

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号

特許第7309858号

(P7309858)

(45)発行日 令和5年7月18日(2023.7.18)

(24)登録日 令和5年7月7日(2023.7.7)

(51)国際特許分類

F I

G 0 1 T 1/20 (2006.01)

G 0 1 T 1/20

G

G 0 1 T 1/24 (2006.01)

G 0 1 T 1/20

E

A 6 1 B 6/00 (2006.01)

G 0 1 T 1/20

B

G 0 1 T 1/24

A 6 1 B 6/00

3 0 0 S

請求項の数 13 (全14頁)

(21)出願番号 特願2021-512778(P2021-512778)

(86)(22)出願日 令和1年8月29日(2019.8.29)

(65)公表番号 特表2022-506008(P2022-506008

A)

(43)公表日 令和4年1月17日(2022.1.17)

(86)国際出願番号 PCT/EP2019/073103

(87)国際公開番号 WO2020/052987

(87)国際公開日 令和2年3月19日(2020.3.19)

審査請求日 令和4年8月26日(2022.8.26)

(31)優先権主張番号 19154188.7

(32)優先日 平成31年1月29日(2019.1.29)

(33)優先権主張国・地域又は機関
欧州特許庁(EP)

(31)優先権主張番号 18193337.5

(32)優先日 平成30年9月10日(2018.9.10)

最終頁に続く

(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 5 6 5 6 アーヘー アイン

ドーフエン ハイテック キャンパス 5 2

High Tech Campus 5 2 ,

5 6 5 6 AG Eindhoven , N

etherlands

(74)代理人 110001690

弁理士法人M&Sパートナーズ

(72)発明者 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 アーヘー アイン

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 デュアルセンササブピクセル放射線検出器

(57)【特許請求の範囲】

【請求項 1】

2つの基板を有する放射線検出器であって、

前記2つの基板の各基板はセンサを有し、

各センサは電子アレイ回路を有し、該電子アレイ回路はデータ読出ピクセルのアレイを有すると共に放射線に対する暴露から生じる画像データを取得し、該画像データは前記データ読出ピクセルのアレイに対応するマトリクスデータ構造で供給され、

各センサは電子ピクセル回路のアレイを有し、各電子ピクセル回路は前記データ読出ピクセルのアレイの少なくとも1つのピクセルに割り当てられ、

各電子ピクセル回路は、

i) 割り当てられた信号エレメントのアレイ、及び

i i) 割り当てられた放射線変換エレメントの対応するアレイ、

を有し、

前記割り当てられた信号エレメントの各々は、1つの対応する割り当てられた放射線変換エレメントと一緒に1つのサブピクセルを形成し、

各電子ピクセル回路は、前記割り当てられた信号エレメントのアレイの各割り当てられた信号エレメントからサブピクセルデータ信号を受信してピクセルデータを生成し、

前記電子アレイ回路は、前記画像データを取得するために、各電子ピクセル回路から前記ピクセルデータを受信し、

これら2つのセンサが、等距離で少なくとも部分的に対面し、

10

20

少なくとも2つのサブピクセルが、サブピクセル間で異なる寸法、異なるサイズ、異なる距離のギャップ、異なる放射線変換材料、及び/又は異なる材料組成を有するサブピクセルである、

放射線検出器。

【請求項2】

前記2つの基板における前記2つのセンサの少なくとも一方の前記放射線変換エレメントの少なくとも一部の間に放射線吸収エレメントが設けられる、請求項1に記載の放射線検出器。

【請求項3】

前記割り当てられた信号エレメントの少なくとも1つはフォトダイオードであり、前記放射線変換エレメントの少なくとも1つはシンチレータに関する放射線変換材料を有し、前記放射線変換材料の組成及び/又は前記放射線変換材料の厚さが少なくとも2つのサブピクセルの間で変化される、請求項1又は請求項2に記載の放射線検出器。

10

【請求項4】

1つのセンサピクセルに割り当てられた前記少なくとも2つのサブピクセルの間で変化されるべき前記放射線変換材料の組成が、i) 該放射線変換材料のドーピングレベル、ii) ドーピング材料、及びiii) ドーピング材料の組み合わせのうちの少なくとも1つである、請求項3に記載の放射線検出器。

【請求項5】

前記放射線変換材料が、任意選択的にタリウムでドーブされたヨウ化セシウム、任意選択的にセリウムでドーブされたヨウ化ルテチウム、任意選択的にテルビウムでドーブされた若しくは任意選択的にプラセオジウムでドーブされたオキシ硫化ガドリニウム、タングステン酸カルシウム、ルテチウムイットリウムオキシオルトケイ酸塩、ヨウ化ナトリウム、硫化亜鉛、ルテチウムガドリニウムガリウムガーネット、イットリウムアルミニウムガーネット、又は酸化ビスマスゲルマニウム若しくはペロブスカイトである、請求項3又は請求項4に記載の放射線検出器。

20

【請求項6】

前記割り当てられた信号エレメントの少なくとも1つは導電性電極であり、前記放射線変換エレメントの少なくとも1つは光導電体であり、前記光導電体の組成及び/又は前記光導電体の厚さが少なくとも2つのサブピクセルの間で変化される、請求項1又は請求項2に記載の放射線検出器。

30

【請求項7】

1つのセンサピクセルに割り当てられた前記少なくとも2つのサブピクセルの間で変化されるべき前記光導電体の組成が、i) 該光導電体のドーピングレベル、ii) ドーピング材料、及びiii) ドーピング材料の組み合わせのうちの少なくとも1つである、請求項6に記載の放射線検出器。

【請求項8】

前記光導電体が、i) アモルファスセレン、ii) テルル化カドミウム亜鉛、iii) テルル化カドミウム、iv) ペロブスカイト、v) ヒ化ガリウム、vi) ヨウ化水銀(II)、vii) 酸化鉛(II)、viii) 臭化タリウム(I)、およびix) 有機母材中に埋め込まれた無機光導電体ナノ粒子のうちの少なくとも1つである、請求項6又は請求項7に記載の放射線検出器。

40

【請求項9】

前記サブピクセルが、サブピクセルの異なる寸法、サブピクセルの異なるサイズ、サブピクセルの異なる距離のギャップ、サブピクセルの異なる放射線変換材料、及び/又はサブピクセル間の異なる材料組成の不均一な分布で配置される、請求項1から8の何れか一項に記載の放射線検出器。

【請求項10】

前記データ読出ピクセルのアレイが、一次元アレイ又は二次元アレイである、請求項1から9の何れか一項に記載の放射線検出器。

50

【請求項 1 1】

前記サブピクセルが、空間分解能、スペクトルエネルギー分解能、又はダイナミックレンジ若しくはスペクトルエネルギーレンジを提供する、請求項 1 から 1 0 の何れか一項に記載の放射線検出器。

【請求項 1 2】

前記基板のうちの少なくとも 1 つが、平坦な形状、実質的に平坦な形状、又は湾曲した形状を有する、請求項 1 から 1 1 の何れか一項に記載の放射線検出器。

【請求項 1 3】

前記基板のうちの少なくとも 1 つが、シリコン、ガラス、又はポリマ箔を含む、請求項 1 から 1 2 の何れか一項に記載の放射線検出器。

10

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0 0 0 1】**

本発明はハイブリッド検出技術に基づく検出器に関し、特に、本発明はデュアルセンササブピクセル放射線検出器に関する。

【背景技術】**【0 0 0 2】**

近年、新しい進歩した X 線およびコンピュータ断層撮影 (C T) アプリケーションが出現しており、これらアプリケーションは、スペクトル、また「マルチエネルギー」、撮像、より高いダイナミックレンジ、およびより高い空間分解能などの進歩した撮像フィーチャを必要とする。

20

【0 0 0 3】

進歩した X 線および C T アプリケーションの例は、例えば、スペクトル C T、スペクトル X 線、微分位相コントラスト撮像、D P C I、暗視野 X 線撮像、D A X、およびいわゆるマルチモダリティ (複数方式) X S P E C T 撮像、即ち、疾患の鮮明な臨床的詳細および正確な測定のための画像再構成中における S P E C T - 単一光子放出コンピュータ断層撮影 - 及び C T データの統合である。

【0 0 0 4】

現在の X 線及び C T 検出器は、性能が限られており、これらの新しいアプリケーションを許容可能な費用レベルで可能にするのに必要な仕様レベルを満たすことができない。

30

【0 0 0 5】

米国特許出願公開公報 U S 2 0 0 2 / 0 5 4 9 5 4 A 1 は、電磁放射線を検出するための多次元検出器アレイを記載しており、該アレイにおいては、放射線に感応的な材料を有するセンサ層と、担体層とを有する層複合体が生成される。

【0 0 0 6】

米国特許出願公開公報 2 0 1 0 / 0 2 8 2 9 7 2 A 1 は、放射線を検出するための間接放射線検出器を記載し、該検出器はピクセルのアレイを含み、各ピクセルは少なくとも第 1 および第 2 のサブピクセルに分割され、各サブピクセルは当該ピクセルアレイの表面平面に平行な断面積を有する。

【発明の概要】

40

【発明が解決しようとする課題】**【0 0 0 7】**

X 線検出器のための既存の構成の欠点を克服する必要がある。

【課題を解決するための手段】**【0 0 0 8】**

この必要性は、独立請求項の主題によって満たされる。さらなる例示的な実施形態は、従属請求項および以下の説明から明らかとなる。

【0 0 0 9】

本発明の第 1 の態様は、放射線検出器に関するものである。該放射線検出器は 2 つの基板を備え、該 2 つの基板の各基板はセンサを備え、各センサは電子アレイ回路を備える。

50

該電子アレイ回路は、データ読出ピクセルのアレイを備え、該アレイは放射線への曝露から生じる画像データを取得するように構成され、該画像データは上記データ読出ピクセルのアレイに対応するマトリクスデータ構造で供給される。

【 0 0 1 0 】

本放射線検出器の場合、各センサは電子ピクセル回路のアレイを含み、各電子ピクセル回路はデータ読出ピクセルのアレイの少なくとも1つのピクセルに割り当てられ、各電子ピクセル回路はi) 割り当てられた信号エレメントのアレイと、割り当てられた放射線変換エレメントの対応するアレイとを含む。

【 0 0 1 1 】

それぞれの割り当てられた信号エレメントは、1つの対応する割り当てられた放射線変換エレメントと一緒に、1つのサブピクセルを形成又は画定し；各電子ピクセル回路は、ピクセルデータを生成するために、前記割り当てられた信号エレメントのアレイのそれぞれの割り当てられた信号エレメントからサブピクセルデータ信号を受信するように構成され；前記電子アレイ回路は、画像データを取得するために、各電子ピクセル回路からピクセルデータを受信するように構成され；両センサは、等距離で少なくとも部分的に対面する。

10

【 0 0 1 2 】

本発明は、有利には、優れたエネルギー分解能及び空間分解能を特徴とすると同時に、ほぼすべての入射X線を完全に吸収する、すなわち、吸収度が検出器に入射する広いX線スペクトルのエネルギーにわたって合計された100%の割合に近い、医用撮像用のスペクトル検出器を使用する。

20

【 0 0 1 3 】

現在のスペクトルデュアル層検出器は、大部分が、1つのタイプの「低エネルギー」(略称LE)シンチレータ層および1つのタイプの「高エネルギー」(略称HE)シンチレータ層から構成されたピクセルを含む。検出器内では、これらのシンチレータ層がLE及びHE X線光子を同じ時間及び位置で分離し、例えば、整合するスペクトル画像と従来の非スペクトル画像とを同時に生成することを(例えば、3D再構成することも)可能にする。

【 0 0 1 4 】

任意選択的に、上記LEおよびHEシンチレータ層は、中間フィルタ層によって分離され、該中間フィルタ層は、LE画像とHE画像との間のスペクトルエネルギー分離を増加させるために、特定の「中間エネルギー」(略称ME)X線を吸収する。

30

【 0 0 1 5 】

本発明は、以下の利点を有するデュアルセンササブピクセル放射線検出器を提供し、特に、スペクトルX線検出器およびCT検出器の以下の特定の問題を解決する。

【 0 0 1 6 】

本発明は、低いエネルギー分解能に関する欠点が解決されるようにする。デュアル層検出器に基づくシステムは、新規なX線発生、kVスイッチングまたはデュアル線源に基づくスペクトルCTシステムよりも、或る特定の撮像アプリケーションに対して低いエネルギー分解能またはスペクトル判別能力を提供し得る。

【 0 0 1 7 】

本発明は、複数の異なるLE及びHE放射線変換材料並びにMEフィルタを、異なる厚さであっても、単一ピクセル内に組み合わせることによって、検出器のエネルギー分解能を向上させる。

40

【 0 0 1 8 】

本発明は、不十分な空間分解能に関する欠点が解決されるようにする。一般的に、空間分解能は、X線吸収によって生成される光学光子の横方向の広がりにより、シンチレータ層の厚さ(X線吸収)が増加すると低下する。

【 0 0 1 9 】

従って、このことは、主に、デュアル層X線検出器、例えば、いわゆるヨーロッパH2020 ICTフォトンクス駆動プロジェクトの「次世代X線撮像システム」NEXIS、

50

すなわち、LE及びHEシンチレータに基づく介入X線撮像システムの画質及び機能性のフォトニクス駆動改善に当てはまる。ヨウ化セシウム、セラミック型GOSシンチレータは、特に、医療用途において十分なX線吸収(>80%)のために必要とされる厚いシンチレータ層の場合に、空間分解能に限られる。小さなシンチレータ片からの高アスペクト比サブピクセルの設計は、非常に厚いシンチレータ層でも優れた空間分解能を提供する。

【0020】

本発明は、有利にも、線量損失に関する問題に対する解決策を提供する。スペクトルNDTおよびセキュリティ撮像用途は、時に、読出センサに接続された単一層において、異なるシンチレータまたは光伝導体タイプを有するピクセルから構成される単層または単一層検出器を使用する。

【0021】

しかしながら、これらは、検出器に入射するX線スペクトルの相対的に大きな部分が吸収されない、すなわち、許容できない線量損失が生じる故に、医用撮像には適していない。同じ議論は、複数片の単層または単一層検出器についても成り立つ。本発明の現デュアルセンサアプローチは、異なるシンチレータ光導電体の組合せを選択する可能性を提供し、その結果、各サブピクセルに対するX線吸収は、少なくとも100%までの割合に近くなる。

【0022】

本発明に基づいて、複数片放射線検出器の費用効果的製造を実現するために医用検出器の供給者が開発されたマイクロLED表示技術を容易に再利用することができるシステムに基づいて、X線検出器を設けることができる。重要な実現可能化技術の同様の移転が、過去において、対応するディスプレイ、LCD、および半導体、CMOSイメージセンサから派生した現a-SiおよびCMOSフラットパネル検出器についても生じた。

【0023】

本発明の一実施形態によれば、放射吸収エレメントは、2つの基板の2つのセンサのうちの少なくとも1つの放射変換エレメントの少なくとも一部の間に設けられる。

【0024】

本発明の一実施形態によれば、信号エレメントのうちの少なくとも1つはフォトダイオードであり、放射線変換エレメントのうちの少なくとも1つはシンチレータに関して放射線変換材料を含み、放射線変換材料の組成および/または該放射線変換材料の厚さは少なくとも2つのサブピクセルの間で変化する。

【0025】

本発明の一実施形態によれば、1つのセンサピクセルに割り当てられた少なくとも2つのサブピクセルの間で変化するべき放射線変換材料の組成は、i)放射線変換材料のドーピングレベル、ii)ドーピング材料、および/またはiii)ドーピング材料の組合せのうちの少なくとも1つである。

【0026】

本発明の一実施形態によれば、放射線変換材料は、任意選択的にタリウムでドーブされたヨウ化セシウム、任意選択的にセリウムでドーブされたヨウ化ルテチウム、任意選択的にテルビウムでドーブされた、または任意選択的にプラセオジムでドーブされたオキシ硫化ガドリニウム、タングステン酸カルシウム、ルテチウムイットリウムオキシオルトケイ酸塩、ヨウ化ナトリウム、硫化亜鉛、ルテチウムガドリニウムガリウムガーネット、イットリウムアルミニウムガーネット、または酸化ビスマスゲルマニウムもしくはペロブスカイトである。

【0027】

本発明の一実施形態によれば、前記信号エレメントの少なくとも1つは導電性電極であり、前記放射線変換エレメントの少なくとも1つは光導電体(photoconductor)であり、該光導電体の組成及び/又は該光導電体の厚さは、少なくとも2つのサブピクセルの間で変化する。

【0028】

10

20

30

40

50

本発明の一実施形態によれば、1つのセンサピクセルに割り当てられた少なくとも2つのサブピクセル間で変化されるべき前記光導電体の組成は、i) 該光導電体のドーピングレベル、ii) ドーピング材料、および/またはiii) ドーピング材料の組合せのうちの少なくとも1つである。

【0029】

本発明の一実施形態によれば、前記光導電体は、i) 非晶質(アモルファス)セレン、ii) テルル化カドミウム亜鉛、iii) テルル化カドミウム、iv) ペロブスカイト、v) ヒ化ガリウム、vi) ヨウ化水銀(II)、vii) 酸化鉛(II)、viii) 臭化タリウム(I)、およびix) 有機母材中に埋め込まれた無機光伝導体ナノ粒子のうちの少なくとも1つである。

10

【0030】

本発明の一実施形態によれば、少なくとも2つのサブピクセルは、サブピクセル間で異なる寸法、異なるサイズ、異なる距離のギャップ、異なる放射線変換材料、及び/又は異なる材料組成を有するサブピクセルである。

【0031】

本発明の一実施形態によれば、サブピクセルは、サブピクセルの異なる寸法、サブピクセルの異なるサイズ、サブピクセルの異なる距離のギャップ、サブピクセルの異なる放射線変換材料、及び/又はサブピクセル間の異なる材料組成の不均一な分布で配置される。

【0032】

本発明の一実施形態によれば、データ読出ピクセルのアレイは、一次元アレイまたは二次元アレイである。

20

【0033】

本発明の一実施形態によれば、サブピクセルは、空間分解能、スペクトルエネルギー分解能、またはダイナミックレンジ若しくはスペクトルエネルギーレンジを提供するように構成される。この構成は、有利なことに、改善されたX線検出器性能を提供する。

【0034】

本発明の一実施形態によれば、前記基板のうちの少なくとも1つは、平坦な形状、少なくとも実質的に平坦な形状、または湾曲した形状を有する。「実質的に平坦」という用語は、特定の閾値未満の表面の平坦さを指し得る。「実質的に平坦」という用語は、平面に対する最小二乗適合(「統計的平坦度」)、最悪の場合のまたは全体的な平坦度(内部の最も近い2つの平行な平面の間の距離)に関して定義することができる平坦度を指し得る。「実質的に平坦」という用語は、例えば、1cmまでの最小曲げ半径を有する平坦度を指し得る。

30

【0035】

本発明の一実施形態によれば、前記基板のうちの少なくとも1つは、シリコン、ガラス、またはポリマ箔を含む。

【0036】

本発明のこれらおよ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り、それを参照して説明される。

【図面の簡単な説明】

40

【0037】

【図1】図1は、本発明の一実施形態によるピクセル設計の概略図を示す。

【図2】図2は、本発明の一実施形態による放射線検出器の異なるピクセル設計に関する概略図を示す。

【図3】図3は、本発明の一実施形態による放射線検出器の異なるピクセル設計に関する概略図を示す。

【図4】図4は、本発明の一実施形態による、3×3のサブピクセルの基準格子を有する放射線検出器の概略図を示す。

【発明を実施するための形態】

【0038】

50

以下、本発明の実施の形態について、添付図面を参照してより詳細に説明する。

【0039】

原則として、同一または対応する部分には、図面において同一の参照符号が付されている。

【0040】

図面における図は概略的なものであり、縮尺通りではない。異なる図面において、類似または同一の要素には同一の参照番号が付されている。

【0041】

同一の部分、ユニット、主体、またはステップには、図面において概して同一の参照符号が付されている。

【0042】

本発明によって使用される「データ読出ピクセル」という用語は、ラスト画像内の物理的な点、または、ハードウェアのコンテキストで理解される場合には、当該センサ装置によって提供される全点アドレス指定可能な画像における最小のアドレス可能な（少なくとも、画像データのデータ処理を考える場合）要素を指すことができ、言い換えると、データ読出ピクセルは当該センサによって取り込まれる画像の最小の制御可能な要素である。

【0043】

本発明によって使用される「サブピクセル」という用語は、ピクセルの何らかの種類の部分実体、例えば、ピクセルまたはデータ読出ピクセルの内部構造をそれぞれ記述する、ピクセルまたはデータ読出ピクセルの部分実体を指すことができる。

【0044】

基本的に、本発明によって使用される「サブピクセル」という用語は、すべてのデータ読出ピクセルが単一のピクセルによって形成された場合に予想されるよりも高い解像度に関連する。しかしながら、サブピクセルの情報は、データ読出ピクセルに基づく出力画像における一層高い空間解像度のために直接使用されるだけでなく、むしろ、例えば、画像の一層良好なスペクトル解像度のために使用され得る。

【0045】

本発明の一実施形態によれば、図1は、本発明の一実施形態による放射線検出器のためのピクセルおよびサブピクセルの概略図を示す。本発明の利点は、図1に示すように、この標準的な単一ピクセルを、異なる放射線変換材料で構成される複数の小さなサブピクセルからなるピクセルにより置換する手法によって提供される。

【0046】

本発明の一実施形態によれば、特に、図1はピクセルからサブピクセルへのアプローチを示す。左図に示すような従来の検出器は、1つのピクセルが単一の放射線変換材料から、またはせいぜい2つの材料のうちから構成される。しかしながら、画像ピクセルはセンサピクセルに対応する。換言すれば、画像内のピクセルは、1つの対応するハードウェアピクセルに基づくものである。

【0047】

本発明の一実施形態によれば、本発明の図示の実施形態によって定義される検出器は、ピクセルが複数の変換材料の異なる組成または割合から構成される複数のサブピクセルを少なくとも含む。従来のデュアルセンサ検出器の場合、ピクセルは2つの層の変換材料で構成される。対照的に、本発明の一実施形態によれば、本発明によって定義されるデュアルセンサ検出器の場合、各データピクセルは、異なる変換材料から構成される複数のサブピクセルを有する。

【0048】

本発明の一実施形態によれば、ピクセル、センサおよび関連する検出器電子回路の設計は、当該放射線検出器の要求に従って実施され得るが、放射線変換層の選択された設計によって大部分決定されるであろう。

【0049】

本発明の一実施形態によれば、サブピクセルからの信号は、シンチレータ片の間のギャ

10

20

30

40

50

ップ内の光学的反射層と、光導電体片の間のギャップ内の電氣的絶縁層とによって、互いに分離することができる。

【0050】

間接変換検出器では、LEおよびHEセンサエレメントはLEおよびHEシンチレータ材料の各片に接続されたフォトダイオードである一方、直接変換検出器では、LEおよびHEセンサエレメントはLEおよびHE光導電料の各片に接続された金属電極である。任意選択で、MEフィルタ材料片が、LE材料片とHE材料片との間に挿入される。

【0051】

本発明の実施形態において、例として、図2は1×2サブピクセルから構成される単純なピクセルから、デュアルセンサ検出器がどのように構築されるかを示し、この場合においては、2つの異なるLEシンチレータまたは光導電体材料1、2および2つの異なるHEシンチレータまたは光導電体材料3、4が使用される。

10

【0052】

本発明の一実施形態によれば、直接変換検出器の場合、LE及びHE光導電体層の間に電界を形成するために、共通のHVバイアス電極を被着する必要がある。このことは、薄い金属箔、例えばアルミニウムまたは銅箔、蒸着またはスパッタリングされた金属膜、またはグラフェン、カーボンナノチューブ、ポリ(3,4-エチレンジオキシチオフェン)(PEDOT)、若しくはインジウムスズ酸化物(ITO、インジウム、スズ、および酸素の様々な比率の三元組成物)に基づく、インクベースの印刷によって設けられる導電性材料の印刷層などの様々なやり方で実現することができる。

20

【0053】

放射線検出器またはセンサの本発明の実施形態は、背面薄化CMOSイメージセンサ、背面薄化Siフォトダイオードアレイ、及び箔若しくは薄いガラス基板上のa-Siフォトダイオードを備えたTFETバックプレーンアレイ(a-Si、IGZO、LTPS)である。LE、HEおよび/またはME材料の上、並びに(サブ)ピクセルの間の反射および/または絶縁層は、該図には示されていない。

【0054】

図2は、それぞれシンチレータ材料(上図)および光導電材料(下図)から構築された、1×2サブピクセルから構成されるピクセルからのデュアルセンサ検出器の2つの断面図を示す。図2は、下側に、LE及びHE光導電体層の間に共通のHVバイアス電極を適用した様子を示す。

30

【0055】

図3は、3つの異なるLE変換材料2、8、9、3つの異なるHE変換材料4、5、6、および3つの異なるME材料1、3、7が使用される、1×3サブピクセルからなるピクセルから構成されたデュアルセンサ検出器の一例を示す。

【0056】

本発明の一実施形態によれば、ME材料は、LE信号とHE信号との間のエネルギー分離を最大にするためのx線吸収フィルタとして機能するように構成することができるが、LE信号またはHE信号を増強するように構成することもできる。間接変換検出器では、MEシンチレータは追加の光子を生成できる一方、直接変換検出器ではME光導電体が追加の電荷を生成できる。

40

【0057】

図4は、LE用として9つ、ME用として9つ、およびHE用として9つの27の異なる変換材料が使用される、3×3サブピクセルからなるピクセルから構築されたデュアルセンサ検出器の例を示す。本発明の実施形態による該デュアルセンサ検出器は、医療、歯科、損傷を引き起こすことなく材料、構成要素、またはシステムの特性を評価するための非破壊試験、及びセキュリティ分野におけるスペクトルX線およびCTイメージング用途に使用することができる。

【0058】

図4は、複数片(マルチピース)デュアルセンサ検出器の一部の側面図を示し、該図で

50

は各々が 3 × 3 サブピクセルで構成される 4 × 3 ピクセルのアレイが見える。

【 0 0 5 9 】

本発明の一実施形態によれば、該複数片組み立て手法は、材料の種類、材料の厚さ、サブピクセルのサイズ、およびサブピクセル間の距離ギャップなどの設計パラメータの最適化によって、デュアルセンサ検出器の固有の特徴を増強する可能性を提供する。

【 0 0 6 0 】

本発明の一実施形態によれば、図 4 は 2 つの基板 1 1 0 0 を備える放射線検出器 1 0 0 0 を示し、該 2 つの基板の各基板はセンサ 1 1 1 0 を備える。

【 0 0 6 1 】

本発明の一実施形態によれば、各センサは電子アレイ回路 1 1 1 2 を含み、該回路は、データ読出ピクセル D R P のアレイを含み、放射線への曝露から生じる画像データを取得するように構成され、該画像データは前記データ読出ピクセルのアレイに対応するマトリクスデータ構造で提供される。

10

【 0 0 6 2 】

本発明の一実施形態によれば、放射線検出器 1 0 0 0 の各センサ 1 1 1 0 は電子ピクセル回路 1 1 1 4 のアレイを含み、各電子ピクセル回路は、データ読出ピクセルのアレイの少なくとも 1 つのピクセルに割り当てられる。

【 0 0 6 3 】

本発明の一実施形態によれば、各電子ピクセル回路 1 1 1 4 は、
- 割り当てられた信号エレメント 1 1 1 4 - S E のアレイと、
- 割り当てられた放射線変換エレメント 1 1 1 4 - R C E の対応するアレイと；
を含む。

20

【 0 0 6 4 】

本発明の一実施形態によれば、各々の割り当てられた信号エレメントは 1 つ以上の対応する割り当てられた放射線変換エレメントと一緒に、1 つのサブピクセル S P を形成する。換言すれば、サブピクセル S P は、1 つ又は 2 以上のシンチレータ（又は光導電体）材料を含むことができる。

【 0 0 6 5 】

本発明の一実施形態によれば、各電子ピクセル回路 1 1 1 4 は、割り当てられた信号エレメントのアレイの各割り当てられた信号エレメントからサブピクセルデータ信号を受信して、ピクセルデータを生成するように構成される。例えば、前記電子アレイ回路は、画像データを取得するために各電子ピクセル回路からピクセルデータを受信するように構成され、ここで、両方のセンサは少なくとも部分的に、等距離で、対面している。

30

【 0 0 6 6 】

図 4 は、電子アレイ回路 1 1 1 2 がデータ読出ピクセル D R P のアレイを備えるか、またはそれに接続されることを明確に示す。各データ読出ピクセル D R P は、図 4 では 9 つのサブピクセル S P であるサブピクセル S P のアレイを含み、各サブピクセル S P は、割り当てられた信号エレメントを 1 つの対応する割り当てられた放射線変換エレメントと一緒に含む。

【 0 0 6 7 】

本発明の一実施形態によれば、S P E C T 検出器および P E T 検出器のピクセルサイズは、一般的に、空間分解能の改善を利用するには大きすぎるが、表 1 に示すように、他の特定の利点が生じることが想定され得る。

40

【 0 0 6 8 】

【表 1】

表 1

機能／特徴 スペクトル X 線又は C T 検出器 エネルギー／空間分解能の増加	方法 多様な L E、M E、H E の 小サブピクセル	アプリケーション 先進的 3 D X 線及び C T ア プリケーション
広いエネルギースペクトルでの検 出感度の増加 相互作用深度 (D o I) P E T 検出器の測定能力	多様な L E、M E、H E シンチレータ材料の積層体 を使用	S P E C T 又は X P E C T 先進的 P E T

10

表 1 は、特定の用途のための複数片デュアルセンサ検出器の改善された機能 / フィーチャを使用する例を定義する。

【 0 0 6 9 】

本発明を以下の実施例によりさらに説明する。

【実施例 1】

【 0 0 7 0 】

実施例 1 は、以下を含む放射線検出器によって与えられる：

i) 基板；

i i) 前記基板に結合されるセンサであって、

- センサピクセルの第 1 のアレイ、
- 信号読出エレメントの第 2 のアレイ、及び
- 該信号読出エレメントから受信した信号に基づいて画像データを提供するように構成された電子回路、を有するセンサ；

i i i) 前記基板及び前記センサに結合されトランスデューサであって、

- サブピクセルの第 3 のアレイであって、少なくとも 2 つのサブピクセルは 1 つのセンサピクセルに割り当てられ、信号読出エレメントの第 2 のアレイおよびサブピクセルの第 3 のアレイは互に対応し、該サブピクセルの各々が放射線変換材料を含む、サブピクセルの第 3 のアレイ、
- を有するトランスデューサ。

20

30

【実施例 2】

【 0 0 7 1 】

実施例 2 は実施例 1 による放射線検出器によって与えられ、この場合において、信号読出エレメントの少なくとも 1 つはフォトダイオードであり、サブピクセルの各々の放射線変換材料はシンチレータであり、放射線変換材料の組成及び / 又は放射線変換材料の厚さが、1 つのセンサピクセルに割り当てられる少なくとも 2 つのサブピクセルの間で変化される。

【実施例 3】

【 0 0 7 2 】

実施例 3 は、実施例 2 による放射線検出器によって与えられ、この場合において、1 つのセンサピクセルに割り当てられる少なくとも 2 つのサブピクセルの間で変化されるべき放射線変換材料の組成は、i) 放射線変換材料のドーピングレベル、i i) ドーピング材料、および / または i i i) ドーピング材料の組合せのうちの少なくとも 1 つである。

40

【実施例 4】

【 0 0 7 3 】

実施例 4 は実施例 2 又は 3 による放射線検出器によって与えられ、この場合において、放射線変換材料は、任意選択的にタリウムでドーブされるヨウ化セシウム、任意選択でセリウムによりドーブされるヨウ化ルテチウム、任意選択でテルビウムによりドーブされ、または任意選択でプラセオジウムによりドーブされるオキシ硫化ガドリニウム、タングステン酸カルシウム、ルテチウムイットリウムオキシオルトシリケート、ヨウ化ナトリウム、

50

硫化亜鉛、ルテチウムガドリニウムガリウムガーネット、イットリウムアルミニウムガーネット、または酸化ビスマスゲルマニウムである。

【実施例 5】

【0074】

実施例 5 は前記実施例のいずれか 1 つによる放射線検出器によって与えられ、この場合において、前記信号読出エレメントの少なくとも 1 つは導電性電極であり、前記サブピクセルのそれぞれの前記放射線変換材料は光導電体であり、前記光導電体の組成および/または前記光導電体の厚さは、1 つのセンサピクセルに割り当てられた少なくとも 2 つのサブピクセルの間で変化される。

【実施例 6】

【0075】

実施例 6 は前記実施例のいずれか 1 つによる放射線検出器によって与えられ、この場合において、1 つのセンサピクセルに割り当てられた少なくとも 2 つのサブピクセル間で変化されるべき光伝導体の組成は、i) 光伝導体のドーピングレベル、ii) ドーピング材料、および/または iii) ドーピング材料の組合せのうちの少なくとも 1 つである。

【実施例 7】

【0076】

実施例 7 は前記実施例のいずれか 1 つによる放射線検出器によって与えられ、この場合において、光伝導体は、i) アモルファスセレン、ii) テルル化カドミウム亜鉛、iii) テルル化カドミウム、iv) ペロブスカイト、v) ヒ化ガリウム、vi) ヨウ化水銀 (II)、vii) 酸化鉛 (II)、viii) 臭化タリウム (I)、および ix) 有機母材中に埋め込まれた無機光伝導体ナノ粒子のうちの少なくとも 1 つである。

【実施例 8】

【0077】

実施例 8 は前記実施例のうちのいずれか 1 つによる放射線検出器によって与えられ、この場合において、1 つのセンサピクセルに割り当てられる少なくとも 2 つのサブピクセルは、サブピクセル間で異なる寸法、異なるサイズ、異なる距離ギャップ、異なる放射線変換材料、および/または異なる材料組成を有するサブピクセルである。

【実施例 9】

【0078】

実施例 9 は、前述の実施例のいずれか 1 つによる放射線検出器によって与えられ、この場合において、前記第 3 のアレイは、サブピクセルの異なる寸法、サブピクセルの異なるサイズ、異なる距離ギャップ、サブピクセルの異なる放射線変換材料、および/またはサブピクセル間の異なる材料組成、の不均一な分布を含む。

【実施例 10】

【0079】

実施例 10 は前記実施例のうちのいずれか 1 つによる放射線検出器によって与えられ、この場合において、前記センサピクセルの第 1 のアレイ、前記信号読出エレメントの第 2 のアレイ、および/または前記サブピクセルの第 3 のアレイは、2 次元アレイである。

【実施例 11】

【0080】

実施例 11 は、前述の実施例のいずれか 1 つによる放射線検出器によって与えられ、この場合において、前記センサピクセルの第 1 のアレイ、前記信号読出エレメントの第 2 のアレイ、および/または前記サブピクセルの第 3 のアレイは、1 次元アレイである。

【実施例 12】

【0081】

実施例 12 は、前述の実施例のいずれか 1 つによる放射線検出器によって与えられ、この場合において、前記信号読出エレメントの第 2 のアレイおよび/または前記サブピクセルの第 3 のアレイは、前記センサピクセルの第 1 のアレイのサブアレイ体系を定める。

【実施例 13】

10

20

30

40

50

【 0 0 8 2 】

実施例 1 3 は前述の実施例のいずれか 1 つによる放射線検出器によって与えられ、この場合において、前記信号読出エレメントの第 2 のアレイおよび / または前記サブピクセルの第 3 のアレイは、空間分解能、スペクトルエネルギー分解能、またはダイナミックレンジ若しくはスペクトルエネルギーレンジを提供するように構成される。

【 実施例 1 4 】

【 0 0 8 3 】

実施例 1 4 は前述の実施例のいずれか 1 つによる放射線検出器によって与えられ、この場合において、前記基板は平坦な、実質的に平坦な、または湾曲した形状を備える。

【 実施例 1 5 】

10

【 0 0 8 4 】

実施例 1 5 は、前述の実施例のいずれか 1 つによる放射線検出器によって与えられ、この場合において、前記基板はシリコン、ガラス、またはポリマ箔を有する。

【 0 0 8 5 】

本発明の実施形態は、異なる主題を参照して説明されていることに留意されたい。特に、方法タイプの請求項を参照して説明される実施形態もあれば、装置タイプの請求項を参照して説明される実施形態もある。

【 0 0 8 6 】

しかしながら、当業者は上記及び以下の説明から、別段の記載がない限り、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、異なる主題に関する特徴間の任意の組合せも、本出願で開示されると考えられることを理解するであろう。しかしながら、すべての特徴を組み合わせて、特徴の単なる寄せ集め以上の相乗効果を提供できる。

20

【 0 0 8 7 】

本発明は図面および前述の説明において詳細に図示および説明されてきたが、そのような図示および説明は解説的または例示的であり、限定的ではないと考えられるべきであり、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、および添付の特許請求の範囲の精査から、当業者によって理解され、実施され、特許請求の範囲に記載された発明を実施することができる。

【 0 0 8 8 】

特許請求の範囲において、「有する」という用語は、他の要素又はステップを排除するものではなく、単数形は複数を排除するものではない。単一のプロセッサまたはコントローラまたは他のユニットは、特許請求の範囲に列挙されるいくつかのアイテムの機能を満たすことができる。特定の手段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、これらの手段の組合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。特許請求の範囲におけるいかなる参照符号も、範囲を限定するものとして解釈されるべきではない。

30

40

50

【図面】

【図 1】

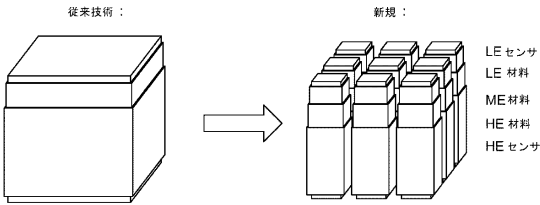


図 1

【図 2】

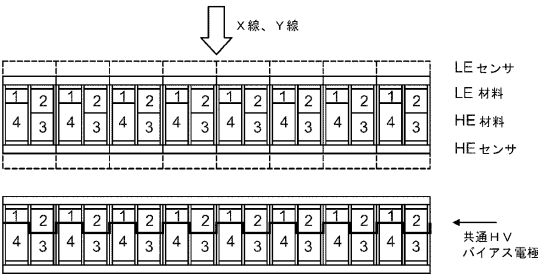


図 2

10

【図 3】

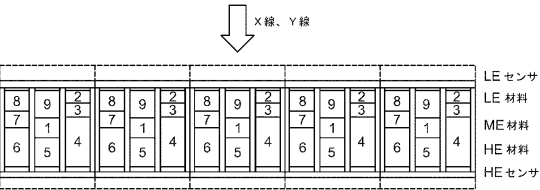


図 3

【図 4】

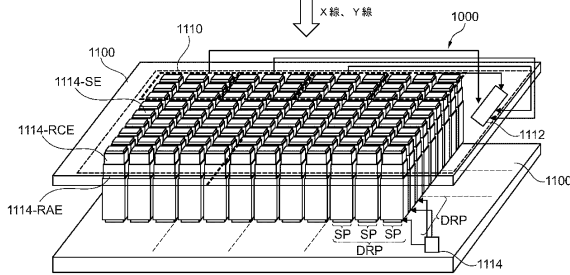


図 4

20

30

40

50

フロントページの続き

(33)優先権主張国・地域又は機関

欧州特許庁(EP)

ドーフェン ハイ テック キャンパス 5

審査官 鳥居 祐樹

(56)参考文献 特開 2 0 1 8 - 1 0 7 3 4 3 (J P , A)

特開 2 0 1 2 - 1 1 2 9 2 8 (J P , A)

特表 2 0 1 1 - 5 0 3 5 3 5 (J P , A)

特表 2 0 1 6 - 5 0 3 5 0 6 (J P , A)

米国特許出願公開第 2 0 1 7 / 0 2 0 0 7 6 2 (U S , A 1)

(58)調査した分野 (Int.Cl. , D B 名)

G 0 1 T 1 / 2 0

G 0 1 T 1 / 2 4

A 6 1 B 6 / 0 0