



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 10 2004 049 677 B3** 2006.06.14

(12)

Patentschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2004 049 677.3**
(22) Anmeldetag: **12.10.2004**
(43) Offenlegungstag: –
(45) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung: **14.06.2006**

(51) Int Cl.⁸: **A61B 6/03** (2006.01)
G01N 23/06 (2006.01)
G01T 1/164 (2006.01)
G01T 1/29 (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. 2 Patentkostengesetz).

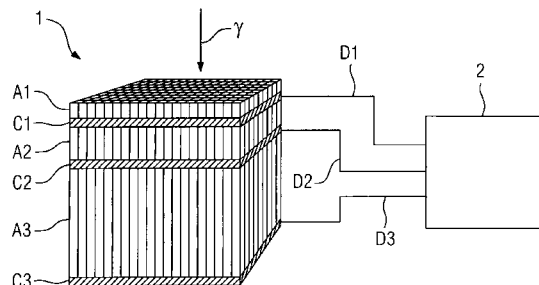
(73) Patentinhaber:
Siemens AG, 80333 München, DE

(72) Erfinder:
**Fritzler, Sven, Dr., 91052 Erlangen, DE; Heismann,
Björn, Dr., 91052 Erlangen, DE; Pfeiffer, Jörg,
91052 Erlangen, DE**

(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht
gezogene Druckschriften:
US 64 48 559 B1
WO 2004/1 04 634 A1

(54) Bezeichnung: **Detektoranordnung zur Verwendung in einem kombinierten Transmissions- / Emissions-Tomographiegerät**

(57) Zusammenfassung: Die Erfindung betrifft eine Detektoranordnung, ein Detektormodul (1) und einen Detektor (4) für ein kombiniertes Transmissions-/Emissions-Tomographiegerät, die sich durch einen sehr ähnlichen Aufbau der Absorptionsschichten mit identischem Material, vorzugsweise einem für alle Absorptionsschichten identischen Aufbau der Mess-Chips, auszeichnen, wobei eine gleiche Erfassung der Absorptionseignisse nach Anzahl, Ort, Energie und Zeit stattfindet.



Beschreibung**Aufgabenstellung**

[0001] Die Erfindung betrifft eine Detektionsanordnung zur Verwendung in einem kombinierten Transmissions-/Emissions-Tomographiegerät, vorzugsweise einem CT/PET/SPECT-Gerät, zur Messung von Transmissionsröntgen- und Emissions- γ -Strahlung, vorzugsweise im Bereich von 40 keV bis 1 MeV, innerhalb eines Detektors, wobei diese Detektionsanordnung mindestens drei in Strahlungsrichtung übereinander angeordnete Absorptionsschichten unterschiedlicher Dicke zur Detektion von Absorptionsereignissen aufweist.

Stand der Technik

[0002] Allgemein wird unter einem CT-Verfahren (CT = Computed Tomography) ein Transmissions-Tomographiegerät verstanden, welches mit Hilfe von Röntgen- oder γ -Strahlung ein Untersuchungsobjekt aus vielen Richtungen durchstrahlt, wobei aus der gemessenen Dosisabsorption der Strahlung Schnittbilder der Absorptionseigenschaften des Untersuchungsobjektes berechnet werden. Beim PET-Verfahren (PET = „Positron Emission Tomography“) wird im Untersuchungsobjekt eine Positronen emittierende Substanz inkorporiert, wobei die Positronen in Verbindung mit einem Hüllenelektron zwei entgegengesetzt gerichtete γ -Quanten mit 511 keV bilden, die gleichzeitig gemessen werden können. Beim SPECT-Verfahren (SPECT = „Single Photon Emission Computed Tomography“) werden im Untersuchungsobjekt Einzelphotonenemitter inkorporiert, deren Zerfall durch entsprechende Detektoren ermittelt wird. Sowohl bei PET als auch bei SPECT werden aus den Messergebnissen Schnittbilder des Untersuchungsobjektes berechnet.

[0003] Eine der Erfindung ähnliche Detektionsanordnung ist in der Patentschrift US 6,448,559 B1 beschrieben. Dort wird eine Detektionsanordnung gezeigt, welche geeignet ist PET-, SPECT- und CT-Signale zu detektieren. Die dort gezeigte Detektionsanordnung besteht aus mehreren Absorptionsschichten, wobei die erste und dünne Schicht zur Messung von niederenergetischen Gamma- und Röntgenstrahlen, die zweite Schicht zur Messung von höherenergetischer Gammastrahlung und eine dritte Schicht zur Messung von hochenergetischen 511 keV-Ereignissen verwendet wird. Die unterschiedlichen Absorptionsschichten bestehen aus verschiedenen Materialien, wobei die erste Schicht aus einem dünnen CsI(Tl)-Szintillator besteht und die darunter liegenden Schichten LSO/GSO-Szintillatoren darstellen. Der dort geschilderte Aufbau einer Detektionsanordnung zur kombinierten Messung von CT-/PET- und SPECT-Signalen ist aufwändig.

[0004] Auf die nachveröffentlichte Schrift WO 2004/104634 wird hingewiesen.

[0005] Es ist daher Aufgabe der Erfindung, eine verbesserte Detektionsanordnung zur Verwendung für ein kombiniertes Transmissions-/Emissions-Tomographiegerät zu finden.

[0006] Die Aufgabe wird durch die Merkmale der unabhängigen Ansprüche gelöst. Weiterbildungen sind in den Unteransprüchen und der nachfolgenden Beschreibung dargestellt.

[0007] Die Erfinder haben erkannt, dass derartige kombinierte Detektionsanordnungen wesentlich günstiger herzustellen und zu betreiben sind, wenn alle Absorptionsschichten der Detektionsanordnung aus dem gleichen Material aufgebaut sind, vorzugsweise sollte über die gesamte Detektionsanordnung ein möglichst gleichartiger Aufbau – mit Ausnahme des physikalisch notwendigen Schichtdickenunterschiedes und gegebenenfalls einer unterschiedlichen Teilung der Absorptionsschicht – verwendet werden. Dies ist beispielsweise möglich, indem alle Schichten der Detektionsanordnung aus CMOS-Detektoren auf Direktwandlerbasis oder Szintillatorbasis bestehen. Im ersten Fall weist der Detektor für jeden Pixel einen stromempfindlichen Eingang und einen digitalen Ausgang auf, während im zweiten Fall ein Photosensoreingang und ein digitaler Ausgang verwendet werden. Für alle Absorptionsschichten wird dabei bevorzugt ein identischer Mess-Chip verwendet, welcher entsprechend der Rasterung der Absorptionsschicht die Messwerte Ort, Zeit und Energie der detektierten Absorptionsereignisse ausgibt. Es wird also auch bei der Messung der CT-Strahlung nicht die auftretende Dosisleistung gemessen und als proportionale Signalstärke hierzu weitergegeben, sondern es werden auch hier Absorptionsereignisse gemessen, deren Energie und Anzahl in der Auswerteeinheit in Dosisleistung umgerechnet wird. Die Integration der Energie pro Massenelement zur Dosis findet also nicht bei der Messung selbst statt, sondern wird nach der Messung errechnet.

[0008] Entsprechend diesem Grundgedanken schlagen die Erfinder eine Detektionsanordnung gemäß Anspruch 1 vor.

[0009] Besonders vorteilhaft ist es, wenn für die verschiedenen Absorptionsschichten ein identischer Mess-Chip verwendet wird. Hierdurch wird nochmals der Produktions- und Entwicklungsaufwand stark reduziert.

[0010] Vorzugsweise kann als das gemeinsame und einzige Material der Absorptionsschichten ein Halbleitermaterial, vorzugsweise CdZnTe oder CdTe, verwendet werden.

[0011] Bezüglich der Mess-Chips ist es besonders

vorteilhaft, wenn diese als Silizium-CMOS-Chips ausgebildet sind, wobei vorzugsweise die CMOS-Chips über unterschiedliche Modeeinstellungen verfügen, wodurch eine problemlose Anpassung der Betriebsmodi an den zu messenden Energiebereich möglich ist.

[0012] Die Schichtdicken der Absorptionsschichten können vorzugsweise im Bereich von 0,5 mm bis 3 cm liegen, wobei die obere Absorptionsschicht eine Schichtdicke aufweisen sollte, welche hauptsächlich die in der CT-Untersuchung verwendete niederenergetische Röntgenstrahlung kleiner 100 keV detektiert. Die mittlere Absorptionsschicht sollte so gestaltet sein, dass sie hauptsächlich die zur CT-Untersuchung und/oder nuklearmedizinischen Untersuchung verwendete Röntgen- oder γ -Strahlung im Bereich von 100 keV bis 300 keV detektiert. Schließlich sollte die untere Absorptionsschicht eine Schichtdicke von über 1 cm aufweisen und hauptsächlich γ -Strahlung über 500 keV, insbesondere die beider Positronenemission entstehenden koinzidenten γ -Quanten mit 511 keV, detektieren.

[0013] Entsprechend dem Erfindungsgedanken können jedoch auch insbesondere zur verbesserten Detektion der hochenergetischen Strahlung mindestens fünf Absorptionsschichten übereinander angeordnet werden, wobei im unteren Bereich beispielsweise drei identische, relativ dicke Absorptionsschichten angeordnet werden können.

[0014] Gemäß einer speziellen Ausführungsvariante der erfindungsgemäßen Detektionsanordnung können die mindestens drei unterschiedlichen Absorptionsschichten bezüglich ihrer Dicke so gestaltet werden, dass eine kontinuierliche Zunahme der Schichtdicke in Strahlungsrichtung besteht.

[0015] Bevorzugt werden alle Detektionselemente so ausgestaltet, dass sie ausschließlich ereigniszählende Detektoren mit zusätzlicher Energieauflösung der Absorptionsergebnisse sind.

[0016] Neben der Ausführungsmöglichkeit, alle Absorptionsschichten mit einer durchgehend gleichen Teilung in einzelne Matrixelemente gleichen Querschnitts zu gestalten, ist es auch möglich, die Absorptionsschichten mit unterschiedlichen Teilungen zu versehen. Vorzugsweise können hierbei die dünneren Absorptionsschichten eine höhere Teilung mit kleineren Matrixelementen und die dickeren Absorptionsschichten eine geringere Teilung mit größeren Matrixelementen aufweisen. Entsprechend dieser unterschiedlichen Teilung der Absorptionsschichten können dann Messungen für CT-Aufnahmen, für die die erste oder gegebenenfalls auch noch die zweite Schicht der Detektionsanordnung zuständig ist, mit höherer Auflösung erfolgen, während die Messungen der Positronenemission mit einer geringeren aber

ausreichenden Auflösung erfolgen.

[0017] Es liegt desweiteren im Rahmen der Erfindung, Detektormodule herzustellen, welche die zuvor beschriebene Detektionsanordnung aufweisen, wobei der Rahmen der Erfindung ebenfalls Detektoren aufweist, die durch eine Vielzahl derartiger Detektormodule aufgebaut sind.

[0018] Jedes Detektormodul weist dabei eine Vielzahl von Detektionselementen auf, die zusammenschaltet die bekannten matrixartig angeordneten Detektorzeilen und Detektorspalten eines Tomographiegerätes bilden.

[0019] Ebenfalls zählt zum Rahmen der Erfindung ein kombiniertes CT mit PET- und/oder SPECT-Gerät, welches einen derartigen Detektor aufweist.

[0020] Zusätzliche Merkmale und Vorteile der Erfindung ergeben sich aus der nachfolgenden Beschreibung bevorzugter Ausführungsbeispiele unter Bezugnahme auf die Zeichnungen, wobei in den Zeichnungen nur die wesentlichen, zum Verständnis der Erfindung notwendigen Merkmale dargestellt sind.

[0021] Die Erfindung soll anhand der Zeichnungen näher erläutert werden, wobei die folgenden Bezugszeichen verwendet werden: **1:** Detektormodul; **2:** Auswerteeinheit; **2.1:** Bildschirm; **2.2:** Tastatur; **3:** Gehäuse; **4:** Detektor; **5:** Fokus; **6:** Strahlenbündel; **7:** Patient; **8:** Datenleitung; **9:** Steuerleitung; **Ax:** x-te Absorptionsschicht; **Cx:** x-ter CMOS-Mess-Chip; **Dx:** Datenleitung zur Auswerteeinheit vom x-ten Mess-Chip; **Sx:** x-tes Substrat; **Lx:** x-te Detektorschicht; **P_n:** Programme.

Ausführungsbeispiel

[0022] Im Einzelnen stellen dar:

[0023] **Fig. 1** Detektormodul mit einer erfindungsgemäßen Detektionsanordnung;

[0024] **Fig. 2** Erfindungsgemäßes Detektormodul mit zusätzlichen Substratschichten zwischen den Detektorschichten;

[0025] **Fig. 3** Schematische Darstellung eines kombinierten CT-/PET-/SPECT-Gerätes.

[0026] Die **Fig. 1** zeigt eine schematische Darstellung eines Detektormoduls mit einer erfindungsgemäßen Detektionsanordnung. Die Detektionsanordnung besteht aus drei in Strahlungsrichtung dicker werdenden Absorptionsschichten A1, A2 und A3, wobei jeweils unterhalb der Halbleiterabsorptionsschicht ein zugehöriger CMOS-Chip zur Messung der detektierten Absorptionsergebnisse angeordnet ist. Alternativ kann die Detektionsanordnung auch

aus einem Szintillatormaterial bestehen, wobei dann der Mess-Chip als Photosensorchip ausgebildet ist. Die Mess-Chips C1 bis C3 und deren zugehörige Absorptionsschichten A1 bis A3 sind über ihre Fläche matrixartig in einzelne Detektionselemente aufgeteilt, so dass die Mess-Chips C1 bis C3 über die Datenleitungen D1 bis D3 jeweils den Ort eines Absorptionsereignisses an eine Auswerteeinheit 2 weitergeben können. Zusätzlich verfügen die Mess-Chips über eine Zeitnahme, so dass die einem Absorptionsereignis zuzuordnende Zeit ebenfalls an die Auswerteeinheit übertragen wird und außerdem über die Signalhöhe des gemessenen Absorptionsereignisses eine Ermittlung der absorbierten Energie angegeben wird.

[0027] In der Auswerteeinheit 2 werden dann die mitgeteilten Absorptionsereignisse aufgrund ihrer Energie und einer gegebenenfalls vorhandenen Koinkidenz mit einem anderen Absorptionsereignis dahingehend beurteilt, ob es sich um ein PET-Ereignis oder ein SPECT-Ereignis handelt, außerdem wird aus der übermittelten Energie und der Anzahl der gemessenen Absorptionsereignisse die empfangene Dosisleistung zur Bestimmung der Strahlungsabsorption zur Berechnung von CT-Bildern errechnet.

[0028] Der Aufbau eines solchen Detektormoduls ist schichtweise sehr ähnlich und das Detektormodul verfügt über identische Mess-Chips, so dass sich hier eine sehr kostengünstige Bauweise ergibt.

[0029] Die Fig. 2 zeigt ebenfalls ein Detektormodul mit der erfindungsgemäßen Detektionsanordnung, wobei im Gegensatz zu der in der Fig. 1 dargestellten Detektionsanordnung unterhalb der Lage der Mess-Chips C1 bis C3 jeweils eine Lage S1 bis S3 mit Substrat, beispielsweise Keramik, angeordnet ist. Außerdem weisen die Absorptionsschichten A1 bis A3 in der Fläche unterschiedliche matrixartige Teilungen auf. Vorteilhaft ist bei einer derartigen Anordnung gegenüber der in Fig. 1 gezeigten Anordnung, dass die Mess-Chips durch das darunter liegende Substrat mechanisch stabilisiert und außerdem auch elektrisch gegenüber der nächsten Absorptionsschicht isoliert werden.

[0030] Erfindungsgemäß können die beispielhaft in der Fig. 1 oder Fig. 2 dargestellten Detektormodule matrixförmig zu einem vollständigen Detektor zusammengesetzt werden, wobei dann die Vielzahl der Detektionselemente auf den einzelnen Detektormodulen die Zeilen und Spalten des gesamten Detektors bilden.

[0031] Die Fig. 3 zeigt ein solches kombiniertes CT-/PET-/SPECT-Gerät mit einem Gehäuse 3, in dem sich ein, hier feststehender, ringförmig ausgebildeter Detektor befindet. Entsprechend dem Aufbau der einzelnen Detektormodule ergeben sich hier von innen nach außen die nach außen hin dicker werden-

den Detektorschichten L1 bis L3 entsprechend den Absorptionsschichten A1 bis A3 der erfindungsgemäßen Detektionsanordnung. Nicht gezeigt in dieser schematischen Darstellung sind die Zwischenschichten mit Mess-Chip und den optional vorhandenen Substratschichten.

[0032] Innerhalb des Detektorringes befindet sich der Patient 7, der durch einen rotierenden Fokus 5, der ein Strahlenbündel 6 erzeugt, abgetastet wird, während gleichzeitig dem Patienten 7 ein Substrat verabreicht wird, welches die SPECT- beziehungsweise PET-Messung ermöglicht. Die Steuerung des Systems wird durch die Auswerteeinheit 2 über eine Steuerleitung 9 durchgeführt, während die gesammelten Messdaten über eine Datenleitung 8 der Auswerteeinheit 2 zugeführt werden. Die Auswerteeinheit 2 verfügt über einen Bildschirm 2.1 und eine Tastatur 2.2 zur Anzeige und Bedienung, wobei in der Auswerteeinheit 2 Computerprogramme P_n ablaufen, welche in an sich bekannter Weise die tomographische Auswertung und die Steuerung der Anlage übernehmen.

[0033] Es wird darauf hingewiesen, dass die Erfindung sich nicht nur auf die in Fig. 3 gezeigten Tomographiegeräte mit 360° umlaufenden Detektoren beschränkt, sondern auch Tomographiegeräte betrifft, deren Detektoren nur Kreissegmente < 360° ausfüllen oder deren Detektoren flach ausgebildet sind. Ebenso betrifft die Erfindung auch Tomographiegeräte mit mehreren, insbesondere 2 oder 3 Fokussen und/oder Strahlungsquellen, insbesondere wenn sie für Aufnahmen bewegter Objekte, wie beispielsweise Cardio-Aufnahmen, bestimmt sind.

[0034] Insgesamt wird also durch die Erfindung ein sehr kompakter multimodaler Detektor für CT-, PET- und SPECT-Signale vorgestellt, der durch seinen sehr ähnlichen Aufbau der Absorptionsschichten mit identischem Material, vorzugsweise seinem für alle Absorptionsschichten identischen Aufbau der Mess-Chips, und einer gleichen Erfassung der Absorptionsereignisse nach Anzahl, Ort, Energie und Zeit sehr wirtschaftlich herstellbar ist.

Patentansprüche

1. Detektionsanordnung zur Verwendung für ein kombiniertes Transmissions-/Emissions-Tomographiegerät, zur Messung von Transmissionsröntgen- und Emissions- γ -Strahlung innerhalb eines Detektors, wobei diese Detektionsanordnung mindestens 3 in Strahlungsrichtung übereinander angeordnete Absorptionsschichten (Ax) mit mindesten 2 unterschiedlichen Schichtdicken zur Detektion von Absorptionsereignissen aufweist, **dadurch gekennzeichnet**, dass

1.1 alle mindestens 3 Absorptionsschichten (Ax) aus einem einzigen Material bestehen,

1.2 die Absorptionsschichten matrixartig aufgeteilt sind, und

1.3 jede Absorptionsschicht (Ax) direkt an einem eigenen CMOS-Mess-Chip (Cx) mit digitalem Ausgang anliegt und zur Detektion von Absorptionsereignissen angeschlossen ist.

2. Detektionsanordnung gemäß dem voranstehenden Patentanspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die CMOS-Mess-Chips (Cx) aller Absorptionsschichten (Ax) identisch ausgestaltet sind.

3. Detektionsanordnung gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 1 bis 2, dadurch gekennzeichnet, dass mindestens zwei Absorptionsschichten (Ax) unterschiedliche Teilungen aufweisen.

4. Detektionsanordnung gemäß dem voranstehenden Patentanspruch 3, dadurch gekennzeichnet, dass zumindest eine dünnere Absorptionsschicht eine höhere Teilung aufweist als mindestens eine dickere Absorptionsschicht.

5. Detektionsanordnung gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, dass als Material der Absorptionsschichten (Ax) ein Halbleitermaterial, vorzugsweise CdZnTe oder CdTe, verwendet wird.

6. Detektionsanordnung gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass die CMOS-Mess-Chips (Cx) als Silizium-CMOS-Chips ausgebildet sind.

7. Detektionsanordnung gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, dass die Schichtdicken der Absorptionsschichten (Ax) im Bereich von 0,5 mm bis 3 cm liegen.

8. Detektionsanordnung gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, dass die obere Absorptionsschicht (A1) eine Schichtdicke aufweist, welche überwiegend zu CT-Untersuchungen verwendete niederenergetische Röntgenstrahlung kleiner 150 keV, vorzugsweise kleiner als 100 keV, detektiert.

9. Detektionsanordnung gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, dass eine mittlere Absorptionsschicht (A2) eine Schichtdicke aufweist, welche überwiegend zu CT-Untersuchungen und/oder nuklearmedizinischen Untersuchungen verwendete Röntgen- oder γ -Strahlung im Bereich von 100 keV bis zu 300 keV, vorzugsweise im Bereich von 150 keV bis zu 300 keV, detektiert.

10. Detektionsanordnung gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 1 bis 9, dadurch ge-

kennzeichnet, dass die untere Absorptionsschicht (A3) eine Schichtdicke von über 1 cm aufweist und überwiegend γ -Strahlung über 500 keV, vorzugsweise bei 511 keV, detektiert.

11. Detektionsanordnung gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, dass mindestens 5 Absorptionsschichten (Ax) übereinander angeordnet sind.

12. Detektionsanordnung gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 1 bis 11, dadurch gekennzeichnet, dass mindestens 3 unterschiedlich dicke Absorptionsschichten (Ax) übereinander angeordnet sind, wobei die Schichtdicke vorzugsweise in Strahlungsrichtung zunimmt.

13. Detektionsanordnung gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 1 bis 12, dadurch gekennzeichnet, dass diese ereigniszählend mit zusätzlicher Energieauflösung der Absorptionsereignisse ausgestaltet ist.

14. Detektormodul für ein kombiniertes CT-Gerät mit PET-Gerät und/oder SPECT-Gerät, dadurch gekennzeichnet, dass es eine Detektionsanordnung gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche enthält.

15. Detektor für ein kombiniertes CT-Gerät mit PET-Gerät und/oder SPECT-Gerät, dadurch gekennzeichnet, dass er modular aufgebaut ist und eine Vielzahl von Detektormodulen (1) gemäß dem voranstehenden Patentanspruch 14 aufweist, wobei jedes Detektormodul (1) eine Vielzahl von Detektionselementen aufweist.

16. Detektor gemäß dem voranstehenden Patentanspruch 15, dadurch gekennzeichnet, dass die Detektionselemente matrixartig angeordnete Detektorzeilen und Detektorspalten bilden.

17. Verwendung eines Detektors gemäß einem der Ansprüche 15 oder 16 in einem kombinierten CT-Gerät mit PET-Gerät und/oder SPECT-Gerät.

Es folgen 2 Blatt Zeichnungen

FIG 1

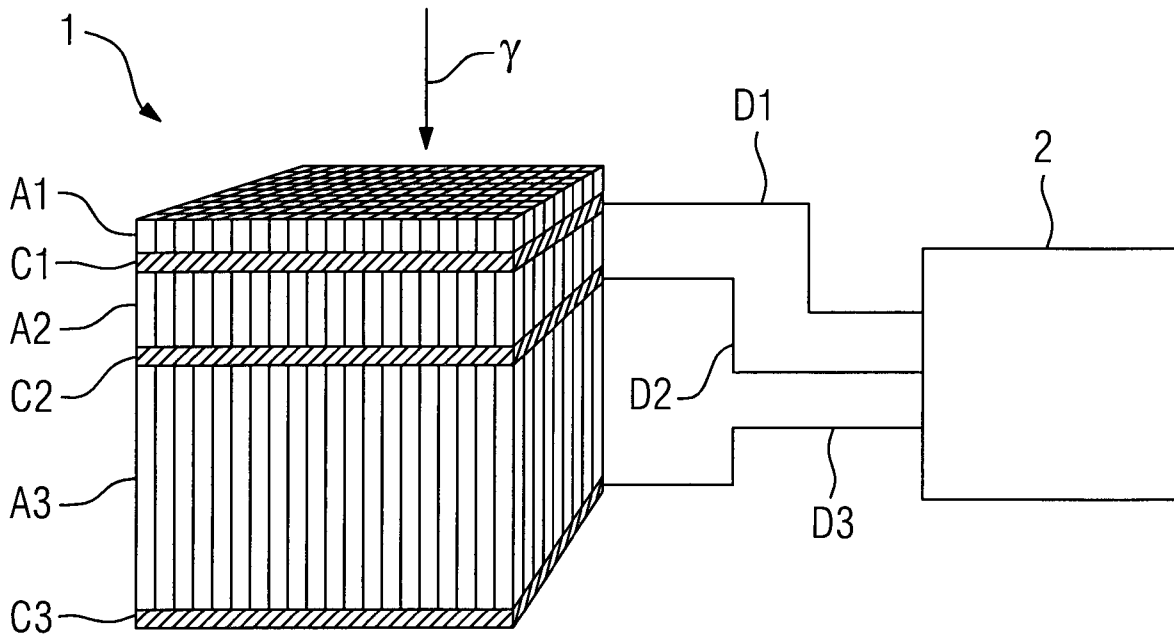


FIG 2

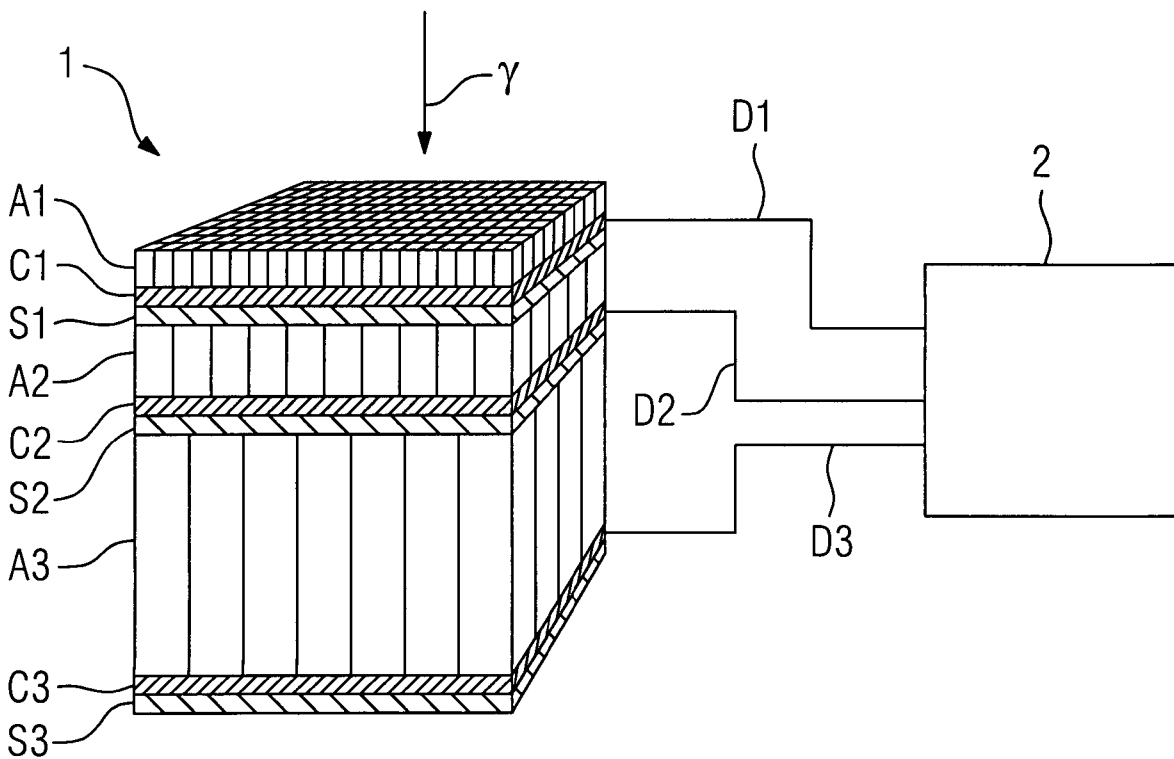


FIG 3

