



19 BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES  
PATENT- UND  
MARKENAMT

12 **Offenlegungsschrift**  
10 **DE 102 24 227 A 1**

51 Int. Cl. 7:  
**G 01 T 1/20**  
G 01 T 1/29  
G 01 T 1/36

21 Aktenzeichen: 102 24 227.5  
22 Anmeldetag: 31. 5. 2002  
43 Offenlegungstag: 18. 12. 2003

DE 102 24 227 A 1

71 Anmelder:  
Siemens AG, 80333 München, DE

72 Erfinder:  
Hoheisel, Martin, Dr., 91056 Erlangen, DE

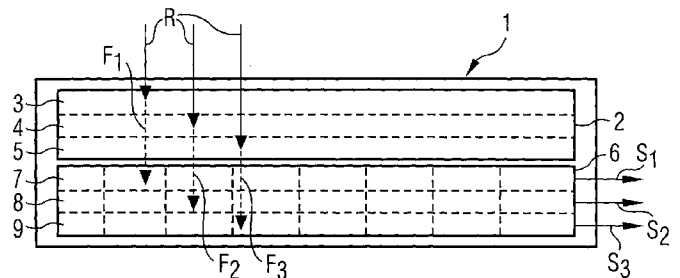
56 Entgegenhaltungen:  
DE 197 11 927 A1  
DE 195 12 493 A1  
JP-Abstr. 2000258540 A;

**Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen**

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

54 Röntgendetektor und Verfahren zum Nachweis von Röntgenstrahlung

57 Es wird ein Röntgendetektor (1, 10, 17) mit einem Szintillator (2, 11, 18) zur Umwandlung von Röntgenstrahlung (R) in Licht und mit einem Sensor (6, 14, 21) zur Detektion des im Szintillator (2, 11, 18) durch die Röntgenstrahlung (R) erzeugten Lichts (F<sub>1</sub>, F<sub>2</sub>, F<sub>3</sub>) beschrieben. Der Szintillator (2, 11, 18) ist derart ausgebildet, dass das Spektrum des erzeugten Lichts (F<sub>1</sub>, F<sub>2</sub>, F<sub>3</sub>) vom Energiespektrum der Röntgenstrahlung (R) abhängt. Der Sensor (6, 14, 21) ist zur Erfassung spektraler Informationen ausgebildet. Darüber hinaus wird ein entsprechendes Verfahren zum Nachweis von Röntgenstrahlen beschrieben.



DE 102 24 227 A 1

**[0001]** Die Erfindung betrifft einen Röntgendetektor mit einem Szintillator zur Umwandlung von Röntgenstrahlung in Licht und mit einem Sensor zur Detektion des im Szintillator durch die Röntgenstrahlung erzeugten Lichts. Darüber hinaus betrifft die Erfindung eine Röntgeneinrichtung mit einem solchen Röntgendetektor, einen Szintillator für einen solchen Röntgendetektor sowie ein entsprechendes Verfahren zum Nachweis von Röntgenstrahlung, bei dem die Röntgenstrahlung zunächst in Licht umgewandelt wird und dann das durch die Röntgenstrahlung erzeugte Licht detektiert wird.

**[0002]** Um die Nachweisempfindlichkeit von Röntgendetektoren, die sogenannte DQE (Detective Quantum Efficiency) zu erhöhen, werden vielfach in den verschiedensten Detektoren Szintillatoren, d. h. aus einem lumineszierenden Material bestehende Folien bzw. Schichten eingesetzt, welche die Röntgenstrahlung zunächst in Licht, vorzugsweise in einem sichtbaren oder nahe dem sichtbaren liegenden Spektralbereich, konvertiert. Ein in diesem Spektralbereich empfindlicher Lichtsensor misst dann die auftreffende Lichtmenge, welche ein Maß für die an einem bestimmten Ort des Röntgendetektors erfasste Röntgenstrahlung ist. Ein Beispiel für solche Röntgendetektoren sind die in der Praxis häufig verwendeten sogenannten "Film-Folien-Systeme". Als Sensor dient hier ein Film, der das Licht aufnimmt, das von einer sogenannten "Verstärkungsfolie" aus lumineszierendem Material unter Absorption von Röntgenstrahlung erzeugt wird. Durch die Anwendung von lumineszierenden Verstärkungsfolien wird die erforderliche Röntgenstrahlung im Vergleich zu Aufnahmen ohne Verstärkungsfolien bei einer geeigneten Anpassung des lumineszierenden Materials an die Filmpfindlichkeit (spektrale Anpassung) um einen Faktor 10 bis 20 reduziert. Seit einiger Zeit gibt es außerdem bereits Festkörperdetektoren, welche als Sensor eine auf Basis von amorphem Silizium aufgebaute Halbleiterstruktur mit in einer Matrix angeordneten Photodiodenelementen aufweisen, die über eine geeignete Leitungsstruktur ausgelesen werden können. Zur Umwandlung der Röntgenstrahlung in Licht, welches von den Photodioden registriert wird, ist dieser Sensor ebenfalls mit einer Szintillatorschicht beschichtet, welche beispielsweise aus mit Thallium dotiertem Cäsiumjodid besteht. Ein solcher Detektor wird in dem Artikel "CsI:Tl for Solid State X-Ray Detectors" von H. Wiczcerek et al. in den "Proceedings of the International Conference on Inorganic Scintillators and their Applications", Delft 1995, Seiten 547 ff. beschrieben.

**[0003]** Diese Röntgendetektoren der eingangs genannten Art haben aber – genau wie alle anderen bisher bekannten Röntgendetektoren – den Nachteil, dass sie die Röntgenstrahlung lediglich auf integrierende Art und Weise messen. Dabei wird nicht nur über die Anzahl der einfallenden Röntgenquanten, sondern auch über ihr Energiespektrum gemittelt. Der lineare Schwächungskoeffizient eines Stoffes, welcher den Grad der Abschwächung der Strahlungsintensität in dem betreffenden Stoff bestimmt, ist jedoch energieabhängig. Folglich hängt die Intensität hinter einem untersuchten Objekt, d. h. die am Röntgendetektor gemessene Intensität, sowohl von den einzelnen Stoffarten im Strahlengang als auch von der Dichte dieser Stoffarten als auch von der Energie der Röntgenstrahlung ab. Da jedoch als Gesamtergebnis von den bisherigen Detektoren nur ein Intensitätswert gemessen wird, der eine Aufsummierung über die einzelnen Stoffarten, eine Integration über die Dichte längs des Strahls sowie eine Integration über die Energie enthält, werden wertvolle Informationen, die im Energiespektrum der am Detektor auftreffenden Röntgenstrahlung enthalten sind,

nicht genutzt.

**[0004]** Spektrale Röntgenmethoden, welche zumindest einen Teil der im Energiespektrum der Röntgenstrahlung enthaltenen Informationen nutzen, werden bisher nur in wenigen bestimmten Fällen eingesetzt. Ein Anwendungsfall ist die Messung des Mineralgehalts von Knochen und in der Lungendiagnostik mit einem sogenannten "Dual-Energy-Verfahren". Dabei wird die Spannung der Röntgenröhre variiert, sodass derselbe Detektor zwei oder mehr Bilder mit verschiedenen Energiespektren aufnimmt. Durch geeignete Subtraktion der einzelnen, bei den verschiedenen Energiespektren aufgenommenen Bilder können dann zum Beispiel Differenzbilder erzeugt werden, in denen entweder hauptsächlich Knochenstrukturen oder Weichteile dargestellt werden. Neben dem Problem, dass durch Bewegungen zwischen den Aufnahmezeitpunkten Artefakte entstehen können, ist das Verfahren insbesondere bei dem bisher vorherrschenden Film-Folien-System sehr aufwendig, da die Detektoren zwischen den Aufnahmen ausgetauscht werden müssen. Ein solches Dual-Energy-Verfahren wird des Weiteren auch bei Gepäck-Prüfanlagen eingesetzt.

**[0005]** Im Prinzip ist es auch möglich, mehrere Detektoren hintereinander anzuordnen und beispielsweise durch abschwächende Folien voneinander zu trennen. Es wird dann von dem hinteren Detektor nur die höher energetische Strahlung gemessen. Somit kann durch Vergleich der von dem vorderen und dem hinteren Detektor aufgenommenen Bilder eine spektrale Information gewonnen werden. Ein auf einem derartigen Verfahren basierender Detektor würde jedoch eine sehr schlechte Quantenausbeute aufweisen, da der erste Detektor und gegebenenfalls die zwischen den Detektoren angeordnete Folie die DQE vermindert. Außerdem führt der Abstand zwischen den zwei Detektoren zu einer unterschiedlichen Vergrößerung, sodass eine Bildkorrektur zur Vermeidung geometrischer Verzerrungen notwendig ist.

**[0006]** Es ist Aufgabe der vorliegenden Erfindung, eine Alternative zu dem bekannten Stand der Technik anzugeben, mit der auf einfache und kostengünstige Weise Informationen über das Energiespektrum der auftreffenden Röntgenstrahlung gewonnen werden können.

**[0007]** Diese Aufgabe wird durch einen Röntgendetektor gemäß Patentanspruch 1 und durch ein Verfahren gemäß Patentanspruch 21 gelöst.

**[0008]** Erfindungsgemäß ist hier der Szintillator derart ausgebildet, dass das Spektrum des erzeugten Lichts vom Energiespektrum der Röntgenstrahlung abhängt. Der Sensor ist entsprechend zur Erfassung spektraler Informationen ausgebildet.

**[0009]** Bei den üblicherweise im Stand der Technik verwendeten Szintillatoren hängt die Frequenz der durch ein auftreffendes Röntgenquant erzeugten Lichtquanten nicht von der Energie des Röntgenquants, sondern nur von den internen Prozessen innerhalb des Szintillators ab. Diese Prozesse werden weitgehend durch das Material des Szintillators, d. h. durch das Ausgangsmaterial und das zur Dotierung verwendete Aktivatormaterial bestimmt. Mit der Energie des jeweiligen Röntgenquants ändert sich lediglich die Anzahl der von dem Röntgenquant erzeugten Lichtquanten innerhalb des Szintillators. Eine Änderung des Röntgenspektrums führt daher bei den vom Stand der Technik her bekannten Szintillatoren nur zu einer Änderung der Ausbeute bzw. zur Änderung der Intensität des Szintillationslichts, nicht aber zu einem anderen Spektrum des Szintillationslichts, d. h. das Spektrum des erzeugten Lichts ist vom Energiespektrum der Röntgenstrahlung unabhängig.

**[0010]** Durch die erfindungsgemäße Ausbildung eines Szintillators in der Art, dass das Spektrum des erzeugten Lichts vom Energiespektrum der Röntgenstrahlung abhängt,

wird dagegen das Energiespektrum in ein Frequenzspektrum des Szintillatorlichts umgesetzt, welches dann mit einem entsprechend spektral empfindlichen Lichtsensor gemessen werden kann. Gemäß der Erfindung wird also ein zweistufiger Weg genommen, um Röntgenstrahlung spektral aufgelöst zu registrieren. Es wird zunächst ein Röntgenspektrum in ein zugeordnetes optisches Spektrum umgesetzt, welches dann in einem zweiten Schritt spektral aufgelöst gemessen wird, d. h. dass bei der Detektion des Lichts zumindest ein Teil der spektralen Informationen registriert wird. Dieses zweistufige Vorgehen ermöglicht es, auch ohne Degradation der DQE einen spektral auflösenden Röntgendetektor herzustellen.

**[0011]** Der Lichtsensor sollte dabei zumindest zur Ermittlung der Intensität zweier verschiedener spektraler Anteile des Lichts ausgebildet sein. Es sind dann beispielsweise aus den ermittelten Intensitäten der verschiedenen spektralen Anteile des Szintillationslichts die Intensitätsverhältnisse bestimmter Anteile des Energiespektrums der Röntgenstrahlung bestimmbar, sodass letztlich aus dem Energiespektrum Informationen über das durchleuchtete Objekt und die einzelnen durchstrahlten Stoffe gewonnen werden können.

**[0012]** Die abhängigen Ansprüche enthalten jeweils besonders vorteilhafte Ausgestaltungen und Weiterbildungen der Erfindung.

**[0013]** Bei einem besonders bevorzugten Ausführungsbeispiel weist der Szintillator mindestens zwei in einer Auftreffrichtung der Röntgenstrahlung hintereinander angeordnete, verschiedene Schichten auf, welche bei einer Absorption von Röntgenstrahlung Licht verschiedener Frequenzbereiche – beispielsweise im Bereich des sichtbaren Lichts verschiedene Farben – aussenden. Bei einem solchen Szintillator wird ausgenutzt, dass Röntgenquanten unterschiedlicher Energie in unterschiedliche Tiefen des Materials eindringen und absorbiert werden. Dies bedeutet, dass ein Röntgenquant in Abhängigkeit von seiner Energie eine bestimmte Schicht erreicht und somit ein Szintillationslicht in einem bestimmten Frequenzbereich erzeugt. Insgesamt erzeugt ein solcher erfindungsgemäßer Szintillator folglich verschiedene einzelne Lichtspektren mit unterschiedlicher Intensität, wobei die Intensität jeweils von der Anzahl der Röntgenquanten mit einer bestimmten Energie abhängt. Auf diese Weise kann letztlich jedem eintreffenden Röntgenspektrum ein unterschiedliches Gesamtspektrum des Szintillationslichts zugeordnet werden kann.

**[0014]** Ein derartiger Szintillator ist relativ einfach und kostengünstig realisierbar. Für die konkrete Ausbildung eines solchen Szintillators bieten sich die verschiedensten Ausführungsvarianten an.

**[0015]** So können beispielsweise die verschiedenen Szintillatorschichten aus dem gleichen Basismaterial bestehen, wobei die verschiedenen Schichten jeweils mit unterschiedlichen Aktivatorstoffen dotiert sind.

**[0016]** Bei einem Ausführungsbeispiel wird als Basismaterial Cäsiumjodid (CsI) verwendet. CsI kann beispielsweise aufgedampft werden, wobei wegen der besseren räumlichen Auflösung vorzugsweise das Aufdampfen so durchgeführt wird, dass eine Schicht mit einer Nadelstruktur entsteht. Einzelheiten werden zum Beispiel in dem eingangs genannten Artikel von H. Wiczorek et al. "CsI:Tl for Solid State X-Ray Detectors" erläutert. In dem dort vorgestellten Detektor wird das Cäsiumjodid mit Thallium (Tl) dotiert, was entscheidend für die Lichtausbeute der Szintillatorschicht ist. Eine solche CsI:Tl-Schicht erzeugt jedoch ein breites, eher weißes Emissionsspektrum. Verwendet man andere Dotierstoffe als Aktivatoren, wie beispielsweise Natrium (Na), Terbium (Tb), Europium (Eu), Praseodym (Pr),

Cer (Ce), Silber (Ag), Indium (In) o. Ä., so wird Szintillationslicht anderer Farben ausgesandt.

**[0017]** Bei einer alternativen Ausbildung des erfindungsgemäßen Szintillators werden Schichten aus verschiedenen Szintillator-Basismaterialien eingesetzt. Beispielsweise kann neben CsI:Tl auch eine Schicht aus Gadoliniumoxisulfid ( $Gd_2O_2S$ ) verwendet werden. Eine solche Schicht emittiert überwiegend im grünen Spektralbereich.

**[0018]** Als Szintillatormaterialien können u. a. auch die folgenden Materialien verwendet werden:

CsI:Na<sup>+</sup> 380–480 nm

PbWO<sub>4</sub>:Tb<sup>3+</sup> ca. 420 nm

CaWO<sub>4</sub>:Pb<sup>2+</sup> 425 nm

BaMgAl<sub>10</sub>O<sub>17</sub>:Eu<sup>2+</sup> 440–460 nm

Ba<sub>10</sub>(PO<sub>4</sub>)<sub>6</sub>Cl<sub>2</sub>:Eu<sup>2+</sup> 440–540 nm

CsI:Tl<sup>+</sup> 460–660 nm

YVO<sub>4</sub>:Tm<sup>3+</sup> 475 nm

Gd<sub>2</sub>O<sub>2</sub>S:Pr<sup>3+</sup> 512 nm und 670 nm

La<sub>2</sub>O<sub>2</sub>S:Tb<sup>3+</sup> ca. 560 nm

Gd<sub>2</sub>O<sub>2</sub>S:Tb<sup>3+</sup> ca. 560 nm

YVO<sub>4</sub>:Eu<sup>3+</sup> 618 nm

Y<sub>2</sub>GeWO<sub>8</sub>:Eu<sup>3+</sup> 618 nm

Y<sub>2</sub>O<sub>2</sub>S:Eu<sup>3+</sup> 625 nm

**[0019]** Die hinter den oben genannten Materialien angegebenen Wellenlängen betreffen jeweils entweder den Bereich des Emissionsbands oder das Emissionsmaximum bzw. die stärkste(n) Linie (n).

**[0020]** Bevorzugt werden die Materialien so kombiniert, dass möglichst gut separierbare Frequenzbereiche vorliegen. Dabei ist der Szintillator vorzugsweise so ausgebildet, dass der Spektralbereich des durch die Röntgenstrahlung erzeugten Szintillationslichts im sichtbaren oder nahe des sichtbaren Bereichs, d. h. im nahen Infrarot- oder UV-Bereich liegt.

**[0021]** Zur Realisierung eines Sensors zur spektralen Messung des Lichts bestehen ebenfalls verschiedene Möglichkeiten.

**[0022]** So kann als Sensor beispielsweise ein Film verwendet werden, der spektrale Informationen aufzeichnet bzw. zumindest zwei unterschiedliche Frequenzbereiche separat, also voneinander unterscheidbar, registriert. Im sichtbaren Bereich kann beispielsweise ein geeigneter Farbfilm verwendet werden.

**[0023]** Die verschiedenen Szintillatorschichten können dabei auf der Vorderseite und/oder der Rückseite des Films aufgebracht sein. D. h. es ist einerseits möglich, dass nur die Vorderseite, die zum Röntgenstrahler weist, mit mehreren unterschiedlichen Szintillatorschichten beschichtet ist, und es ist andererseits möglich, dass sich einige der Szintillatorschichten auf der Vorderseite und einige der Schichten auf der Rückseite des Films befinden. Ebenso können prinzipiell auch alle Szintillatorschichten nur auf der Filmrückseite angeordnet sein, sofern dies in einem konkreten Anwendungsfall vorteilhaft ist. Es ist lediglich wesentlich, dass der Schichtaufbau so gewählt wird, dass bei einer unterschiedlichen Eindringtiefe der Röntgenquanten auch entsprechend Licht aus unterschiedlichen Frequenzbereichen ausgesendet wird, um so die in der Eindringtiefe enthaltene Information über die Energie der Röntgenquanten nicht zu verlieren.

**[0024]** Alternativ kann der Sensor auch in der Art aufgebaut sein, dass er das empfangene Licht in elektrische Signale umwandelt, wobei die elektrischen Signale wiederum vom Spektrum des Szintillationslichts abhängen.

**[0025]** Dabei kann der Sensor zum einen so ausgebildet sein, dass er verschiedene, separat auslesbare, elektrische Signale für verschiedene spektrale Bereiche des Lichts erzeugt.

[0026] Ein solcher Detektor kann beispielsweise durch ein Photodiodenelement in Form einer Mehrfachdiode realisiert werden, welche mehrere in einer Lichteinfallrichtung hintereinander geschaltete, d. h. vertikal integrierte, im Wesentlichen in verschiedenen Frequenzbereichen sensitive Photodioden aufweist. Solche Mehrfachdioden sind bereits aus der Verwendung als Solarzellen bekannt. Sie dienen der einer möglichst umfassenden Absorption des einfallenden Sonnenlichts und bestehen in der Regel aus amorphem Silizium, amorphen Silizium-Legierungen oder mikrokristallinem Silizium. Im Rahmen der Erfindung dienen sie jedoch als Sensor zur Differenzierung zwischen einfallendem Licht unterschiedlicher spektraler Zusammensetzung.

[0027] Hierzu muss der Röntgendetektor entsprechende Auslesemittel aufweisen, um die in den einzelnen Photodioden der Mehrfachdiode durch das Licht erzeugten elektrischen Signale getrennt auszulesen und auszuwerten. Eine Beschreibung einer solchen Mehrfachdiode, welche in Form eines Festkörperdetektors mit vier hintereinander vertikal integrierten Photodioden mit unterschiedlicher spektraler Empfindlichkeit aufgebaut ist, wird beispielsweise in dem Artikel "Multi-Channel sensors with reduced meta-meric errors" von D. Knipp et al. im Journal of Non-Crystalline Solids, Band 266 bis 269, 2000, Seiten 1158 ff. erläutert.

[0028] Bei einer alternativen Ausführungsform ist der Sensor so ausgebildet, dass er in Abhängigkeit von einer gewählten Voreinstellung, beispielsweise einer Vorspannung, in einem bestimmten Frequenzbereich sensitiv ist und selektiv Licht dieses Frequenzbereichs in ein elektrisches Signal umwandelt. Auch ein solcher Sensor ist in Form eines Halbleitersensors realisierbar.

[0029] Hierbei kann der Sensor beispielsweise Photodiodenelemente mit zwei antiseriell in einer Lichteinfallrichtung hintereinander angeordneten Photodioden aufweisen, welche so ausgebildet und/oder angeordnet sind, dass das Photodiodenelement insgesamt bei verschiedenen Vorspannungen in unterschiedlichen Frequenzbereichen sensitiv ist. Eine genaue Erläuterung der Funktionsweise eines solchen Farbsensors mit zwei antiseriell hintereinander geschalteten Dioden wird in dem Artikel "Simulation of a-Si:H Color Sensors for Application in Intelligent Sensor Systems" von H. Stiebig und M. Böhm in "Materials Research Society Symposium Proceedings", Band 297, 1993, Seiten 963 ff. erläutert. Der dort untersuchte Sensor weist eine n-i-p-i-n-Schichtstruktur auf, wobei die i-Schichten jeweils aus amorphem Silizium bestehen, welches mit Kohlenstoff dotiert ist (a-Si:C). Insbesondere bei einer Ausgestaltung, bei der die p-Schicht eine hohe Fehlstellendichte aufweist, wird eine gute spektrale Abhängigkeit der Sensitivität von der Vorspannung erreicht, sodass der Sensor bei einer negativen Vorspannung besonders rot-sensitiv und bei einer positiven Vorspannung besonders blau-sensitiv ist. Solche Halbleitersensoren mit zwei antiseriellen Dioden lassen sich auch als Double-Schottky-Barrier-Struktur aufbauen.

[0030] Um mit Photodiodenelementen eine räumliche Auflösung zu erreichen, besteht der Sensor vorzugsweise aus einer Anordnung von mehreren Photodiodenelementen, beispielsweise einem ein- oder zweidimensionalen Feld solcher Photodiodenelemente, und weist eine entsprechende elektrisch leitende Struktur zum Ansteuern und/oder Auslesen der Photodiodenelemente auf. Eine derartige Photodiodenmatrix kann z. B. im Wesentlichen wie der in dem eingangs genannten Artikel von H. Wiczczyk et al. "CsI:Tl for Solid State X-Ray Detectors" gezeigte Sensor aufgebaut sein mit dem Unterschied, dass die einzelnen Photodiodenelemente beispielsweise als Mehrfachdioden mit mehreren vertikal integrierten einzelnen Dioden oder als antiseriell hintereinander gekoppelte Dioden wie bei dem zuletzt ge-

nannten Beispiel aufgebaut sind.

[0031] Verschiedene Techniken zur Erzeugung von Matrixstrukturen mit einzelnen Photodiodenelementen und elektrisch leitenden Strukturen zur Ansteuerung oder zum Auslesen der Photodiodenelemente sind dem Fachmann bekannt.

[0032] Bei einem besonders kostengünstigen und relativ einfachen Aufbau weist der Röntgendetektor zwei Szintillatorschichten, die Licht in Frequenzbereichen mit möglichst weit voneinander entfernten Maxima emittieren, und einen Sensor auf, welcher genau in diesen beiden Frequenzbereichen sensitiv ist. Ein solcher Detektor kann zwar nicht die im Energiespektrum der Röntgenstrahlung enthaltenen Informationen vollständig wiedergeben, jedoch reichen die damit gewonnenen Informationen ohne weiteres aus, um Auswertungen ähnlich dem Dual-Energy-Verfahren durchzuführen. Im Gegensatz zu dem bekannten Dual-Energy-Verfahren wird hierbei jedoch vorteilhafterweise nur noch ein Detektor verwendet und es sind keine mehrfachen Aufnahmen notwendig.

[0033] Vorzugsweise sind die Szintillatormaterialien in den beiden Schichten jeweils so gewählt, dass die eine Szintillatorschicht Licht in einem blauen Farbbereich und die andere Szintillatorschicht Licht in einem roten Farbbereich emittiert, da diese beiden Bereiche weit auseinander liegen. Es ist dann möglich, sowohl das erstgenannte Verfahren mit mehreren hintereinander in Lichteinfallrichtung vertikal integrierten, unterschiedlich spektral empfindlichen Photodioden zu verwenden oder das Verfahren, bei dem über eine Vorspannung die spektrale Empfindlichkeit einer Struktur mit zwei antiseriell hintereinander geschalteten Photodioden variiert wird.

[0034] Auch bei einem beispielsweise aus Diodenelementen gefertigten Festkörpersensor können sich die Szintillatorschichten im Übrigen sowohl auf der Vorderseite – d. h. in Auftreffrichtung der Röntgenstrahlung – als auch auf der Rückseite des Sensors befinden.

[0035] Die Erfindung wird im Folgenden unter Hinweis auf die beigegeführten Figuren anhand von Ausführungsbeispielen noch einmal näher erläutert. Aus den beschriebenen Beispielen sowie den Zeichnungen ergeben sich weitere Vorteile, Merkmale und Einzelheiten der Erfindung. Es zeigen:

[0036] Fig. 1 eine Prinzipskizze eines erfindungsgemäßen Detektors mit einem Festkörper-Sensor gemäß einem ersten Ausführungsbeispiel,

[0037] Fig. 2 eine Prinzipskizze eines erfindungsgemäßen Detektors mit einem Festkörper-Sensor gemäß einem zweiten Ausführungsbeispiel,

[0038] Fig. 3 eine Prinzipskizze eines erfindungsgemäßen Detektors mit einem Farbfilm als Sensor.

[0039] Bei dem in Fig. 1 dargestellten Detektor 1 wird ein aus drei einzelnen Schichten 3, 4, 5 bestehender Szintillator 2 verwendet, welche jeweils bei Absorption von Röntgenstrahlung R Szintillationslicht  $F_1$ ,  $F_2$ ,  $F_3$  in unterschiedlichen Frequenzbereichen aussenden.

[0040] Als Sensor 6 für das Szintillationslicht  $F_1$ ,  $F_2$ ,  $F_3$  wird ein Festkörperdetektor mit einer aus mehreren Spalten und Reihen bestehenden Matrix von einzelnen Photodiodenelementen verwendet. Jede der einzelnen Photodiodenelemente besteht aus mehreren vertikal untereinander integrierten Photodioden 7, 8, 9, die in Fig. 1 durch den gesamten Sensor 6 verlaufende Schichten dargestellt sind. Die Matrixstruktur ist hier nur durch die senkrechten gestrichelten Linien angedeutet.

[0041] Jeder der einzelnen Photodioden 7, 8, 9 ist in einem bestimmten spektralen Bereich empfindlich. Vorzugsweise sind die einzelnen Photodioden 7, 8, 9 spektral an die ver-

schiedenen Schichten des Szintillators **2** angepasst, sodass beispielsweise in der obersten Photodiode **7** das Licht detektiert wird, welches die oberste Schicht **3** des Szintillators **2** aussendet. Die darunter befindliche Photodiode **8** registriert dann vornehmlich das Licht, welches von der mittleren Schicht **4** des Szintillators **2** erzeugt wird, und die unterste Photodiode **9** ist besonders in dem spektralen Bereich empfindlich, in dem die unterste Schicht **5** des Szintillators **2** emittiert.

[0042] Die Reihenfolge ist in diesem Beispiel willkürlich gewählt. Es ist durchaus möglich, dass die unterste Diode genau das Licht der obersten Schicht und die oberste Diode das Licht der untersten Schicht des Szintillators **2** detektiert. Darüber hinaus ist auch jede andere beliebige Schichtung möglich. Vorzugsweise sind jedoch die Dioden so angeordnet, dass die am Szintillator nächstliegende Diode im blauen Bereich absorbiert, die zweite Diode im grünen Bereich und die letzte Diode im roten Bereich, da die Eindringtiefe des Szintillationslichts in den Photodiodensensor abhängig von der Wellenlänge des Lichts ist.

[0043] Jede der Dioden **7**, **8**, **9** erzeugt ihr eigenes elektrisches Signal  $S_1$ ,  $S_2$ ,  $S_3$ , welches von der Intensität des auftreffenden Lichts in dem entsprechenden Frequenzbereich abhängig ist. Aus den elektrischen Signalen  $S_1$ ,  $S_2$ ,  $S_3$  der einzelnen Photodioden der Photodiodelemente lässt sich dann insgesamt das Spektrum des an dieser Position des Sensors auftreffenden Lichts mit einer passenden Ausleseelektronik ermitteln. Geeignete Verfahren werden hierzu beispielsweise in dem bereits genannten Artikel "Multi-channel sensors with reduced metameric errors" von D. Knipp et al. und der dort zitierten Literatur aufgezeigt.

[0044] Bei dem in **Fig. 2** dargestellten Ausführungsbeispiel eines erfindungsgemäßen Detektors **10** besteht der Szintillator **11** aus zwei Schichten **12** und **13**, welche jeweils Licht  $F_1$ ,  $F_2$  in zwei unterschiedlichen Frequenzbereichen aussenden. Dementsprechend reicht es hier aus, wenn der Lichtsensor **14** so aufgebaut ist, dass er im Wesentlichen in diesen beiden Frequenzbereichen misst.

[0045] Hierzu weist der Sensor **14** mehrere Diodenelemente mit jeweils zwei antiseriell hintereinander geschalteten Dioden **15**, **16** auf. Durch eine Veränderung der Vorspannung  $V$  an den Diodenelementen lassen sich diese zwischen zwei Betriebszuständen hin- und herschalten, in denen sie in unterschiedlichen Frequenzbereichen besonders sensitiv sind. Je nachdem, in welchem Betriebszustand der Sensor **14** geschaltet ist, hängt das erzeugte elektrische Signal  $S_4$  davon ab, wie viel Licht in dem einen oder in dem anderen Spektralbereich auf den Sensor **14** trifft. Der Sensor **14** muss bei diesem Verfahren schnell genug zwischen den Betriebszuständen umgeschaltet werden, um während der Belichtungszeit die Intensitäten in beiden Frequenzbereichen zu registrieren.

[0046] Bezüglich der genaueren Funktionsweise eines solchen Sensors wird noch einmal auf den Artikel "Simulation of O-SI:H Color Sensors for Application in Intelligent Sensor Systems" von H. Stiebig und M. Böhm verwiesen. Bei Verwendung des in diesem Artikel vorgestellten Farbsensors, welcher entweder blausensitiv oder rot-sensitiv ist, sollten die beiden Schichten **12**, **13** des Szintillators **11** vorzugsweise ebenfalls im blauen bzw. roten Bereich Licht emittieren. Szintillatormaterialien, die im blauen Bereich emittieren, sind zum Beispiel CsI:Na mit einer Emissionslänge von 420 nm oder NaI:Tl mit einer Emissionslänge im Bereich von 410 nm. Zu den Szintillatorstoffen, die eher im roten Bereich emittieren, gehören  $YVO_4:Eu^{3+}$  und  $Y_2GeWO_8:Eu^{3+}$  mit einer Emissionswellenlänge von 618 nm und  $Y_2O_2S:Eu^{3+}$  mit einer Emissionswellenlänge von 625 nm.

[0047] Es ist klar, dass zur Erzielung einer räumlichen

Auflösung auch hier nicht eine einzelne, großflächige Photodiode verwendet wird, sondern ein Feld von mehreren, vorzugsweise matrixförmig in Reihen und Spalten nebeneinander liegenden Photodiodelementen, welche über eine entsprechende Leitungsstruktur ansteuerbar und separat auslesbar sind. Diese Struktur ist in **Fig. 2** wiederum nur durch die senkrechten gestrichelten Linien angedeutet.

[0048] **Fig. 3** zeigt eine Variante, bei der auf einen Farbfilm **21** ein aus zwei Szintillatorschichten **19**, **20** bestehender Szintillator **18** aufgebracht ist, welcher Licht  $F_1$ ,  $F_2$  in zwei unterschiedlichen Frequenzbereichen aussendet. Diese Ausführungsform entspricht im Wesentlichen dem herkömmlichen Film-Folien-System, wobei jedoch als Verstärkungsfolien bewusst zur Erzeugung unterschiedlicher Farben in Abhängigkeit von unterschiedlichen Röntgenenergien eine entsprechende Schichtung von verschiedenen Szintillatormaterialien gewählt wird.

[0049] Es wird an dieser Stelle noch einmal ausdrücklich darauf hingewiesen, dass es sich bei den in den Figuren dargestellten Detektoren nur um Ausführungsbeispiele handelt, und dass der Fachmann im Rahmen der Erfindung beliebige Variationen durchführen kann, um die Erfindung zu realisieren.

[0050] So sind insbesondere verschiedenste Kombinationen bekannter Szintillatormaterialien denkbar. Ebenso können die Schichten bezüglich ihrer Anordnung und Dicke variiert werden. Es müssen lediglich die Dickenverhältnisse der einzelnen Schichten je nach Einsatzgebiet so gewählt werden, dass bei den eintreffenden Röntgenspektren ausreichend hohe Anteile der Röntgenstrahlung in allen Szintillatorschichten absorbiert werden. Ist beispielsweise die erste Schicht zu dünn, trägt sie zur Absorption kaum bei, und ihr Szintillationslicht wird nicht hinreichend sichtbar. Ist dagegen die erste Schicht zu dick, absorbiert sie zu viel, sodass die dahinter liegenden Schichten von zu wenig Strahlung getroffen werden. Dann würden diese Schichten kein Szintillationslicht aussenden. Das gleiche gilt natürlich auch für alle weiteren Schichten innerhalb des Szintillatoraufbaus.

#### Patentansprüche

1. Röntgendetektor (**1**, **10**, **17**) mit einem Szintillator (**2**, **11**, **18**) zur Umwandlung von Röntgenstrahlung (R) in Licht und mit einem Sensor (**6**, **14**, **21**) zur Detektion des im Szintillator (**2**, **11**, **18**) durch die Röntgenstrahlung (R) erzeugten Lichts, **dadurch gekennzeichnet**, dass der Szintillator (**2**, **11**, **18**) derart ausgebildet ist, dass das Spektrum des erzeugten Lichts ( $F_1$ ,  $F_2$ ,  $F_3$ ) vom Energiespektrum der Röntgenstrahlung (R) abhängt und der Sensor (**2**, **14**, **21**) zur Erfassung spektraler Informationen ausgebildet ist.
2. Röntgendetektor nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass der Szintillator (**2**, **11**, **18**) mindestens zwei in einer Auftreffrichtung der Röntgenstrahlung (R) hintereinander angeordnete, verschiedene Schichten (**3**, **4**, **5**, **12**, **13**, **19**, **20**) aufweist, welche bei einer Absorption von Röntgenstrahlung Licht ( $F_1$ ,  $F_2$ ,  $F_3$ ) verschiedener Frequenzbereiche aussenden.
3. Röntgendetektor nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass die verschiedenen Szintillatorschichten aus dem gleichen Basismaterial bestehen, wobei die verschiedenen Schichten mit unterschiedlichen Aktivatorstoffen dotiert sind.
4. Röntgendetektor nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass die verschiedenen Szintillatorschichten aus unterschiedlichen Basismaterialien bestehen.
5. Röntgendetektor nach einem der Ansprüche 1 bis 4,

- dadurch gekennzeichnet, dass der Szintillator (**2, 11, 18**) so ausgebildet ist, dass die Röntgenstrahlung in Licht ( $F_1, F_2, F_3$ ) umgewandelt wird, dessen Spektralbereich im sichtbaren oder nahe des sichtbaren Bereichs liegt.
6. Röntgendetektor nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass verschiedene Szintillatorschichten (**3, 4, 5, 12, 13, 19, 20**) auf der Vorder- und/oder Rückseite des Sensors (**6, 14, 21**) aufgebracht sind.
7. Röntgendetektor nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, dass der Sensor (**21**) einen Film (**21**) umfasst, der spektrale Informationen aufzeichnet.
8. Röntgendetektor nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, dass der Sensor (**6, 14**) Mittel aufweist, um das empfangene Licht in elektrische Signale ( $S_1, S_2, S_3, S_4$ ) umzuwandeln, wobei die elektrischen Signale ( $S_1, S_2, S_3, S_4$ ) vom Spektrum des Lichts ( $F_1, F_2, F_3$ ) abhängen.
9. Röntgendetektor nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, dass der Sensor (**6**) so ausgebildet ist, dass er verschiedene elektrische Signale ( $S_1, S_2, S_3$ ) für verschiedene spektrale Bereiche des Lichts ( $F_1, F_2, F_3$ ) erzeugt.
10. Röntgendetektor nach Anspruch 8 oder 9, dadurch gekennzeichnet, dass der Sensor (**14**) so ausgebildet ist, dass er in Abhängigkeit von einer gewählten Voreinstellung ( $V$ ) selektiv Licht ( $F_1, F_2$ ) eines bestimmten Frequenzbereichs in ein elektrisches Signal ( $S_4$ ) umwandelt.
11. Röntgendetektor nach einem der Ansprüche 8 bis 10, dadurch gekennzeichnet, dass der Sensor (**6, 14**) zumindest ein Photodiodelement (**6, 14**) umfasst.
12. Röntgendetektor nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, dass das Photodiodelement (**6**) jeweils eine Mehrfachdiode (**6**) umfasst.
13. Röntgendetektor nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, dass das Photodiodelement (**14**) zwei antiseriell in einer Lichteinfallrichtung hintereinander angeordnete Photodioden (**15, 16**) aufweist, welche so ausgebildet und/oder angeordnet sind, dass das Photodiodelement (**14**) bei verschiedenen Vorspannungen in unterschiedlichen Frequenzbereichen sensitiv ist.
14. Röntgendetektor nach einem der Ansprüche 11 bis 13, dadurch gekennzeichnet, dass das Photodiodelement jeweils Schichten aus amorphem Silizium und/oder einer amorphen Siliziumlegierung und/oder mikrokristallinem Silizium aufweist.
15. Röntgendetektor nach einem der Ansprüche 11 bis 14, dadurch gekennzeichnet, dass der Sensor eine Anordnung von mehreren Photodiodelementen und eine elektrische leitende Struktur zum Ansteuern und/oder Auslesen der Photodiodelemente aufweist.
16. Röntgendetektor nach einem der Ansprüche 1 bis 15, gekennzeichnet durch zwei Szintillatorschichten (**12, 13**), welche Licht in Frequenzbereichen ( $F_1, F_2$ ) mit voneinander entfernten Maxima emittieren, und einen Sensor (**14**), welcher genau in diesen beiden Frequenzbereichen sensitiv ist.
17. Röntgendetektor nach Anspruch 16, dadurch gekennzeichnet, dass die eine Szintillatorschicht Licht in einem blauen Farbbereich und die andere Szintillatorschicht Licht in einem roten Farbbereich emittiert.
18. Röntgeneinrichtung mit einem Röntgendetektor nach einem der Ansprüche 1 bis 17.
19. Szintillator (**2, 11, 18**) zur Umwandlung von Röntgenstrahlung ( $R$ ) in Licht, dadurch gekennzeichnet,

- dadurch gekennzeichnet, dass der Szintillator (**2, 11, 18**) derart ausgebildet ist, dass das Spektrum des erzeugten Lichts ( $F_1, F_2, F_3$ ) vom Energiespektrum der Röntgenstrahlung ( $R$ ) abhängt.
20. Szintillator nach Anspruch 19, gekennzeichnet durch mindestens zwei in einer Auftreffrichtung der Röntgenstrahlung ( $R$ ) hintereinander angeordnete, verschiedene Schichten (**3, 4, 5, 12, 13, 14, 20**), welche bei einer Absorption von Röntgenstrahlung Licht ( $F_1, F_2, F_3$ ) verschiedener Frequenzbereiche aussenden.
21. Verfahren zum Nachweis von Röntgenstrahlung ( $R$ ), bei dem die Röntgenstrahlung ( $R$ ) zunächst in Licht umgewandelt wird und dann das durch die Röntgenstrahlung ( $R$ ) erzeugte Licht detektiert wird, dadurch gekennzeichnet, dass die Röntgenstrahlung ( $R$ ) derart in Licht umgewandelt wird, dass das Spektrum des erzeugten Lichts ( $F_1, F_2, F_3$ ) vom Energiespektrum der Röntgenstrahlung ( $R$ ) abhängt, und dass bei der Detektion des Lichts ( $F_1, F_2, F_3$ ) zumindest ein Teil der spektralen Informationen registriert wird.
22. Verfahren nach Anspruch 21, dadurch gekennzeichnet, dass die Röntgenstrahlung ( $R$ ) in unterschiedlichen Schichten (**3, 4, 5, 12, 13, 19, 20**) eines Szintillators (**2, 11, 18**) in Licht ( $F_1, F_2, F_3$ ) umgewandelt wird, wobei die unterschiedlichen Schichten (**3, 4, 5, 12, 13, 19, 20**) bei einer Absorption von Röntgenstrahlung ( $R$ ) Licht ( $F_1, F_2, F_3$ ) verschiedener Frequenzbereiche aussenden.
23. Verfahren nach Anspruch 21 oder 22, dadurch gekennzeichnet, dass das Licht ( $F_1, F_2$ ) auf einem Film (**21**) aufgezeichnet wird.
24. Verfahren nach Anspruch 21 oder 22, dadurch gekennzeichnet, dass das Licht ( $F_1, F_2, F_3$ ) in elektrische Signale ( $S_1, S_2, S_3, S_4$ ) umgewandelt wird, wobei die elektrischen Signale vom Spektrum des Lichts ( $F_1, F_2, F_3$ ) abhängen.

---

Hierzu 1 Seite(n) Zeichnungen

---

- Leerseite -

FIG 1

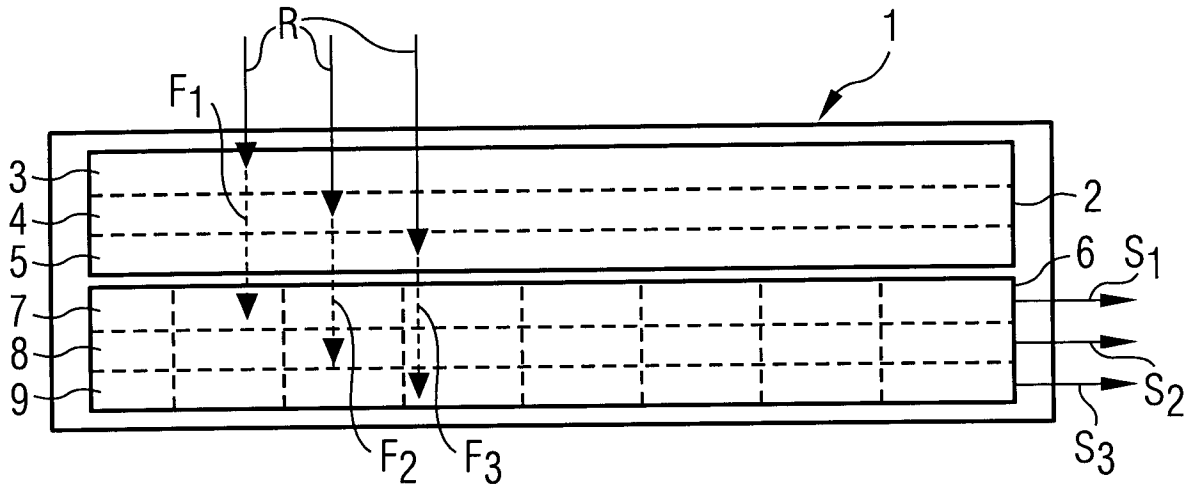


FIG 2

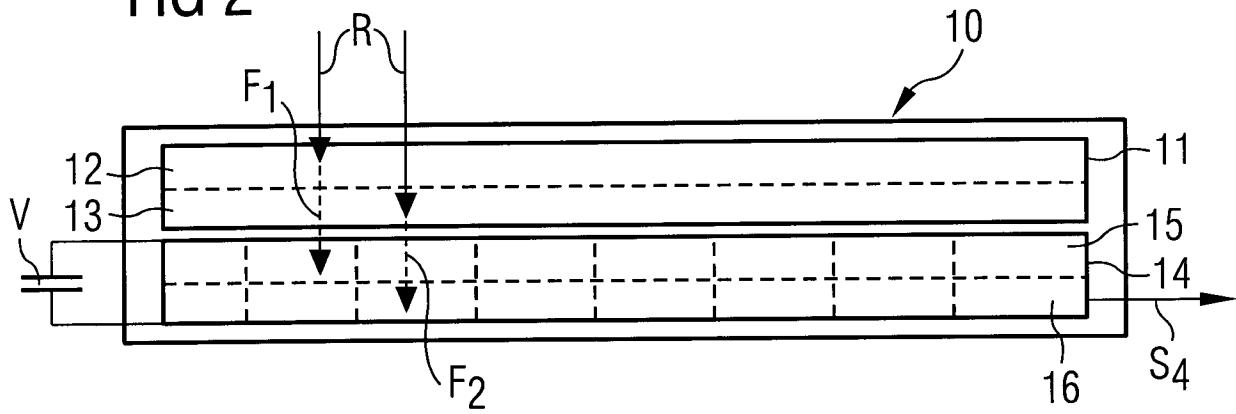


FIG 3

