundsätzlich handelt es sich um eine sehr dünne Trägerstruktur, die dem insgesamt sehr dünnen Schichtaufbau zuträglich ist.

[0041] Ferner sind zwei Filmelektroden **12**, **14** vorgesehen, zwischen denen sich eine fotoaktive Halbleiter-Filmschicht **13** befindet. In der Halbleiter-Filmschicht **13** werden abhängig von der einfallenden Strahlung Elektron-Loch-Paare erzeugt, über die beiden Filmelektroden **12** wird das entsprechende Signal abgegriffen und nach außen geführt. Die Filmelektroden **12**, **14** sind vornehmlich aus leitfähigen, dotierten Polymeren, wie z. B. Polyethylen-dioxythiofen oder Polyanilin, und werden vornehmlich in einer Dicke von typisch 100 nm aufgebracht, um eine hohe optische Transparenz zu gewährleisten. Wenn diese Transparenz nicht erforderlich ist, kann die Schichtdicke auch auf ca. 1 µm gesteigert werden, um eine besonders gute Leitfähigkeit zu erzielen. Alternativ dazu können in einer nicht zur Erfindung gehörigen Ausführungsform die Filmelektroden **12**, **14** auch aus dünnen Metallfilmen gebildet werden, wobei Aluminium und Titan besonders geeignet sind. Verwendet werden können aber auch Kupfer, Silber oder Gold, Calcium, Barium, LiF/Al oder dergleichen. Die minimal notwendigen Schichten betragen nur 1–10 nm, so dass die Röntgenabsorption in der Metallelektrode sehr gering bleibt. Weitere mögliche Materialien für die Elektroden sind Metalloxide wie z. B. Zinkoxid oder Indiumzinnoxid (ITO).

[0042] Als Materialien für die Halbleiter-Filmschicht **13** eignen sich unter anderem konjugierte Polymere wie Polyphenylenvinyl (PPV), Polythiophen und deren Derivate oder niedrigmolekulare organischer

Halbleiter wie z. B. Phtalocyanine oder Fullerene (C-60). Beispiele typischer halbleitender konjugierte Polymere beinhalten (nicht abschließende Aufzählung):

- Polyacetylene (PA) und Derivate davon,
- Polyisothianaphtene (PITN) und Derivate davon,
- Polythiophene (PT) und Derivate davon,
- Polypyrrole (PPr) und Derivate davon,
- Poly(2,5-theinylenvinylene) (PTV) und Derivate davon,
- Polyfluorene (PF) und Derivate davon,
- Poly(p-phenylene) (PPP) und Derivate davon,
- Poly(phenylenvinylene) (PPV) und Derivate davon,
- Polyquinoline und Derivate davon,
- Polykarbozole und Derivate davon,
- Phtalocyanine und Derivate davon
- sowie halbleitendes Polyanilin (Leukoemeraldine und/oder Leukoemeraldine Base).

[0043] Die Schichtenfolge Filmelektrode **12**, Halbleiter-Filmschicht **13**, Filmelektrode **14** bildet ein MIM-Bauelement (Metal-Insulator-Metal) beziehungsweise eine Schottky-Diode. Die Dicke der Halbleiter-Filmschicht beträgt typischerweise 1 µm oder weniger.

[0044] Geeignete fotoaktive Schichten können ferner auch aus einem oder mehreren halbleitenden Kunststoffen, die monomer, oligomer und/oder polymer vorliegen bestehen. Diese Schichten können auch anorganische Teilchen und/oder Nanoteilchen umfassen, wobei diese anorganischen Teilchen und/oder Nanoteilchen mit ähnlichen oder unterschiedlichen Elektronenaffinitäten und/oder mit ähnlichen oder unterschiedlichen Bandlücken wie das halbleitende Kunststoffmaterial vorliegen können. Auch können Mischungen aus zwei oder mehreren konjugierten organischen Kunststoffen und dergleichen verwendet werden.

[0045] Die dünnen Schichten – seien es die Filmelektroden oder die Halbleiter-Filmschichten – bestehend aus organischen Molekülen, Oligomeren oder molekularen Mischungen können beispielsweise durch thermische Verdampfung oder Kathodenzerstäubung erzeugt werden. Dünne Schichten aus konjugierten Polymeren und Mischungen mit konjugierten Polymeren können durch Spincoaten (Lösungsschleudern), aber auch durch gängige Druckmethoden wie z. B. Siebdruck, Tintenstrahldruck, Flexodruck, Tiefdruck, Hochdruck, Flachdruck oder andere ähnliche Lösungsmittelabscheidungsprozesse erzeugt werden.

[0046] Auch ist es möglich, die Halbleiter-Filmschicht **13** in Form einer Donator/Akzeptor-Polymermischung zu bilden. Die oben genannten Beispiele typischer halbleitender konjugierter Polymere wirken alle als Donator, geeignete Akzeptoren können beispielsweise Poly(cyanophenylenvinylene), Fullerene

wie C-60 und dessen funktionelle Derivate (wie PCBM, PCBR) und organische Moleküle, organometallische Moleküle oder anorganische Nanoteilchen (wie z. B. CdTe, CdZnTe, CdSe, CdS, CuInSe₂) sein, wobei diese Akzeptor-Beispiele nicht abschließend sind.

[0047] Ein weiteres Ausführungsbeispiel einer erfindungsgemäßen Dosismessvorrichtung **8b** zeigt **Fig. 3**. Der Aufbau ist grundsätzlich der gleiche wie bezüglich der Dosismessvorrichtung **8a** in **Fig. 2** beschrieben, jedoch unterscheidet sich diese Ausführungsform in der Halbleiter-Filmschicht **13**. Die Halbleiter-Filmschicht **13** in diesem Ausführungsbeispiel ist als Hetero-Übergang oder alternativ dazu als PN-Übergang ausgebildet. Die Halbleiter-Filmschicht **13**, die einen echten Hetero-Übergang zeigt, besteht aus einer ersten Teilschicht **15** und einer zweiten Teilschicht **16**, die beide aus unterschiedlichen Materialien bestehen. Dabei kann eine dieser Teilschichten aus einem der oben beschriebenen konjugierten Polymere oder einer Polymermischung bestehen. Die andere Teilschicht kann z. B. aus einem der oben beschriebenen niedrigmolekularen organischen Halbleiter oder einer Mischung davon bestehen. Weitere mögliche Halbleiter sind z. B. Cyano-Polyphenylenvinylene (CN-PPV). An der Grenzfläche zwischen den beiden Teilschichten **15** und **16** entsteht bei dieser beschriebenen Anordnung ein Hetero-Übergang.

[0048] Alternativ dazu kann die in **Fig. 3** gezeigte Halbleiter-Filmschicht **13** auch als einen pn-Übergang aufweisende Schicht ausgebildet sein, so dass sich insgesamt eine pn-Diode ergibt. Eine solche pn-Schicht geht von einem einheitlichen Halbleitermaterial oder einer Materialmischung aus, die aber in den beiden Teilschichten **15** und **16** unterschiedlich dotiert ist. Eine Teilschicht ist mit einem Donator (n-Typ-Dotierung), die andere mit einem Akzeptor (p-Typ-Dotierung) dotiert. Als Donator wirkendes n-Halbleitermaterial kann z. B. Polythiophen (PT) oder Polyphenylenvinyl (PPV) verwendet werden, als Akzeptor, also als p-Dotierung kann z. B. ein Fulleren C-60 verwendet werden. In diesem Fall geht man also von einem grundsätzlich als Donator wirkenden Halbleitermaterial (nämlich PT oder PPV) aus, dieses bildet z. B. die n-Teilschicht **15**, die p-Teilschicht (z. B. die Teilschicht **16**) wird durch entsprechende Dotierung erzeugt.

[0049] Alternativ zu der echten Schichtdotierung wie in **Fig. 3** gezeigt ist es möglich, volumenhafte Hetero-Übergänge auszubilden, wozu die beiden unterschiedlichen Halbleitermaterialien gemischt werden, so dass sich im gesamten Schichtvolumen Hetero-Übergänge ausbilden und nicht nur an der Grenzfläche.

[0050] Die niedrige Röntgenabsorption der erfindungsgemäßen Absorptionsanordnung oder Dioden-

struktur kann allerdings dazu führen, dass das erzeugte elektrische Signal sehr klein ist. Dies kann man dadurch verbessern, dass man zusätzlich einen Szintillator anordnet, der einerseits so dünn ist, dass er nur sehr wenig Röntgenstrahlung absorbiert, andererseits aber das Signal so weit verstärkt, dass es gut auswertbar ist.

[0051] Eine erste erfindungsgemäße Ausführungsform einer solchen Dosismessvorrichtung **8c** zeigt **Fig. 4**. Auch hier kommen ein Träger **11**, die beiden Filmelektroden **12** und **14** sowie die dazwischen befindliche Halbleiter-Filmschicht **13** zum Einsatz. Die grundsätzliche Ausgestaltung kann so wie bezüglich der **Fig. 2** und **Fig. 3** beschrieben sein. Auf der oberen Filmelektrode **13** ist bei dieser Ausführungsform eine dünne Szintillatorschicht **17** aufgebracht, um die Empfindlichkeit zu erhöhen. Die Szintillatorschicht wandelt einfallende Strahlung in sichtbares Licht um, das dann durch die Filmelektrode **14** (die vorzugsweise optisch transparent ist) hindurch in die Halbleiter-Filmschicht **13** zur Erzeugung der Elektron-Loch-Paare eingekoppelt wird. Die Szintillatorschicht **17** kann z. B. eine Gadoliniumoxisulfidschicht (Gd_2O_2S) sein, mit einer Belegung von z. B. 3 mg/cm^2 . Das Gadoliniumoxisulfid-Pulver weist eine Korngröße zwischen $7\text{--}12 \mu\text{m}$ auf, das Pulver kann in einer Lösung aus Polyvinylchlorid in Butylacetat suspendiert werden. Nach dem Auftragen der Suspension auf die Diodenstruktur wird die Schicht für mehrere Stunden bei 40°C getrocknet, so dass sich die verfestigte Szintillatorschicht **17** ausbildet.

[0052] Eine alternative Ausführungsform einer Dosismesseinrichtung **8d** unter Verwendung eines Szintillators zeigt **Fig. 5**. Bei dieser Ausführungsform kommen keine separate Filmelektrode **14** und separate Szintillatorschicht **17** zum Einsatz, viel mehr wird hier eine Elektrode **18** aufgebracht, die ein Szintillatormaterial in Form eines feinen Pulvers enthält. Das heißt, das Szintillatormaterial ist in das Elektrodenmaterial eingemischt. Beispielsweise wird ein leitfähiges Polymer mit dem oben beschriebenen Gadoliniumoxisulfid-Pulver vermischt, aufgebracht und entsprechend ausgehärtet. Dieser Elektrode **18** kommt hier also eine Doppelfunktion zu, nämlich zum einen die der Elektrode, zum anderen die des Szintillators. Diese Anordnung ist insoweit vorteilhaft, als die Einkopplung des szintillatorseitig erzeugten Lichts in die Halbleiter-Filmschicht **13** aufgrund des direkten Kontaktes unmittelbar erfolgt.

[0053] Eine weitere besonders bevorzugte Ausführungsform einer Dosismessvorrichtung **8e** zeigt **Fig. 6**. Hier wird das Szintillatormaterial in sehr fein verteilter Form insbesondere als Nanopartikel direkt in die organische Halbleiter-Filmschicht eingebracht. Die Pulverpartikel des Szintillators haben eine Größe von ca. $2\text{--}7 \text{ nm}$, sind also äußerst fein, um zum einen sehr fein und homogen verteilt werden zu kön-

nen, und um es zum anderen zu ermöglichen, die Halbleiter-Filmschicht **19** in der geforderten Dicke $\leq 1 \mu\text{m}$ herstellen zu können. Der Vorteil dieser Ausgestaltung ist, dass bei einfallender Strahlung die Umwandlung derselben durch den Szintillator unmittelbar in der Halbleiter-Filmschicht **19** erfolgt, die Halbleiter-Filmschicht leuchtet bei Strahlungsdurchgang vom innen. Hierdurch werden im gesamten Volumen Elektron-Loch-Paare erzeugt, da im gesamten Volumen die Strahlungskonvertierung durch den Szintillator erfolgt.

[0054] Schließlich zeigt **Fig. 7** eine Aufsicht auf eine Dosismessvorrichtung **8**, die nach einer der beschriebenen Ausführungsformen ausgebildet sein kann. Gezeigt ist der folienartige Träger **11**, auf dem nach Art einer Matrix verteilt eine Vielzahl von Absorptionsstrukturen **20** vorgesehen sind. Jede der Absorptionsstrukturen umfasst eine Diodenstruktur, wie sie in den vorangegangenen Beispielen beschrieben sind, gegebenenfalls auch ein Szintillatormittel, je nachdem wie die Messvorrichtung ausgestaltet ist. Jede Absorptionsstruktur **20** liefert ein über die entsprechend geführten Elektroden abgreifbares separates lokales Ausgangssignal, das die lokale Dosis beschreibt. Die Ausgangssignale können separat ausgelesen werden. Die einzelnen Absorptionsstrukturen können auch beliebig miteinander verschaltet werden, um unterschiedliche Auslesemuster zu bilden. Alternativ zu der in **Fig. 7** beschriebenen Ausführungsform besteht natürlich auch die Möglichkeit, lediglich die Filmelektroden **12** und **14** lokal vorzusehen und eine Halbleiter-Filmschicht, die den gesamten Träger **11** belegt, anzuordnen. Das heißt, nachdem die Filmelektroden **12** und **14** nur lokal vorgesehen sind, dass auch nur lokale Ausgangssignale ausgelesen werden. Auch bei dieser Ausführungsform ist es möglich, die Dosisregelung der Röntgenanlage auf der Basis des interessierenden Bildbereichs, der durch geeignetes Zusammenfassen der matrixartigen Absorptionsstrukturen definiert wird, vorzunehmen.

[0055] Abschließend ist noch darauf hinzuweisen, dass die Dosismessvorrichtung **8** gleich welcher konkreten Ausprägung direkt mit dem Steuerungsdetektor **5** verbunden ist, sie zusammen also ein gemeinsames Bauteil bilden.

Patentansprüche

1. Vorrichtung zur Messung einer Strahlungsdosis, insbesondere einer Röntgenstrahlungsdosis, die Strahlung absorbiert und ein ein Maß für die Dosis darstellendes absorptionsbedingtes Ausgangssignal liefert, und die wenigstens eine Absorptionsstruktur (**20**) aus übereinander angeordneten Dünnschichten umfassend wenigstens eine das Ausgangssignal liefernde Dünnschicht-Diodenstruktur aufweist, wobei die Diodenstruktur zwei Filmelektroden

(12, 14, 18) und eine dazwischen angeordnete photoaktive Halbleiter-Filmschicht (13, 19) aufweist, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Absorptionsstruktur (20) auf einem folienartigen Träger (11) angeordnet ist, wobei die Halbleiter-Filmschicht (13, 19) aus einem oder mehreren organischen Halbleitern besteht, und wobei beide Filmelektroden (12, 14, 18) aus einem leitfähigen, vorzugsweise dotierten Polymer bestehen.

2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Halbleiter-Filmschicht (13, 19) aus wenigstens einem organischen Halbleiter, der als Donator wirkt, und einem zugemischtem, als Akzeptor wirkenden Material besteht.

3. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Halbleiter-Filmschicht (13, 19) aus zwei unterschiedlichen Halbleitern besteht, die eine Hetero-Diodenstruktur bilden.

4. Vorrichtung nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, dass zwei Teilschichten (15, 16) aus unterschiedlichen Halbleitern vorgesehen sind, die einen Hetero-Übergang bilden.

5. Vorrichtung nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, dass beide Halbleiter gemischt sind, so dass sich im gesamten Schichtvolumen Hetero-Übergänge bilden.

6. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Halbleiter-Filmschicht (13) aus einem Halbleiter besteht, der unter Ausbildung eines pn-Übergangs in einer Teilschicht (16) p-dotiert und in der anderen Teilschicht (15) n-dotiert ist.

7. Vorrichtung nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass als organischer Halbleiter ein oder mehrere halbleitende konjugierte Polymere, deren Derivate, niedermolekulare Halbleiter oder monomer, oligomer oder polymer vorliegende halbleitende Kunststoffe verwendet sind.

8. Vorrichtung nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der folienartige Träger (11) eine Kunststoffolie oder eine Glasolie ist.

9. Vorrichtung nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass innerhalb der Absorptionsstruktur ein Szintillator eingebunden ist.

10. Vorrichtung nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, dass der Szintillator in Form einer Dünnschicht (17) auf einer der Filmelektroden (14) aufgebracht ist.

11. Vorrichtung nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, dass der Szintillator in die Filmelektrode (18) eingebunden ist.

12. Vorrichtung nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, dass der Szintillator in der photoaktiven Halbleiter-Filmschicht (19) eingebunden ist.

13. Vorrichtung nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Dicke der photoaktiven Halbleiterschicht (13, 19) $\leq 2 \mu\text{m}$, insbesondere $\leq 1 \mu\text{m}$ ist.

14. Vorrichtung nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Dicke einer Filmelektrode (12, 14, 18) $\leq 2 \mu\text{m}$, insbesondere $\leq 1 \mu\text{m}$ und vorzugsweise $\leq 100 \text{ nm}$ ist.

15. Vorrichtung nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die die Absorptionsstruktur bildenden Schichten (12, 13, 14, 15, 16, 17, 18, 19) durch thermische Verdampfung, Kathodenzerstäubung, Lösungsschleudern oder in einem Druckverfahren, insbesondere Siebdruck, aufgebracht sind.

16. Vorrichtung nach einer der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass auf dem Träger (11) mehrere nebeneinander liegende Absorptionsstrukturen (20), die separate Ausgangssignale liefern, vorgesehen sind.

17. Vorrichtung nach Anspruch 16, dadurch gekennzeichnet, dass die mehreren Absorptionsstrukturen (20) nach Art einer Matrix auf dem Träger (11) verteilt angeordnet sind.

18. Vorrichtung nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass sie an einem Strahlungsdetektor (5), insbesondere einem Festkörper-Strahlungsdetektor, angeordnet ist.

19. Einrichtung zur Strahlungsbildaufnahme, umfassend eine Strahlungsquelle (1) sowie einen Strahlungsempfänger (5) sowie eine Vorrichtung (8) zur Messung der Strahlungs-dosis nach einem der Ansprüche 1 bis 18.

Es folgen 3 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

FIG 1

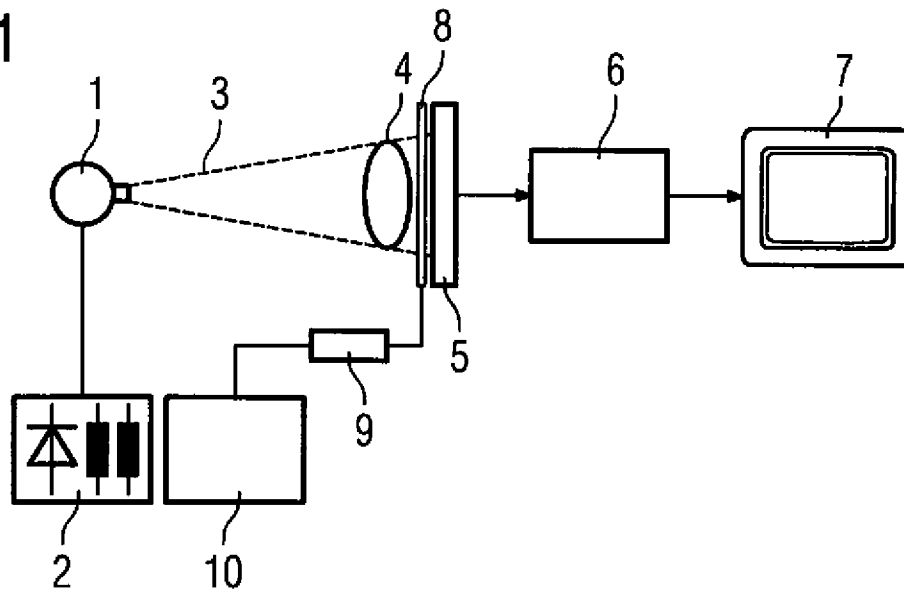


FIG 2

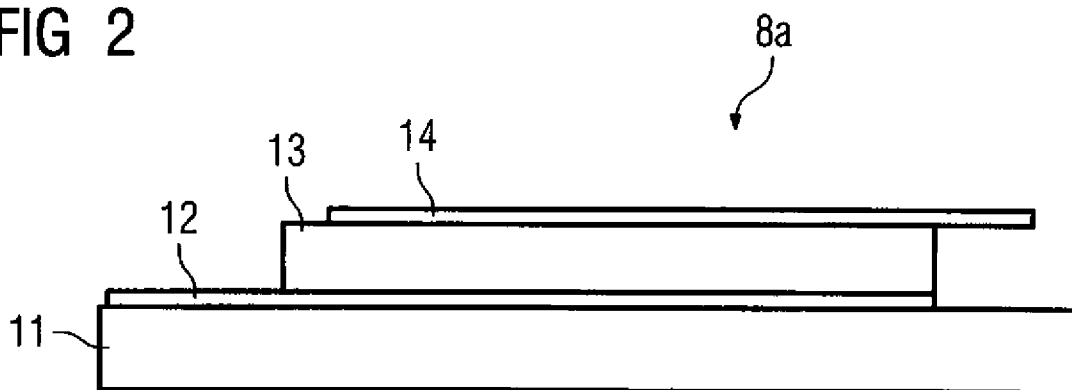


FIG 3

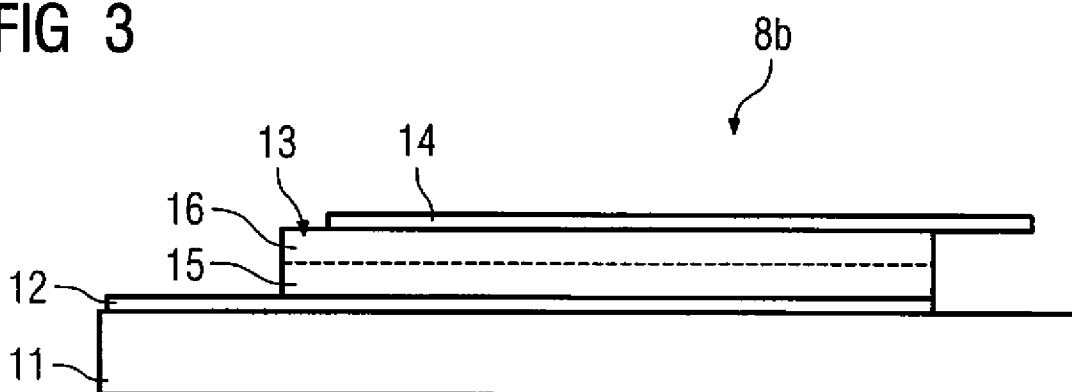


FIG 4

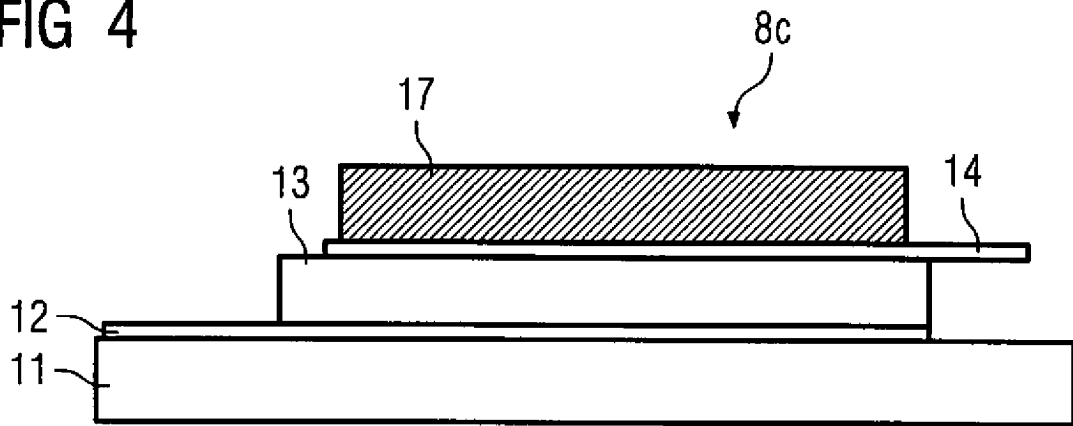


FIG 5

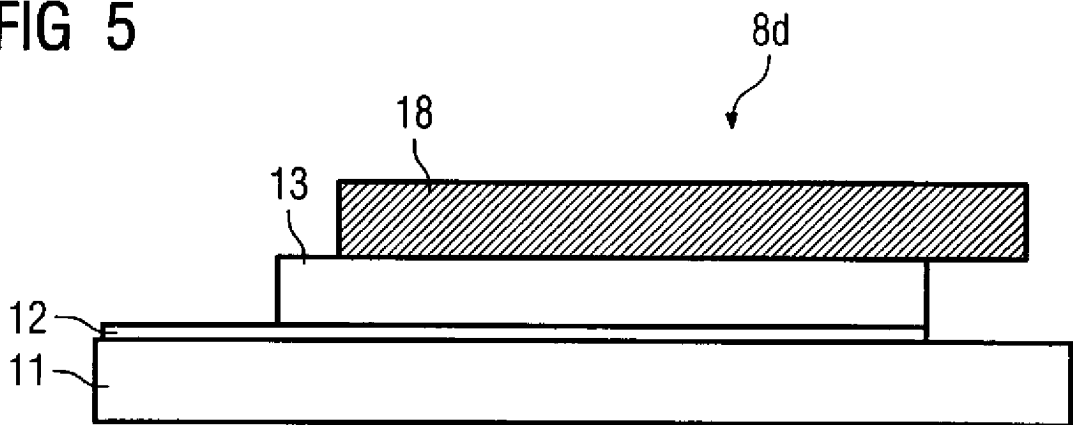


FIG 6

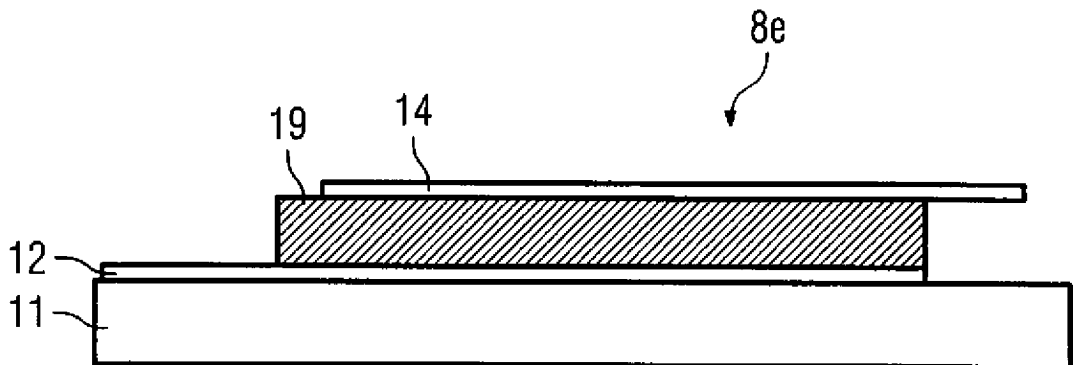


FIG 7

