

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6367969号
(P6367969)

(45) 発行日 平成30年8月1日 (2018.8.1)

(24) 登録日 平成30年7月13日 (2018.7.13)

(51) Int. Cl.

F I

GO 1 T 1/20 (2006.01)
 GO 1 T 1/161 (2006.01)
 A 6 1 B 6/00 (2006.01)
 A 6 1 B 6/03 (2006.01)
 H 0 1 L 31/08 (2006.01)

GO 1 T 1/20 B
 GO 1 T 1/20 E
 GO 1 T 1/161 E
 A 6 1 B 6/00 3 0 0 Q
 A 6 1 B 6/03 3 2 0 S

請求項の数 18 (全 11 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2016-562810 (P2016-562810)
 (86) (22) 出願日 平成27年4月13日 (2015.4.13)
 (65) 公表番号 特表2017-519186 (P2017-519186A)
 (43) 公表日 平成29年7月13日 (2017.7.13)
 (86) 国際出願番号 PCT/EP2015/057935
 (87) 国際公開番号 W02015/158646
 (87) 国際公開日 平成27年10月22日 (2015.10.22)
 審査請求日 平成29年12月5日 (2017.12.5)
 (31) 優先権主張番号 14165094.5
 (32) 優先日 平成26年4月17日 (2014.4.17)
 (33) 優先権主張国 欧州特許庁 (EP)

早期審査対象出願

(73) 特許権者 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エヌ
 ヴェ
 KONINKLIJKE PHILIPS
 N. V.
 オランダ国 5656 アーエー アイン
 ドーフェン ハイテック キャンパス 5
 High Tech Campus 5,
 NL-5656 AE Eindhoven
 (74) 代理人 110001690
 特許業務法人M&Sパートナーズ

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 高いアスペクト比を有することが可能である感光要素を有する放射線検出器

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

入射放射線の一次光子を検出する放射線検出器であって、
 入射放射線の一次光子を二次光子に変換する変換材料と、
 前記変換材料内を第1の方向に延在し、前記二次光子を電気信号に変換する少なくとも
 2つの感光性柱と、

を含み、

前記少なくとも2つの感光性柱の少なくとも2つは、前記変換材料内で前記二次光子に
 変換された前記一次光子の深度の相違を判別する異なる高さ、及び/又は、前記第1の方
 向に平行な軸上の異なる位置を有し、

前記少なくとも2つの感光性柱の各々の直径に対する高さの比率は、2より大きい、放
 射線検出器。

【請求項 2】

入射放射線の一次光子を検出する放射線検出器を製造する方法であって、

a) 第1の方向に延在し、二次光子を電気信号に変換可能である少なくとも2つの感光
 性柱を作成するステップと、

b) 前記少なくとも2つの感光性柱を、入射放射線の一次光子を二次光子に変換可能で
 ある変換材料内に埋め込むステップと、

c) 前記少なくとも2つの感光性柱を、電気回路に接続させるステップと、

を含み、

前記少なくとも2つの感光性柱の少なくとも2つは、前記変換材料内で前記二次光子に変換された前記一次光子の深度の相違を判別する異なる高さ、及び/又は、前記第1の方向に平行な軸上の異なる位置を有し、

前記少なくとも2つの感光性柱の各々の直径に対する高さの比率は、2より大きい、方法。

【請求項3】

前記変換材料は、複数の変換粒子を含むことを特徴とする、請求項1に記載の放射線検出器。

【請求項4】

前記変換粒子は、マトリクス材料内に埋め込まれることを特徴とする、請求項3に記載の放射線検出器。

10

【請求項5】

前記少なくとも2つの感光性柱の少なくとも1つは、半導体材料、好適には、シリコンを含むことを特徴とする、請求項1に記載の放射線検出器。

【請求項6】

前記少なくとも2つの感光性柱の少なくとも1つは、少なくとも1つのフォトダイオードを含むことを特徴とする、請求項1に記載の放射線検出器。

【請求項7】

前記少なくとも2つの感光性柱の少なくとも1つは、少なくとも2つの感光性要素のスタックを含む、請求項1に記載の放射線検出器。

20

【請求項8】

前記少なくとも2つの感光性柱の少なくとも1つは、約3mmより大きい高さを有することを特徴とする、請求項1に記載の放射線検出器。

【請求項9】

前記放射線検出器は、同じ変換材料内に埋め込まれた幾つかの感光性柱のアレイを含むことを特徴とする、請求項1に記載の放射線検出器。

【請求項10】

前記アレイの前記感光性柱は、

1平方ミリメートルあたり、柱が約5本よりも多い密度、及び/又は、

約500µm未満の相互距離、

を有することを特徴とする、請求項9に記載の放射線検出器。

30

【請求項11】

前記少なくとも2つの感光性柱は、感光性材料のバルク層又は変換材料のバルク層から開始して、反応性イオンエッチング、深掘り反応性イオンエッチング、電気化学エッチング、ウェットエッチング及び/又はレーザ構造化によって作成されることを特徴とする、請求項1に記載の放射線検出器。

【請求項12】

前記アレイの前記感光性柱の様々なサブグループが、選択的に読み出されることを特徴とする、請求項9に記載の放射線検出器。

【請求項13】

請求項1に記載の放射線検出器を含み、X線デバイス、CTスキャナ、PETスキャナ及びSPECTスキャナを含む群から選択される少なくとも1つを含む、撮像装置。

40

【請求項14】

請求項12に記載の放射線検出器からデータを読み出す方法であって、

前記アレイの前記感光性柱は、感度及び空間分解能の所与の要件に依存して、様々なサブグループに細分され、個別のサブグループに含まれる前記感光性柱は、共通に読み出されることを特徴とする、方法。

【請求項15】

入射放射線の一次光子を検出する放射線検出器であって、

入射放射線の一次光子を二次光子に変換する変換材料と、

50

前記変換材料内を第 1 の方向に延在し、前記二次光子を電気信号に変換する複数の感光性柱と、

を含み、

前記複数の感光性柱の少なくとも 2 つは、前記変換材料内で前記二次光子に変換された前記一次光子の深度の相違を判別する異なる高さ、及び / 又は、前記第 1 の方向に平行な軸上の異なる位置を有し、

前記放射線検出器は、同じ変換材料内に埋め込まれた複数の感光性柱のアレイを含み、前記アレイの前記感光性柱は、1 平方ミリメートルあたり、柱が 5 本よりも多い密度である群、及び 5 0 0 μ m 未満の相互距離である群のうち少なくとも 1 つの群を含む、放射線検出器。

10

【請求項 1 6】

前記複数の感光性柱の各々の直径に対する高さの比率は、1 0 より大きい、請求項 1 5 に記載の放射線検出器。

【請求項 1 7】

前記複数の感光性柱の各々の前記高さは、3 mm より大きい、請求項 1 6 に記載の放射線検出器。

【請求項 1 8】

前記少なくとも 2 つの感光性柱の各々の直径に対する高さの比率は、1 0 より大きい、請求項 1 に記載の放射線検出器。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、入射放射線の一次光子を検出する放射線検出器と、当該放射線検出器を製造する方法とに関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

米国特許出願公開第 2 0 1 0 / 0 2 0 0 7 6 0 A 1 号は、C T (コンピュータ断層撮影) スキャナ用の放射線検出器について開示している。検出器は、シンチレータ要素のスタックとフォトダイオードアレイとを含み、フォトダイオードアレイは、シンチレータ要素の横のボリューム内に配置される。

30

【0 0 0 3】

米国特許出願公開第 2 0 0 7 / 2 7 2 8 7 2 号は、発光材料内に埋め込まれた 1 つ以上の光検出器を含む X 線検出器について開示している。光検出器は、針状、柱状又は稜線状の構造体を有する。

【0 0 0 4】

独国公開特許第 1 0 2 0 1 2 2 0 6 1 8 0 A 号は、二次光子を電気信号に変換するフォトガイドが埋め込まれたシンチレータを含む X 線検出器に関する。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

40

【0 0 0 5】

簡易化された製造手順を可能にする、入射放射線、特に電離放射線の検出用の放射線検出器を提供することが有利である。

【課題を解決するための手段】

【0 0 0 6】

上記目的は、請求項 1 に記載の放射線検出器及び請求項 2 に記載の製造方法によって対処される。好適な実施形態は、従属請求項に開示される。

【0 0 0 7】

第 1 の態様によれば、本発明の一実施形態は、入射放射線、具体的には、X 線又はガンマ線といった電離放射線の一次光子を検出する放射線検出器に関する。放射線検出器は、

50

次のコンポーネントを含む。

入射放射線の一次光子を二次光子に変換可能な変換材料。

上記変換材料内を第1の方向に延在し、二次光子を電気信号に変換可能な少なくとも2つの感光性柱。感光性柱の少なくとも2つは、異なる高さ、及び/又は、第1の方向に平行な軸上の異なる位置を有する。

【0008】

「変換材料」は、高エネルギーの一次光子を、1つ又は（通常）1つ以上のより低いエネルギーの二次光子、特に、可視スペクトル範囲内の二次光子に変換可能なシンチレータ材料であるか、当該シンチレータ材料を含む。

【0009】

「感光性柱」の用語は、変換材料内で生成された二次光子に反応し、通常、例えば円形、楕円形、多角形若しくは任意の断面を有する円柱又は円筒の形である柱状の形を有する構造体又はコンポーネントを指す。「感光性柱」の形は、上記「第1の方向」を規定する幾何学的延在軸を有する。

【0010】

更に、変換材料内の柱の「延在」とは、柱が、変換材料内に少なくとも部分的に埋め込まれていることを意味する。具体的には、第1の方向に垂直な平面において埋め込まれていることを意味する。通常、柱の端面のみが、（外部回路によってアクセス可能なままであるように）変換材料によって覆われない。

【0011】

使用中、放射線検出器は、通常、入射放射線の入射の（主又は平均）方向が、第1の方向、即ち、感光性柱の延在方向と平行であるように方向付けられる。

【0012】

第2の態様によれば、本発明の一実施形態は、入射放射線の一次光子を検出する放射線検出器、具体的には、上記種類の放射線検出器を製造する方法に関する。上記方法は、次のステップを含む。これらのステップは、列挙される順番又は任意の他の適切な順番で実行可能である。

a) 第1の方向に延在し、二次光子を電気信号に変換可能である少なくとも2つの感光性柱を作成するステップ。感光性柱の少なくとも2つは、異なる高さ、及び/又は、第1の方向に平行な軸上の異なる位置を有する。

b) 感光性柱を、入射放射線の一次光子を二次光子に変換可能である変換材料内に埋め込むステップ。

c) 感光性柱を、電気回路に接続させるステップ。

【0013】

上記種類の放射線検出器は、上記方法によって製造可能であるため、上記放射線検出器について提供された説明は、上記方法についても同様に有効であり、また、その逆も同様である。

【0014】

上記放射線検出器及び方法では、異なる高さ、及び/又は、第1の方向に平行な軸上の異なる位置を有する感光性柱は、その信号が、（場合によっては、他の信号と組み合わせられて）独立して読み出されるように、別個の電気回路に接続される。

【0015】

上記放射線検出器及び方法は、高感度を有する費用効果的な放射線検出器を提供可能であるという利点を有する。これは、入射一次光子を完全に変換する一方で、生成された二次光子は（放射方向に垂直である）短縮経路で感光性柱に到達可能であり、したがって、信号損失が最小限に抑えられるように、変換材料を（放射線方向において）十分な厚さで提供可能であるように、検出器の感光性柱が、放射線入射の方向と平行に方向付けることが可能だからである。

【0016】

以下において、放射線検出器及び製造方法の両方によって実現可能である本発明の様々

10

20

30

40

50

な好適な実施形態が（これらの実施形態の1つに対してのみ詳細に説明されない場合でも）説明される。

【0017】

変換材料は、例えば大きい固体結晶として、例えば一体部品として提供される。好適な実施形態では、変換材料は、複数の変換粒子、即ち、一次光子を二次光子に変換可能な材料の粒子を含む。これは、変換材料が、通常、大きい結晶よりもずっと安価で、取り扱いが簡単である粉末として提供及び処理可能であるという利点を有する。変換粒子の（平均）直径は、好適には、約10 μm 未満、約1 μm 未満、約100 nm未満、又は、最も好適には、約10 nm未満である。

【0018】

変換材料及び/又は上記変換粒子は、一般に、所望の効率で、関心のエネルギー範囲内の入射一次光子を二次光子に変換可能である任意の材料を含む。例えば変換材料及び/又は粒子は、アルカリハロゲン化物（例えばCsI）、GOS ($\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}$)、ガーネット、 YGdOx 、 CWO (CdWO_4)、ランタニドハロゲン化物（例えば LaBr_3 ）及び SrI_2 からなる群から選択される少なくとも1つの物質を含んでよい。更に適した材料は、文献（例えばv. Eijkによる「Inorganic Scintillators in Medical Imaging」、Nuclear Instruments and Methods A v. 509、17-25、2003。参照することにより、本明細書に組み込まれる）中にある。

【0019】

変換粒子を含む上記変換材料内で、上記粒子は、好適には、マトリクス材料内に埋め込まれる。マトリクス材料は、例えばエポキシ樹脂といったバインダである。マトリクス材料は、好適には、一次及び二次光子にとって実質的に透明である材料である。適切な透明材料は、ポリカーボネート、ポリイミド、ポリウレタン、シリコン又は他のポリマーであってよい。

【0020】

感光性柱の少なくとも1つは、好適には、半導体材料、例えばシリコンでできている。これにより、良く知られていてかつ汎用的な製造技術の適用が可能となる。

【0021】

別の実施形態では、感光性柱の少なくとも1つは、少なくとも1つのフォトダイオード、具体的には、適切なドーピングによって構造化された半導体材料を含むフォトダイオードを含む。フォトダイオードは、二次光子を電気信号、具体的には、フォトダイオードに接続された外部回路によって検知可能な電荷信号に変換可能な良く知られたコンポーネントである。

【0022】

更なる実施形態では、感光性柱の少なくとも1つは、少なくとも2つの感光性要素、例えば上記種類のフォトダイオードのスタックを含む。上記感光性要素は、好適には、柱の延在方向（「第1の方向」）において、1つの感光性要素の上に別の感光性要素が積み重ねられる。これらの感光性要素が、個別に外部回路に接続され、また、入射放射線は、柱の第1の方向に平行である場合、一次光子の二次光子への変換が行われた相互作用の深度を検出することが可能である。この相互作用の深度は、通常、入射一次光子のエネルギーの増加と共に増加するため、入射光子のエネルギー弁別を可能にする。

【0023】

一般に、感光性柱の幾何学的形状及び寸法は、かなり任意であってよい。好適な実施形態では、感光性柱の少なくとも1つの感光性柱の高さ（第1の方向に測定される）は、約0.5 mmよりも大きい、約1 mmよりも大きい、約2 mmよりも大きい、約3 mmよりも大きい、又は、約5 mmよりも大きい。これに加えて又は代えて、感光性柱の少なくとも1つは、約500 μm よりも小さい、約400 μm よりも小さい、又は、約200 μm よりも小さい直径（第1の方向に垂直に測定され、非円形の横断面については、横断面の最大延在部と規定される）を有してよい。

【0024】

10

20

30

40

50

感光性柱の高さと直径との比は、「アスペクト比」と呼ばれる。上記数値とは無関係に、このアスペクト比は、好適には、約2よりも大きい、約3よりも大きい、約5よりも大きい、又は、最も好適には、約10よりも大きい。高いアスペクト比は、2つの理由から望ましい。第一に、変換材料の大きい厚さを提供する。したがって、入射一次光子のほぼ完全な変換が保証される。第二に、感光性柱によって覆われる面積が小さく抑えられる。したがって、一次光子に反応しない領域による損失が最小限に抑えられる。

【0025】

本発明の別の好適な実施形態では、同じ変換材料内に埋め込まれる2つ又は2つ以上(多数)の感光性柱のアレイがある。任意選択的に、放射線検出器は、複数の変換材料ブロックを含んでもよく、各ブロックが、感光性柱のアレイを含む。各感光性柱は、通常、放射線検出器の1つの画素又は1つの画素の一部を具体化するので、柱の総数は、一般に、検出器の画素数以上である。

10

【0026】

感光性柱の上記アレイは、例えば柱の、例えば六角形、長方形又は四角形グリッドの均一配列を有する任意の適切な構造を有しても、柱は、不規則パターンに配置されてもよい。柱の空間密度は、検出器の反応領域全体で均一であってよい。或いは、柱の空間密度は様々であってもよく、その場合、より高い空間分解能の領域とより低い空間分解能の領域とがもたらされる。

【0027】

複数の感光性柱を有する放射線検出器の好適な実施形態では、当該柱は、1平方ミリメートルあたりに柱が約5つよりも多い、1平方ミリメートルあたりに柱が約10よりも多い、又は、最も好適には、1平方ミリメートルあたりに柱が約20よりも多い空間密度(第1の方向に垂直な平面に対して測定される)で配置されてよい。これに加えて又は代えて、隣接する感光性柱間の平均相互距離は、約1000 µm未満、約500 µm未満、約300 µm未満、又は、最も好適には、約100 µm未満であってよい。

20

【0028】

感光性柱及び/又は感光性柱のアレイは、感光性材料のバルク層で開始して、反応性イオンエッチング(RIE)、深掘り反応性イオンエッチング(DRIE)[例えば「ボッシュプロセス」、電気化学エッチング(EE)、ウェットエッチング及び/又はレーザ構造化といった減法的技術によって任意選択的に製造される。

30

【0029】

或いは、感光性柱の少なくとも1つ及び/又は感光性柱のアレイは、変換材料(例えば変換材料粒子を含むマトリクス材料)のバルク層で開始することによって製造されてもよい。例えばレーザ構造化といった上記減法的技術の1つによって、この層に穴を形成した後、2回目のステップにおいて、穴に、感光性材料が充填され、感光性柱が作成される。

【0030】

感光性柱によって生成される電気信号は、隣接する変換材料における変換イベントの発生を示し、したがって、関連付けられる一次光子を明らかにする。任意選択的に、この信号の強度は、一次光子によって付与されるエネルギーを示してもよい。放射線検出器が感光性柱のアレイを含む場合、検出される入射放射線の空間分解能(即ち、撮像機能)は、感光性柱のサブグループの信号が個別に読み出し可能である場合、達成可能である。最大空間分解能は、上記サブグループのそれぞれが、1つの感光性柱しか含まない(即ち、各柱が検出器の1つの画素に対応する)場合に達成される。

40

【0031】

好適な実施形態では、スイッチング構造体が、感光性柱に関連して提供される。これにより、アレイの感光性柱の様々なサブグループが選択的に読み出し可能となる。これは、放射線検出器の空間分解能が選択的に変更可能であることを意味し、例えば読み出し速度、データ整理及び/又は感度のために、(幾つかの隣接する感光性柱を単一のサブグループ又は「スーパー画素」にまとめることによって)空間分解能を犠牲にすることが可能となる。

50

【 0 0 3 2 】

放射線検出器が、幾つかの感光性柱のアレイを含む場合、これらの柱は、すべて、同じ幾何学的形状を有してもよい。或いは、柱の少なくとも2つは、少なくとも1つの幾何学的パラメータにおいて、例えばその直径、高さ及び/又は第1の方向と平行である軸上の位置において異なってよい。最後の2つの例（異なる高さ又は軸方向の位置）において、柱の信号によって、相互作用の深度が示され、したがって、入射光子のエネルギーに関する情報が追加的に提供される。

【 0 0 3 3 】

第3の態様によれば、本発明の一実施形態は、撮像装置、具体的には、X線デバイス、CT（コンピュータ断層撮影）スキャナ、PETスキャナ又はSPECTスキャナに関する。当該装置は、上記実施形態の何れかによる放射線検出器を含む。このような放射線検出器のCTスキャナにおける使用は、例えば当該スキャナは、通常、大きい2次元面積を対象とする検出器を必要とするが、費用効果的でもあるべきであるため、有利である。

10

【 0 0 3 4 】

第4の態様によれば、本発明の一実施形態は、同じ変換材料に埋め込まれている幾つかの感光性柱のアレイを含む、上記種類の放射線検出器からデータを読み出す方法に関する。上記方法によれば、アレイの感光性柱は、感度及び空間分解能の所与の要件に依存して、様々なサブグループに（動的に）細分され、各サブグループの柱は、共通に読み出される（即ち、1つの共通信号をもたらす）。一般に、柱のサブグループの感度は、サブグループに含まれる柱の数と共に増加する一方で、空間分解能は減少し、この反対も同様である。したがって、撮像タスクといった所与の応用について、求められる感度と求められる空間分解能との満足のいく妥協を示す、すべての利用可能な感光性柱の個別のサブグループへの分割が見出される。

20

【 0 0 3 5 】

既に上記されたように、放射線検出器は、少なくとも2つの柱が異なる高さ及び/又は第1の方向に沿って異なる位置を有するという事実を利用することによって、変換された光子の相互作用の平均深度を検知する手段を含む（及び/又は、方法は、そのステップを含む）。柱から受信される信号は、当該柱の近くで相互作用（光子の変換）が行われたことを示す情報、したがって、柱の高さ及び/又は位置が知られている場合、相互作用の深度に関する情報を暗に示す。

30

【 0 0 3 6 】

更に、既に上記されたように、放射線検出器は、少なくとも2つの柱が異なる高さ及び/又は第1の方向に沿って異なる位置を有するという事実を利用することによって、入射光子のエネルギーを判別する手段を含む（及び/又は、方法は、そのステップを含む）。このアプローチは、より高いエネルギーの光子は、通常、より高い深度において変換されるという事実に基づいている。これは、光子のエネルギーを、相互作用の深度から推測することを可能にする。

【 0 0 3 7 】

同じ高さ及び/又は第1の方向に沿って同じ位置を有する2つ以上の柱が、任意選択的に、共通に読み出される柱のサブグループにまとめられてもよい（例えばすべての柱が同じ信号線に接続されてよい）。

40

【 0 0 3 8 】

本発明の別の実施形態によれば、変換材料は、第1の方向において、1つの材料の上に別の材料が配置される2つ以上の異なる種類の材料から構成されてもよい。したがって、入射光子は、これらの異なる変換材料を連続的に通過し、二次光子に関して、異なる反応がもたらされる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 3 9 】

本発明のこれらの及び他の態様は、以下に説明される実施形態から明らかとなり、また、以下に説明される実施形態を参照して説明される。

50

【 0 0 4 0 】

【図 1】図 1 は、本発明の一実施形態による放射線検出器の斜視図を概略的に示す。

【図 2】図 2 は、図 1 の放射線検出器の横断面を示す。

【 0 0 4 1 】

図面における同様の参照符号は、同一又は同様のコンポーネントを示す。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 4 2 】

コンピュータ断層撮影 (CT) 検出器には、通常、かなり高価で、製造が困難である結晶及び画素化シンチレータが設けられている。したがって、CT スキャナに使用されるような検出器といった放射線検出器に、より費用効果的な製造技術があることが望ましい。

10

【 0 0 4 3 】

この目的を考慮して、柱状の構造の垂直フォトダイオード (放射線入射の方向が、「垂直」であると仮定される場合) のアレイを含み、柱間のポリウム内に発光材料が充填される、電離放射線用の検出器を作ることが提案される。フォトダイオードは、好適には、シリコンで作られ、上部電気接点及び底部電気接点を有する。通常、幾つかのフォトダイオードが 1 つの画素を形成し、これは、最終画像の 1 つの要素になる。シンチレータ複合材料は、好適には、透明マトリクス (バインダ) に埋め込まれたマイクロ又はナノメートルサイズのシンチレータ粒子で構成される。通常、液体又はペースト用の既知の技術を用いて、このようなマトリクス材料を充填することは簡単である。

20

【 0 0 4 4 】

図 1 及び図 2 は、上記原理に従ってデザインされた放射線検出器 100 の例示的な実施形態を示す。主なコンポーネントとして、放射線検出器 100 は、変換材料 120 内に埋め込まれた感光性の柱 110 のアレイを含む。図示される実施形態では、変換材料は、透明マトリクス材料 122 内に埋め込まれた変換粒子 121 の粉末を含む。

【 0 0 4 5 】

感光性柱 110 は、それらの軸が「第 1 の方向」に延在する。第 1 の方向は、図中における垂直の z 方向であり、検出される放射線の一次光子 X の入射の (平均) 方向と平行であると仮定される。図 2 に概略的に示されるように、入射した一次光子 X は、変換材料 120 のどこか (入射光子 X のエネルギーが高いほど、変換の深度は大きくなる) において、1 つの又は、通常は、幾つかの二次光子 $h\nu$ (通常は、可視スペクトルの光子) に変換される。二次光子の少なくとも幾つかは、隣接する感光性柱 110 に到達し、そこで、二次光子は電気信号に変換される。

30

【 0 0 4 6 】

感光性柱 110 において生成される上記電気信号 (例えば電荷信号) は、近くで変換イベント (したがって、関連付けられる光子 X の入射) があったことを示す。電気信号は、柱 110 の上部及び底部に接続される線又は回路 130、140 によって読み出される。図示される例では、柱 110 の上部端は、すべて、共通線 130 (例えば接地) に接続されている。これに対し、柱 110 の底部端は、例えば信号を更なる処理及び評価のために後続の電子部品 (図示せず) に転送する増幅器 141 を含む回路 140 に個別に接続される。

40

【 0 0 4 7 】

フォトダイオード柱 110 は、高いアスペクト比 $H:D$ (通常、約 5 ~ 10 よりも大きい) を有する。これは、その高さ H は、シンチレーション層の厚さ全体に及ぶべきだからである。シンチレーション層は、高い X 線吸収を提供するように、好適には約 1 ~ 2 mm の厚さである必要がある。しかし、2 つ以上の層のスタックも可能である。

【 0 0 4 8 】

柱 110 の直径 D は、シンチレータ層の高いポリウム充填率を維持するために、小さくなるべきである。フォトダイオード柱間の好適な距離 A は、シンチレータ層における平均光輸送長によって与えられ、約 100 μm 乃至 300 μm の程度である。柱は、均一パターン (長方形、六角形又はその他) で置かれてよいが、任意の場所に分布されてもよい

50

。この場合、単位面積当たりの平均数は、幾分一定であることが好適である。

【 0 0 4 9 】

したがって、本発明は、光輸送は短い範囲（通常、約 $10\ \mu\text{m}$ から約 $100\ \mu\text{m}$ ）にし
か作用しないが、電荷はシンチレータ層の厚さ全体（通常、 1mm より大きい）に亘り運
ばれなければならないという問題を解決する。

【 0 0 5 0 】

底部及び上部電気接点は、各柱 110 に個別に接続可能である。例えば 1 つの画素又は
 1 つの副画素要素を形成するフォトダイオードであるフォトダイオードのグループが共に
、共通の読み出し線に接続されてもよい。底部接点 140 は、単に金属線で作られてもよ
い。上部接点 130 は、すべての又は幾つかのダイオードに共通の接点であってもよい。

10

【 0 0 5 1 】

高いアスペクト比（例えば 10 より大きい）を有する Si 製の柱 110 の製造は、例え
ば（深掘り）反応性イオンエッチング（ DRIE 、米国特許第 $7,525,170\text{B}2$ 号
を参照）、電気化学エッチング（ EE ）及び／若しくはレーザ構造化又はウェットエッチ
ングによって行われる。

【 0 0 5 2 】

シンチレータは、例えば GdOx - 硫化物を含む粉末複合層であってよい。これらの層
における光輸送長は、通常、高い光収率を維持するために最大厚さが $300\ \mu\text{m}$ 程度であ
るように、制限される。この厚さは、例えば CT 検出器に求められる X 線阻止能には十分
ではない。提案される構造では、層は、 1 ミリメートルよりずっと厚くすることができる
。これは、 X 線光子との相互作用の後、可視光光子 $h\nu$ の最も可能性の高い最も近い検出
点は、柱フォトダイオード間の距離 A の最大の半分において水平方向にあるからである。
クロストークは、複合シンチレータにおける光輸送長によって単純に制限されるが、画素
は、反射の閉じ込めを必要としない。

20

【 0 0 5 3 】

説明される検出器の任意選択の実施形態では、スイッチング構造体が、底部及び／又は
上部接点に導入されて、様々な数のフォトダイオードの 1 つの画素読み出しへの接続が可
能にされる。これは、柔軟な画素サイズを可能にする。即ち、散乱線除去グリッドによっ
て規定されるより大きい画素の副画素化が可能にされる。このような技術は、例えば効果
的な高分解能 CT に使用可能である。

30

【 0 0 5 4 】

これに加えて又は代えて、柱は、例えば規則正しい交互パターン上に、異なる高さで作
られてもよい。これは、 X 線量子の相互作用の異なる平均深度を検知することを可能にす
る。即ち、衝突する X 線量子のエネルギー弁別を可能にする。

【 0 0 5 5 】

要約するに、変換層の厚さ全体に及ぶ柱の形の垂直フォトダイオード配列からなる、電
離放射線用の検出器の一実施形態が説明される。柱間で、複合シンチレータが、 X 線放射
線を可視光子に変換する。当該検出器は、低光収率及び高クロストークの欠点なく、 CT
用に安価なシンチレータ複合材料を使用することを可能にする。垂直フォトダイオードと
シンチレータ層との提案される組み合わせは、コンピュータ断層撮影（ CT ）検出器に使用
されることが好適であるが、電離放射線用の他のタイプの検出器（例えば X 線、 PET
、 SPECT ）にも使用可能である。

40

【 0 0 5 6 】

本発明は、図面及び上記説明において詳細に例示及び説明されたが、このような例示及
び説明は、限定的ではなく、例示的と解釈されるべきである。本発明は、開示された実施
形態に限定されない。開示された実施形態の他の変形態様は、図面、開示内容及び添付の
請求項の検討から、請求項に係る発明を実施する当業者によって理解され、実施される。
請求項において、「含む」との用語は、他の要素又はステップを排除するものではなく、
また、「 a 」又は「 $a\text{n}$ 」との不定冠詞も、複数形を排除するものではない。単一のプロ
セッサ又は他のユニットが、請求項に記載される幾つかのアイテムの機能を果たしてもよ

50

い。特定の手段が相互に異なる従属請求項に記載されることだけで、これらの手段の組み合わせを有利に使用することができないことを示すものではない。コンピュータプログラムは、他のハードウェアと共に又はその一部として供給される光学記憶媒体又は固体媒体といった適切な媒体上に記憶及び／又は分散されてもよいが、インターネット又は他の有線若しくは無線通信システムを介するといった他の形式で分配されてもよい。請求項における任意の参照符号は、範囲を限定するものと解釈されるべきではない。

【図 1】

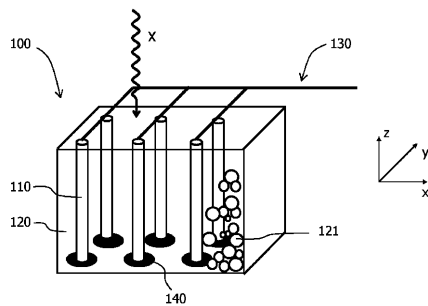


Fig. 1

【図 2】

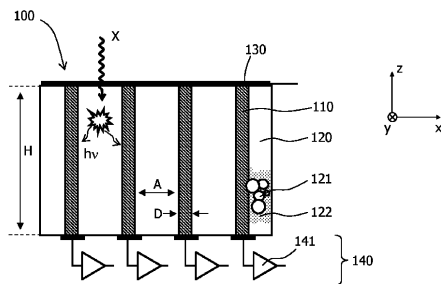


Fig. 2

フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I
H 0 1 L 31/00 A

- (72)発明者 サイモン マティアス
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5
- (72)発明者 ヴェルバケル フランク
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5
- (72)発明者 フォークトマイヤー ゲレオン
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5
- (72)発明者 ワイナー ナオル
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5

審査官 右田 純生

- (56)参考文献 米国特許出願公開第2007/0272872(US, A1)
特開2006-113061(JP, A)
特開昭62-091880(JP, A)
特表2010-503985(JP, A)
特開2002-107457(JP, A)
特開2004-150932(JP, A)
特開昭63-282681(JP, A)
特開2004-340968(JP, A)
特表2010-510484(JP, A)
特表2008-514965(JP, A)
特開昭60-187879(JP, A)
米国特許第06175120(US, B1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
G 0 1 T 1 / 2 0
A 6 1 B 6 / 0 0
A 6 1 B 6 / 0 3
G 0 1 T 1 / 1 6 1
H 0 1 L 3 1 / 0 8