

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6854805号
(P6854805)

(45) 発行日 令和3年4月7日(2021.4.7)

(24) 登録日 令和3年3月18日(2021.3.18)

| | |
|-------------------------|----------------------|
| (51) Int.Cl. | F 1 |
| A 6 1 B 6/03 (2006.01) | A 6 1 B 6/03 3 7 7 |
| G 0 1 T 1/161 (2006.01) | A 6 1 B 6/03 3 2 0 W |
| G 0 1 T 1/24 (2006.01) | G 0 1 T 1/161 A |
| G 0 1 T 1/20 (2006.01) | G 0 1 T 1/161 C |
| G 0 1 T 7/00 (2006.01) | G 0 1 T 1/24 |

請求項の数 15 (全 15 頁) 最終頁に続く

| | |
|--------------------|-------------------------------|
| (21) 出願番号 | 特願2018-506302 (P2018-506302) |
| (86) (22) 出願日 | 平成28年7月28日 (2016.7.28) |
| (65) 公表番号 | 特表2018-527981 (P2018-527981A) |
| (43) 公表日 | 平成30年9月27日 (2018.9.27) |
| (86) 國際出願番号 | PCT/IB2016/054493 |
| (87) 國際公開番号 | W02017/025842 |
| (87) 國際公開日 | 平成29年2月16日 (2017.2.16) |
| 審査請求日 | 令和1年7月17日 (2019.7.17) |
| (31) 優先権主張番号 | 62/202,414 |
| (32) 優先日 | 平成27年8月7日 (2015.8.7) |
| (33) 優先権主張国・地域又は機関 | 米国(US) |

| | |
|-----------|---|
| (73) 特許権者 | 590000248 コーニングクレッカ フィリップス エヌ ヴェ KONINKLIJKE PHILIPS N. V. オランダ国 5656 アーヘー アイン ドーフェン ハイテック キャンパス 5 2 |
| (74) 代理人 | 100122769 弁理士 笛田 秀仙 |
| (74) 代理人 | 100163809 弁理士 五十嵐 貴裕 |

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】ハイブリッドPET/CTイメージング検出器

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

少なくとも 1 つの検出器リングを有する放射線感受性検出器アレイであつて、前記検出器リングは、

ガムマ放射線及び X 線放射線を検出し、検出されたガムマ放射線及び X 線放射線を表す信号を生成する第 1 の層と、

ガムマ放射線のみを検出し、検出されたガムマ放射線を表す信号を生成する第 2 の層と、
を有し、

前記第 1 の層及び前記第 2 の層が、前記少なくとも 1 つの検出器リングの同心のリングである、

放射線感受性検出器アレイと、

前記第 1 の層によって検出されたガムマ放射線、前記第 1 の層によって検出された X 線放射線、及び前記第 2 の層によって検出されたガムマ放射線を表す信号を処理する信号プリプロセッサと、

を有し、

前記信号プリプロセッサは、前記第 1 の層から出力される信号を、予め決められた複数のエネルギー閾値に基づいて複数のエネルギー・ビンにピニングし、

前記信号プリプロセッサが、

前記第 1 の層によって検出されたガムマ放射線を、前記複数のエネルギー閾値のうち P

10

20

E T エネルギー閾値の予め決められた組に基づいて P E T エネルギービンの予め決められた組にビニングし、

前記第 1 の層によって検出された X 線放射線を、前記複数のエネルギー閾値のうち C T エネルギー閾値の予め決められた組に基づいて C T エネルギービンの予め決められた組にビニングする、

イメージングシステム。

【請求項 2】

単一のガントリを更に有し、

同心の前記第 1 及び前記第 2 の層を有する前記少なくとも 1 つの検出器リングが、前記单一のガントリに配置されている、請求項 1 に記載のイメージングシステム。

10

【請求項 3】

前記第 1 の層によって検出されたガンマ放射線、前記第 1 の層によって検出された X 線放射線及び前記第 2 の層によって検出されたガンマ放射線を表す処理された信号を、再構成し、ポジトロンエミッショントモグラフィ (P E T) 及びコンピュータトモグラフィ (C T) 画像データを生成する再構成器を更に有する、請求項 1 又は 2 に記載のイメージングシステム。

【請求項 4】

前記信号プリプロセッサが、前記 P E T エネルギービンの組の 5 1 1 k e V 光子の位置を、前記第 2 の層の対応するピクセルロケーションに外挿する、請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載のイメージングシステム。

20

【請求項 5】

前記信号プリプロセッサは、前記 P E T エネルギービンの組からのエネルギー情報及び P E T のタイミング情報をを利用して、部分的に前記第 1 の層において及び部分的に前記第 2 の層において吸収されたコンプトン光子を合計して、前記第 2 の層の対応するピクセルロケーションに関する 5 1 1 k e V 光子を与える、請求項 1 乃至 4 のいずれか 1 項に記載のイメージングシステム。

【請求項 6】

前記再構成器は、C T エネルギービンの組の予め決められた 1 つからの、前記第 1 の層によって検出された X 線放射線を再構成する、請求項 3 、請求項 3 を引用する請求項 4 、又は請求項 3 を直接的若しくは間接的に引用する請求項 5 に記載のイメージングシステム。

30

【請求項 7】

前記第 1 の層が、直接変換材料を有し、前記直接変換材料は、テルル化カドミウム亜鉛又は複数のシリコンストリップを含む、請求項 1 乃至 6 のいずれか 1 項に記載のイメージングシステム。

【請求項 8】

前記第 1 の層が、それに埋め込まれるシンチレーション材料の量子ドットを有するカプセル化材料を有する、請求項 1 乃至 6 のいずれか 1 項に記載のイメージングシステム。

【請求項 9】

前記第 1 の層が、フォトセンサに光学的に結合されるシンチレータを有する、請求項 1 乃至 6 のいずれか 1 項に記載のイメージングシステム。

40

【請求項 10】

P E T データを取得するために検査領域の外に移動され、C T データを取得するために前記検査領域の中に移動される X 線放射線源を更に有する、請求項 1 乃至 9 のいずれか 1 項に記載のイメージングシステム。

【請求項 11】

P E T スキャンの場合は検査領域から外に移動され、C T スキャンの場合は前記検査領域の中に移動される散乱防止グリッドを更に有する、請求項 1 乃至 10 のいずれか 1 項に記載のイメージングシステム。

【請求項 12】

50

PETモードでのイメージングに応答して、2重層PET/CT検出器の第1の層によりガンマ放射線を検出するステップと、

PETモードでのイメージングに応答して、2重層PET/CT検出器の第2の層によりガンマ放射線を検出するステップと、

前記第1及び前記第2の層によって検出されたガンマ放射線によりPET画像データを生成するステップと、

CTモードでのイメージングに応答して、2重層PET/CT検出器の前記第1の層によりX線放射線を検出するステップと、

前記第1の層により検出されたX線放射線によりCT画像データを生成するステップと、

PET画像データ及びCT画像データを視覚的に表示するステップと、
を有し、

前記第1の層から出力される信号は、予め決められた複数のエネルギー閾値に基づいて複数のエネルギーBINにピニングされ、

前記第1の層により検出された前記ガンマ放射線は、前記複数のエネルギー閾値のうちPETエネルギー閾値の予め決められた組に基づいて、PETエネルギーBINの予め決められた組にピニングされ、前記第1の層により検出されたX線放射線は、前記複数のエネルギー閾値のうちCTエネルギー閾値の予め決められた組に基づいて、CTエネルギーBINの予め決められた組にピニングされる、

方法。

10

【請求項13】

前記第1の層によって検出されたガンマ放射線を、511keVを含むエネルギーBINにエネルギーBININGするステップと、

エネルギーBININGされたガンマ放射線からの511keVの光子の位置を、前記第2の層のピクセルロケーションに外挿するステップと、
を更に含む、請求項12に記載の方法。

【請求項14】

前記第1の層によって検出されたガンマ放射線を、120keV乃至480keVのウインドウを有するエネルギーBINにエネルギーBININGするステップと、

エネルギーBININGされたガンマ放射線に基づいて、前記第1の層に吸収されるスプリットしたコンプトン光子を識別するステップと、
30

前記第1及び前記第2の層のタイミング情報に基づいて、前記第1の層に吸収され識別されたスプリットしたコンプトン光子を、前記第2の層に吸収されたスプリットしたコンプトン光子の残りの部分と合計し、前記第2の層のピクセルの511keV光子とするステップと、
を更に含む、請求項12又は13のいずれか1項に記載の方法。

【請求項15】

10keVから120keVまでのエネルギーレンジにわたるエネルギーBINの予め決められた組に、前記第1の層によって検出されたX線放射線をエネルギーBININGするステップと、
40

前記エネルギーBINの組の中の少なくとも1つのBINにエネルギーBININGされたX線放射線を選択的に再構成するステップと、
を更に含む、請求項12乃至14のいずれか1項に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、概して、イメージング検出器に関し、特に、イメージング検出器によりガンマ線及びX線の両方を検出するように構成されるハイブリッドポジトロンエミッショ n (PET) / コンピュータトモグラフィ (CT) イメージング検出器に関する。

【背景技術】

20

30

40

50

【0002】

ポジトロンエミッショントモグラフィ(PET)イメージングは、身体に注入される放射性同位元素の分布の3次元(3D の)トモグラフィック画像を生成し表示する機能イメージングモダリティである。 PET 画像は、同位体分布の定量的な表現を提供するが、それらは、同位体が分布される周囲組織の解剖学的構造についての構造的情報に欠ける。コンピュータトモグラフィ(CT)イメージングは、解剖学的組織の構造的情報を有する 3D トモグラフィック像を生成する。 PET 及び CT 画像は、解剖学的な座標系により機能情報を提供するために、組み合わせられる(例えば、オーバレイされる、融合される、その他)。

【発明の概要】

10

【発明が解決しようとする課題】**【0003】**

PET 及び CT データセットは、スタンドアロンの PET ガントリ及びスタンドアロンの CT ガントリによって個別に取得されることができる。 PET 及び CT データセットは、 PET ガントリ部分及び CT ガントリ部分の両方を有する単一システムにより取得されることもできる。この構成の場合、 PET 及び CT ガントリ部分は、スキャニング軸に沿って互いから離れて物理的に間隔をあけて配置され、別個の個別のイメージング平面を有する。 PET 及び CT ガントリ部分は、スキャンとスキャンの間に被検体又は対象を一方のガントリ部分から他方のガントリ部分へ移動させることにより、連続的に用いられ、 PET データセットが CT ガントリ部分によって取得されず、 CT データセットが PET ガントリ部分によって取得されないという点で、 PET データセット及び CT データセットは独立に取得される。

20

【0004】

残念ながら、上述した構成を用いる場合、 PET スキャンと CT スキャンとの間の自発的な及び / 又は非自発的な患者移動は、組み合わせられる PET 画像及び CT 画像の誤った位置合わせを生じさせることがある。更に、患者は、 PET スキャンと CT スキャンの間に一方のガントリ / ガントリ部分から他方のガントリ / ガントリ部分へと移動され、これは、全体のスキャン時間を増大させる。更に、スタンドアロンの接続されたシステムは、 2 つの別個のガントリ / ガントリ部分及び各ガントリ部分のための支持ハードウェアを必要とし、各々が、製造及び / 又はサービスの複雑さ及び / 又はコストを増大する。

30

【0005】

本出願の見地は、上述した問題及びその他に対処する。

【課題を解決するための手段】**【0006】**

1 つの見地によれば、イメージングシステムは、少なくとも 1 つのリングを有する放射線感受性検出器アレイを有する。少なくとも 1 つのリングは、ガンマ放射線及び X 線放射線を検出し、検出されたガンマ放射線及び X 線放射線を表す信号を生成するように構成される第 1 の層と、ガンマ放射線のみを検出し、検出されたガンマ放射線を表す信号を生成するように構成される第 2 の層と、を有する。第 1 及び第 2 の層は、少なくとも 1 つのリングの同心の閉リングである。

40

【0007】

別の見地において、方法は、 PET モードのイメージングに応答して、 2 重層 PET / CT 検出器の第 1 の層によりガンマ放射線を検出するステップと、 PET モードのイメージングに応答して、 2 重層 PET / CT 検出器の第 2 の層によりガンマ放射線を検出するステップと、第 1 及び第 2 の層によって検出されるガンマ放射線により PET 画像データを生成するステップと、を含む。方法は更に、 CT モードのイメージングに応答して、 2 重層 PET / CT 検出器の第 1 の層により X 線放射線を検出するステップと、第 1 の層により検出される X 線放射線により CT 画像データを生成するステップと、を含む。方法は更に、 PET 画像データ及び CT 画像データを視覚的に表示するステップを更に含む。

【0008】

50

別の見地において、イメージング検出器アレイは、複数の検出器モジュールを有する少なくとも1つのリングを有し、各々の検出器モジュールは、複数の検出器を有し、各々の検出器は、ガンマ放射線及びX線放射線を検出し、検出された放射線を表す信号を生成するように構成される複数の第1のピクセルを有する第1の層と、ガンマ放射線のみを検出し、検出されたガンマ放射線を表す信号を生成するように構成される複数の第2のピクセルを有する第2の層と、を有する。第1および第2の層は、一方の層が他方の層の上に載せられ垂直方向に、入射ガンマ放射線及びX線放射線の方向に、スタックされる。

【0009】

本発明の更に別の見地は、以下の詳細な説明を読み理解することにより当業者に認識されるであろう。

10

【0010】

本発明は、さまざまなコンポーネント及びコンポーネントの取り合わせ並びにさまざまなステップ及びステップの取り合わせの形を取りうる。図面は、好適な実施形態を示すためにだけあり、本発明を制限するものとして解釈されるべきでない。

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】ハイブリッドPET/CTイメージング検出器を有する例示のイメージングシステムを概略的に示す図。

【図2】直接変換ベースのハイブリッドPET/CTイメージング検出器の例を概略的に示す図。

20

【図3】シンチレータ/フォトセンサベースのハイブリッドPET/CTイメージング検出器の例を概略的に示す図。

【図4】X線放射線源及び散乱防止グリッドを支持する移動可能な支持体を概略的に示す正面図。

【図5】X線放射線源及び散乱防止グリッドが検査領域の外側にある図4の構成を概略的に示す側面図。

【図6】X線放射線源及び散乱防止グリッドが検査領域の内側にある図4の構成を概略的に示す側面図。

【図7】X線源の別の構成の例を概略的に示す図。

【図8】本願明細書における一実施形態による例示の方法を示す図。

30

【発明を実施するための形態】

【0012】

図1は、ハイブリッドPET/CTスキャナ102を概略的に示す。

【0013】

検出器アレイ104は、z軸に沿って互いにに対して配置される1又は複数の検出器リング106を有する。各々の検出器リング106は、検査領域108を囲むアーチャを有する。図示される検出器リング106は、内側層110₁、…及び外側層110_Nを有する少なくとも2つの層110を有し、ここでNは正の整数である。内側層110₁及び外側層110_Nは、それぞれ閉リングであり、x-y平面において互いにに対し同心に配置される。図示される実施形態において、検出器アレイ104及びゆえに層110₁及び110_Nは、単一のPET/CTガントリ100に配置される。

40

【0014】

1つの例において、層110は、複数のモジュール112を有し、各々のモジュール112は、複数の検出器114を有し、各々の検出器114は、内側及び外側層110₁及び110_Nのサブ部分を有する。この例において、個別のモジュール112は、検出器リング106を構成するようにハイブリッドPET/CTスキャナ102に取り付けられる。検出器114は、予め決められたエネルギー帯の放射線を検出し、検出した放射線を表す信号を生成し出力するように構成される第1及び第2の層110₁及び110_Nのピクセル116及び118を有する。後で詳しく述べるように、内側層110₁は、同一のピクセル116によりガンマ線及びX線の両方を検出する単一層として構成され、外側層1

50

10_Nは、ピクセル118によりガンマ線のみを検出するように構成される。

【0015】

CTイメージングの場合、内側層110₁のみが、X線放射線を検出するために活性化される。PETイメージングの場合、内側層110₁及び外側層110_Nの両方が、ガンマ放射線を検出するために活性化される。こうして、内側層110₁によって光電的に減衰される511keVの光子及び/又は内側層110₁において堆積されるコンプトン散乱のガンマ線からのエネルギーが、検出され、外側層110_Nからの出力と組み合わせられることができる。これは、内側層110₁におけるガンマ線吸収によるデータ損失を軽減することができる。更に、内側層110₁が全体のガンマ減衰に寄与するので、外側層110_Nの幅が低減することができる。こうして、コストが、PET情報の損失なしに低減することができる。10

【0016】

ここに記述される検出器アレイ104は、更に、別個の独立したPET及びCT検出器モジュールを有するシステムと比べて、製造及び/又はサービス複雑さ及びコストを低減することができる。例えば、検出器114は、モジュール112にアセンブルされて、構築されることができ、スキャナ102の全体は、1つのアセンブリライン上で1つの設備においてアセンブルされることができる。

【0017】

これは、構造及びアセンブリを簡略化し、ロジスティック利益を提供する。更に、PETスキャンとCTスキャンとの間の患者移動が軽減されるので、位置合わせの最中のPET画像及びCT画像のアライメントが改善されることができ、これは更に、全体のスキャン時間を低減することができる。20

【0018】

X線放射線源120は、検査領域108を横切るX線放射線を生成し送出するように構成される。X線は、20keVから120keVまでの帯域のエネルギーを有する放射線を含む。後で詳しく述べるように、X線放射線源112は、スキャナ102に固定的に又は可動に(回転可能に及び/又は並進可能に)結合することができる。ガンマ放射線は、検査領域108内の薬剤の放射性同位元素の放射性崩壊122の間、ポジトロン消滅イベントにより放出され、検査領域108を横切る。ガンマ線は、120keVから520keVまでのエネルギー帯のエネルギーを有する放射線を含む。30

【0019】

図示される実施形態において、散乱防止グリッド124が用いられる。散乱防止グリッド(ASG)124は、内側層1101の放射線を受ける正面に隣るように配置される。

【0020】

1つの例において、散乱防止グリッド124は、散乱X線放射線を減衰させるX線吸収材料(例えば、リード、タングステン、その他)を有する隔壁を有する。後で詳しく述べるように、散乱防止グリッド124は、円弧又は閉じたリングとして構成され、検査領域108に対して固定され又は(回転方向に及び/又は並進方向に)移動可能である。別の実施形態において、散乱防止グリッド124は省かれる。

【0021】

信号前処理回路126は、検出器アレイ104からの信号を処理する。内側層1101に関して、これは、関心のある予め決められたエネルギー閾値の組に基づいて、検出されたガンマ及び/又はX線放射線をエネルギー弁別し、ビニングすることを含む。例えば、検出されたガンマ線は、PETイメージングの最中、例えば120-480keV及び480-520keVのようなエネルギーBINにビニングができる、検出されたX線は、CTイメージングの最中、例えば0-40keV、40-80keV及び80-120keVのようなエネルギーBINにビニングができる。他のBIN数及び/又はBIN幅もまたここに企図される。40

【0022】

PETモードの場合、前処理回路126は、ラインオブレスポンス(LOR)に沿って

50

時間的に同時（又はほぼ同時）に検出される光子を識別することによって、外側層₁₁₀_Nにおいて検出された同時ガンマ対を識別し、それを表すイベントごとのデータ又はリストモードデータを生成する。データは更にタイムオブフライト（T O F）情報を有することができ、これは、前処理回路₁₂₆が、L O Rに沿ったイベントのロケーションを算出することを可能にする。

【0023】

P E Tモードの場合、前処理回路₁₂₆は、内側層₁₁₀₁によって検出された₅₁₁_{k e V}の光子の位置（例えば上述の例のエネルギー-bin_{480 - 520 k e V}からのもの）を、第2の層_{110N}の対応するP E Tピクセルに外挿する。更に、前処理回路₁₂₆は、コンプトン散乱されるガンマ線について、例えば上述の例のエネルギー-bin_{120 - 480 k e V}からのエネルギー情報及び対応するタイミングを利用して、コンプトン効果でスプリットした光子を合計し、それらの元の_{511 k e V}のエネルギー-レベルに戻す。これらのイベントは、第2の層_{110N}の対応するP E Tピクセルに割り当てられる。

【0024】

再構成器₁₂₈は、検出器₁₀₄の出力から、P E T及びC Tボリュメトリック画像データ及び/又は画像を再構成するように構成される。P E Tの場合、これは、外側層_{110N}にマップされた内側層₁₁₀₁からのP E Tデータとともに、外側層_{110N}からのデータを再構成することを含む。C Tの間、これは、スペクトル（エネルギー依存）イメージングのための1又は複数の特定のエネルギー-binからのデータを選択的に再構成し、及び/又はC T binの全てからデータを組み合わせ、C Tエネルギー-スペクトルにわたる通常のC T画像データを再構成することを含む。再構成器₁₂₈は、単一の再構成器でありえ、又はP E T再構成器及びC T再構成器を有することができる。

【0025】

コンピュータは、オペレータコンソール₁₃₀として構成され、モニタ又はディスプレイのような人間可読の出力装置及びキーボード及びマウスのような入力装置を有する。オペレータコンソール₁₃₀に常駐するソフトウェアは、例えばグラフィカルユーザインターフェース（G U I）を通じて又は他のやり方で、オペレータがハイブリッドP E T/C Tスキャナ₁₀₂とインタラクトすることを可能にする。このインタラクションは、イメージングモード（例えばP E Tモード及び/又はC Tモード）を選択すること、スキャニングを起動すること、などを含むことができる。被検体支持体₁₃₂は、検査領域₁₀₈における被検体又は対象を支持する。

【0026】

図2は、2層（N = 2）リング₁₀₆に関するモジュール₁₁₈の例を概略的に示す。

【0027】

内側層₁₁₀₁は、P E T/C T直接変換材料₂₀₂を有し、P E T/C T直接変換材料₂₀₂は、吸収される入射ガンマ及び/又はX線放射線を、吸収される入射ガンマ及び/又はX線放射線のエネルギーを表すピーク高さを有する電気信号（例えば電圧又は電流パルス）に直接的に変換する。適切な直接変換材料の例は、テルル化カドミウム亜鉛（C Z T）、シリコンストリップ及び/又は他の材料を含む。P E T/C T直接変換材料₂₀₂における減衰は、定量化可能であり、直接変換材料の厚さによって設定される。

【0028】

外側層₁₁₀₂は、P E Tフォトセンサ₂₀₆に光学的に結合されるP E Tシンチレータ₂₀₄を有する。P E Tシンチレータ₂₀₄のための適切なシンチレーション材料の例は、ルテチウム-イットリウムオキシオルトシリケート（L Y S O）、ビスマスゲルマニウム酸化物（B G O）及び/又は_{511 k e V}のガンマ線を吸収する他のシンチレーション材料を含む。フォトセンサ₂₀₆は、P E Tシンチレータ₂₀₄によって放出された光を検知するように調整され、検知された光を表す電気信号を生成する。

【0029】

1つの例において、内側及び外側層₁₁₀₁及び₁₁₀₂は、互いに固定的に結合される。別の例において、内側及び外側層₁₁₀₁及び₁₁₀₂は、互いに取り外し可能に結

10

20

30

40

50

合される。この例の場合、それぞれの個別の層 110 は、分離され、独立して提供されることが可能、これは、検出器全体が置き換えられる必要がないので、コストを低減することができる。図示される実施形態において、直接変換材料 202 は、P E T シンチレータ 204 の放射線を受ける面に結合される。

【0030】

回路 208 は、直接変換材料 202 及び読み出し電子装置 210 に電気的に結合される。回路 208 は、直接変換材料 202 から読み出し電子装置 210 に信号をルーティングし、これは、内側及び外側層 110 から信号前処理回路 116 (図 1) に信号をルーティングする。この例において、回路 208 は、P E T / C T 直接変換材料 202 及び P E T シンチレータ 204 のガンマ線及び X 線を受ける側に対し垂直なモジュール 118 の側部に沿って配置される。 10

【0031】

この構成の場合、信号プリプロセッサ 116 (図 1) は、例えば 1 又は複数の比較器によって直接変換材料 202 からの電気信号を弁別する内側層 1101 の出力用のエネルギー弁別器を有し、各比較器は、関心のあるエネルギーに対応するそれぞれ異なる予め決められたエネルギー閾値を有する。カウンタは、対応する比較器の閾値を満たす出力に応じて、閾値ごとにカウント値をインクリメントする。ビニング器は、信号を、ゆえに検出されたガンマ線又は X 線を、エネルギービニングし、複数のエネルギーービンは、カウントに基づく。 20

【0032】

1 つの例において、直接変換材料 202 は、カプセル化材料に均一に分散されるそれぞれ異なるエネルギーーレンジについて量子ドットの複数の異なるグループを有する単一層である。別の例において、直接変換材料 202 は、複数の層を有し、各層は、それぞれ異なるエネルギーーレンジの中の単一エネルギーーレンジの量子ドットの单一群体を含む。 20

【0033】

量子ドット直接変換検出器の例は、「QUANTUM DOT BASED IMAGING DETECTOR」というタイトルの 2015 年 8 月 7 日出願の米国特許出願シリアル番号第 62/202,397 号明細書に記述されており、その内容は参照によって本願明細書に盛り込まれるものとする。それに埋め込まれるシンチレーション材料の量子ドットを有するカプセル化材料の一例は、「Encapsulated materials in porous particles」というタイトルの 2014 年 9 月 23 日出願の欧州特許出願公開第 14186022.1 号公報に記述されており、その内容は全体が参照によって本願明細書に盛り込まれるものとする。 30

【0034】

図 3 は、2 層 (N = 2) リング 106 の場合のモジュール 118 の別の例を概略的に示す。この実施形態において、外側層 1102 及び読み出し電子装置 210 は、図 2 について説明したものと同じである。 30

【0035】

この例において、内側層 1101 は、フォトセンサ 304 に光学的に結合されるシンチレーション材料 302 を有する間接的な変換構造を有する。概して、シンチレーション材料 302 によって吸収されるガンマ線又は X 線は、光子に変換され、光子は、フォトセンサ 304 によって検知され、フォトセンサ 304 は、検知された光子を表す電気信号を生成する。 40

【0036】

適切なシンチレーション材料 302 の例は、ガドリニウムオキシ硫化物 (G O S) である。別の例は、L Y S O であり、これは例えば、「QUANTUM DOT BASED IMAGING DETECTOR」というタイトルの 2015 年 8 月 7 日出願の米国特許出願シリアル番号第 62/202,397 号明細書に記述されるような、それに埋め込まれるシンチレーション材料の量子ドットを支持する粒子を有するカプセル化材料である。 50

【0037】

フォトセンサ 304 が、フリップチップに結合される場合、信号は、上述したように及

び／又は他のやり方でフォトセンサ 304 からフリップチップを通じて回路 208 へ、そして読み出し電子装置 210 ヘルーティングされる。同様に、回路 208 は、上述したようにモジュール 118 の側部に沿って配置されるが、他の構成はここに企図される。同様に、内側及び外側層 110₁ 及び 110₂ は、互いに固定的に又は着脱可能に結合される。

【0038】

この構成の場合、信号プリプロセッサ 116 (図 1) は、PET / CT フォトセンサ 304 からの信号 (最初に増幅されることができる) を処理し、検出された放射線のエネルギーを表すパルス (例えば、電圧、電流、その他) を生成するパルス整形器を有する。

【0039】

図 4、図 5 及び図 6 は、例示の X 線放射線源 120 及び散乱防止グリッド 124 に関する検出器リング 106 を概略的に示す。図 4 は、検査領域 108 に向かってリング 106 のアーチャを見た図を示す。図 5 及び図 6 は、検査領域 108 の外 (図 5) に及び中 (図 6) に X 線放射線源 120 及び散乱防止グリッド 124 をそれぞれ有する検出器リング 106 の側面図を示す。

【0040】

この例において、キャリッジ又は支持体 402 は、X 線管 120 及び散乱防止グリッド 124 の両方を支持する。支持体 402 及びゆえに X 線管 120 及び散乱防止グリッド 124 は、少なくとも検査領域 108 の外側の位置 502 (図 5) と検査領域 108 の内側の位置 602 (図 6) との間で並進するように、スキャナ 102 に可動的に載置される。支持体 402 及びゆえに X 線管 120 及び散乱防止グリッド 124 は更に、検査領域 108 のまわりを回転するように構成される。

【0041】

支持体 402 は、スライド部、ボール、軸受、その他を通じて PET / CT スキャナ 102 において結合されることができ、モータ及びベルト、チェーン、リードスクリュー、ギア等により、位置 502 と位置 602 との間で移動されることができる。コントローラは、スキャナ 102 が PET モードであるか又は CT モードであるかに基づいてモータを駆動する。PET モードにおいて、支持体 402 は、PET イメージングのための位置 502 に配置され、CT モードでは、支持体 402 は、CT イメージングのための位置 602 に配置される。

【0042】

図 4 - 図 6 は、PET 及び CT イメージングのそれぞれのために検査領域 108 の外へ及び中へ移動するように構成される同一の支持体 (同一の支持体 402) に取り付けられる X 線管 120 及び散乱防止グリッド 124 を示すために提供されている。層 106、支持体 402、X 線管 120 及び散乱防止グリッド 124 の相対寸法及び／又は位置は、制限的でないことが理解されるべきである。

【0043】

図 7 は、X 線放射線源 120 が、リング 106 の全体にわたって、モジュール 118₁、118₂、118₃、118₄、... の間のギャップ 704₁、704₂、704₃、704₄、... に位置する固体 X 線生成器 702₁、702₂、702₃、702₄、... を有する変更例を概略的に示す。X 線生成器 702₁、702₂、702₃、702₄、... は、リングの全外周について CT データを得るために順にパルス化される。

【0044】

1 つの例において、散乱防止グリッド 124 は、図 4、図 5 及び図 6 に関する記述されたように支持体 402 に取り付けられ、生成器 702₁、702₂、702₃、702₄、... の活性化と協働して、移動されることができる。変形例において、散乱防止グリッド 124 は、完全な円であり、502 と 602 の間で並進するが、図 4 - 図 6 のように検査領域のまわりを回転しない。

【0045】

図 8 は、一実施形態による例示の方法を示す。以下の処理の順序は、説明の目的であり

、制限的でないことが理解されることがある。従って、他の順序もまた企図される。更に、処理の1又は複数は省かれることができ、及び／又は1又は複数の他の処理が含まれることができる。

【0046】

ステップ802において、ガンマ放射線は、イメージングシステムの2重層イメージング検出器の第1の層及び第2の層によって検出され、第1及び第2の層は、検出されたガンマ放射線を表す第1及び第2の信号を生成する。

【0047】

ステップ804において、第1及び第2の信号が、PET画像データを生成するように処理される。

10

【0048】

ステップ806において、X線放射線は、イメージングシステムの2重層イメージング検出器の同じ第1の層によって検出され、第1の層は、検出されたX線放射線を示す第3の信号を生成する。

【0049】

ステップ808において、第3の信号が、CT画像データを生成するように処理される。

【0050】

ステップ810において、PET及びCT画像データは、組み合わせられ、表示される。

20

【0051】

本発明は、さまざまな実施形態を参照してここに記述された。変形例及び変更例が、本願明細書の記述を読むことにより当業者に思いつくであろう。本発明は、このような変更例及び変形例が添付の請求項又はそれと等価なものの範囲内にある限り、すべてのこのような変更例及び変形例を含むものとして解釈されることが意図される。

以下、本発明の各種形態を付記する。

(付記1)

少なくとも1つの検出器リングを有する放射線感受性検出器アレイを有し、

前記検出器リングは、

ガンマ放射線及びX線放射線を検出し、検出されたガンマ放射線及びX線放射線を表す信号を生成する第1の層と、

30

ガンマ放射線のみを検出し、検出されたガンマ放射線を表す信号を生成する第2の層と、

を有し、

前記第1の層及び前記第2の層が、前記少なくとも1つの検出器リングの同心のリングである、イメージングシステム。

(付記2)

単一のガントリを更に有し、

同心の前記第1及び前記第2の層を有する前記少なくとも1つの検出器リングが、前記单一のガントリに配置されている、付記1に記載のイメージングシステム。

40

(付記3)

前記第1の層によって検出されたガンマ放射線、前記第1の層によって検出されたX線放射線、及び前記第2の層によって検出されたガンマ放射線を表す信号を処理する信号プロセッサを更に有する、付記1又は2に記載のイメージングシステム。

(付記4)

前記第1の層によって検出されたガンマ放射線、前記第1の層によって検出されたX線放射線及び前記第2の層によって検出されたガンマ放射線を表す処理された信号を、再構成し、ポジトロンエミッショントモグラフィ(PET)及びコンピュータトモグラフィ(CT)画像データを生成する再構成器を更に有する、付記3に記載のイメージングシステム。

50

(付記 5)

信号プリプロセッサが、

P E T エネルギー閾値の予め決められた組に基づいて、前記第1の層によって検出された
ガンマ放射線を、P E T エネルギービンの予め決められた組にビニングし、

C T エネルギー閾値の予め決められた組に基づいて、前記第1の層によって検出された
X線放射線を、C T エネルギービンの予め決められた組にビニングする、付記1乃至4の
いずれか1項に記載のイメージングシステム。

(付記 6)

前記信号プリプロセッサが、前記P E T エネルギービンの組の511 keV光子の位置
を、前記第2の層の対応するピクセルロケーションに外挿する、付記5に記載のイメージ
ングシステム。

10

(付記 7)

前記信号プリプロセッサは、前記P E T エネルギービンの組からのエネルギー情報及び
P E T 及びC T のタイミング情報をを利用して、部分的に前記第1の層において及び部分的に
前記第2の層において吸収されたコンプトン光子を合計して、前記第2の層の対応する
ピクセルロケーションに関する511 keV光子を与える、付記5又は6に記載のイメージ
ングシステム。

(付記 8)

前記信号プリプロセッサは、前記第2の層によって検出されたガンマ放射線に基づいて
、ラインオブレスポンスに沿った同時ガンマ対を識別する、付記5乃至7のいずれか1項
に記載のイメージングシステム。

20

(付記 9)

前記信号プリプロセッサは、前記ラインオブレスポンスに沿った同時ガンマ対のロケ
ションを算出する、付記8に記載のイメージングシステム。

(付記 10)

前記再構成器は、C T エネルギービンの組の予め決められた1つからの、前記第1の層
によって検出されたX線放射線を再構成する、付記1乃至9のいずれか1項に記載のイメ
ージングシステム。

(付記 11)

前記第1の層が、直接変換材料を有し、前記直接変換材料は、テルル化カドミウム亜鉛
、複数のシリコンストリップ又は固体ガーネットを含む、付記1乃至10のいずれか1項
に記載のイメージングシステム。

30

(付記 12)

前記第1の層が、直接変換材料を有し、前記直接変換材料が、それに埋め込まれるシン
チレーション材料の量子ドットを有するカプセル化材料を有する、付記1乃至10のいず
れか1項に記載のイメージングシステム。

(付記 13)

前記第1の層が、フォトセンサに光学的に結合されるシンチレータを有する、付記1乃
至10のいずれか1項に記載のイメージングシステム。

(付記 14)

前記X線放射線源は、P E T データを取得するために検査領域の外に移動され、C T デ
ータを取得するために前記検査領域の中に移動される、付記1乃至13のいずれか1項に
記載のイメージングシステム。

40

(付記 15)

P E T スキャンの場合は検査領域から外に移動され、C T スキャンの場合は前記検査領
域の中に移動される散乱防止グリッドを更に有する、付記1乃至14のいずれか1項に記
載のイメージングシステム。

(付記 16)

P E T モードでのイメージングに応答して、2重層P E T / C T 検出器の第1の層によ
りガンマ放射線を検出するステップと、

50

P E T モードでのイメージングに応答して、2重層P E T / C T 検出器の第2の層により
ガムマ放射線を検出するステップと、

前記第1及び前記第2の層によって検出されたガムマ放射線によりP E T 画像データを
生成するステップと、

C T モードでのイメージングに応答して、2重層P E T / C T 検出器の前記第1の層に
よりX線放射線を検出するステップと、

前記第1の層により検出されたX線放射線によりC T 画像データを生成するステップと

、
P E T 画像データ及びC T 画像データを視覚的に表示するステップと、
を含む方法。

10

(付記17)

前記第1の層によって検出されたガムマ放射線を、511keVを含むエネルギーBIN
にエネルギーBININGするステップと、

エネルギーBININGされたガムマ放射線からの511keVの光子の位置を、前記第2
の層のピクセルロケーションに外挿するステップと、
を更に含む、付記16に記載の方法。

(付記18)

前記第1の層によって検出されたガムマ放射線を、120keV乃至480keVのウ
ィンドウを有するエネルギーBINにエネルギーBININGするステップと、

エネルギーBININGされたガムマ放射線に基づいて、前記第1の層に吸収されるスプリ
ットしたコンプトン光子を識別するステップと、

20

前記第1及び前記第2の層のタイミング情報に基づいて、前記第1の層に吸収され識別
されたスプリットしたコンプトン光子を、前記第2の層に吸収されたスプリットしたコン
プトン光子の残りの部分と合計し、前記第2の層のピクセルの511keV光子とするス
テップと、

を更に含む、付記16又は17のいずれか1項に記載の方法。

(付記19)

10keVから120keVまでのエネルギーレンジにわたるエネルギーBINの予め決
められた組に、前記第1の層によって検出されたX線放射線をエネルギーBININGするス
テップと、

30

前記エネルギーBINの組の中の少なくとも1つのBINにエネルギーBININGされたX線
放射線を選択的に再構成するステップと、

を更に含む、付記16乃至18のいずれか1項に記載の方法。

(付記20)

前記P E T 画像データに前記C T 画像データを重ね合せるステップを更に含む、付記1
6乃至19のいずれか1項に記載の方法。

(付記21)

複数の検出器モジュールを有する少なくとも1つのリングを有し、各検出器モジュール
が、複数の検出器を有し、

各検出器が、

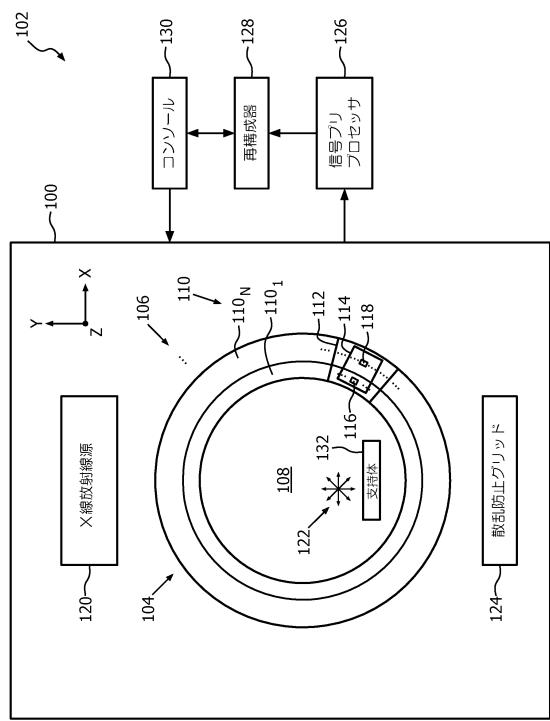
40

ガムマ放射線及びX線放射線を検出し、検出されたガムマ放射線及びX線放射線を示す
信号を生成する複数の第1のピクセルを有する第1の層と、

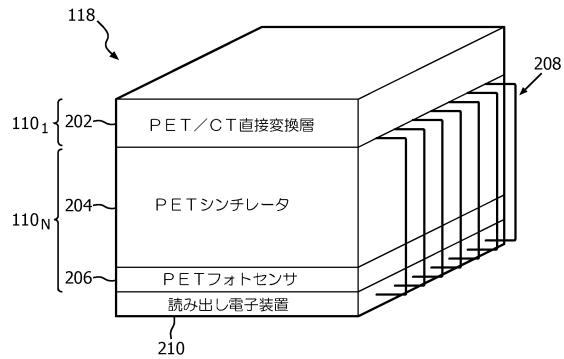
ガムマ放射線のみを検出し、検出されたガムマ放射線を示す信号を生成する複数の第2
のピクセルを有する第2の層と、

を有し、前記第1及び前記第2の層が、一方の層の上に他方の層をのせて垂直方向に、入
射ガムマ放射線及びX線放射線の方向に、スタッカされた、イメージング検出器アレイ。

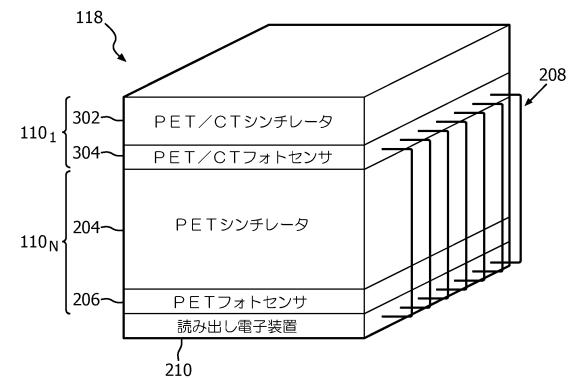
【図1】



【図2】



【図3】



【図4】

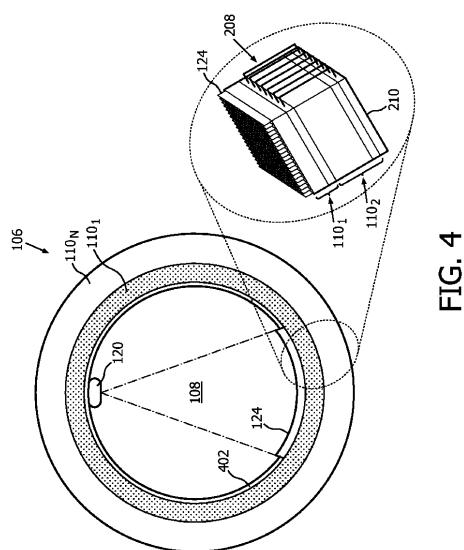


FIG. 4

【図5】

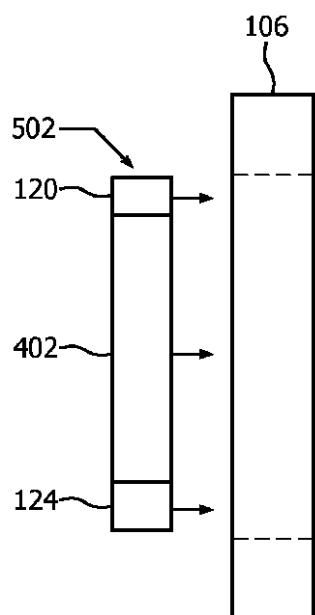


FIG. 5

【図6】

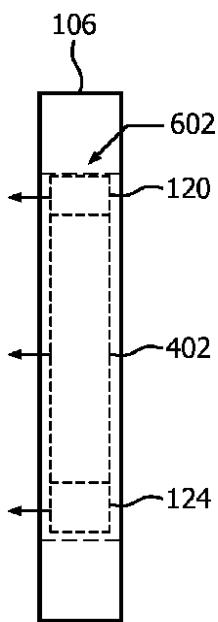


FIG. 6

【図7】

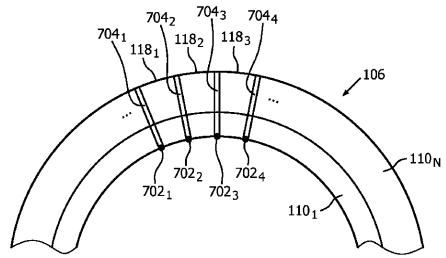
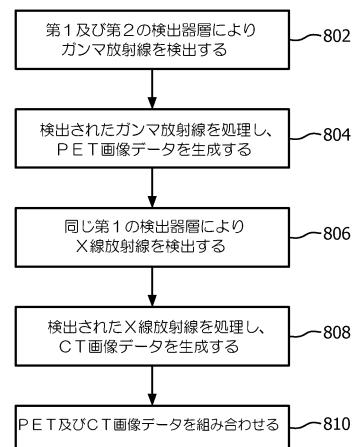


FIG. 7

【図8】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.

G 01 T 1/36 (2006.01)

F I

| | | |
|--------|------|---|
| G 01 T | 1/20 | E |
| G 01 T | 1/20 | G |
| G 01 T | 7/00 | B |
| G 01 T | 1/36 | A |
| G 01 T | 7/00 | A |

(72)発明者 セラフィーノ ナタン

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 ビルディング
5

(72)発明者 ピトック デーン

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 ビルディング
5

(72)発明者 フリースメル イエローム ヨン

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 ビルディング
5

(72)発明者 シャッポ マルク アントニー

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 ビルディング
5

審査官 相川 俊

(56)参考文献 特開2004-144529 (JP, A)

特開2011-053130 (JP, A)

国際公開第2008/139625 (WO, A1)

米国特許出願公開第2007/0085010 (US, A1)

国際公開第2012/066469 (WO, A1)

特開2003-255048 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

| | |
|--------|----------|
| A 61 B | 6 / 03 |
| G 01 T | 1 / 16 1 |
| G 01 T | 1 / 20 |
| G 01 T | 1 / 24 |
| G 01 T | 1 / 36 |
| G 01 T | 7 / 00 |