

(19)日本国特許庁(JP)

## (12)特許公報(B2)

(11)特許番号  
特許第7076549号  
(P7076549)

(45)発行日 令和4年5月27日(2022.5.27)

(24)登録日 令和4年5月19日(2022.5.19)

(51)国際特許分類	F I			
G 0 1 T 1/20 (2006.01)	G 0 1 T	1/20	B	
	G 0 1 T	1/20	E	
	G 0 1 T	1/20	G	
	G 0 1 T	1/20	D	

請求項の数 16 (全21頁)

(21)出願番号	特願2020-531661(P2020-531661)	(73)特許権者	590000248
(86)(22)出願日	平成30年8月22日(2018.8.22)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ
(65)公表番号	特表2021-505896(P2021-505896		ヴェ
	A)		Koninklijke Philips
(43)公表日	令和3年2月18日(2021.2.18)		N.V.
(86)国際出願番号	PCT/EP2018/072636		オランダ国 5 6 5 6 アーヘー アイン
(87)国際公開番号	WO2019/115024		ドーフエン ハイテック キャンパス 5
(87)国際公開日	令和1年6月20日(2019.6.20)	(74)代理人	110001690
審査請求日	令和3年8月19日(2021.8.19)		特許業務法人M&Sパートナーズ
(31)優先権主張番号	17206392.7	(72)発明者	ウィンマース オノ ヤン
(32)優先日	平成29年12月11日(2017.12.11)		オランダ国 5 6 5 6 アーエー アイン
(33)優先権主張国・地域又は機関	欧州特許庁(EP)	(72)発明者	ドーフエン ハイ テック キャンパス 5
早期審査対象出願			ヤコブス ヨハネス ウィルヘルムス マ
			リア
			オランダ国 5 6 5 6 アーエー アイン
			最終頁に続く

(54)【発明の名称】 高充填率を有するピクセル化された多層シンチレータ

## (57)【特許請求の範囲】

## 【請求項1】

読出センサアレイ、第1のシンチレータ構造、第2のシンチレータ構造、及びコーティングを備える放射線検出器であって、

前記読出センサアレイは、複数の感光センサピクセルを備え、

前記第1のシンチレータ構造は、ギャップによって分離された複数の第1のシンチレータピクセルを備え、

前記第2のシンチレータ構造は、前記第1のシンチレータ構造に光学的に結合され、

前記第1のシンチレータ構造及び前記第2のシンチレータ構造は、前記コーティングと前記読出センサアレイとの間に配置され、

前記第2のシンチレータ構造は、前記第1のシンチレータ構造の前記第1のシンチレータピクセル間の前記ギャップに少なくとも部分的に重なり、

前記第2のシンチレータ構造は、ギャップによって分離された複数の第2のシンチレータピクセルを備え、

少なくとも1つの第2のシンチレータピクセルは、前記第1のシンチレータピクセル間の前記ギャップに少なくとも部分的に重なり、

前記少なくとも1つの第2のシンチレータピクセルは、粒子含有バインダシンチレータ材料によって形成された少なくとも1つの傾斜表面部を備え、

前記粒子含有バインダシンチレータ材料によって形成された前記少なくとも1つの傾斜表面部は、前記第1のシンチレータ構造によって形成された層に対して傾斜されている、放

射線検出器。

【請求項 2】

前記少なくとも 1 つの第 2 のシンチレータピクセルは、正確に 1 つの第 1 のシンチレータピクセルに光学的に結合される、請求項 1 に記載の放射線検出器。

【請求項 3】

前記少なくとも 1 つの第 2 のシンチレータピクセルは、正確に 2 つの第 1 のシンチレータピクセルに光学的に結合される、請求項 1 に記載の放射線検出器。

【請求項 4】

前記少なくとも 1 つの第 2 のシンチレータピクセルは、前記少なくとも 1 つの第 2 のシンチレータピクセルに光学的に結合された、前記正確に 2 つの第 1 のシンチレータピクセル間の前記ギャップ内に延在しない、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 1 つの傾斜表面部のうちの 1 つの傾斜表面部は、前記少なくとも 1 つの第 2 のシンチレータピクセル内からの光を、前記少なくとも 1 つの第 2 のシンチレータピクセルに光学的に結合された第 1 のシンチレータピクセルに向けて反射する、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 1 つの第 2 のシンチレータピクセルは、前記第 1 のシンチレータ構造によって形成された層に対して傾けられ、前記少なくとも 1 つの第 2 のシンチレータピクセルと、前記少なくとも 1 つの第 2 のシンチレータピクセルに光学的に結合されていない第 1

20

のシンチレータピクセルとの間の他のギャップを増大させ、  
前記少なくとも 1 つの第 2 のシンチレータピクセルと、前記第 1 のシンチレータピクセルとの間の前記他のギャップは少なくとも、前記少なくとも 1 つの傾斜表面部のうちの 1 つの傾斜表面部によって、及び前記第 1 のシンチレータピクセルによって形成される、請求項 1 に記載の放射線検出器。

【請求項 7】

前記第 1 のシンチレータ構造は、セラミックシンチレータ材料を備える、請求項 1 に記載の放射線検出器。

【請求項 8】

前記コーティングは、光反射層である、請求項 1 に記載の放射線検出器。

30

【請求項 9】

薄い可撓性ポリマ箔又はガラスで作られた基板をさらに備える、請求項 1 に記載の放射線検出器。

【請求項 10】

非平面形状を有する、請求項 1 に記載の放射線検出器。

【請求項 11】

放射線源と、

読出センサアレイ、第 1 のシンチレータ構造、第 2 のシンチレータ構造、及びコーティングを備える放射線検出器であって、

前記読出センサアレイは、複数の感光センサピクセルを備え、

40

前記第 1 のシンチレータ構造は、ギャップによって分離された複数の第 1 のシンチレータピクセルを備え、

前記第 2 のシンチレータ構造は、前記第 1 のシンチレータ構造に光学的に結合され、

前記第 1 のシンチレータ構造及び前記第 2 のシンチレータ構造は、前記コーティングと前記読出センサアレイとの間に配置され、

前記第 2 のシンチレータ構造は、前記第 1 のシンチレータ構造の前記第 1 のシンチレータピクセル間の前記ギャップに少なくとも部分的に重なり、

前記第 2 のシンチレータ構造は、ギャップによって分離された複数の第 2 のシンチレータピクセルを備え、

少なくとも 1 つの第 2 のシンチレータピクセルは、前記第 1 のシンチレータピクセル間の

50

前記ギャップに少なくとも部分的に重なり、  
 前記少なくとも1つの第2のシンチレータピクセルは、粒子含有バインダシンチレータ材料によって形成された少なくとも1つの傾斜表面部を備え、  
 前記粒子含有バインダシンチレータ材料によって形成された前記少なくとも1つの傾斜表面部は、前記第1のシンチレータ構造によって形成された層に対して傾斜されている、放射線検出器と、  
 を備えた、撮像システム。

【請求項12】

前記放射線検出器の前記読出センサアレイは、前記放射線源に向けられている、請求項11に記載の撮像システム。

10

【請求項13】

放射線検出器を製造するための方法であって、前記方法は、  
 読出センサアレイ、第1のシンチレータ構造、第2のシンチレータ構造、及びコーティングを組み立てるステップを有し、

前記読出センサアレイは、複数の感光センサピクセルを備え、  
 前記第1のシンチレータ構造は、ギャップによって分離された複数の第1のシンチレータピクセルを備え、

前記第2のシンチレータ構造は、前記第1のシンチレータ構造に光学的に結合され、  
 前記第1のシンチレータ構造及び前記第2のシンチレータ構造は、前記コーティングと前記読出センサアレイとの間に配置され、

20

前記第2のシンチレータ構造は、前記第1のシンチレータ構造の前記第1のシンチレータピクセル間の前記ギャップに少なくとも部分的に重なり、

前記第2のシンチレータ構造は、ギャップによって分離された複数の第2のシンチレータピクセルを備え、

少なくとも1つの第2のシンチレータピクセルは、前記第1のシンチレータピクセル間の前記ギャップに少なくとも部分的に重なり、

前記少なくとも1つの第2のシンチレータピクセルは、粒子含有バインダシンチレータ材料によって形成された層に対して傾斜された少なくとも1つの傾斜表面部を備え、

前記粒子含有バインダシンチレータ材料によって形成された前記少なくとも1つの傾斜表面部は、前記第1のシンチレータ構造によって形成された層に対して傾斜されている、方法。

30

【請求項14】

積層造形によって前記第2のシンチレータ構造を前記第1のシンチレータ構造に取り付けるステップを有し、前記第2のシンチレータ構造は、粒子含有バインダシンチレータ材料を備える、請求項13に記載の方法。

【請求項15】

前記複数の第1のシンチレータピクセルは、前記粒子含有バインダシンチレータ材料によって形成された前記少なくとも1つの傾斜表面部のうちの1つの傾斜表面部の側面に面する入射表面部を含み、

前記粒子含有バインダシンチレータ材料によって形成された前記傾斜表面部は、前記傾斜表面部から前記入射表面部に向かう方向で見たときに、前記入射表面部に重なる、請求項1に記載の放射線検出器。

40

【請求項16】

前記ギャップのうちの1つの内部の光反射性材料によって形成される表面部をさらに備え、前記光反射性材料によって形成される前記表面部と、前記少なくとも1つの傾斜表面部のうちの1つの傾斜表面部とは、前記コーティングの一部が中に配置される別のギャップを形成する、請求項1に記載の放射線検出器。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

50

本発明は、放射線検出器、放射線検出器を備える撮像システム、及び放射線検出器を製造する方法に関する。本発明による放射線検出器は、第1及び第2のシンチレータ構造を備え、第2のシンチレータ構造は、第1のシンチレータ構造のシンチレータピクセル間のギャップに重なる。

【背景技術】

【0002】

医療用X線撮像システム、セキュリティ用途向けの撮像システム、及び非破壊検査用の撮像システムなどのいくつかの撮像システムは、シンチレータ構造を備えた放射線検出器を利用し、シンチレータ構造は、複数のシンチレータピクセルを備える。シンチレータピクセルは、シンチレータ材料の小さなブロックであり、ギャップによって分離されている。シンチレータピクセルは、放射線を吸収し、吸収されたエネルギーの少なくとも一部を、光の形態で放射する。放射線は、例えば、X線又はガンマ線である。放射された光は、複数の感光センサピクセルを備える読出センサアレイによって検出される。感光センサピクセルは、例えば、フォトダイオードである。シンチレータピクセル間のギャップは、隣接するシンチレータピクセル間の光の伝播を防ぐために反射性材料で満たされる。したがって、シンチレータピクセル間のギャップ内の反射性材料は、光の拡散を低減し、放射線検出器の空間分解能を高める。

【0003】

シンチレータピクセル間のギャップの必要とされる幅は、ギャップ内の反射性材料の種類に依存する。シンチレータピクセル間のギャップが空気で満たされている場合、光学的分離は、シンチレータ材料と空気との間の屈折率の差によって達成される。この場合、シンチレータピクセル間のギャップは小さくても構わないが、シンチレータピクセル間の光学的分離は不十分である。改善された光学的分離は、例えば銀又はアルミニウムで作られた薄膜反射体によって達成される。この場合、シンチレータピクセル間のギャップは小さくても構わないが、薄膜反射体では完全な(100%)反射率は得られない。さらに、薄膜反射性材料とシンチレータ材料との化学反応は、反射特性を低下させる。或いは、シンチレータピクセル間のギャップは、例えばTiO<sub>2</sub>粒子又はSiO<sub>2</sub>粒子を含む、反射性粒子含有バインダ材料で満たすことができる。シンチレータピクセル間のギャップの幅が0.05mmより大きい、好ましくは0.1mmである場合、それらがほぼ完全な(100%)反射率を提供できるので、そのような反射性粒子含有バインダ材料は有利である。

【0004】

読出センサアレイの感光センサピクセルは、読出センサアレイの表面に平行な0.05から2mmのサイズを有する。シンチレータ構造のシンチレータピクセルは、高い空間分解能機能を得るために、シンチレータ構造の表面に平行な同様のサイズを有することが好ましい。小さなシンチレータピクセルの場合、シンチレータピクセル間のギャップの面積は、シンチレータ構造の総面積のかなりの割合になる。換言すると、シンチレータピクセル間のギャップの幅が固定されている場合、シンチレータピクセルサイズを小さくすると、シンチレータ充填率が減少する。これにより、放射線の吸収が減少し、それに対応して光出力が減少する。本明細書では、シンチレータ充填率は、シンチレータ材料によって覆われるシンチレータ構造の面積の割合として定義される。したがって、シンチレータ充填率は、放射線に対する感度を有するシンチレータ構造の面積の割合である。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

したがって、高い空間分解能機能及び高いシンチレータ充填率を備えたシンチレータベースの放射線検出器を提供する必要がある。高いシンチレータ充填率は、放射線検出器に衝突する放射線の高い吸収に相当し、その結果、光の出力が高まる。

【0006】

本発明の問題は、独立請求項の主題によって解決され、さらなる実施形態が従属請求項に組み込まれる。以下で説明する本発明の態様は、放射線検出器、放射線検出器を備える撮

10

20

30

40

50

像システム、及び放射線検出器を製造する方法に同様に適合することに留意されたい。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明によれば、放射線検出器が提示される。放射線検出器は、読出センサアレイ、第1のシンチレータ構造、第2のシンチレータ構造、及びコーティングを備える。読出センサアレイは、複数の感光センサピクセルを備える。第1のシンチレータ構造は、ギャップによって分離された複数の第1のシンチレータピクセルを備える。第1のシンチレータ構造及び第2のシンチレータ構造は、光学的に結合され、コーティングと読出センサアレイとの間に配置される。第2のシンチレータ構造は、第1のシンチレータ構造の第1のシンチレータピクセル間のギャップに少なくとも部分的に重なる。第2のシンチレータ構造は、ギャップによって分離された複数の第2のシンチレータピクセルを備え、少なくとも1つの第2のシンチレータピクセルは、第1のシンチレータピクセル間のギャップに少なくとも部分的に重なる。

10

【0008】

放射線検出器は、例えば、医療用X線撮像システム、非破壊検査用の撮像システム、又はセキュリティ用途向けの撮像システムなどの撮像システム内で利用される。第1のシンチレータ構造は、複数の第1のシンチレータピクセルを備える。第1のシンチレータピクセルは、ギャップによって分離されたシンチレータ材料のブロックである。第1のシンチレータピクセル間のギャップは、これらのギャップが、接続されたグリッドを形成するように、互いに接続されることが好ましい。第1のシンチレータピクセルは、平面層に配置される。さらに、第1のシンチレータピクセルは、規則的な二次元グリッド上に配置される。例えば、第1のシンチレータピクセルは、均一な長方形又は六角形のアレイを形成する。第1のシンチレータピクセルはまた、非平面層にも配置される。第1のシンチレータピクセルは、例えば、X線又はガンマ線に対して感度がある。したがって、第1のシンチレータピクセルは、X線又はガンマ線などの放射線を吸収し、吸収されたエネルギーの少なくとも一部を光の形態で放射する。

20

【0009】

第1のシンチレータピクセル間のギャップは、これらのピクセルを少なくとも部分的に光学的に分離する。それに加えて、第1のシンチレータピクセル間のギャップは、光反射性材料を備える。したがって、第1のシンチレータピクセル間のギャップは、第1のシンチレータピクセルのうちの1つによって放射される光が、隣接する第1のシンチレータピクセルに伝播するのを防ぐ。

30

【0010】

放射された光は、読出センサアレイの感光センサピクセルによって検出される。感光センサピクセルは、フォトダイオードによって実現される。感光センサピクセルは、平面層に配置され、この平面層は、第1のシンチレータピクセルの平面層に平行に配置される。感光センサピクセルは、均一な長方形のアレイを形成するが、他のアレイ幾何形状も可能である。例えば、感光センサピクセルは、代わりに均一な六角形のアレイを形成する。感光センサピクセルが、非平面層に配置されることも可能である。例えば、第1のシンチレータピクセル及び感光センサピクセルは、同心状の非平面層に配置される。感光センサピクセルの幾何形状は、第1のシンチレータピクセルの幾何形状と同一又は類似である。或いは、感光センサピクセルの幾何形状は、第1のシンチレータピクセルの幾何形状とは異なる。

40

【0011】

第1のシンチレータピクセル間のギャップの幅は、第1のシンチレータピクセル間の良好な光学的分離を提供するのに十分であることが好ましく、第1のシンチレータピクセル間のギャップの幅は、隣接する第1のシンチレータピクセル間の距離である。したがって、ギャップの幅は、第1のシンチレータピクセルが配置されている層の表面に平行に測定される。第1のシンチレータピクセル間のギャップは、例えば、 $TiO_2$  粒子又は $SiO_2$  粒子を含む反射性粒子含有バインダ材料で満たされる。ピクセル間のギャップの幅が0 .

50

5 mmより大きく、好ましくは1 mmより大きい場合、そのような反射性粒子含有バインダ材料は、第1のシンチレータピクセル間のほぼ完全な光学的分離を提供することができる。

【0012】

良好な空間分解能機能を実現するには、第1のシンチレータピクセルは、第1のシンチレータピクセルが配置されている層の表面に平行な小さなサイズである必要がある。例えば、第1のシンチレータピクセルは、0.2から0.5 mmのサイズを有する。本発明は、第1のシンチレータピクセルのサイズ又は第1のシンチレータピクセル間のギャップの幅についてのそのような寸法によって限定されないことに留意されたい。

【0013】

第1のシンチレータピクセル間のギャップは放射線に対して感度がない。第1のシンチレータピクセル間のギャップの幅が固定されていると仮定すると、第1のシンチレータピクセルのサイズを小さくすることによって、第1のシンチレータ構造の充填率が低下する。つまり、第1のシンチレータ構造は、放射線検出器に衝突する放射線の、ごく一部しか吸収しない。より高いシンチレータ充填率を実現するために、第2のシンチレータ構造が提供される。この場合、シンチレータ充填率は、第1及び第2のシンチレータ構造の組合せの充填率を指すことに留意されたい。

【0014】

第2のシンチレータ構造は、第1のシンチレータピクセル間のギャップに少なくとも部分的に重なる。第2のシンチレータ構造は、第1のシンチレータ構造に光学的に結合されているので、第2のシンチレータ構造によって放射される光は、第1のシンチレータピクセルに伝播することができる。第2のシンチレータ構造は、放射線を検出するために導入され、そうでなければ、放射線は、第1のシンチレータピクセル間のギャップに当たる。したがって、第2のシンチレータ構造は、放射線の吸収の増加及び光の出力の増加をもたらす。同時に、第1のシンチレータピクセル間のギャップに当たる放射線は、ギャップに最も近い感光センサピクセルによる光の検出に必ずしも至る訳ではないので、第2のシンチレータ構造は、画像の歪みをもたらす。代わりに、第2のシンチレータ構造が、この放射線を光に変換し、この光を、ギャップに隣接する第1のシンチレータピクセルに送る。したがって、この光は、第1のシンチレータピクセル間のギャップに最も近い感光センサピクセルからさらに離れた感光センサピクセルによって検出される。ギャップに隣接する第1のシンチレータピクセルに、光が、均一に又は不均一に送られるかに応じて、画像の歪みはそれぞれ、バイアスされないか又はバイアスされる。例えば、光は、ギャップに隣接する1つの第1のシンチレータピクセルに常に送られ、バイアスされた画像の歪みをもたらす。或いは、光は、ギャップに隣接する第1のシンチレータピクセルに、同じ確率で送られ、バイアスされない画像の歪みをもたらす。

【0015】

第1及び第2のシンチレータピクセルは、異なる材料で作られる。例えば、第1のシンチレータピクセルは、セラミックシンチレータ材料で作られる一方、第2のシンチレータピクセルは、粒子含有バインダシンチレータ材料で作られる。そのような粒子含有バインダシンチレータ材料は、積層造形によって第1のシンチレータ構造に取り付けられる。

【0016】

コーティングは、光反射性コーティング又は光吸収性コーティングである。第1又は第2のシンチレータ構造のシンチレータ材料は、放射線を吸収し、任意の方向に光を放射する。反射性コーティングは、シンチレータ材料によって、読出センサアレイから離れる方向に放射された光を、読出センサアレイに向けて反射して戻すので、光が検出される。対照的に、吸収性コーティングは、シンチレータ材料によって、読出センサアレイから離れる方向に放射された光を吸収するので、光は、遠方の感光センサピクセルに伝播することができない。

【0017】

第1及び第2のシンチレータ構造は、コーティングと読出センサアレイとの間に配置され

10

20

30

40

50

る。より具体的には、読出センサアレイ、第1のシンチレータ構造、第2のシンチレータ構造、及びコーティングは、この順序で配置される。或いは、この順序は、読出センサアレイ、第2のシンチレータ構造、第1のシンチレータ構造、及びコーティングである。放射線検出器構成要素のこれら2つの配置は、以下でさらに詳細に説明される。

【0018】

第2のシンチレータ構造は、ギャップによって分離された複数の第2のシンチレータピクセルを備える。第2のシンチレータ構造の第2のシンチレータピクセル間のギャップは、接続されたグリッドを形成するように接続されることが好ましい。第2のシンチレータピクセル間のギャップは、第2のシンチレータピクセルを光学的に分離するので、第2のシンチレータピクセルのうちの1つによって放射される光は、隣接する第2のシンチレータピクセルに伝播することができない。それに加えて、第2のシンチレータピクセル間のギャップは、少なくとも部分的に光学反射性材料で満たされる。第1のシンチレータピクセルと第2のシンチレータピクセルとの間のギャップは、同じ光学反射性材料で満たされる。或いは、第1のシンチレータピクセルと第2のシンチレータピクセルとの間のギャップは、異なる光学反射性材料で満たされる。

10

【0019】

少なくとも1つの第2のシンチレータピクセルは、第1のシンチレータピクセル間のギャップに少なくとも部分的に重なる。少なくとも1つの第2のシンチレータピクセルは、照射されると、光を第1のシンチレータピクセルに送る。それに加えて、少なくとも1つの第2のシンチレータピクセルは、第1のシンチレータピクセルに光学的に結合される。少なくとも1つの第2のシンチレータピクセルは、第1のシンチレータピクセル間のギャップに少なくとも部分的に重なり、シンチレータ充填率を増加させる。例示的な実施形態では、第1のシンチレータピクセル間のギャップは、空気で満たされる。次に、第1のシンチレータピクセルの光学的分離は、空気と第1のシンチレータピクセルの材料との間の屈折率の差によって達成される。この場合、シンチレータピクセル間のギャップは小さくても構わないが、第1のシンチレータピクセル間の光学的分離は不十分である。

20

【0020】

別の例示的な実施形態では、第1のシンチレータ構造の第1のシンチレータピクセル間のギャップは、少なくとも部分的に光学反射性材料で満たされる。例えば、第1のシンチレータピクセル間のギャップは、例えば、銀又はアルミニウムで作られた薄膜反射体で満たされる。この場合、第1のシンチレータピクセル間のギャップは狭くなるが、薄膜反射体は、光の部分的な反射しか提供しない。さらに、薄膜反射性材料とシンチレータ材料との化学反応は、反射特性を低下させる。

30

【0021】

或いは、シンチレータピクセル間のギャップは、例えば $TiO_2$ 粒子又は $SiO_2$ 粒子を含む、反射性粒子含有バインダ材料で満たされる。シンチレータピクセル間のギャップの幅が $0.05\text{ mm}$ より大きい、好ましくは $0.1\text{ mm}$ より大きい場合、そのような反射性粒子含有バインダ材料は、ほぼ完全な光学的分離を提供できるので、有利である。

【0022】

別の例示的な実施形態では、第1のシンチレータ構造は、セラミックシンチレータ材料を備え、第2のシンチレータ構造は、粒子含有バインダシンチレータ材料を備える。第1のシンチレータ構造にセラミックシンチレータ材料を使用し、第2のシンチレータ構造に粒子含有バインダシンチレータ材料を使用した放射線検出器は、積層造形によって第2のシンチレータ構造を第1のシンチレータ構造に取り付けることによって製造される。

40

【0023】

別の例示的な実施形態では、第1のシンチレータ構造及び第2のシンチレータ構造は両方とも、セラミックシンチレータ材料を備える。別の例示的な実施形態では、第1のシンチレータ構造及び第2のシンチレータ構造は両方とも、粒子含有バインダシンチレータ材料を備える。別の例示的な実施形態では、第1のシンチレータ構造は、粒子含有バインダシンチレータ材料を備え、第2のシンチレータ構造は、セラミックシンチレータ材料を備え

50

る。

【0024】

別の例示的な実施形態では、コーティングは、光反射層である。上記のように、第1及び第2のシンチレータ構造のシンチレータ材料は、放射線を吸収し、吸収されたエネルギーの少なくとも一部を、光の形態で放射する。これにより、任意の方向に光が放射される。光反射性コーティングは、好ましくは、シンチレータ材料によって、読出センサアレイから離れる方向に放射された光を、読出センサアレイに向けて反射して戻すので、光が検出される。

【0025】

別の例示的な実施形態では、コーティングは、光吸収層である。光吸収性コーティングは、好ましくは、シンチレータ材料によって、読出センサアレイから離れる方向に放射された光を吸収するので、この光は、遠方の感光センサピクセルに伝播することができない。

10

【0026】

別の例示的な実施形態では、読出センサアレイ、第1のシンチレータ構造、第2のシンチレータ構造、及びコーティングは、この順序で配置される。この実施形態による放射線検出器は、放射線が最初にコーティングに当たるように配置されることが好ましい。放射線は、コーティングを通過して伝播し、第1及び第2のシンチレータ構造のシンチレータ材料によって吸収される。第1及び第2のシンチレータ構造のシンチレータ材料は、光を放射し、この光は、読出センサアレイの感光センサピクセルによって検出される。この実施形態による放射線源及び放射線検出器を備える撮像システムでは、放射線検出器の読出センサアレイは、放射線源に向けられることが好ましい。

20

【0027】

別の例示的な実施形態では、読出センサアレイ、第2のシンチレータ構造、第1のシンチレータ構造、及びコーティングは、この順序で配置される。この実施形態による放射線検出器は、放射線が最初に読出センサアレイに当たるように配置されることが好ましい。放射線は、読出センサアレイを介して伝播することができ、第1及び第2のシンチレータ構造のシンチレータ材料によって吸収される。第1及び第2のシンチレータ構造のシンチレータ材料は、光を放射することができ、この光は、読出センサアレイによって検出される。この実施形態による放射線源及び放射線検出器を備える撮像システムでは、読出センサアレイは、放射線源から離れて向けられることが好ましい。

30

【0028】

別の例示的な実施形態では、少なくとも1つの第2のシンチレータピクセルは、第1のシンチレータピクセル間のギャップに少なくとも部分的に重なり、少なくとも1つの第2のシンチレータピクセルは、照射されると、正確に1つの第1のシンチレータピクセルに光を送る。それに加えて、少なくとも1つの第2のシンチレータピクセルは、正確に1つの第1のシンチレータピクセルに光学的に結合される。少なくとも1つの第2のシンチレータピクセルは、第1のシンチレータピクセル間のギャップのうちの少なくとも1つに少なくとも部分的に重なり、シンチレータ充填率を増加させる。少なくとも1つの第2のシンチレータピクセルによって放射された光が、正確に1つの光学的に結合された第1のシンチレータピクセル以外の場所に伝播することを防ぐために、少なくとも1つの第2のシンチレータピクセルは、正確に1つの第1のシンチレータピクセルへの光学的結合を除いて、光反射性材料によって囲まれる。特に、少なくとも1つの第2のシンチレータピクセルの光反射性の周囲は、このピクセルによって放射された光が、他の第2のシンチレータピクセルと、複数の第1のシンチレータピクセルとに伝播することを防ぐ。正確に1つの光学的に結合された第1のシンチレータピクセル以外の第1のシンチレータピクセルからの少なくとも1つの第2のシンチレータピクセルの光学的分離を改善するために、少なくとも1つの第2のシンチレータピクセルが傾斜される。傾斜は、正確に1つの光学的に結合された第1のシンチレータピクセル以外の、隣接する第1のシンチレータピクセルへ、より大きなギャップをもたらすように構成される。少なくとも1つの第2のシンチレータピクセルの、正確に1つの第1のシンチレータピクセルへの光学的結合は、高い空間分解能

40

50

機能を提供するが、それはまた、バイアスされた光学伝達関数をもたらす。

【0029】

別の例示的な実施形態では、少なくとも1つの第2のシンチレータピクセルは、第1のシンチレータピクセル間のギャップに少なくとも部分的に重なり、少なくとも1つの第2のシンチレータピクセルは、第1のシンチレータ構造によって形成される層に対して傾斜され、少なくとも1つの第2のシンチレータピクセルと、少なくとも1つの第2のシンチレータピクセルに光学的に結合されていない第1のシンチレータピクセルとの間のギャップを増加させる。換言すると、少なくとも1つの第2のシンチレータピクセルは、少なくとも1つの第2のシンチレータピクセルに光学的に結合されていない第1のシンチレータピクセルからの、少なくとも1つの第2のシンチレータピクセルの光学的分離を改善するように傾斜される。傾斜は、少なくとも1つの第2のシンチレータピクセルに光学的に結合されていない隣接する第1のシンチレータピクセルへ、より大きなギャップをもたらすように構成される。少なくとも1つの第2のシンチレータピクセルは、1つの第1のシンチレータピクセルに光学的に結合される。或いは、少なくとも1つの第2のシンチレータピクセルは、2つ以上の第1のシンチレータピクセル、例えば、均一な線形アレイに従って配置された2つ以上の第1のシンチレータピクセルに光学的に結合される。別の例示的な実施形態では、少なくとも1つの第2のシンチレータピクセルは、第1のシンチレータピクセル間のギャップに少なくとも部分的に重なり、少なくとも1つの第2のシンチレータピクセルは、照射されると、複数の第1のシンチレータピクセルに光を送る。それに加えて、少なくとも1つの第2のシンチレータピクセルは、複数の第1のシンチレータピクセルに光学的に結合される。少なくとも1つの第2のシンチレータピクセルは、第1のシンチレータピクセル間のギャップのうちの少なくとも1つに少なくとも部分的に重なり、シンチレータ充填率を増加させる。少なくとも1つの第2のシンチレータピクセルを、複数の第1のシンチレータピクセルに光学的に結合することは、製造の観点から好ましい。さらに、これは、バイアスされていない光学伝達関数を提供する。同時に、少なくとも1つの第2のシンチレータピクセルを、複数の第1のシンチレータピクセルに光学的に結合すると、少なくとも1つの第2のシンチレータピクセルを、正確に1つの第1のシンチレータピクセルに光学的に結合する場合と比較して、空間分解能機能が低下する。

【0030】

別の例示的な実施形態では、少なくとも1つの第2のシンチレータピクセルは、第1のシンチレータピクセル間のギャップに少なくとも部分的に重なり、少なくとも1つの第2のシンチレータピクセルは、正確に2つの第1のシンチレータピクセルに光学的に結合される。したがって、少なくとも1つの第2のシンチレータピクセルは、照射されると、正確に2つの第1のシンチレータピクセルに光を送る。少なくとも1つの第2のシンチレータピクセルは、第1のシンチレータピクセル間のギャップに少なくとも部分的に重なり、シンチレータ充填率を増加させる。少なくとも1つの第2のシンチレータピクセルを、2つのシンチレータピクセルに光学的に結合することは、製造の観点から好ましい。さらに、これは、バイアスされていない光学伝達関数を提供する。

【0031】

例示的な実施形態では、少なくとも1つの第2のシンチレータピクセルは、少なくとも1つの第2のシンチレータピクセルに光学的に結合される、正確に2つの第1のシンチレータピクセル間のギャップ内に延在しない。正確に2つの第1のシンチレータピクセルに結合するために、少なくとも1つの第2のシンチレータピクセルは、これらの第1のシンチレータピクセルに重なる。例えば、少なくとも1つの第2のシンチレータピクセルは、平面を介して正確に2つの第1のシンチレータピクセルから分離される。この例では、少なくとも1つの第2のシンチレータピクセルから放射された光の波ベクトルは、少なくとも1つの第2のシンチレータピクセルから、光学的に結合された第1のシンチレータピクセルに向けて伝搬するために、平面に直交する成分を有する必要がある。少なくとも1つの第2のシンチレータピクセルと、正確に2つの第1のシンチレータピクセルとの間の平面に直交する当該方向にさらに伝搬すると、光は、読出センサアレイに当たり、検出される

10

20

30

40

50

。その結果、少なくとも1つの第2のシンチレータピクセルによって放射される光が、少なくとも1つの第2のシンチレータピクセルに光学的に結合される第1のシンチレータピクセルを介して、他の第2のシンチレータピクセルに伝播する確率は低くなる。これにより、放射線検出器の高い分解能機能を実現する。

【0032】

例示的な実施形態では、少なくとも1つの第2のシンチレータピクセルは、第1のシンチレータ構造によって形成される層に対して傾斜され、少なくとも1つの第2のシンチレータピクセル内から、少なくとも1つの第2のシンチレータピクセルに光学的に結合された第1のシンチレータピクセルに向けて光を反射する傾斜表面部を備える。したがって、少なくとも1つの第2のシンチレータピクセルの傾斜表面部は、少なくとも1つの第2のシンチレータピクセルによって放射された光を、光学的に結合された第1のシンチレータピクセルに向けて案内する。少なくとも1つの第2のシンチレータピクセルの傾斜表面部は平面であり、傾斜表面部は、少なくとも1つの第2のシンチレータピクセルに光学的に結合された第1のシンチレータピクセルの表面に接触する。少なくとも1つの第2のシンチレータピクセルの傾斜表面部と、光学的に結合された第1のシンチレータピクセルの表面との間の角度は、少なくとも1つの第2のシンチレータピクセル内から見た場合、90°未満であり、通常、30°から60°の範囲内にある。少なくとも1つの第2のシンチレータピクセルは、第1のシンチレータ構造によって形成された層に対して傾斜され、少なくとも1つの第2のシンチレータピクセル内から、少なくとも1つの第2のシンチレータピクセルに光学的に結合された1つ又は複数の第1のシンチレータピクセルに向けて光を反射する複数の傾斜表面部を備える。

10

20

【0033】

別の例示的な実施形態では、放射線検出器はさらに、薄い可撓性ポリマ箔又はガラスで作られた基板を備える。

【0034】

別の例示的な実施形態では、放射線検出器は平面形状を有する。

【0035】

別の例示的な実施形態では、放射線検出器は非平面形状を有する。非平面形状を有する放射線検出器は、例えばコンピュータ断層撮影（CT）システムで利用される。

【0036】

本発明によれば、本発明による放射線検出器を備えた撮像システムも提示される。特に、撮像システムは、医療用X線撮像システム、セキュリティ用途のための撮像システム、又は非破壊検査用の撮像システムである。

30

【0037】

例示的な実施形態では、撮像システムはさらに、放射線源を備え、放射線検出器の読出センサアレイは、放射線源に向けられる。この実施形態では、読出センサアレイ、第1のシンチレータ構造、第2のシンチレータ構造、及び放射線検出器のコーティングは、この順序で配置される。さらに、放射線検出器は、放射線源からの放射線が、最初にコーティングに当たるように配置される。放射線は、コーティングを通過して伝播し、第1及び第2のシンチレータ構造のシンチレータ材料によって吸収される。第1及び第2のシンチレータ構造のシンチレータ材料は、光を放射し、この光は、読出センサアレイの感光センサピクセルによって検出される。

40

【0038】

別の例示的な実施形態では、放射線検出器の読出センサアレイは、放射線源から離れる方向に向けられる。この実施形態では、読出センサアレイ、第2のシンチレータ構造、第1のシンチレータ構造、及びコーティングは、この順序で配置される。さらに、放射線検出器は、放射線源からの放射線が、最初に読出センサアレイに当たるように配置される。放射線は、読出センサアレイを介して伝播し、第2及び第1のシンチレータ構造のシンチレータ材料によって吸収される。第2及び第1のシンチレータ構造のシンチレータ材料は、光を放射し、この光は、読出センサアレイによって検出される。

50

## 【 0 0 3 9 】

本発明によれば、放射線検出器を製造するための方法も提示される。この方法は、読出センサアレイ、第1のシンチレータ構造、第2のシンチレータ構造、及びコーティングを組み立てることを有し、読出センサアレイは、複数の感光センサピクセルを備え、第1のシンチレータ構造は、ギャップによって分離された複数の第1のシンチレータピクセルを備え、第2のシンチレータ構造は、第1のシンチレータ構造に光学的に結合され、第1のシンチレータ構造及び第2のシンチレータ構造は、コーティングと読出センサアレイとの間に配置され、第2のシンチレータ構造は、第1のシンチレータ構造の第1のシンチレータピクセル間のギャップに少なくとも部分的に重なり、第2のシンチレータ構造は、ギャップによって分離された複数の第2のシンチレータピクセルを備え、少なくとも1つの第2のシンチレータピクセルは、第1のシンチレータピクセル間のギャップに少なくとも部分的に重なる。

10

## 【 0 0 4 0 】

例示的な実施形態では、放射線検出器を製造するための方法は、積層造形によって第2のシンチレータ構造を第1のシンチレータ構造に取り付けることを有し、第2のシンチレータ構造は、粒子含有バインダシンチレータ材料を備える。

## 【 0 0 4 1 】

本発明による放射線検出器、撮像システム、及び放射線検出器を製造するための方法は、特に、従属請求項で定義されるように、類似及び/又は同一の好ましい実施形態を有することが理解されるものとする。

20

## 【 0 0 4 2 】

本発明のこれら及び他の態様は、以下に記載される実施形態から明らかになるであろう。

## 【 0 0 4 3 】

本発明の例示的な実施形態を、添付図面を参照して以下に説明する。

## 【 図面の簡単な説明 】

## 【 0 0 4 4 】

【 図 1 】 本発明による放射線検出器の実施形態を概略的かつ例示的に示す図である。

【 図 2 】 本発明による放射線検出器の別の実施形態を概略的かつ例示的に示す図である。

【 図 3 】 本発明による放射線検出器の別の実施形態を概略的かつ例示的に示す図である。

【 図 4 】 本発明による放射線検出器の別の実施形態を概略的かつ例示的に示す図である。

30

【 図 5 】 本発明による放射線検出器の別の実施形態を概略的かつ例示的に示す図である。

【 図 6 】 本発明による放射線検出器の別の実施形態を概略的かつ例示的に示す図である。

【 図 7 】 シンチレータ充填率が高い放射線検出器の別の例を示す図である。

## 【 発明を実施するための形態 】

## 【 0 0 4 5 】

図 1 は、本発明による放射線検出器 10 の実施形態を概略的かつ例示的に示す。より具体的には、図 1 は、少数のシンチレータピクセルを備えた放射線検出器の断面を示す。当業者は、図 1 に示される構造を延ばすことにより、多数のシンチレータピクセルを有する放射線検出器が取得されることを理解する。

## 【 0 0 4 6 】

放射線検出器 10 は、読出センサアレイ 16、第1のシンチレータ構造、第2のシンチレータ構造、及びコーティング 12 を備える。放射線検出器 10 の第1のシンチレータ構造は、ギャップ 15 a、15 b 及び 15 c によって分離された複数の第1のシンチレータピクセル 14 a、14 b、14 c 及び 14 d を備える。第1のシンチレータピクセル 14 a、14 b、14 c 及び 14 d は、セラミックシンチレータ材料又は粒子含有バインダシンチレータ材料を備える。第1のシンチレータピクセル間のギャップ 15 a、15 b 及び 15 c は、光が第1のシンチレータピクセル間を伝播できないように、少なくとも部分的に反射性材料で満たされる。

40

## 【 0 0 4 7 】

放射線検出器 10 の第2のシンチレータ構造は、第2のシンチレータピクセル 13 a、1

50

3 b 及び 1 3 c を備える。第 2 のシンチレータピクセル 1 3 a、1 3 b 及び 1 3 c は、第 1 のシンチレータピクセル 1 4 b、1 4 c 及び 1 4 d にそれぞれ光学的に結合される。したがって、光は、第 1 及び第 2 のシンチレータピクセルの間を伝播する。第 2 のシンチレータピクセル 1 3 a、1 3 b 及び 1 3 c は、それぞれ第 1 のシンチレータピクセル間のギャップ 1 5 a、1 5 b 及び 1 5 c に重なる。したがって、第 2 のシンチレータピクセル 1 3 a、1 3 b 及び 1 3 c は、放射線を吸収し、そうでなければ、放射線は、ギャップ 1 5 a、1 5 b 及び 1 5 c にそれぞれ当たる。第 1 のシンチレータピクセル間のギャップは、放射線に対して無感度である。したがって、第 2 のシンチレータピクセルによって、放射線の吸収が増加する。これはシンチレータ充填率の増加に相当する。

【0048】

第 2 のシンチレータピクセルは、セラミックシンチレータ材料又は粒子含有バインダシンチレータ材料を備える。特に、第 2 のシンチレータピクセルは、第 1 のシンチレータピクセルとは異なるシンチレータ材料を備える。例えば、第 1 のシンチレータピクセルは、セラミックシンチレータ材料を備え、第 2 のシンチレータピクセルは、粒子含有バインダシンチレータ材料を使用する積層造形によって、第 1 のシンチレータ構造に取り付けられる。

【0049】

また、放射線が、放射線検出器 1 0 に衝突する方向 1 1 も示される。放射線は最初にコーティング 1 2 を通過して伝搬する。次に、放射線は、第 1 のシンチレータピクセル 1 4 a、1 4 b、1 4 c 又は 1 4 d、又は第 2 のシンチレータピクセル 1 3 a、1 3 b 又は 1 3 c において光に変換される。シンチレータ材料によって放射された光は、複数の感光センサピクセルを備えた読出センサアレイ 1 6 によって検出される。

【0050】

シンチレータ材料は通常、任意の方向に光を放射する。コーティング 1 2 は、光反射性コーティング又は光吸収性コーティングである。反射性コーティング 1 2 は、シンチレータ材料によって、読出センサアレイ 1 6 から離れる方向に放射された光を、読出センサアレイ 1 6 に向けて反射して戻すので、光が検出される。対照的に、吸収性コーティング 1 2 は、シンチレータ材料によって、読出センサアレイ 1 6 から離れる方向に放射された光を吸収するので、光は、遠方の感光センサピクセルに伝播することができない。

【0051】

図 1 の第 2 のシンチレータ構造は、バイアスされた光学伝達関数をもたらす。例えば、第 1 のシンチレータピクセル 1 4 a と 1 4 b との間のギャップ 1 5 a に当たる放射線は、必ずしもギャップ 1 5 a に最も近い感光センサピクセルによる光の検出に至る訳ではない。代わりに、第 2 のシンチレータピクセル 1 3 a は、放射線を吸収し、第 1 のシンチレータピクセル 1 4 b に光を放射する。したがって、光は、第 1 のシンチレータピクセル 1 4 a と 1 4 b との間のギャップ 1 5 a に最も近い感光センサピクセルからさらに離れた感光センサピクセルによって検出される。

【0052】

図 2 は、本発明による放射線検出器 2 0 の別の実施形態を概略的かつ例示的に示す。より具体的には、図 2 は、少数のシンチレータピクセルを備えた放射線検出器の断面を示す。当業者は、図 2 に示される構造を延ばすことにより、多数のシンチレータピクセルを有する放射線検出器が取得されることを理解する。

【0053】

放射線検出器 2 0 は、図 1 に示す放射線検出器 1 0 といくつかの類似点を有する。特に、放射線検出器 2 0 は、読出センサアレイ 2 6、第 1 のシンチレータ構造、第 2 のシンチレータ構造、及びコーティング 2 2 を備える。放射線検出器 2 0 の第 1 のシンチレータ構造は、ギャップ 2 5 a、2 5 b 及び 2 5 c によって分離された複数の第 1 のシンチレータピクセル 2 4 a、2 4 b、2 4 c 及び 2 4 d を備える。第 1 のシンチレータピクセル 2 4 a、2 4 b、2 4 c 及び 2 4 d は、セラミックシンチレータ材料又は粒子含有バインダシンチレータ材料を備える。第 1 のシンチレータピクセル間のギャップ 2 5 a、2 5 b 及び 2 5 c は、光が第 1 のシンチレータピクセル間を伝播できないように、少なくとも部分的に

10

20

30

40

50

反射性材料で満たされる。

【0054】

放射線検出器20の第2のシンチレータ構造は、第2のシンチレータピクセル23a、23b及び23cを備える。第2のシンチレータピクセル23a、23b、及び23cはそれぞれ、第1のシンチレータピクセル24b、24c、及び24dに光学的に結合されるので、光は、これらの第1及び第2のシンチレータピクセル間を伝搬できる。第2のシンチレータピクセル23a、23b及び23cはそれぞれ、第1のシンチレータピクセル間のギャップ25a、25b及び25cに重なる。したがって、第2のシンチレータピクセル23a、23b及び23cは、シンチレータ充填率の増加をもたらす。

【0055】

また、放射線が放射線検出器20に衝突する方向21も示される。放射線は最初にコーティング22を通過して伝播する。次に、放射線は、第1のシンチレータピクセル24a、24b、24c又は24d、又は第2のシンチレータピクセル23a、23b又は23cにおいて光に変換される。第1又は第2のシンチレータ構造のシンチレータ材料によって放射された光は、複数の感光センサピクセルを備える読出センサアレイ26によって検出される。

【0056】

第2のシンチレータピクセル23a、23b及び23cの表面はそれぞれ、第1のシンチレータ構造によって形成された層に対して傾斜された傾斜表面部27a、27b及び27cを備える。傾斜表面部27a、27b及び27cは、光線が、第1のシンチレータピクセルに向けて反射される確率を高めるように傾斜されている。傾斜表面部27a、27b及び27cと、第1のシンチレータ構造によって形成される層との間の角度は、通常、30°から60°の範囲にあるが、他の角度も可能である。

【0057】

図3は、本発明による放射線検出器30の別の実施形態を概略的かつ例示的に示す。より具体的には、図3は、少数のシンチレータピクセルを備えた放射線検出器の断面を示す。当業者は、図3に示される構造を延ばすことにより、多数のシンチレータピクセルを有する放射線検出器が取得されることを理解する。

【0058】

放射線検出器30は、図1に示す放射線検出器10といくつかの類似点を有する。特に、放射線検出器30は、読出センサアレイ36、第1のシンチレータ構造、第2のシンチレータ構造、及びコーティング32を備える。放射線検出器30の第1のシンチレータ構造は、ギャップ35a、35b及び35cによって分離された複数の第1のシンチレータピクセル34a、34b、34c及び34dを備える。第1のシンチレータピクセル34a、34b、34c、及び34dは、セラミックシンチレータ材料又は粒子含有バインダシンチレータ材料を備える。第1のシンチレータピクセル間のギャップ35a、35b及び35cは、光が第1のシンチレータピクセル間を伝搬できないように、少なくとも部分的に反射性材料で満たされる。

【0059】

放射線検出器30の第2のシンチレータ構造は、第2のシンチレータピクセル33a、33b及び33cを備える。第2のシンチレータピクセル33a、33b及び33cはそれぞれ、第1のシンチレータピクセル34b、34c及び34dに光学的に結合されるので、光は、第1及び第2のシンチレータピクセル間を伝搬することができる。第2のシンチレータピクセル33a、33b及び33cはそれぞれ、第1のシンチレータピクセル間のギャップ35a、35b及び35cに重なる。したがって、第2のシンチレータピクセル33a、33b及び33cは、シンチレータ充填率の増加をもたらす。

【0060】

また、放射線が放射線検出器30に衝突する方向31も示される。放射線は最初にコーティング32を通過して伝播する。次に、放射線は、第1のシンチレータピクセル又は第2のシンチレータピクセルにおいて光に変換される。シンチレータピクセルによって放射さ

10

20

30

40

50

れた光は、複数の感光センサピクセルを備えた読出センサアレイ 36 によって検出される。

【0061】

図3は、第2のシンチレータピクセル33a、33b及び33cが、第1のシンチレータ構造によって形成された層に対して傾斜されていることを示す。第2のシンチレータピクセルは、第2のシンチレータピクセル33a、33b及び33cと、第1のシンチレータピクセル34a、34b及び34cとの間のギャップをそれぞれ増加させるように傾斜される。これらのシンチレータピクセル間のギャップは、コーティング36の材料で満たされ、これにより、第1のシンチレータピクセル34a、34b、及び34cからの、第2のシンチレータピクセル33a、33b、及び33cそれぞれの光学的分離が改善される。したがって、例えば、第2のシンチレータピクセル33aの傾斜は、このピクセルのシンチレータ材料によって放射された光が、第1のシンチレータピクセル34aに伝播しないことを保証する。第2のシンチレータピクセルの各々の、正確に1つの第1のシンチレータピクセルへの光学的結合は、高い空間分解能機能を提供するが、バイアスされた画像の歪みをももたらす。

10

【0062】

図4は、本発明による放射線検出器40の別の実施形態を概略的かつ例示的に示す。より具体的には、図4は、少数のシンチレータピクセルを備えた放射線検出器の断面を示す。当業者は、図4に示される構造を延ばすことにより、多数のシンチレータピクセルを有する放射線検出器が取得されることを理解する。

【0063】

放射線検出器40は、図1に示す放射線検出器10といくつかの類似点を有する。特に、放射線検出器40は、読出センサアレイ46、第1のシンチレータ構造、第2のシンチレータ構造、及びコーティング42を備える。放射線検出器40の第1のシンチレータ構造は、ギャップ45a、45b及び45cによって分離された複数の第1のシンチレータピクセル44a、44b、44c及び44dを備える。第1のシンチレータピクセル44a、44b、44c及び44dは、セラミックシンチレータ材料又は粒子含有バインダシンチレータ材料を備える。第1のシンチレータピクセル間のギャップ45a、45b、及び45cは、光が第1のシンチレータピクセル間を伝搬できないように、少なくとも部分的に反射性材料で満たされる。

20

【0064】

放射線検出器40の第2のシンチレータ構造は、第2のシンチレータピクセル43a、43b及び43cを備える。第2のシンチレータピクセル43a、43b及び43cは、第1のシンチレータピクセルに光学的に結合されるので、光は、第1及び第2のシンチレータピクセル間を伝搬することができる。第2のシンチレータピクセル43a、43b、及び43cはそれぞれ、第1のシンチレータピクセル間のギャップ45a、45b、及び45cに重なる。したがって、第2のシンチレータピクセル43a、43b及び43cは、シンチレータ充填率の増加をもたらす。

30

【0065】

放射線が放射線検出器40に衝突する方向41も示される。放射線は最初にコーティング42を通過して伝播する。次に、放射線は、第1のシンチレータピクセル又は第2のシンチレータピクセルにおいて光に変換される。シンチレータピクセルによって放射された光は、複数の感光センサピクセルを備えた読出センサアレイ46によって検出される。

40

【0066】

第2のシンチレータピクセル43a、43b及び43cの各々は、2つの隣接する第1のシンチレータピクセルに光学的に結合される。例えば、第2のシンチレータピクセル43aは、第1のシンチレータピクセル44a及び44bに光学的に結合される。同様に、第2のシンチレータピクセル43bは、第1のシンチレータピクセル44b及び44cに光学的に結合される。さらに、第2のシンチレータピクセル43cは、第1のシンチレータピクセル44c及び44dに光学的に結合される。第2のシンチレータピクセルを、隣接する第1のシンチレータピクセルに光学的に結合することは、放射線検出器の単純化され

50

た製造を容易にする。さらに、第2のシンチレータピクセルの各々を、隣接する第1のシンチレータピクセルに光学的に結合すると、第2のシンチレータピクセルの各々から、第2のシンチレータピクセルに隣接する第1のシンチレータピクセルに、光が同じ確率で送られた場合、バイアスされていない画像の歪みをもたらす。同時に、第2のシンチレータピクセルを、隣接する第1のシンチレータピクセルに光学的に結合すると、第2のシンチレータピクセルの各々を、隣接する第1のシンチレータピクセルのうちの正確に1つに光学的に結合する場合と比較して、空間分解能機能が低下する。

【0067】

図5は、本発明による放射線検出器50の別の実施形態を概略的かつ例示的に示す。より具体的には、図5は、少数のシンチレータピクセルを備えた放射線検出器の断面を示す。当業者は、図5に示される構造を延ばすことにより、多数のシンチレータピクセルを有する放射線検出器が取得されることを理解する。

10

【0068】

放射線検出器50は、図1に示す放射線検出器10といくつかの類似点を有する。特に、放射線検出器50は、読出センサアレイ56、第1のシンチレータ構造、第2のシンチレータ構造、及びコーティング52を備える。放射線検出器50の第1のシンチレータ構造は、ギャップ55a、55b及び55cによって分離された複数の第1のシンチレータピクセル54a、54b、54c及び54dを備える。第1のシンチレータピクセル54a、54b、54c及び54dは、セラミックシンチレータ材料又は粒子含有バインダシンチレータ材料を備える。第1のシンチレータピクセル間のギャップ55a、55b及び55cは、光が第1のシンチレータピクセル間を伝搬できないように、少なくとも部分的に反射性材料で満たされる。

20

【0069】

放射線検出器50の第2のシンチレータ構造は、第2のシンチレータピクセル53a、53b及び53cを備える。第2のシンチレータピクセル53a、53b及び53cの各々は、2つの第1のシンチレータピクセルに光学的に結合されるので、光は、第1のシンチレータピクセルと第2のシンチレータピクセルとの間を伝搬することができる。例えば、第2のシンチレータピクセル53aは、第1のシンチレータピクセル54a及び54bに光学的に結合される。同様に、第2のシンチレータピクセル53bは、第1のシンチレータピクセル54b及び54cに光学的に結合される。さらに、第2のシンチレータピクセル53cは、第1のシンチレータピクセル54c及び54dに光学的に結合される。第2のシンチレータピクセルを、隣接する第1のシンチレータピクセルに光学的に結合することは、放射線検出器の単純化された製造を容易にする。さらに、第2のシンチレータピクセルの各々を、隣接する第1のシンチレータピクセルに光学的に結合すると、第2のシンチレータピクセルの各々から、第2のシンチレータピクセルに隣接する第1のシンチレータピクセルに、光が同じ確率で送られた場合、バイアスされていない画像の歪みをもたらす。

30

【0070】

第2のシンチレータピクセル53a、53b、及び53cはそれぞれ、第1のシンチレータピクセル間のギャップ55a、55b、及び55cに重なる。したがって、第2のシンチレータピクセル53a、53b、及び53cは、シンチレータ充填率の増加をもたらす。

40

【0071】

放射線が放射線検出器50に衝突する方向51も示される。放射線は最初にコーティング52を通過して伝播する。次に、放射線は、第1のシンチレータピクセル又は第2のシンチレータピクセルにおいて光に変換される。シンチレータピクセルによって放射された光は、複数の感光センサピクセルを備えた読出センサアレイ56によって検出される。

【0072】

図5の第2のシンチレータピクセル53a、53b、及び53cは、第1のシンチレータピクセル間のギャップ55a、55b、及び55cに延在しないが、図4の第2のシンチレータピクセル43a、43b、及び43cは、第1のシンチレータピクセル44a、4

50

4 b、4 4 c 及び 4 4 d 間のギャップに延在する。第 2 のシンチレータピクセル 5 3 a、5 3 b、及び 5 3 c の各々は、2 つの第 1 のシンチレータピクセルに重なるので、光は、第 2 のシンチレータピクセルから第 1 のシンチレータピクセルに伝播することができる。図 5 における第 1 及び第 2 のシンチレータピクセルの配置は、読出センサアレイに平行な層において光が伝播することを防ぐ。このため、図 5 に例示される実施形態は、図 4 に例示される実施形態と比較して、改善された分解能機能を有する放射線検出器を提供する。

【0073】

図 6 は、本発明による放射線検出器 6 0 の別の実施形態を概略的かつ例示的に示す。より具体的には、図 6 は、少数のシンチレータピクセルを備えた放射線検出器の断面を示す。当業者は、図 6 に示される構造を延ばすことにより、多数のシンチレータピクセルを有する放射線検出器が取得されることを理解する。

10

【0074】

放射線検出器 6 0 は、図 1 に示す放射線検出器 1 0 といくつかの類似点を有する。特に、放射線検出器 6 0 は、読出センサアレイ 6 6、第 1 のシンチレータ構造、第 2 のシンチレータ構造、及びコーティング 6 2 を備える。放射線検出器 6 0 の第 1 のシンチレータ構造は、ギャップ 6 5 a、6 5 b 及び 6 5 c によって分離された複数の第 1 のシンチレータピクセル 6 4 a、6 4 b、6 4 c 及び 6 4 d を備える。第 1 のシンチレータピクセル 6 4 a、6 4 b、6 4 c 及び 6 4 d は、セラミックシンチレータ材料又は粒子含有バインダシンチレータ材料を備える。第 1 のシンチレータピクセル間のギャップ 6 5 a、6 5 b 及び 6 5 c は、光が第 1 のシンチレータピクセル間を伝播できないように、少なくとも部分的に反射性材料で満たされる。

20

【0075】

放射線検出器 6 0 の第 2 のシンチレータ構造は、第 2 のシンチレータピクセル 6 3 a、6 3 b 及び 6 3 c を備える。第 2 のシンチレータピクセル 6 3 a、6 3 b、及び 6 3 c の各々は、2 つの第 1 のシンチレータピクセルに重なるので、光は、第 1 のシンチレータピクセルと第 2 のシンチレータピクセルとの間を伝搬することができる。例えば、第 2 のシンチレータピクセル 6 3 a は、第 1 のシンチレータピクセル 6 4 a 及び 6 4 b に光学的に結合される。同様に、第 2 のシンチレータピクセル 6 3 b は、第 1 のシンチレータピクセル 6 4 b 及び 6 4 c に光学的に結合される。さらに、第 2 のシンチレータピクセル 6 3 c は、第 1 のシンチレータピクセル 6 4 c 及び 6 4 d に光学的に結合される。第 2 のシンチレータピクセルを、隣接する第 1 のシンチレータピクセルに光学的に結合することは、放射線検出器の単純化された製造を容易にする。さらに、第 2 のシンチレータピクセルの各々を、隣接する第 1 のシンチレータピクセルに光学的に結合すると、第 2 のシンチレータピクセルの各々から、第 2 のシンチレータピクセルに隣接する第 1 のシンチレータピクセルに、光が同じ確率で送られた場合、バイアスされていない画像の歪みをもたらす。

30

【0076】

第 2 のシンチレータピクセル 6 3 a、6 3 b 及び 6 3 c はそれぞれ、第 1 のシンチレータピクセル間のギャップ 6 5 a、6 5 b 及び 6 5 c に重なる。したがって、第 2 のシンチレータピクセル 6 3 a、6 3 b 及び 6 3 c は、シンチレータ充填率の増加をもたらす。

【0077】

図 6 の第 2 のシンチレータピクセル 6 3 a、6 3 b、及び 6 3 c は、第 1 のシンチレータピクセル間のギャップ 6 5 a、6 5 b、及び 6 5 c 内に延在しない。図 6 における第 1 のシンチレータピクセルと第 2 のシンチレータピクセルとの配置が、読出センサアレイに平行な層において光が伝播することを防ぎ、良好な分解能機能を有する放射線検出器が得られる。

40

【0078】

放射線が放射線検出器 6 0 に衝突する方向 6 1 も示される。放射線は最初にコーティング 6 2 を通過して伝播する。次に、放射線は、第 1 のシンチレータピクセル又は第 2 のシンチレータピクセルにおいて光に変換される。シンチレータピクセルによって放射された光は、複数の感光センサピクセルを備えた読出センサアレイ 6 6 によって検出される。

50

## 【 0 0 7 9 】

第2のシンチレータピクセル63a、63b及び63cの表面は、第1のシンチレータ構造によって形成された層に対して傾斜され、第2のシンチレータピクセル内から、光学的に結合された第1のシンチレータピクセルに向けて光を反射する傾斜表面部67aから67fを備える。例えば、傾斜表面部67cは、第2のシンチレータピクセル63bによって放射された光を、光学的に結合された第1のシンチレータピクセル64bに向けて案内する。図6に例示される実施形態では、傾斜表面部67aから67fは平面であり、傾斜表面部は、第1のシンチレータピクセル64aから64dの表面に接触する。傾斜表面部67aから67fと、光学的に結合された第1のシンチレータピクセル64aから64dの表面との間の角度は、第2のシンチレータピクセル内から見た場合、90°未満であり、通常、30°から60°の範囲にある。図7は、高い充填率を有する別の例示的な放射線検出器を概略的に示す。より具体的には、図7は、少数のシンチレータピクセルを備えた放射線検出器の断面を示す。当業者は、図7に示される構造を延ばすことにより、多数のシンチレータピクセルを有する放射線検出器が取得されることを理解する。

10

## 【 0 0 8 0 】

放射線検出器70は、読出センサアレイ76、第1のシンチレータ構造、第2のシンチレータ構造73、及びコーティング72を備える。放射線検出器70の第1のシンチレータ構造は、ギャップ75a、75b及び75cによって分離された複数の第1のシンチレータピクセル74a、74b、74c及び74dを備える。第1のシンチレータピクセル74a、74b、74c及び74dは、セラミックシンチレータ材料又は粒子含有バインダシンチレータ材料を備える。第1のシンチレータピクセル間のギャップ75a、75b及び75cは、光が第1のシンチレータピクセル間を伝搬できないように、少なくとも部分的に反射性材料で満たされる。

20

## 【 0 0 8 1 】

放射線検出器70の第2のシンチレータ構造73は、ピクセル化されていないスラブシンチレータである。第2のシンチレータ構造73は、第1のシンチレータピクセルに光学的に結合されるので、光は、第1のシンチレータピクセルと第2のシンチレータ構造73との間を伝播することができる。第2のシンチレータ構造73は、第1のシンチレータピクセル間のギャップ75a、75b、及び75cに重なる。したがって、第2のシンチレータ構造73は、シンチレータ充填率の増加をもたらす。

30

## 【 0 0 8 2 】

図7は、読出センサアレイ、第2のシンチレータ構造、第1のシンチレータ構造、及びコーティングがこの順序で配置されていることを示す。また、放射線が放射線検出器70に衝突する方向71も示される。放射線は、最初に、読出センサアレイ76を介して伝播する。次に、放射線は、第1のシンチレータピクセル又は第2のシンチレータ構造において光に変換される。放射された光は、複数の感光センサピクセルを備える読出センサアレイ76によって検出される。図7による放射線源及び放射線検出器を備える撮像システムでは、読出センサアレイは、好ましくは放射線源から離れて向けられる。

## 【 0 0 8 3 】

ピクセル化されていない第2のシンチレータ構造は、製造が容易である。同時に、光は、ピクセル化されていない第2のシンチレータ構造全体を伝搬するため、ピクセル化されていない第2のシンチレータ構造は、空間分解能機能の低下をもたらす。

40

## 【 0 0 8 4 】

本発明の実施形態は、異なる主題を参照して説明されることに留意されたい。特に、いくつかの実施形態は、方法タイプの請求項を参照して説明されているが、他の実施形態は、デバイスタイプの請求項を参照して説明されている。しかしながら、当業者は、別段の通知がない限り、1つのタイプの主題に属する特徴の任意の組合せに加えて、異なる主題に関連する特徴間の任意の組合せも、本出願で開示されていると考えられると推測する。しかしながら、すべての特徴を組み合わせることで、特徴の単純加算以上の相乗効果を提供できる。

50

## 【 0 0 8 5 】

本発明を図面及び前述の説明において詳細に例示及び説明したが、そのような例示及び説明は、例示的又は典型的であり、限定的ではないと見なされるべきである。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に対する他の変形は、図面、開示、及び従属請求項の検討から、特許請求された発明を実施する際に当業者によって理解及び達成される。

## 【 0 0 8 6 】

特許請求の範囲において、「備える、有する」という文言は、他の要素又はステップを除外せず、単数形は複数を除外しない。単一のユニット又は他のユニットは、特許請求の範囲に列挙されたいくつかの項目の機能を満たす。特定の方策が、相互に異なる従属請求項に記載されているという単なる事実は、これらの方策の組合せが、有利に使用できないことを示すものではない。特許請求の範囲における参照符号は、範囲を限定するものとして解釈されるべきではない。

10

20

30

40

50

【図面】

【図 1】

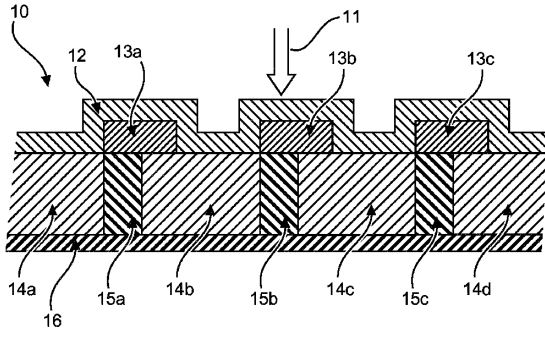


Fig. 1

【図 2】

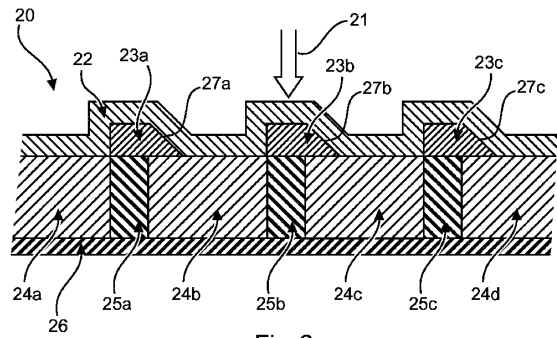


Fig. 2

10

【図 3】

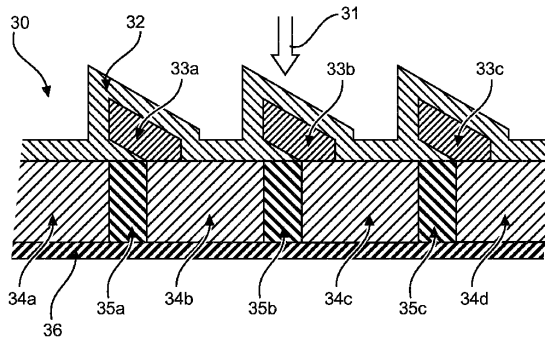


Fig. 3

【図 4】

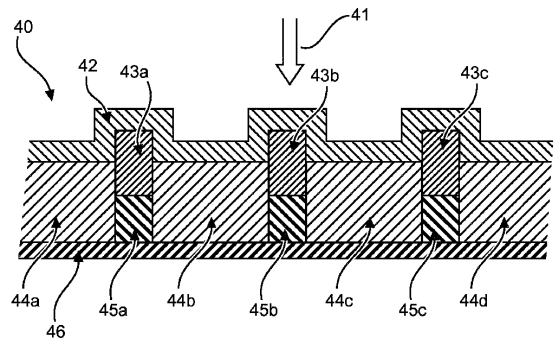


Fig. 4

20

30

40

50

【 図 5 】

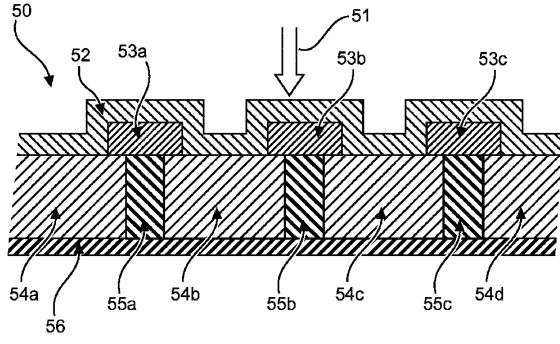


Fig. 5

【 図 6 】

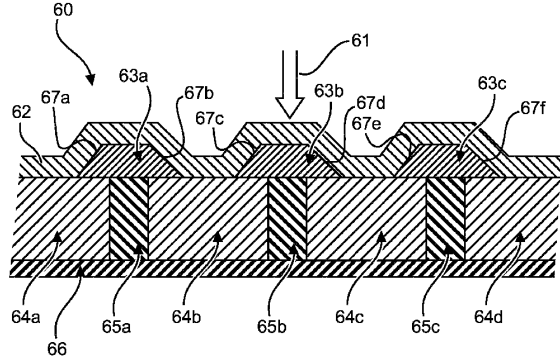


Fig. 6

【 図 7 】

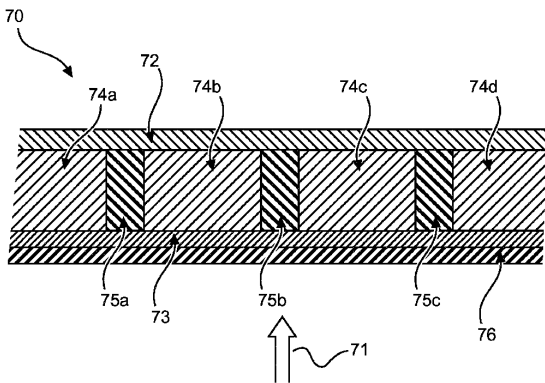


Fig. 7

10

20

30

40

50

---

フロントページの続き

ドーフェン ハイ テック キャンパス 5

審査官 右 高 孝幸

- (56)参考文献 特開平1 - 229995 (JP, A)  
特開2001 - 311779 (JP, A)  
特開2007 - 125086 (JP, A)  
特開2016 - 173267 (JP, A)  
特表2018 - 500549 (JP, A)
- (58)調査した分野 (Int.Cl., DB名)  
A61B 6/00  
G01T 1/20