

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6828024号
(P6828024)

(45) 発行日 令和3年2月10日 (2021.2.10)

(24) 登録日 令和3年1月22日 (2021.1.22)

(51) Int.Cl.	F I				
GO 1 T 1/161 (2006.01)	GO 1 T 1/161	A			
GO 1 T 1/20 (2006.01)	GO 1 T 1/20	E			
GO 1 T 1/202 (2006.01)	GO 1 T 1/20	G			
GO 1 T 1/172 (2006.01)	GO 1 T 1/202				
GO 1 T 7/00 (2006.01)	GO 1 T 1/20	J			
請求項の数 8 (全 36 頁) 最終頁に続く					

(21) 出願番号	特願2018-514820 (P2018-514820)	(73) 特許権者	517209042
(86) (22) 出願日	平成28年9月14日 (2016.9.14)		シャanghai ユナイティッド イメージン
(65) 公表番号	特表2018-535395 (P2018-535395A)		グ ヘルスケア カンパニー リミティッ
(43) 公表日	平成30年11月29日 (2018.11.29)		ド
(86) 国際出願番号	PCT/CN2016/099078		SHANGHAI UNITED IMA
(87) 国際公開番号	W02017/050180		GING HEALTHCARE CO.
(87) 国際公開日	平成29年3月30日 (2017.3.30)		, LTD.
審査請求日	令和1年8月23日 (2019.8.23)		中華人民共和国, 201807, シャanghai
(31) 優先権主張番号	201510603207.2		イ, ジアディン インダストリアル ディ
(32) 優先日	平成27年9月21日 (2015.9.21)		ストリクト, チェンペイ ロード ナンバ
(33) 優先権主張国・地域又は機関			ー2258
	中国 (CN)		No. 2258 Chengbei Ro
(31) 優先権主張番号	201510854615.5		ad, Jiading Industri
(32) 優先日	平成27年11月28日 (2015.11.28)		al District, Shangha
(33) 優先権主張国・地域又は機関			i, 201807, China
	中国 (CN)		最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 PETスキャナーを較正するためのシステム及び方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

複数の結晶素子をそれぞれ有する複数の検出器ユニットをそれぞれ有する複数の検出器リングを有するPETスキャナーを較正する方法であって、

PETスキャナーの第1の検出器ユニットと第2の検出器ユニットを接続し、前記PETスキャナー内に配置された放射線源から放射された陽電子の消滅に起因する複数の同時計数イベントに関連する同時計数線 (LOR) を決定するステップと、

前記複数の同時計数イベントに基づいて前記LORの第1の飛行時間 (TOF) を計算するステップと、

前記複数の同時計数イベントに基づいて前記放射線源の位置を決定するステップと、

前記放射線源の位置に基づいて、前記LORの第2のTOFを計算するステップであって、前記LORの第2のTOFを計算することは、

前記LOR及び前記放射線源の交差部分を決定することと、

前記交差部分の中心を決定することと、

前記交差部分の中心で発生した前記同時計数イベントに基づいて前記第2のTOFを計算することと、を含むステップと、

前記第1のTOF及び前記第2のTOFに基づいて、時間オフセットを計算するステップと、

前記時間オフセットに基づいて、前記第1の検出器ユニット及び前記第2の検出器ユニットを較正するステップと、を含むPETスキャナーを較正する方法。

10

20

【請求項 2】

前記第 1 の T O F は、前記複数の同時計数イベントのうちの各 T O F の平均値である請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記複数の同時計数イベントに基づいて前記 L O R の前記第 1 の T O F を計算することは、

前記複数の同時計数イベントの各 T O F のヒストグラムを作成することと、
前記ヒストグラムの中心での時間値を計算することを含む請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4】

前記放射線源は、ファントムで包まれる請求項 1 に記載の方法。

10

【請求項 5】

複数の検出器ユニットをそれぞれ有する複数の検出器リングを有する陽電子放射断層撮影 (P E T) システムであって、

P E T スキャナと、

前記 P E T スキャナー内に配置された放射線源から放射された陽電子の消滅に起因する同時計数イベントを検出する同時計数イベント検出回路と、

前記複数の検出器ユニットのうちの第 1 の検出器ユニットと第 2 の検出器ユニットを接続し、複数の同時計数イベントに関連する同時計数線 (L O R) を決定し、

前記複数の同時計数イベントに基づいて前記 L O R の第 1 の飛行時間 (T O F) を計算し

20

、
前記複数の同時計数イベントに基づいて前記放射線源の位置を決定し、

前記放射線源の位置に基づいて、前記 L O R の第 2 の T O F を計算し、ここで前記放射線源の位置に基づいて前記第 2 の T O F を計算することは、

前記 L O R 及び前記放射線源の交差部分を決定することと、

前記交差部分の中心を決定することと、

前記交差部分の中心で発生した前記同時計数イベントに基づいて前記第 2 の T O F を計算することを含む、

前記第 1 の T O F 及び前記第 2 の T O F に基づいて、時間オフセットを計算し、

前記時間オフセットに基づいて、前記第 1 の検出器ユニット及び第 2 の検出器ユニットを校正する動作を実行するように構成されるホストコンピュータと、

30

を含む P E T システム。

【請求項 6】

前記第 1 の T O F は、前記複数の同時計数イベントの各 T O F の平均値である請求項 5 に記載の P E T システム。

【請求項 7】

前記複数の同時計数イベントに基づいて前記 L O R の前記第 1 の T O F を計算することは、

前記複数の同時計数イベントの各 T O F のヒストグラムを作成することと、

前記ヒストグラムの中心での時間値を計算することを含む請求項 5 に記載の P E T システム。

40

【請求項 8】

前記放射線源は、ファントムで包まれる請求項 5 に記載の P E T システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

[関連出願の相互参照]

本願は、2015 年 9 月 21 日出願の中国特許出願第 201510603207. 2 号、2015 年 11 月 28 日出願の中国特許出願第 201510854615. 5 号、2015 年 12 月 31 日出願の中国特許出願第 201511031899. 4 号、2015 年 12 月 31 日出願の中国特許出願第 201521140680. 3 号、及び 2016 年 6

50

月2日出願の米国特許出願第15／171, 877号の優先権を主張し、各出願の内容が参照として本明細書に組み込まれる。

【0002】

〔技術分野〕

本開示は、一般的に、撮影に関し、より具体的には、PETスキャナーのTOFの較正システム及び方法に関する。

【背景技術】

【0003】

陽電子放射断層撮影技術(Positron Emission Tomography、PET)は、既に医療診断及びその他の目的に広く用いられている。PETスキャナーにより患者のような被験者を走査することにより、医用画像を取得する。PETスキャナーは、複数の検出器ユニットを含む。検出器ユニットは、同時計数イベントを検出するために用いられる。

10

【0004】

飛行時間(TOF)情報は、一般的に、PET画像再構成に用いられる。消滅イベントについて、2つの検出器ユニットで各同時計数光子が到達した時間(又は到達時間と呼ばれる)を検出し、かつ差を計算する。2つの光子のそれぞれの検出器ユニットへの移動距離は、互いに異なる可能性があるため、別の光子に比べて、移動距離が短い光子は、最初にその検出器ユニットに到達することができる。同時計数光子の到達時間の差は、2つの検出器ユニット間の線に沿って消滅イベントの位置を明確にすることに役立つ。正確なTOFは、PET画像再構成を可能にする。

20

【0005】

一般的に、ファントムは、PETスキャナーの精度を較正及び／又は確認するために用いられる。ファントムは、既知の幾何学的形状(例えば、形状、寸法など)及び／又はファントム全体にわたる放射線活性の既知の分布を有するモデルである。ファントムを撮影することにより、3次元又は2次元画像の撮影装置の精度を評価し、かつファントムデータに基づいてPETスキャナーの配置を調整することができる。例えば、検出器ユニットの時間オフセットを較正することができる。ファントムは、中実体に設計され、かつ較正走査のためにPETスキャナーのFOVの中心に配置される。したがって、ファントムの位置を調整する装置は必要になる。また、これらの要求によって、ファントム撮影過程が複雑になり、かつ時間がかかる。本願には、検出器ユニットの時間オフセットを決定する方法が記載される。

30

【発明の概要】

【0006】

本開示の第1の態様において、PETスキャナーを較正するための方法を提供する。PETスキャナーは、視界(FOV)及び複数の検出器リングを有する。各検出器リングは、複数の検出器ユニットを有する。各検出器ユニットは、複数の結晶素子を有してよい。該方法は、複数の同時計数イベントに関連する同時計数線(LOR)を決定してよい。LORは、PETスキャナーの第1の検出器ユニットと第2の検出器ユニットを接続する。該方法は、複数の同時計数イベントに基づいてLORの第1の飛行時間(TOF)を計算することをさらに含んでよい。該方法は、放射線源の位置を決定し、かつ該放射線源の位置に基づいてLORの第2のTOFを計算することをさらに含んでよい。該方法は、第1のTOF及び第2のTOFに基づいて時間オフセットを計算することと、時間オフセットに基づいて、第1のユニット及び第2のユニットを較正することとを含んでよい。いくつかの実施形態において、時間オフセットは、チャンネル遅延に起因するものであってよい。いくつかの実施形態において、第1のTOFは、フィルタウィンドウに基づいて計算してよい。

40

【0007】

本開示の第2の態様において、PETスキャナーを提供する。PETスキャナーは、複数の検出器リングを有し、各検出器リングは、複数の検出器ユニットを有する。PETス

50

キャナーは、放射線源から放射された陽電子の消滅に起因する同時計数イベントを検出する同時計数イベント検出回路を含んでよい。PETスキャナーは、複数の検出器ユニットのうちの第1の検出器ユニットと第2の検出器ユニットを接続し複数の同時計数イベントに関連するLORを決定し、複数の同時計数イベントに基づいてLORの第1のTOFを計算し、放射線源の位置を決定し、放射線源の位置に基づいてLORの第2のTOFを計算し、第1のTOF及び第2のTOFに基づいて時間オフセットを計算し、時間オフセットに基づいて第1の検出器ユニット及び第2の検出器ユニットを較正するように構成されるホストコンピュータをさらに含んでよい。

【0008】

いくつかの実施形態において、目標位置に基づいて、放射線源の位置を調整してよい。いくつかの実施形態において、目標位置は、目標軸方向位置及び目標円周位置を含んでよい。いくつかの実施形態において、第1のTOFは、複数の同時計数イベント中の各TOFの平均値であってよい。

【0009】

いくつかの実施形態において、複数の同時計数イベントに基づいて、LORの第1のTOFを計算してよい。いくつかの実施形態において、複数の同時計数イベントのTOFに基づいて、ヒストグラムを作成してよい。ヒストグラムの中心での時間値を計算してよい。いくつかの実施形態において、複数の同時計数イベントに対応するサイノグラムを作成してよい。サイノグラムに基づいてLORの測定値TOFを計算してよい。測定値TOFに基づいて第1のTOFを評価してよい。

【0010】

いくつかの実施形態において、放射線源の位置に基づいて、第2のTOFを計算してよい。LORと放射線源の交差部分を決定してよい。交差部分の中心を決定してよい。交差部分の中心で発生した同時計数イベントに基づいて、第2のTOFを計算してよい。いくつかの実施形態において、放射線源はファントムで包まれてよい。

【0011】

追加の特徴は、以下の説明に部分的に記載され、その一部は、当業者にとって、以下の内容及び図面を参照することにより明らかになるか、又は実施例の生成又は動作によって理解することができる。本発明の特徴は、以下の詳細な実施例に示される方法、手段及び組み合わせの様々な態様の実践又は使用によって実現し達成することができる。

【0012】

例示的な実施形態により、本開示をさらに説明する。図面を参照して、これらの例示的な実施形態を詳細に説明する。これらの実施形態は、非限定的な例であり、図面のいくつかの図を通して同様の参照番号が同様の構造を示す。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】本開示のいくつかの実施形態に係る例示的なPETスキャナーを示す。

【図2】本開示のいくつかの実施形態に係る例示的な設定エンジンのブロック図である。

【図3】本開示のいくつかの実施形態に係るPETスキャナーの較正プロセスを示す流れ図である。

【図4】本開示のいくつかの実施形態に係る例示的な検出器リングを示す。

【図5】本開示のいくつかの実施形態に係るTOF決定モジュールのブロック図である。

【図6】本開示のいくつかの実施形態に係るPETスキャナーにおける光子の検出を示す。

。

【図7】本開示のいくつかの実施形態に係るTOFの決定プロセスを示す流れ図である。

【図8】本開示のいくつかの実施形態に係る投影点の位置情報を示す。

【図9】本開示のいくつかの実施形態に係る投影点の位置情報を示す。

【図10】本開示のいくつかの実施形態に係る品質決定モジュールのブロック図を示す。

【図11】本開示のいくつかの実施形態に係るTOF品質の決定プロセスを示す流れ図である。

10

20

30

40

50

【図 1 2】本開示のいくつかの実施形態に係る例示的な座標系を示す。

【図 1 3】本開示のいくつかの実施形態に係る例示的な座標系を示す。

【図 1 4 A】本開示のいくつかの実施形態に係る T O F 品質を示す図である。

【図 1 4 B】本開示のいくつかの実施形態に係る T O F 品質を示す図である。

【図 1 5】本開示のいくつかの実施形態に係る例示的な中空円筒形ファントムを示す。

【図 1 6】本開示のいくつかの実施形態に係る時間の較正プロセスを示す流れ図である。

【図 1 7】本開示のいくつかの実施形態に係る L O R に関するヒストグラムを示す。

【図 1 8】本開示のいくつかの実施形態に係る放射線源調整モジュールのブロック図である。

【図 1 9】本開示のいくつかの実施形態に係る放射線源の調整プロセスを示す流れ図である。 10

【図 2 0】本開示のいくつかの実施形態に係る放射線源の調整プロセスを示す流れ図である。

【図 2 1】本開示のいくつかの実施形態に係るサイノグラムの例示的な座標系を示す。

【図 2 2 A】本開示のいくつかの実施形態に係る例示的な搬送装置の側面図を示す。

【図 2 2 B】本開示のいくつかの実施形態に係る例示的な搬送装置の側面図を示す。

【図 2 3 A】本開示のいくつかの実施形態に係る例示的な搬送装置を示す。

【図 2 3 B】本開示のいくつかの実施形態に係る例示的な搬送装置を示す。

【図 2 4】本開示のいくつかの実施形態に係る放射線源と L O R との交差を示す。

【図 2 5】本開示のいくつかの実施形態に係る例示的な検出器リングを示す。 20

【図 2 6】本開示のいくつかの実施形態に係る時間の較正プロセスを示す流れ図である。

【図 2 7】本開示のいくつかの実施形態に係る例示的な座標系を示す。

【発明を実施するための形態】

【0014】

以下の記載は、当業者に本発明を実施し使用させるように提供され、かつ、特定の用途及びその要件の場合に提供される。開示された実施形態に対する様々な修正は、当業者にとって明らかであり、本明細書に定義された一般的な原理は、本発明の趣旨又は範囲から逸脱しない限り、他の実施形態及び応用に適用することができる。したがって、本発明は、示された実施形態に限定されるものではなく、特許請求の範囲と合致する最も広い範囲を与えられるものである。 30

【0015】

当然のことながら、モジュール又はユニットが別のモジュール又はユニット「の上に」、「に接続され」、又は「に結合され」とされる場合は、直接的に別のモジュール又はユニットの上に、接続されるか、又は結合され、又は介在モジュール又はユニットが存在する。対照的に、モジュール又はユニットが別のモジュール又はユニット「の直上に」、「に直接接続され」、又は「に直接結合され」とされる場合、介在モジュール又はユニットが存在しない可能性がある。本明細書で用いられるように、用語「及び／又は」は、掲載された関連事項の 1 つ以上の任意及び全ての組み合わせが含まれる。

【0016】

本明細書で用いられる用語は、特定の例示的な実施形態のみを記述する目的であり、本発明を限定するものではない。本明細書で用いられるように、単数形「a」、「an」及び「the」は、前後関係が明らかにされない限り、複数形も含むものとする。用語「含む」(comprises)及び／又は「含んでいる」(comprising)が本明細書において用いられる場合、規定された特徴、ステップ、動作、素子、及び／又は構成要素の存在を示すが、1 つ以上の他の特徴、ステップ、動作、素子、構成要素、及び／又はその組み合わせの存在又は追加を排除するものではない。 40

【0017】

図 1 は、本開示のいくつかの実施形態に係る例示的な P E T スキャナーを示す。P E T スキャナー 100 は、走査ボア 110、検出器リング 120、ガントリ 140、同時計数イベント検出回路 150 及びホストコンピュータ 160 を含む。 50

【0018】

いくつかの実施形態において、走査ボア110は、検出器リング120及び同時計数イベント検出回路150を包むように構成される。図に示すように、座標系を採用する。z軸は、走査ボア110の縦軸を示し、x軸及びy軸によって画定される平面は、走査ボア110の縦断面を示す。いくつかの実施形態において、走査ボア110は、複数の検出器リング、例えば、96個の検出器リングを含む。

【0019】

検出器リング120は、複数の検出器ユニットを含み、検出器ユニットは、任意の適切な方法、例えば、リング、矩形、アレイなどで実施される。検出器リング120は、検出領域130の周囲に配置されて、検出領域130から放射される放射イベント（例えば、ガンマ線、同時計数イベント、光子など）を検出する。いくつかの実施形態において、検出器リング120の検出器ユニットは、軸方向に沿って複数の検出器リング（例えば、2つ、5つ、10つ、100など）に配置される。いくつかの実施形態において、検出器リング120の検出器ユニットは、1つ以上の結晶素子及び／又は1つ以上の光電子増倍管（PMT）（図示せず）を含む。

【0020】

いくつかの実施形態において、本開示で用いられるPMTは、単一チャンネルPMTであってよい。いくつかの実施形態において、本開示で用いられるPMTは、マルチチャンネルPMTであってよい。

【0021】

ガントリ140は、患者又は被験者を検出領域103に位置決めするように構成される。いくつかの実施形態において、ガントリ140は、検出器リング120を横断する軸方向又はz方向に直線的に移動して、3次元（3D）データの取得を容易にすることができる。いくつかの実施形態において、ガントリ140は、放射線源の位置を調整するために用いられる。

【0022】

いくつかの実施形態において、放射線源を被験者（例えば、患者）に注入する。被験者は、検出領域103に配置される。被験者に置かれた放射線源は、放射性崩壊を受けて、陽電子の放出を生じる。陽電子は、近くの電子と相互作用して消滅し始める。消滅は、2つの反対方向のガンマ光子を生成する。2つの反対方向のガンマ光子は、検出器リング120、例えば検出器リング120の（複数の）結晶素子に衝突する。（複数の）結晶素子は、ガンマ光子に衝突したときに光のシンチレーションを生成する。（複数の）結晶素子によって生成される光は、1つ以上のPMTによって受け取られる。PMTは、光を1つ以上の電気信号に変換するように構成される。同時計数イベント検出回路150は、電気信号を受信し、信号増幅、フィルタリング、調整などを行うように構成される。

【0023】

同時計数イベント検出回路150は、電気信号をデジタル化し、タイムスタンプするためのコンバータ（図示せず）を含む。同時計数イベント検出回路150は、同時計数イベントに属する光子対を検出し、識別するためのペア検出器（図示せず）をさらに含む。本明細書に用いられる用語「光子対」は、一回の消滅から生じる同時計数イベントに属する一対のガンマ光子を指す。光子対を識別すると、同時計数線（LOR）プロセッサ（図示せず）は、光子対の空間情報を処理して、2つのガンマ光子を接続するLORを識別する。消滅イベントで放射される2つのガンマ光子が空間的に反対方向に向けられるので、消滅イベントは、LORのどこかで発生したことが分かる。検出器リング120は、十分に高い時間分解能を有して、同時計数イベントに属する2つのガンマ光子間の飛行時間（TOF）を検出する。同時計数イベント検出回路150のTOFプロセッサ（図示せず）は、2つのガンマ光子の到着時間の間の時間差を分析して、LORに沿って消滅イベントが発生した位置を特定する。本明細書で用いられる用語「到着時間」は、光子がPETスキャナーの検出器及び／又は結晶素子に衝突する時間を指す。いくつかの実施形態において、TOFは、TOFプロセッサによって計算される。本明細書で用いられる用語「TOF

10

20

30

40

50

」は、検出器リング120に衝突する2つのガンマ光子の到着時間の間の時間差を指し、かつ2つのガンマ光子は、同時計数イベントに属する。

【0024】

複数の同時計数イベントがPETスキャナーに蓄積されるにつれて、一連のヒストグラムを生成する。同時計数イベント検出回路150の再設定エンジン（図示せず）は、投影のセットを再構成して、補正付きの反復逆投影、フィルタ補正逆投影などのような適切な再構成アルゴリズムを使用して、1つ以上の画像を生成するために用いられる。生データ及び／又は再構成画像を記憶装置（図示せず）に記憶し、かつ、別の装置に表示し、アーカイブし、処理し、印刷し、撮影し、転送し、ディスプレイに表示す。例えば、オペレータなどを含むユーザは、生データ及び／又は再構成画像を使用して、PETスキャナー100を制御し、被験者を診断する。いくつかの実施形態において、ユーザは、ホストコンピュータ160によりPETスキャナー100を制御する。

10

【0025】

いくつかの実施形態において、PETスキャナーは、設定エンジンを含む。いくつかの実施形態において、設定エンジンは、TOFを計算するために用いられる。いくつかの実施形態において、設定エンジンは、TOFを較正するために用いられる。いくつかの実施形態において、設定エンジンは、TOFの品質を評価するために用いられる。いくつかの実施形態において、設定エンジンは、放射線源の位置を調整するために用いられる。いくつかの実施形態において、設定エンジンは、ホストコンピュータ160に位置する。いくつかの実施形態において、設定エンジンは、同時計数イベント検出回路150の一部であ

20

【0026】

LORプロセッサ及び／又はTOFプロセッサは、任意のプロセッサベースのユニット及び／又はマイクロプロセッサベースのユニットを含む。ほんの一例として、これらのユニットは、マイクロコントローラ、縮小命令セットコンピュータ（RISC）、特定用途向け集積回路（ASIC）、特定用途向けプロセッサ（ASIC）、中央処理装置（CPU）、画像処理装置（GPU）、物理処理ユニット（PPU）、マイクロコントローラユニット、デジタル信号プロセッサ（DSP）フィールドプログラマブルゲートアレイ（FPGA）、エイコーン縮小命令セットコンピュータ（RISC）マシン（ARM）、又は本明細書に記載された機能を実行できる任意の他の回路又はプロセッサなど、又はそれらの任意の組み合わせを含む。本システムと組み合わせて使用される例示的なタイプのプロセッサは、網羅的又は限定的ではない。本開示を参照した後、当業者は、進歩性なしの多くの他の改変、置換、変形、変更及び修正を想定することができ、かつ本開示は、その範囲内にあるそのような全ての改変、置換、変形、変更及び修正を含むことが意図される。

30

【0027】

なお、PETスキャナーの説明は、説明を目的として提供されており、本開示の範囲の限定を意図するものではない。当業者であれば、本開示の教示で様々な変更及び変形を行う。しかしながら、これらの修正及び変化は、依然として本開示に関する。例えば、上述したようなPETスキャナーは、デジタル差引血管造影法（DSA）、コンピュータ断層撮影（CT）、コンピュータ断層撮影血管造影（CTA）、陽電子放射断層撮影法（PET）、X線撮影、核磁気共鳴画像法（MRI）、磁気共鳴血管造影（MRA）、単一光子放射断層撮影（SPECT）、超音波検査（US）、CT-MR、CT-PET、CE-SPECT、DSA-MR、PET-MR、PET-US、SPECT-US、経頭蓋磁気刺激法（TMS）-MR、US-MR、X線CT、X線MR、X線ポータル、X線US、ビデオCT、及びVideo-USを含む技術を用いる。

40

いくつかの実施形態において、上記の放射線源は、PETスキャナーの性能を試験するためのファントムを含む。

【0028】

図2は、本開示のいくつかの実施形態に係るPETスキャナー100に実装された例示的な設定エンジン200のブロック図である。図に示すように、設定エンジン200は、

50

T O F 決定モジュール 2 0 1、較正モジュール 2 0 2、品質決定モジュール 2 0 3、及び放射線源調整モジュール 2 0 4を含む。

【0029】

T O F 決定モジュール 2 0 1 は、同時計数イベントの T O F を計算するように構成される。いくつかの実施形態において、T O F 決定モジュール 2 0 1 は、L O R の T O F を計算するために用いられる。

【0030】

較正モジュール 2 0 2 は、図 1 と合わせて説明したように P E T スキャナーを較正するように構成される。いくつかの実施形態において、較正モジュール 2 0 2 は、P E T スキャナーの結晶素子を較正するように構成される。いくつかの実施形態において、較正モジュール 2 0 2 は、P E T スキャナーの光電子増倍管を較正するように構成される。

10

【0031】

品質決定モジュール 2 0 3 は、T O F 決定モジュール 2 0 1 によって計算された T O F の品質を決定するように構成される。いくつかの実施形態において、1 つ以上の測定値 T O F 及び／又は閾値に基づいて、T O F 決定モジュール 2 0 1 によって計算された T O F を評価する。

【0032】

放射線源調整モジュール 2 0 4 は、P E T スキャナーの走査領域内に配置された放射線源の位置を調整するように構成される。いくつかの実施形態において、放射線源調整モジュール 2 0 4 は、目標位置に基づいて、放射線源の位置を調整するように構成される。

20

【0033】

なお、上記の設定エンジンは、説明を目的として提供されており、本開示の範囲の限定を意図するものではない。当業者であれば、本開示の教示で様々な変更及び変形を行う。しかしながら、これらの修正及び変形は、本開示の範囲から逸脱するものではない。

【0034】

図 3 は、本開示のいくつかの実施形態に係る T O F の較正プロセスを示す流れ図である。

【0035】

ステップ 3 0 1 において、放射線源を P E T スキャナー内に配置する。いくつかの実施形態において、放射線源を P E T スキャナーの走査ボア 1 1 0 内に配置する。いくつかの実施形態において、放射線源を走査ボア 1 1 0 の中心に配置する。いくつかの実施形態において、放射線源を走査ボア 1 1 0 の中心の周辺部分に配置する。

30

【0036】

ステップ 3 0 3 において、T O F を取得する。いくつかの実施形態において、同時計数イベントの T O F を取得する。いくつかの実施形態において、L O R の T O F を取得する。いくつかの実施形態において、複数の同時計数イベントは、L O R に関連し、かつ各同時計数イベントは、1 本の L O R を有する。複数の同時計数イベントの複数本の L O R に基づいて、L O R の T O F を計算する。例えば、L O R の T O F は、複数の T O F の平均値であってよい。いくつかの実施形態において、複数の T O F に基づいてヒストグラムを作成し、ヒストグラムに基づいて L O R の T O F を計算する。

40

【0037】

ステップ 3 0 5 において、T O F の品質を決定する。いくつかの実施形態において、ステップ 3 0 3 で取得された T O F をステップ 3 0 5 で評価する。T O F が満足できない（又は「成功」と呼ばれる）と評価された場合、T O F を廃棄でき、T O F が満足である（又は「失敗」と呼ばれる）と評価された場合、T O F を確認することができる。いくつかの実施形態において、測定値 T O F を計算し、かつ T O F の評価は、測定値 T O F に基づく。

【0038】

ステップ 3 0 7 において、T O F に基づいて P E T スキャナーを較正する。いくつかの実施形態において、時間オフセットテーブルは、P E T スキャナー内に予め記憶されてい

50

るか、又はP E Tスキャナーからアクセスすることができる。時間オフセットテーブルに基づいてP E Tスキャナーによって計算されたT O Fを較正する。

【0039】

なお、流れ図は、説明を目的として提供されており、本開示の範囲の限定を意図するものではない。いくつかの実施形態において、ステップ305は、スキップされ、ステップ303は、ステップ307に直接的に進んでよい。

【0040】

図4は、本開示のいくつかの実施形態に係る例示的な検出器リング400を示す。図に示すように、検出器リング400は、リング状に配置された複数の検出器ユニットを含む。放射線源401は、該検出器リング400内に配置される。放射線源401は、減衰し、かつ陽電子を放射する。陽電子は、近くの電子と相互作用し、かつ消滅が発生する。消滅は、検出器リング400、例えば検出器リング400の1つ以上の検出器ユニットに衝突する2つのガンマ光子を生成する。ガンマ光子が指向する経路を示す空間線を生成することができ、空間線は、L O R 402と呼ばれてよい。L O R 402は、放射線源401の消滅によって生成されたガンマ光子を示す。

【0041】

図5は、本開示のいくつかの実施形態に係る例示的なT O F決定モジュール201のブロック図である。T O F決定モジュール201は、第1の光子及び第2の光子に関する時間及び位置情報に基づいて、第1の光子及び第2の光子を光子対として指定する。本明細書で用いられる用語「光子対」は、共通消滅イベントに由来する2つの光子を指し、P E Tスキャナー上で同時計数イベントを生成する。フィルタウィンドウに基づいて、第2の光子を評価する。評価が成功すれば、第1の光子及び第2の光子を光子対として指定する。そうでなければ、第2の光子が廃棄される。光子対を指定した後、光子対の光子の到着時間に基づいて、光子対のT O Fを計算する。いくつかの実施形態において、T O F決定モジュール201は、時間情報取得ユニット501と、第1の決定ユニット502と、第2の決定ユニット503と、判定ユニット504と、ペアリングユニット505とを含む。

【0042】

時間情報取得ユニット501は、光子の時間情報を取得するように構成される。いくつかの実施形態において、時間情報取得ユニット501は、同時計数光子対を構成し得る第1の光子と第2の光子の到達時間を取得する。いくつかの実施形態において、同時計数イベントの第1の光子及び第2の光子は、図1と合わせて説明したように検出器ユニットに衝突する。同時計数イベント検出回路150によって、第1の光子及び第2の光子の到着時間を記録する。

【0043】

第1の決定ユニット502及び第2の決定ユニット503は、第1の光子及び第2の光子の位置情報を決定するように構成される。いくつかの実施形態において、第1の決定ユニット502は、検出器リング120及び／又は走査ボア110の軸方向における第1の光子の投影点を第1の投影点として決定するように構成される。検出器リング120の軸方向及び走査ボア110の軸方向は、本質的に同じであってもよく、又は本質的に互いに平行であってもよい。検出器リング120の軸線は、走査ボア110の軸線と本質的に一致してもよく、又は本質的に平行であってもよい。第1の決定ユニット502は、検出器リング120及び／又は走査ボア110の軸方向における第2の光子の投影点を第2の投影点として決定するように構成される。本明細書で用いられるように、パラメータ又は特性に関して「本質的に同じ」、「本質的に一致する」、「本質的に平行」などのような「本質的に」は、変動がパラメータ又は特性の5%、8%、もしくは10%、もしくは15%もしくは20%、又は検出器もしくはP E Tスキャナー内などのパラメータの平均値内にあると指示する。

【0044】

いくつかの実施形態において、第2の決定ユニット503は、検出器リング120及び

／又は走査ボア 1 1 0 の円周方向における第 1 の光子の投影点を第 3 の投影点として決定するように構成される。検出器リング 1 2 0 の円周方向及び走査ボア 1 1 0 の円周方向は、本質的に同じであってもよく、又は本質的に互いに平行であってもよい。第 2 の決定ユニット 5 0 3 は、検出器リング 1 2 0 及び／又は走査ボア 1 1 0 の円周方向における第 2 の光子の投影点を第 4 の投影点として決定するように構成される。

【0045】

いくつかの実施形態において、第 1 の決定ユニット 5 0 2 及び第 2 の決定ユニット 5 0 3 は、単一のユニットとして組み合わせられてよい。

【0046】

判定ユニット 5 0 4 は、第 2 の光子の到着時間が第 1 の光子の到着時間からフィルタウィンドウ内にあるか否かを決定するように構成される。いくつかの実施形態において、判定ユニット 5 0 4 は、第 1 の投影点と第 2 の投影点との間の距離が第 1 の閾値以下であるか否かを判定する。判定ユニット 5 0 4 は、第 3 の投影点と第 4 の投影点の対称点との間の弧長が第 2 の閾値以下であるか否かを判定する。対称点は、本開示の他の箇所で説明される。例えば、図 7 及び図 9 とその説明を参照する。第 1 の閾値及び第 2 の閾値は、フィルタウィンドウのサイズに関連する。いくつかの実施形態において、フィルタウィンドウのサイズに基づいて、第 1 の閾値及び第 2 の閾値を選択する。例えば、フィルタウィンドウのサイズは、1 1 × 1 1 個の結晶の幅であってもよく、第 1 の閾値及び第 2 の閾値は、5 つの結晶の幅と設定されてよい。

【0047】

いくつかの実施形態において、ペアリングユニット 5 0 5 は、第 1 の光子及び第 2 の光子を光子対として指定する。光子対の情報に基づいて、第 1 の光子及び第 2 の光子によってトリガされた同時計数イベントの T O F を決定する。いくつかの実施形態において、判定ユニット 5 0 4 の結果が第 2 の光子を確認すれば、第 1 の光子及び第 2 の光子をペアリングする。そうでなければ、第 2 の光子が廃棄されてよい。

【0048】

図 6 は、本開示のいくつかの実施形態に係る P E T スキャナーにおける光子の検出を示す。図に示すように、消滅イベントにより生成された同時計数光子対（光子 P 1 及び光子 P 2）は、P E T スキャナー 6 0 1 によって検出されてよい。本明細書で用いられる用語「同時計数光子対」は、1 つ以上の消滅イベントから生成された 2 つの光子を指す。フィルタウィンドウ 6 0 2 は、それらの位置に基づいて光子 P 1 と光子 P 2 が同じ消滅イベントにおいて生成されるか否かを決定するために用いられる。いくつかの実施形態において、光子 P 2 がフィルタウィンドウ 6 0 2 に入れば、光子 P 1 及び光子 P 2 は、同じ消滅イベントに由来する光子対として指定されてよい。

そうでなければ、光子 P 1 及び光子 P 2 は、同じ消滅イベントに由来する光子対として指定されず、光子 P 2 が廃棄されてよい。

【0049】

いくつかの実施形態において、フィルタウィンドウ 6 0 2 は、P E T スキャナー 6 0 1 の複数の検出器ユニットを含む。いくつかの実施形態において、フィルタウィンドウ 6 0 2 は、P E T スキャナー 6 0 1 の複数の結晶素子（又は、簡潔にするために結晶と呼ばれる）を含む。いくつかの実施形態において、フィルタウィンドウのサイズは、検出器リングの数及び／又は P E T スキャナー 6 0 1 の結晶素子の数によって決定されてよい。例えば、フィルタウィンドウ 6 0 2 は、1 つ以上の検出器リングにわたって伸びる複数の結晶素子を含む。

【0050】

いくつかの実施形態において、円周 6 0 3 は、P E T スキャナー 6 0 1 において光子 P 1 が検出される円周を示し、0 は、円周 6 0 3 の中心を示す。P 3 は、円周 6 0 3 と、0 及び光子 P 1 によって決定される直線との交点を示す。いくつかの実施形態において、P 3 に基づいて、フィルタウィンドウ 6 0 2 の位置を決定する。例えば、P 3 に基づいて、フィルタウィンドウ 6 0 2 の中心を決定する。

【0051】

いくつかの実施形態において、フィルタウィンドウ602の中心として指定されたP3は、PETスキャナー601の長手方向の中心線に対してP1に対称であってよい。

【0052】

図7は、本開示のいくつかの実施形態に係るPETスキャナーにおけるTOFの決定プロセスの流れ図を示す。ステップ701において、フィルタウィンドウを設定する。いくつかの実施形態において、フィルタウィンドウのサイズは、検出器リングの数及びPETスキャナーの結晶素子の数によって決定されてよい。例えば、PETスキャナーは、112個の検出器リングと、112個の検出器リング内に分散された 112×1152 個の結晶素子とを含む。フィルタウィンドウは、PETスキャナーの走査ボアの表面の一部であってよい。フィルタウィンドウは、長手方向の幅及び円周方向の幅を有する。例えば、長手方向の幅は、11個の結晶素子の幅であり、円周方向の幅は、11個の結晶素子の幅であってよい。

10

【0053】

ステップ703において、同時計数光子対の到着時間及び位置情報を受信する。いくつかの実施形態において、図2と合わせて説明したように同時計数イベント検出回路150によって、同時計数光子対の時間及び位置情報を取得する。いくつかの実施形態において、時間及び位置情報をPETスキャナーの記憶装置に記憶し、TOF計算のために取り出す。2つの光子は、それらの到着時間情報に基づいて、光子対として指定されてよい。いくつかの実施形態において、同時計数光子対の1つの光子は、第1の光子として指定され、もう1つは、評価対象の候補光子として指定される。いくつかの実施形態において、同時計数光子対は、P1及びP2を含む。

20

【0054】

ステップ705において、PETスキャナーの軸方向における候補同時計数光子対のうちの2つの光子の投影点の位置情報を受信する。いくつかの実施形態において、P1は、消滅イベントにおいて生成された第1の光子であるが、P2は、P1及びP2が同じ消滅イベントから生じるか否かを決定するように評価される候補光子である。いくつかの実施形態において、第1の投影点は、PETスキャナーの軸方向におけるP1の投影点であってよい。第2の投影点は、PETスキャナーの軸方向におけるP2の投影点であってよい。

30

【0055】

図8は、第1の投影点P1'及び第2の投影点P2'の位置情報を示す。P1'は、第1の投影点を示し、P2'は、第2の投影点を示す。d2は、P1'とP2'との間の距離を示す。

【0056】

図7に戻り、ステップ707において、第1の閾値に基づいて、第1の投影点と第2の投影点との間の距離を評価する。第1の投影点と第2の投影点との間の距離（例えば、図8に示すd2）が第1の閾値以下であれば、P2をさらに評価する。そうでなければ、P2は、P1とP2が同じ消滅イベントから生じたともなされないで、廃棄される。

【0057】

40

いくつかの実施形態において、第1の閾値は、上述したようなフィルタウィンドウのサイズと関連する。いくつかの実施形態において、フィルタウィンドウの長手方向の幅は、m個の結晶素子の幅であり、第1の閾値は、 $(m-1)/2$ 個の結晶素子の幅として設定され、mが奇数である。いくつかの実施形態において、第1の閾値は、5つの結晶素子の幅であってよい。いくつかの実施形態において、第1の閾値は、偶数であってよい。なお、フィルタウィンドウの長手方向の幅に基づいて、第1の閾値は、可変及び／又は調整可能であってよい。例えば、第1の閾値は、m個の結晶素子の幅で、 $(m-1)/a$ 個の結晶素子の幅、 m/a 個の結晶素子の幅などであってもよく、aは、整数であってよい。

【0058】

ステップ709において、PETスキャナーの円周方向における候補同時計数光子対の

50

投影点の位置情報を受信する。いくつかの実施形態において、第3の投影点は、PETスキャナーの円周方向におけるP1の投影点であってよい。第4の投影点は、PETスキャナーの円周方向におけるP2の投影点であってよい。

【0059】

図9は、第3の投影点P1'、第4の投影点P2'及び第4の投影点の対称点P2''の位置情報を示す。d1は、P1'とP1''との間の弧長を示す。

【0060】

図7に戻り、ステップ707において、様々な方法で、円周方向に沿ったP1とP2との間の距離を評価する。いくつかの実施形態において、第3の投影点と第4の投影点の対称点との間の弧長を評価する。いくつかの実施形態において、第3の投影点と第4の投影点の対称点との間の弧長を計算する。第3の投影点と第4の投影点の対称点との間の弧長が第2の閾値以下であれば、該プロセスはさらに進む。そうでなければ、P2は廃棄される。いくつかの実施形態において、第3の投影点と第4の投影点の対称点との間の線分の長さを計算する。第3の投影点と第4の投影点の対称点との間の線分の長さが第2の閾値以下であれば、該プロセスはさらに進む。そうでなければ、P2は廃棄される。いくつかの実施形態において、第3の投影点と第4の投影点との間の線分の長さを計算する。第3の投影点と第4の投影点の対称点との間の線分の長さ、検出器リングの直径との差が第2の閾値以下であれば、該プロセスはさらに進む。そうでなければ、P2は廃棄される。

【0061】

いくつかの実施形態において、第2の閾値は、フィルタウィンドウのサイズに関連する。いくつかの実施形態において、フィルタウィンドウの円周方向の幅は、n個の結晶素子の幅であり、第2の閾値は、(n-1)/2個の結晶素子の幅として設定されてもよく、ここでnが奇数である。いくつかの実施形態において、第2の閾値は、5つの結晶素子の幅であってよい。いくつかの実施形態において、第2の閾値は、偶数であってよい。なお、フィルタウィンドウの円周方向の幅に基づいて、第2の閾値は、可変、及び/又は調整可能であってよい。例えば、第2の閾値は、n個の結晶素子の幅、(n-1)/b個の結晶素子の幅、n/b個の結晶素子の幅などであってもよく、bは、整数であってよい。

【0062】

ステップ707及びステップ711における評価の後、第1の光子に対応するフィルタウィンドウ内で、第2の光子の位置を決定する。したがって、ステップ713において、P1及びP2を共通消滅イベントに由来する光子対として指定する。いくつかの実施形態において、第1の投影点と第2の投影点との間の距離が第1の閾値以下であり、かつ第3の投影点と第4の投影点の対称点との間の弧長が第1の閾値以下であるので、P2の位置、P1の位置に対応するフィルタウィンドウ内で決定される。したがって、P1及びP2を共通消滅イベントに由来する光子対として指定する。

【0063】

ステップ715において、光子対のTOFを決定する。光子対の光子の到着時間情報に基づいて、光子対のTOFを決定する。

【0064】

いくつかの実施形態において、上記のTOF決定プロセスは、結晶素子の平均TOFを計算するために用いられる。いくつかの実施形態において、上記のTOF決定プロセスに基づいて、結晶素子の全ての光子対を指定する。結晶素子の光子対の和を計算する。平均TOFは、全てのTOFの和と光子対の数との比である。いくつかの実施形態において、結晶素子の平均TOFは、

【数1】

[式1]

$$\bar{t}_j = \frac{\sum_{i=1}^{sum} (t_{ji} - t_i)}{sum}$$

10

20

30

40

50

に基づいて、計算されてもよく、ここで、 j は、結晶素子の指数を示し、 i は、結晶素子 j における光子対の指数を示し、

【数 2】

$$\bar{t}_j$$

は、結晶素子 j の平均 T O F であり、 t_{ji} は、結晶素子 j における第 i 個の光子対の第 1 の光子の時間情報（例えば、到着時間）を示し、 t_i は、結晶素子 j における第 i 個の光子対の第 2 の光子の時間情報（例えば、到着時間）であり、和は、結晶素子 j によって検出された光子対の総数を示す。例えば、P E T スキャナーは、1 1 2 個の検出器リングと、これらの検出器リング内に分散された 1 1 2 × 1 1 5 2 個の結晶素子とを含み、各検出器ユニットは、1 1 5 2 個の結晶素子を含み、3 . 1 G H z の C P U クロック速度及び 4 G のメモリ（例えば、R O M）を有するパーソナルコンピュータ（P C）を使用して、9 , 0 0 0 , 0 0 0 の同時計数光子対を処理するには 0 . 5 6 1 s の費用がかかる。

【0 0 6 5】

図 1 0 は、本開示のいくつかの実施形態に係る品質決定モジュール 2 0 3 のブロック図を示す。品質決定モジュール 2 0 3 は、ファントム位置計算ユニット 1 0 0 1、T O F 計算ユニット 1 0 0 2、測定ユニット 1 0 0 3、及びマッチングユニット 1 0 0 4 を含む。

【0 0 6 6】

図 1 0 に示すように、ファントム位置計算ユニット 1 0 0 1 は、ファントムの位置を計算するように構成される。いくつかの実施形態において、ファントムは、中実棒の形状を有する放射線源、線形放射線源、円柱の形状を有する放射線源など、又はそれらの任意の組み合わせを含む。ファントムは、P E T スキャナーの視界（F O V）内に位置してもよく、かつ走査ボアと同軸又は同心である必要がない。いくつかの実施形態において、ファントムの軸（例えば、縦軸）は、P E T スキャナーの縦軸に平行であってよい。

【0 0 6 7】

T O F 計算ユニット 1 0 0 2 は、ファントムの位置に基づいて、L O R の第 1 の T O F を計算するように構成される。

【0 0 6 8】

測定ユニット 1 0 0 3 は、L O R のサイノグラムと時間オフセットテーブルに基づいて、第 2 の T O F を計算するように構成される。時間オフセットテーブルは、P E T スキャナー内に予め記憶されているか、又は P E T スキャナーからアクセスされてよい。L O R のサイノグラムに基づいて、時間オフセットテーブルを較正する。

【0 0 6 9】

マッチングユニット 1 0 0 4 は、第 2 の T O F に基づいて第 1 の T O F を評価し、かつ第 1 の T O F の品質を決定するように構成される。いくつかの実施形態において、評価は、第 1 の T O F と第 2 の T O F との間の差に基づく。閾値に基づいて、差異を評価する。評価が成功すれば（例えば、その差が閾値を超えなければ）、第 1 の T O F が確認されてよい。そうなければ、第 1 の T O F は、無効化され、かつ廃棄されてよい。

【0 0 7 0】

図 1 1 は、本開示のいくつかの実施形態に係る T O F 品質の決定プロセスを示す流れ図である。

【0 0 7 1】

ステップ 1 1 0 1 において、ファントムを P E T スキャナーの F O V 内に配置し、ファントムの軸は、P E T スキャナーの縦軸に平行である。いくつかの実施形態において、ファントムは、P E T スキャナーの F O V 内に位置する限り、P E T スキャナーの任意の適切な位置に配置されてよい。いくつかの実施形態において、ファントムは、P E T スキャナーの走査ボア 1 1 0 と同心であってよい。

【0 0 7 2】

ステップ 1 1 0 2 において、P E T スキャナーによって検出された同時計数イベントに基づいて、ファントムの位置を計算する。図 1 2 は、本開示のいくつかの実施形態に係る

10

20

30

40

50

P E T スキャナーの走査ボアのための例示的な座標系を示す。座標系は、ファントムの位置を決定するために用いられる。O は、座標系の原点を示す。いくつかの実施形態において、O は、走査ボアの中心であってよい。z 軸は、走査ボア 1 2 0 0 の縦軸を示す。部分 1 2 0 1 は、走査ボアの縦断面を示す円形であり、かつ部分 1 2 0 1 の半径は、r で示される。いくつかの実施形態において、部分 1 2 0 1 は、検出器リングであってよい。走査ボア 1 2 0 0 は、消滅イベントによって生成されたガンマ光子を検出するように構成される複数の検出器リングを含む。いくつかの実施形態において、検出器リングは、結晶素子及び／又は結晶素子アレイを含む複数の検出器ユニットを含み、本明細書で用いられる用語「結晶素子アレイ」は、結晶素子のアレイを指する。

【0073】

10

いくつかの実施形態において、検出器リングは、複数の結晶素子を含む。例えば、それぞれ、結晶素子 A (X_a, Y_a) 及び結晶素子 B (X_b, Y_b) によって、同時計数イベントの 2 つの光子を検出する。結晶素子 A (X_a, Y_a) と結晶素子 B (X_b, Y_b) を結ぶ線分は、同時計数イベントの L O R であってよい。いくつかの実施形態において、図 1 と合わせて説明した L O R プロセッサは、L O R を決定するために用いられる。いくつかの実施形態において、図 1 と合わせて説明したファントム位置計算ユニット 1 0 0 1 は、2 つの結晶素子に衝突する 2 つの光子の到着時間に基づいて、L O R 上のファントムの位置を計算するように構成される。ファントムの位置は、(X_0, Y_0) として示されてもよく、ここで $0 < X_0 < r$ かつ $0 < Y_0 < r$ である。いくつかの実施形態において、図 1 と合わせて説明した T O F プロセッサは、同時計数イベントの T O F を計算する。T O F は、ファントムの位置を決定するために用いられる。

20

【0074】

ステップ 1 1 0 3 において、ステップ 1 1 0 2 で計算されたファントムの位置に基づいて、L O R の第 1 の T O F を計算する。図 1 2 に示すように、ファントム C において発生した同じ消滅イベントに由来する 2 つの光子は、結晶素子 A 及び結晶素子 B に衝突して、同時計数イベントを生成する。L O R 1 2 0 2 (線分 A B) は、同時計数イベントの L O R を示し、D は A B の中心を示す。x - y 平面は、走査ボア 1 2 0 0 の縦断面を示す。z 軸は、走査ボア 1 2 0 0 の縦軸を示す。z 軸は、x - y 平面に垂直である。C と D との間の距離は、

【数 3】

30

[式 2]

$$\Delta l = y_0 \cos \varphi - x_0 \sin \varphi, (-\pi \leq \varphi \leq +\pi)$$

によって計算され、ここで、 φ は、L O R 1 2 0 2 と y 軸との夾角を示し、 Δl は、C と D の間の距離をしめする。したがって、線分 B C (ファントム C と結晶素子 B との距離) と線分 A C (ファントム C と結晶素子 A との距離) との差は、

【数 4】

[式 3]

$$\Delta s = 2\Delta l = 2(y_0 \cos \varphi - x_0 \sin \varphi)$$

40

によって計算され、ここで、s は、線分 B C と線分 A C の差を示す。したがって、L O R 1 2 0 2 の T O F は、

【数 5】

[式 4]

$$\Delta t = \frac{2(y_0 \cos \varphi - x_0 \sin \varphi)}{c}$$

によって計算され、ここで Δt は、L O R 1 2 0 2 の T O F を示し、c は、光速を示す。

【0075】

50

いくつかの実施形態において、式 2、式 3 及び式 4 は、ファントムによって生成された複数本の L O R の第 1 の T O F を計算するために用いられ、複数本の L O R の第 1 の T O F に基づいて、 Δt の曲線を生成する。いくつかの実施形態において、式 2、式 3 及び式 4 は、ファントムによって生成された少なくともいくつかの L O R の第 1 の T O F を計算するために用いられ、これらの L O R の第 1 の T O F に基づいて、 Δt の曲線を生成する。

【0076】

ステップ 1104 において、サイノグラムと時間オフセットテーブルに基づいて、L O R の第 2 の T O F を計算する。

【0077】

いくつかの実施形態において、時間オフセットテーブルは、P E T スキャナーのメモリ内に予め記憶されているか、又は P E T スキャナーによってアクセスされてよい。時間オフセットテーブルは、P E T スキャナーの解像度を改良して T O F を計算するために用いられる。図 12 を参照して、同時計数イベントの測定値 T O F は、

【数 6】

[式 5]

$$\Delta\tau_{AB} = (T_A - OT_A) - (T_B - OT_B) = (T_A - T_B) - (OT_A - OT_B)$$

によって計算され、ここで、 OT_A は、結晶素子 A の時間オフセットを示し、 OT_B は、結晶素子 B の時間オフセットを示す。時間オフセットテーブルを照会することにより、($OT_A - OT_B$) を計算する。 T_A は、結晶素子 A の到着時間を示し、 T_B は、結晶素子 B の到着時間を示す。時間オフセットテーブルは、結晶素子の指数に従ってインデックス付けされる。例えば、結晶素子 A は、時間オフセットテーブルにおいて時間オフセットを有してもよく、かつ時間オフセットの指数は、A で示されてよい。

【0078】

いくつかの実施形態において、P E T スキャナーは、異なる角度で複数本の L O R を取得し、これらの L O R のサイノグラムを作成する。いくつかの実施形態において、サイノグラムに基づいて、時間オフセットテーブルを較正する。

【0079】

いくつかの実施形態において、P E T スキャナーの複数本の L O R のヒストグラムを作成する。ヒストグラムに基づいて、第 2 の T O F を計算する。L O R の第 2 の T O F は、

【数 7】

[式 6]

$$\Delta t' = \frac{\sum_i \Delta\tau_i n_i}{\sum_i n_i}$$

によって計算され、ここで、ヒストグラムの b i n は、5 ピコ秒～15 ピコ秒の範囲をカバーする。 $\Delta t'$ は、第 2 の T O F を示す。いくつかの態様において、b i n は、10 ピコ秒であってよい。式 6 において、 i は、ヒストグラムの指数を示し、 n_i は、第 i 個のヒストグラムにおける同時計数イベントの数を示し、かつ $\Delta\tau_i$ は、第 i 個のヒストグラムにおける同時計数イベントの測定値 T O F を示す。

【0080】

図 13 は、本開示のいくつかの実施形態に係る走査ボアに用いられる例示的な座標系を示す。図に示すように、x O y 平面上に、L O R a b に対応する T O S 座標系を作成する。 t 軸は、a b に平行であり、 s 軸は、a b に垂直で a b の中心点で a b と交差する。

(r_a , r_b , ϕ_j , s_j) は、サイノグラム内の L O R を示し、ここで j は、L O R の指数 ($j = 1, 2, 3, \dots, 576$) を示し、 ϕ_j は、L O R と y 軸との間の夾角を示し、 s_j は、L O R と走査ボア (図に示す O) の中心との間の距離を示す。 r_a 及び r_b は、それぞれ L O R に対応する 2 つの結晶素子を示す。いくつかの実施形態において、複数

10

20

30

40

50

本の L O R は、一対の結晶素子に対応する。いくつかの実施形態において、式 6 に従って $\Delta t'$ の曲線を生成する。

【0081】

ステップ 1105 において、 $\Delta t'$ の曲線に基づいて、式 4 に従って生成された Δt の曲線を評価して、第 1 の T O F の品質を決定する。 Δt の曲線は、L O R の複数の第 1 の T O F を含むが、 $\Delta t'$ の曲線は、L O R の複数の第 2 の T O F を含む。閾値は、同じ L O R に対して、対応する第 2 の T O F に基づいて第 1 の T O F を評価するように設定される。第 1 の T O F と対応する第 2 の T O F との間の差が閾値を超えれば、第 1 の T O F が確認され、そうでなければ、第 1 の T O F は、無効化され、かつ廃棄される。

【0082】

図 14 A は、本開示のいくつかの実施形態に係る確認された第 1 の T O F の図を示す。横軸は、L O R の指数を示す。縦軸は、L O R の T O F を示す。滑らかな曲線は、第 1 の T O F を示し、粗い曲線は、第 2 の T O F を示す。ほんの一例として、閾値は、25 ピコ秒に設定されてよい。滑らかな曲線及び粗い曲線は、

【数 8】

[式 7]

$$|\Delta t - \Delta t'| \leq 25 \text{ ピコ秒}$$

によって評価される。

【0083】

第 1 の T O F と対応する第 2 の T O F との間の差の絶対値が 25 ピコ秒以下であれば、第 1 の T O F が確認される。

【0084】

図 14 B は、本開示のいくつかの実施形態に係る無効化された第 1 の T O F の図を示す。図に示すように、曲線 P 1 は、第 1 の T O F を示し、曲線 P 2 は、第 2 の T O F を示す。図から見られるように、曲線 P 1 からの曲線 P 2 の偏差は、図 14 A に示された曲線よりも大きい。いくつかの実施形態において、図 14 B における第 1 の T O F は、無効とされる。いくつかの実施形態において、ファントムは、走査ボアの中心に配置されてもよく、例えば、走査ボアと同心であってよい。いくつかの実施形態において、ファントムは、走査ボアと同心でなくてよい。いくつかの実施形態において、P E T スキャナーは、第 1 の T O F が対応する第 2 の T O F に基づいて無効にされたときに、第 1 の T O F を校正するように構成された校正モジュールをさらに含む。例えば、第 1 の T O F が無効とすれば、対応する第 2 の T O F の値に基づいて、第 1 の T O F の値を再度割り当ててよい。

【0085】

図 15 は、本開示のいくつかの実施形態に係る例示的な中空円筒形ファントムを示す。ファントムを使用して、P E T スキャナーにおける複数の検出器ユニットの時間校正を実行する。いくつかの実施形態において、第 1 の結晶素子 1502 及び複数の第 2 の結晶素子 1503 は、円筒形ボア 1501 の内部に設けられてよい。いくつかの実施形態において、第 1 の結晶素子 1502 及び複数の第 2 の結晶素子 1503 は、複数の結晶素子対を形成する。結晶素子対は、1 つの第 1 の結晶素子 1502 と複数の第 2 の結晶素子のうちの 1 つの第 2 の結晶素子 1503 を含む。第 1 の結晶素子 1502 及び複数の第 2 の結晶素子 1503 は、それぞれ同時計数イベントの光子を受け取る。放射線源で満たされた中空円筒形ファントム 1504 は、円筒形ボア 1501 の内部に配置される。中空円筒形ファントム 1504 において消滅イベントが発生する。いくつかの実施形態において、ファントムの対称中心は、P E T スキャナーの F O V の中心に配置されてもよく、ファントム 1504 の中心軸線は、円筒形ボア 1501 の中心軸線と一致する。いくつかの実施形態において、ファントムの対称中心は、P E T スキャナーの F O V の中心に配置されなくてよい。いくつかの態様において、ファントム 1504 の形状は、対称であってよい。いくつかの態様において、ファントムの形状は、非対称であってよい。いくつかの実施形態において、放射線源で満たされたファントム 1504 の部分の厚さは均一であってよい。い

10

20

30

40

50

くつかの実施形態において、放射線源で満たされたファントム1504の部分の厚さは、不均一であってよい。ファントム1504のサイズは、PETスキャナーのFOVのサイズに関連する。いくつかの実施形態において、ファントム1504の直径は、 $DFOV/2 \sim DFOV$ の範囲であってもよく、 $DFOV$ は、FOVの半径方向の長さを示す。いくつかの実施形態において、軸方向のファントムの長さは、軸方向のFOVの長さ以上である。

【0086】

図16は、本開示のいくつかの実施形態に係るPETスキャナーの時間較正のプロセスを示す流れ図である。該プロセスにおいて、同時計数イベントにおける2つの光子のTOFを計算する。該プロセスは、PETスキャナー内の全ての結晶素子を較正するために繰り返し実行される。したがって、複数の結晶素子の時間オフセットを決定する。ステップ1601において、PETスキャナーのFOVの中心に中空円筒形ファントムを配置する。いくつかの実施形態において、PETスキャナーの時間オフセットをクリアしてよい。いくつかの実施形態において、PETスキャナーの全ての電氣的時間オフセットをクリアしてよい。

【0087】

ステップ1603において、PETスキャナーの検出器リングから第1の結晶素子を選択する。第1の結晶素子は、その時間オフセットの較正のために選択され、 n 個の第2の結晶素子は、PETスキャナーの検出器リングから選択されて、第1の検出器ユニットと n 個の結晶素子対を形成する。いくつかの実施形態において、 n は、整数を示す。いくつかの実施形態において、第1の結晶素子及び n 個の第2の結晶素子に基づいて、 n 本のLORを決定する。

【0088】

いくつかの実施形態において、 A は、第1の結晶素子を示し、 B_i は、 A で同時計数イベントを検出する第2の結晶素子を示す。 i は、第2の結晶素子の指数を示し、 i は、 $1 \sim n$ の範囲であってよい。いくつかの実施形態において、 LOR_1 は、第1の結晶素子 A と第2の結晶素子 B_1 との間のLORを示す。 LOR_2 は、第1の結晶素子 A と第2の結晶素子 B_2 との間のLORを示す。同様に、 LOR_n は、第1の結晶素子 A と第2の結晶素子 B_n との間のLORを示す。いくつかの実施形態において、第1の結晶素子及び第2の結晶素子 $B_1 \sim B_n$ のLORは、図15に示すようなセクタ領域1505を形成する。いくつかの実施形態において、LORは、放射線源で満たされた中空円筒形ファントム1504を通過する。第1の結晶素子と対応する第2の結晶素子の相対的な位置は、再構成されたPET画像のサイズに基づいて決定される。2次元画像再構成の場合、第1の結晶素子及び複数の第2の結晶素子は、同じ検出器リング内に位置する。3次元画像再構成の場合、第1の結晶素子及び複数の第2の結晶素子は、同じ検出器リング又は異なる検出器リング内に位置する。例えば、第1の結晶素子及び複数の第2の結晶素子は、異なる検出器リング内に位置する。

【0089】

ステップ1605において、第1の結晶素子と対応する第2の結晶素子との間で検出された同時計数光子対のTOFを計算する。いくつかの実施形態において、 m 個の同時計数イベントは、第1の結晶素子及び対応する第2の結晶素子によって検出されてよい。したがって、 m 個のTOFを取得する。 m 個のTOFのヒストグラムを作成する(図17)。 n 個の結晶素子対は、同時計数光子対及びそれらの時間情報を受信する。

【0090】

図17は、本開示のいくつかの実施形態に係る第1の結晶素子と対応する第2の結晶素子に関するヒストグラムを示す。ヒストグラムの横軸は、同時計数イベントの蓄積時間を示し、 bin 幅は、5ピコ秒に設定されてよい。いくつかの実施形態において、 bin 幅は、ユーザによって定義されてよい。ヒストグラムの縦軸は、一定期間内の同時計数イベントの数を示す。図17に示すヒストグラムは、対称であり、2つのピークを有する。

【0091】

いくつかの実施形態において、ヒストグラムは、軸対称であってよい。いくつかの実施形態において、ヒストグラムの対称中心は、 $T = 0$ であってよい。いくつかの実施形態において、ヒストグラムの対称中心は、 $T = 0$ でなくてよい。いくつかの実施形態において、ヒストグラムは、非軸対称であってよい。いくつかの実施形態において、2つのピークの波高率が異なっていてよい。

【0092】

ステップ1607において、時間値 T_c を計算する。いくつかの実施形態において、 T_c は、ヒストグラムの対称中心での時間値であってよい。いくつかの実施形態において、 T_c は、

【数9】

10

[式8]

$$T_c = \frac{1}{m} \sum \text{TOF}_{Aj} - \text{TOF}_{Bj}$$

によって計算され、ここで、 TOF_{Aj} は、結晶素子Aに対する同時計数イベントの光子の到着時間を示し、 TOF_{Bj} は、結晶素子Bに対する候補同時計数イベントの別の光子の到着時間を示し、 m は、結晶素子Aと結晶素子Bで検出された同時計数イベントの数を示し、 j は、結晶素子Aと結晶素子Bで検出された同時計数イベントの指数であり、ここで $j = 1, 2, 3, \dots, m$ である。

【0093】

20

いくつかの実施形態において、ヒストグラムの2つのピークにおける時間値に基づいて、 T_c を決定する。例えば、 T_c は、

【数10】

[式9]

$$T_c = (T_1 + T_2) / 2$$

により計算されてもよく、ここで、 T_1 及び T_2 は、図17に示されるようなヒストグラムの2つのピークにおける時間値を示す。いくつかの実施形態において、ステップ1607を繰り返し実行して、第1の結晶素子及び n 個の第2の結晶素子を含む n 個の結晶素子対の n 個の時間値 T_c を計算する。

30

【0094】

ステップ1609において、ステップ1607で得られた時間値 T_c に基づいて第1の結晶素子の時間オフセットを計算する。いくつかの実施形態において、第1の結晶素子の時間オフセットは、

【数11】

[式10]

$$\text{OTA}_i = \text{OTA}_{i-1} + T_{ci}$$

によって計算されてよい。

【0095】

40

i は、反復の指数を示し、かつ $i = 1, 2, 3, 4, \dots, n$ である。 OTA は、第1の結晶素子の時間オフセットを示す。いくつかの実施形態において、 $\text{OTA}_1 = 0$ である。反復は、基準に基づいて終了する。いくつかの実施形態において、基準は、反復回数であってよい。

【0096】

いくつかの実施形態において、ステップ1601からステップ1609までのプロセスを繰り返し実行して、PETスキャナーの検出器リング内の複数の結晶素子の時間オフセットを計算する。いくつかの実施形態において、ステップ1601からステップ1609までのプロセスを繰り返し実行して、PETスキャナーの複数の検出器リングの時間オフセットを計算する。

50

【0097】

いくつかの実施形態において、第1の結晶素子及び第2の結晶素子は、PETスキャナーの2つの検出器リングに位置する。

【0098】

いくつかの実施形態において、時間オフセット $OT A_k$ に基づいて、結晶素子によって取得されたTOFを校正してもよく、ここで k は、結晶素子の指数を示す。TOFは、

【数12】

[式11]

$$TOF_k' = TOF_k - OT A_k$$

10

によって校正される。

【0099】

図18は、本開示のいくつかの実施形態に係る放射線源調整モジュール204のブロック図を示す。放射線源調整モジュールは、取得ユニット1801と、第1の評価ユニット1802と、第2の評価ユニット1803とを含む。

【0100】

取得ユニット1801は、PETスキャナーに位置する放射線源の位置を取得するように構成される。第1の評価ユニット1802は、放射線源の軸方向位置を評価するために用いられる。第2の評価ユニット1803は、放射線源の円周方向位置を評価するために用いられる。

20

【0101】

いくつかの実施形態において、目標位置に基づいて、放射線源の位置を評価する。目標位置は、目標軸方向位置及び目標円周方向位置を含む。

【0102】

図19は、本開示のいくつかの実施形態に係る放射線源の調整プロセスを示す流れ図である。放射線源は、中実棒形放射線源、円筒形放射ファントム、円筒形管内に配置された均一な水放射線源（放射線源と混合された水）など、又はそれらの任意の組み合わせを含む。放射線源調整プロセスは、PETスキャナーに位置する放射線源の位置を調整するために用いられる。

【0103】

30

ステップ1901において、放射線源の現在の位置を取得する。放射線源は、図1と合わせて説明したように、ガントリ140に配置されてよい。放射線源の現在の位置は、図2と合わせて関連して説明したようにホストコンピュータ160に送信される。ステップ1903において、目標位置に基づいて、放射線源の現在の位置を評価する。いくつかの実施形態において、目標位置は、PETスキャナーのFOV内の中心点であってよい。ステップ1905において、現在の放射線源の位置が目標位置でなければ、ホストコンピュータ160は、目標位置に基づいて、ガントリ140の移動を制御する。ステップ1907において、放射線源の現在の位置が目標源であれば、放射線源の調整を終了する。

【0104】

図20は、本開示のいくつかの実施形態に係る放射線源の調整プロセスを示す流れ図である。ステップ2001において、PETスキャナーによって生データを収集する。例えば、10メガバイト～15メガバイトの生データを収集する。ステップ2003において、放射線源の軸方向位置を取得する。ステップ2005において、目標軸方向位置に基づいて、放射線源の軸方向位置を評価する。ステップ2007において、軸方向目標位置に基づいて、ガントリを調整して、放射線源を移動させる。

40

【0105】

いくつかの実施形態において、PETスキャナーの検出器リングの数に応じて、図2と合わせて説明した走査ボア110を多くの部分に分割する。分割によりそれらの部分を同じサイズにする。ある部分の差を計算する。いくつかの実施形態において、該部分の差は、プロンプト同時計数イベントと生データの遅延同時計数との差であってよい。プロンプ

50

ト同時計数イベントは、真の同時計数イベント、偶発同時計数イベント及び散乱の同時計数イベントを含む。遅延同時計数は、偶発同時計数イベントを含む。したがって、該部分の差は、真の同時計数イベントと散乱同時計数イベントの計数であってよい。第1の閾値を設定する。PETスキャナの走査ボアは、等しい部分に分割されてよい。走査ボアの前方の等しい部分から中間部分まで検索するときに、第1の閾値より大きい可能性のある第1の差分値を放射線源の1つの端点として取得してもよく、走査ボアの後方の等しい部分からPET検出器の中間部分まで検索するときに、第1の閾値より大きい可能性のある第1の差分値を放射線源の他の端点として取得してもよく、放射線源の位置は、上記のステップによって取得されてよい。

【0106】

10

ほんの一例として、PETスキャナーは、96個の検出器リングを含む。走査ボア110は、96個の部分に均等に分割される。これらの部分の差を計算し、かつ差の波形を作成する。波形は、放射の位置する部分の差が放射線源の位置していない他の部分の差よりもはるかに大きいことを示す。いくつかの実施形態において、 d は、部分の最大差を示す。第1の閾値 t は、

【数13】

[式12]

$$t = d * 0.25$$

によって計算される。

20

【0107】

第1の部分から第96の部分までの96個の部分の評価を行ってよい。第1の閾値が満足されれば、96個の部分の2つの部分は、放射線源の両端を決定するために選択される。2つの部分が第1の部分及び第96の部分であれば、目標軸方向位置が満足されていることを示す放射線源の軸方向位置は、確認される。そうでなければ、軸方向目標位置が満足されず、かつホストコンピュータは、軸方向目標位置に基づいて放射線源を移動させるようにガントリを指示する。いくつかの実施形態において、走査ボアの長さに基づいて、これらの部分を分割する。走査ボアの長さが分かっているため、部分の長さは同様に分かっている。放射線源は、1つ以上の部分の長さ、例えば、1つの部分の長さ、32個の部分の長さなどに基づいて移動する。

30

【0108】

ステップ2005の評価が確認されれば、ステップ2011を実行し、放射線源の円周方向位置を取得する。そうではなければ、ステップ2009で生データを収集する。ステップ2009において、PETスキャナによって生データを収集する。いくつかの実施形態において、10メガバイト～15メガバイトの生データを収集する。

【0109】

ステップ2011において、放射線源の円周方向位置を取得する。

【0110】

いくつかの実施形態において、 m がPETスキャナーの検出器リングの数を示すことができる $2m-1$ サイノグラムを取得する。例えば、PETスキャナーは、96個の検出器リングを含んでもよく、したがって、191個のサイノグラムを取得する。

40

【0111】

いくつかの実施形態において、 $2m-1$ 個のサイノグラムは、複数のグループに均等に分割されてよい。複数のグループ数のうちの1つのグループについては、該グループのサイノグラムを蓄積して、蓄積したサイノグラムを生成する。いくつかの実施形態において、該グループの各サイノグラムは、2次元(2D)アレイによって示されてもよく、蓄積されたサイノグラムは、2Dアレイの同じ行位置及び同じ列位置に対応する数字と一緒に加算することによって生成されてよい。ガウス関数及び蓄積されたサイノグラムに基づいて、蓄積されたサイノグラムの各角度での放射線源の中心を取得する。正弦波に基づいて、蓄積されたサイノグラムの各角度での放射線源の中心をフィッティングし、かつ幾何学

50

的なラジアンに基づいて補正して、放射線源の円周方向位置を生成する。

【0112】

いくつかの実施形態において、直線に基づいて、全てのグループの円周方向位置をフィッティングして、放射線源の中心線を取得する。PETスキャナーのFOVの中心線に基づいて、放射線源の中心線を評価する。

【0113】

いくつかの実施形態において、図21に示すように、サイノグラムは、行及び列がそれぞれS及び ϕ で示される2次元アレイであってよい。Sは、FOVの中心（図21の座標原点Oに対応する）からLORまでの距離を示し、 ϕ は、LORとY軸との間の角度を示す。

10

【0114】

いくつかの実施形態において、n個のサイノグラムは、t個のグループに分割され、各グループは、 d ($t = n/d$) サイノグラムを有する。各グループにd個のサイノグラムを蓄積し、蓄積されたサイノグラムを生成する。蓄積されたサイノグラムに対して、ガウスフィッティングに基づいて、ある角度での放射線源の中心を計算する。したがって、放射線源のt個の中心を取得する。正弦フィッティングに基づいて、放射線源のt個の中心をフィッティングすることにより、SOT座標系における放射線源のt座標を計算する。放射線源の座標をxOy座標系の座標に変換する。ラインフィッティングに基づいて、t座標をフィッティングし、かつ放射線源の中心線を取得する。中心線に基づいて、放射線源の円周方向の位置を評価する。

20

【0115】

ほんの一例として、PETスキャナーは、96個の検出器リングを有する。191個のサイノグラムを生成する。191個のサイノグラムは、6つのグループに分けられ、最後のグループが31個のサイノグラムを有することを除いて、各グループは、32個のサイノグラムを有する。ガウスフィッティングに基づいて、サイノグラムの6つのグループをフィッティングすることにより、6つの蓄積されたサイノグラムを生成する。正弦フィッティングに基づいて、蓄積されたサイノグラムの各角度での放射線源の中心をフィッティングし、幾何学的曲線修正に基づいて較正し、かつ6つの中心を生成する。ラインフィッティングに基づいて、6つの中心をフィッティングし、かつ放射線源の中心線を取得する。

30

【0116】

ステップ2013において、目標円周方向位置に基づいて、放射線源の円周方向位置を評価する。ステップ2013における評価が確認されれば、ステップ2017を実行し、かつ放射線源の調整を終了する。ステップ2013における評価に失敗すれば、ステップ2015を実行し、目標円周方向位置に基づいてPETスキャナーのガントリを調整する。

【0117】

図22A及び22Bは、本開示のいくつかの実施形態に係る例示的な搬送装置2210の側面図を示す。搬送装置2210は、シールド2240と、シールド2240の内部に配置された調整部品2250と、シールド2240に接続されたベース2260とを含む。

40

【0118】

シールド2240は、開口部2221を含む。調整部品2250は、シールド2240内の放射線源2220を調整するように制御される。いくつかの実施形態において、調整部品2250は、開口部2221から離れる方向に移動し、開口部2221の近くに移動するなどのように、放射線源2220の水平移動を制御するように構成される。

【0119】

いくつかの実施形態において、シールド2240は、ベース2260に配置され、ベース2260に接続され、固定される。いくつかの実施形態において、搬送装置2210は、PETスキャナーを較正するために用いられる。ベース2260を移動させて搬送装置2210の位置を調整して、放射線源2220を目標位置に移動させる。シールド224

50

0 は、放射線の放出量を低減する。

【0120】

いくつかの実施形態において、調整部品2250は、固定部品2251及び押し込み部品2253を含む。押し込み部品2253は、固定部品2251に接続される。押し込み部品2253は、固定部品2251に固定された放射線源2220の位置を調整するように構成される。

【0121】

図22A及び図22Bに示すように、放射線源2220を開始ステーションに移動させる。図22Bに示すように、放射線源2220は、搬送装置2210によってPETスキャナ2230において部分的に移動する。消滅イベントは、PETスキャナ2230内に位置する放射線源2220の部分において発生し、光子が生成される。PETスキャナ2230の結晶素子は、光子を受け取り、光子のTOFを計算するように構成される。その後、放射線源2220を搬送装置2210の中に戻す。

10

【0122】

いくつかの実施形態において、押し込み部品2253は、スライダ及び駆動部品を含んでもよく、スライダは、駆動部品によって駆動されて、固定部品2251に固定された放射線源の移動を制御する。

【0123】

いくつかの実施形態において、シールド2240の側壁は、規則的な形状であってもよく、かつその中に中心線を有する。PETスキャナの左上及び右上に位置するレーザーランプは、放射線源2220を位置決めする。いくつかの実施形態において、レーザは、シールド2240の側壁の中心線と整列されてよい。

20

【0124】

いくつかの実施形態において、シールド2240の内壁にリードレール2270が取り付けられてよい。リードレール2270は、右側から開口部2221まで、シールド2240を横切って、水平に伸びる。リードレール2270は、押し込み部品2253とシールド2240の内壁との間の摩擦を低減するために用いられる。放射線源2220は、調整部品2250によってリードレール2270に沿って移動する。例えば、放射線源2220は、シールド2240の外に移動してもよく、シールド2240の中に戻って移動してよい。

30

【0125】

いくつかの実施形態において、少なくとも2つの制限部2280は、リードレール2270に取り付けられてよい。いくつかの実施形態において、制限部2280は、機械的リミットスイッチを含む。押し込み部品2250は、自動的又は手動で移動する。

【0126】

いくつかの実施形態において、少なくとも制限部2280は、電気的リミットスイッチを含んでもよく、押し込み部品が目標位置に到達したときに、該電気的リミットスイッチは、押し込み部品2150の移動を止めるために用いられる。

【0127】

いくつかの実施形態において、ベース2260は、移動部品2265を含む。いくつかの実施形態において、移動部品2265は、図22A及び図22Bに示すようなホイールを含む。いくつかの実施形態において、移動部品2265は、地面に配置された移動レールと噛み合う噛み合い歯車を含む。移動レールは、搬送装置2210を移動させるために用いられる。

40

【0128】

図23Aは、本開示のいくつかの実施形態に係る搬送装置2310の正面図を示す。図23Bは、本開示のいくつかの実施形態に係る搬送装置2310の側面図を示す。

【0129】

いくつかの実施形態において、いくつかの実施形態において、シールド2340は、回転部品2363によりベース2361に接続されてよい。回転部品2363は、シールド

50

2340を回転させるために用いられる。いくつかの実施形態において、ベース2361は、支持部と、支持部の2つの反対側に位置する回転部品2363によりシールド2340に接続された2つの把持アーム2362とを含む。いくつかの実施形態において、溝2364は、ベース2361に設けられてよい。溝2364は、シールド2340の開口部2321と適合するために用いられる。いくつかの実施形態において、シールド2430の開口部2321は、図に示すような円弧であってよい。

【0130】

放射線源が搬送装置2310によって移動するとき、回転部品2363は、シールド2340の開口部2321が溝2364内に保持されるように、時計回り又は反時計回りのいずれかに回転されてシールド2340の移動を制御する。その結果、放射線源は、シールド2340内に閉じ込められ、かつ搬送装置2310のオペレータに有害な放射線を放射しない。

10

【0131】

いくつかの実施形態において、ベース2361は、移動部品2365を含む。いくつかの実施形態において、移動部品2365は、図23A及び図23Bに示すようなホイールを含む。これらの実施形態は、図面のいくつかの図を通して搬送装置2310を移動させる同様の構造を表す非限定的な例である。いくつかの実施形態において、移動部品2365は、地面に配置された移動レールと噛み合う噛み合い歯車を含む。いくつかの実施形態において、移動部品2365は、摩擦ホイールによって滑動できる摩擦駆動装置を含む。いくつかの実施形態において、移動部品2365は、チェーンによってホイールを駆動できるチェーン駆動装置を含む。いくつかの実施形態において、移動部品2365は、ベルトによってホイールを駆動できるベルト駆動装置を含む。

20

【0132】

図24～図27は、PETスキャナーの時間較正方法を示す。放射線源2503は、PETスキャナーのFOV内に配置されてよい。第1のTOF、第2のTOF、及び放射線源2503の位置に基づいて、PETスキャナーの時間オフセットを決定する。放射線源2503が移動可能である。LORの同時計数イベントデータに基づいて、第1のTOFを決定する。同時計数イベントデータに基づいて、放射線源2503の位置を決定する。放射線源2503の位置に基づいて、第2のTOFを計算する。第1のTOF及び第2のTOFに基づいて、PETスキャナーの時間オフセットを計算する。いくつかの実施形態において、時間オフセットは、チャンネル遅延であってよい。

30

【0133】

図25は、本開示のいくつかの実施形態に係るPETスキャナーの例示的な検出器リングを示す。いくつかの実施形態において、PETスキャナーは、複数の検出器リング2501を含む。検出器リングは、複数の検出器ユニット2502を含む。放射線源2503は、PETスキャナーのFOV内に配置されてよい。

【0134】

図26は、本開示のいくつかの実施形態に係るPETスキャナーの時間の較正プロセスを示す流れ図である。ステップ2601において、放射線源をPETスキャナーのFOV内に配置する。放射線源は、同時計数イベントを生成するために用いられる。複数の同時計数イベントのうちの1つの同時計数イベントは、2つの光子を生成する。2つの光子は、同じ線に沿って反対方向に進んでよい。2つの光子の追跡は、LORと呼ばれてよい。各同時計数イベントは、同時計数線に対応する。いくつかの実施形態において、放射線源は、中空円筒形の放射線源、中実円筒形放射線源、線形放射線源などであってよい。いくつかの実施形態において、放射線源は、対称であってよい。いくつかの実施形態において、放射線源は、非対称であってよい。いくつかの実施形態において、放射線源で満たされたファントムの部分の厚さは、均一であってよい。いくつかの実施形態において、放射線源で満たされたファントムの部分の厚さは、不均一であってよい。いくつかの実施形態において、PETスキャナーのFOVのサイズに基づいて、放射線源のサイズを決定する。いくつかの実施形態において、放射線源の直径は、 $D_{FOV}/2 \sim D_{FOV}$ の範囲であっ

40

50

てもよく、 D_{FOV} がFOVの半径方向の長さを示す。いくつかの実施形態において、放射線源の軸方向の長さは、FOVの軸方向の長さ以上であってよい。放射線源は、PETスキャナーの任意の適切な位置に配置されてよい。いくつかの実施形態において、放射線源の中心軸は、FOVの中心軸に平行であってよい。いくつかの実施形態において、放射線源の中心軸は、FOVの中心軸に平行でなくてよい。いくつかの実施形態において、放射線源は、FOVの中心に配置されてよい。いくつかの実施形態において、放射線源は、FOVの中心の周辺部分に配置されてよい。

【0135】

ステップ2603において、LORのTOFを計算する。いくつかの実施形態において、1つの検出器リング2501において2つの検出器ユニットを選択して、検出器ユニット対を形成する。LORは、2つの検出器ユニット2502を接続する線であり、LORは、放射線源2503を通過する。PETスキャナーのために複数のLORを決定する。図25に示すように、L1、L2、L3、L4、L5、L6は、PETスキャナーの例示的なLORであってよい。

【0136】

いくつかの実施形態において、テーブルを用いて同時計数イベントデータを記録する。いくつかの実施形態において、LOR(r_a 、 r_b 、 i_a 、 i_b)は、テーブル内の同時計数イベントを示し、ここで、 r_a 及び r_b は、検出器ユニット対の軸方向位置を示し、 i_a 及び i_b は、検出器ユニット対の円周方向位置を示し、かつ $i_a < i_b$ である。LORの総数は、

【数14】

[式12]

$$R_T^2 \frac{I_T(I_T - 1)}{2}$$

によって計算され、ここで、 R_T は、PETスキャナーの検出器リングの総数を示し、 I_T は、PETスキャナーの検出器リングの検出器ユニットの総数を示す。

【0137】

いくつかの実施形態において、図27に示すように、検出器リングのために第1の座標系($x-y$)を設定する。第1の座標系の x 軸及び y 軸によって決定される平面は、PETスキャナーの断面に平行で、検出器リングに平行であってよい。 xOy 平面内の各LORのために第2の座標系($S-T$)を設定する。いくつかの実施形態において、第2の座標系の水平軸は、LORに平行であってよい。図13に示すように、第1の座標系($x-y$)と第2の座標系($S-T$)との間の夾角は、 ϕ であってよい。いくつかの実施形態において、LOR(r_a 、 r_b 、 α 、 rad)は、サイノグラムにおける同時計数イベントを示し、ここで、 r_a 及び r_b は、検出器ユニット対の軸方向位置を示し、 α は、LORと第1の座標系($x-y$)の y 軸との間の夾角を示し、 rad は、LORと検出器リングの中心(図27に示すO)との間の距離を示す。

【0138】

いくつかの実施形態において、LORは、複数の同時計数イベントを含み、かつ各同時計数イベントは、TOFを有する。したがって、LORの第1のTOFは、同時計数イベントの全てのTOFの平均値であってよい。いくつかの実施形態において、LORの第1のTOFは、LOR上で発生した全ての同時計数イベントに基づいて決定されたヒストグラムの中心での時間値であってよい。

【0139】

いくつかの実施形態において、LORの第1のTOFは、LOR上で発生した全ての同時計数イベントに基づいて作成されたヒストグラムに基づいて取得されてよい。ヒストグラムの中心での時間値は、第1のTOFの時間値であってよい。いくつかの実施形態によって、第1のTOFは、

【数 1 5】

[式 1 3]

$$\delta t' = \frac{\sum_i \delta t_i n_i}{\sum_i n_i}$$

によって計算され、ここで、 i は、ヒストグラムの $b i n$ の指数を示し、 $i = -(N-1)/2, -(N-1)/2+1, \dots, 0, 1, 2, \dots, (N-1)/2$ であり、 N は、 $b i n$ の数を示し、 δt_i は、第 i 個の $b i n$ の第 1 の $T O F$ を示し、 n_i は、第 i 個の $b i n$ の同時計数イベントの数を示す。いくつかの実施形態において、 N は、奇数であってよい。

10

【0 1 4 0】

ステップ 2 6 0 5 において、放射線源の位置を決定し、かつ該位置に基づいて同時計数イベントの第 2 の $T O F$ を計算する。いくつかの実施形態において、放射線源の再構成画像に基づいて、放射線源の位置を決定する。

【0 1 4 1】

いくつかの実施形態において、 $x-y$ 座標と $S-T$ 座標との間の関係は、

【数 1 6】

[式 1 4]

$$t = y \cos \phi - x \sin \phi$$

20

によって計算され、ここで、 (x, y) は、 $x-y$ 座標系における放射線源の位置を示し、 (t, ϕ) は、 $S-T$ 座標系における放射線源の位置を示す。

【0 1 4 2】

いくつかの実施形態において、座標 (s, t) を決定した後に放射線源 2 5 0 3 の座標 (x, y) を計算する。

【0 1 4 3】

いくつかの実施形態において、 $L O R$ と放射線源 2 5 0 3 との交差部分の中心に基づいて、第 2 の $T O F$ を決定する。図 2 4 において、 $L O R$ $L 1$ が放射線源 2 5 0 3 を通過する。線分 MN は、 $L O R$ と放射線源との相互作用部分を示す。 Q は、線分 MN の中心を示す。 Q で発生した同時計数イベントの $T O F$ は、 $L 1$ に対する第 2 の $T O F$ として決定されてよい。

30

【0 1 4 4】

いくつかの実施形態において、 Q における同時計数イベントにおいて生成された 2 つの光子の移動長さの間の距離の差は、 $\delta 1$ として示されてよい。 $\delta 1$ は、

【数 1 7】

[式 1 5]

$$\delta 1 = 2 (y \cos \phi - x \sin \phi)$$

によって計算され、ここで (x_Q, y_Q) は、第 1 の座標系 $(x-y)$ における Q の座標を示し、 ϕ は、 $L 1$ と第 1 の座標系 $(x-y)$ の y 軸との間の夾角を示す。

40

【0 1 4 5】

Q における同時計数イベントにおいて生成された 2 つの光子の $T O F$ は、第 2 の $T O F$ δt として指定されてよい。 δt は、

【数 1 8】

[式 1 6]

$$\delta t = \delta 1 / c$$

によって計算され、ここで、 c は、光速を示す。

【0 1 4 6】

ステップ 2 6 0 7 において、複数本の $L O R$ の各々の同時計数イベントの第 1 の $T O F$

50

及び第2のTOFに基づいて、各LORの両端の検出器ユニットの時間オフセットを決定する。いくつかの実施形態において、時間オフセットは、検出器ユニットのチャンネル遅延であってよい。いくつかの実施形態において、LORの第1のTOFは、 $\delta t'$ として示されてよい。LORの第2のTOFは、 δt として示されてよい。 $\delta t'$ と δt との差は、 Δ_t として示されてよい。 Δ_t は、

【数19】

[式17]

$$\Delta_t = \delta t' - \delta t = TO_a - TO_b$$

によって計算され、ここで、 TO_a 及び TO_b は、2つの検出器ユニットのチャンネル遅延を示す。

10

【0147】

いくつかの実施形態において、チャンネル遅延のための連立方程式を設定する。いくつかの実施形態において、チャンネル遅延は、

【数20】

[式18]

$$HT = \Delta_t$$

【数21】

[式19]

20

$$H = \begin{bmatrix} 1 & -1 & 0 & 0 & \dots \\ 0 & 1 & -1 & 0 & \dots \\ 0 & 0 & 1 & -1 & \dots \\ & & & \dots & \dots \end{bmatrix}$$

【数22】

[式20]

$$T = \begin{pmatrix} TO_1 \\ TO_2 \\ TO_3 \\ \dots \end{pmatrix}$$

30

【数23】

[式21]

$$\Delta_t = \begin{pmatrix} \delta t'_1 - \delta t_1 \\ \delta t'_2 - \delta t_2 \\ \delta t'_3 - \delta t_3 \\ \dots \end{pmatrix}$$

40

によって計算され、ここで、Hは、係数行列を示し、Tは、LORの両端の2つの検出器ユニットのチャンネル遅延を示し、 Δ_t は、第1のTOF $\delta t'$ と第2のTOF δt との差を示す。

【0148】

いくつかの実施形態において、LORの両端の2つの検出器ユニットのための反復プロセスによって、チャンネル遅延を取得する。反復プロセスは、基準に基づいて終了する。いくつかの実施形態において、反復プロセスは、反復回数に基づいて終了する。いくつかの実施形態において、チャンネル遅延が閾値よりも小さい場合に反復プロセスが終了する。

50

【0149】

PETスキャナーによって再構成された画像のサイズに基づいて、第1の検出器ユニット及び対応する第2の検出器ユニットの相対的な位置を決定する。2次元画像再構成の場合、第1の検出器ユニットと第2の検出器ユニットは、同じ検出器リング内に位置する。3次元画像再構成の場合、第1の検出器ユニット及び第2の検出器ユニットは、同じ検出器リング内に位置する。

【0150】

ステップ2609において、ステップ2607で計算されたチャンネル遅延に基づいて、検出器ユニットを較正する。いくつかの実施形態において、チャンネル遅延に基づいて、実際の使用において検出器ユニットによって取得された生データを補正する。いくつかの実

10

【0151】

以上のように基本的な概念を説明してきたが、この詳細な開示を読むことで当業者に明らかとなるであろうが、上記の詳細な開示は単なる例示として、かつ限定するものではない。本明細書に明白に述べられていないが、当業者は、様々な変更、変形、及び修正を行うことが意図される。これらの変更、変形、及び修正は、本開示によって提示されることが意図され、かつ本開示の例示的な実施形態の趣旨及び範囲内である。

【0152】

20

さらに、本開示の実施形態を説明するために特定の用語が用いられている。例えば、用語「一実施形態」、「実施形態」及び／又は「いくつかの実施形態」は、この実施形態について説明された特定の特徴、構造又は特性が本開示の少なくとも1つの実施形態に含まれることを意味する。したがって、本明細書の様々な部分において2つ以上言及された「実施形態」又は「一実施形態」又は「代替実施形態」は、必ずしも同じ実施形態を指しているわけではないことが強調され、理解されるべきである。また、特定の特徴、構造、又は特性は、本開示の1つ以上の実施形態において適切に組み合わせられてよい。

【0153】

さらに、当業者に理解されるように、本開示の態様は、本明細書において、任意の新規かつ有用なプロセス、機械、製品又は組成物、又はそれらの新規かつ有用な改善を含む複数の特許可能なクラス又は状況のいずれかで図示され記載される。したがって、本開示の各態様は、完全にハードウェアにより実施され、完全にソフトウェア（ファームウェア、常駐ソフトウェア、マイクロコードなどを含む）により実施され、一般的に全て「ブロック」、「モジュール」、「エンジン」、「部」、「部品」、又は「システム」と呼ばれるソフトウェア及びハードウェアの実装を組み合わせる実施する。さらに、本開示の態様は、具現化されたコンピュータ可読プログラムコードを有する1つ以上のコンピュータ可読媒体に具現化されたコンピュータプログラム製品の形態を取ることができる。

30

【0154】

コンピュータ可読信号媒体は、例えば、ベースバンドにおける又は搬送波の一部としての、コンピュータ可読プログラムコードがそこに具現化された伝播データ信号を含む。そのような伝播信号は、電磁気、光学的、又はそれらの任意の適切な組み合わせを含む様々な形態のいずれかを取ることができる。コンピュータ可読信号媒体は、コンピュータ可読記憶媒体ではなく、かつ指令実行システム、装置、もしくはデバイスによる使用のための又はそれらに関係したプログラムを通信、伝播又は輸送することができる、あらゆるコンピュータ可読媒体であってよい。コンピュータ可読信号媒体上に具現化されるプログラムコードは、無線、有線、光ファイバケーブル、RFなど、又は上記のもののあらゆる適切な組み合わせを含むがそれに限定されない、あらゆる適切な媒体を使用して伝達されてよい。

40

【0155】

本開示の態様のための動作を実行するためのコンピュータプログラムコードは、1つ以

50

上のプログラミング言語の組み合わせにより書かれてよく、それらの言語としては、Java（登録商標）、Scala、Smalltalk、Eiffel、JADE、Emerald、C++、C#、VB、NET、Pythonなどのようなオブジェクト指向プログラミング言語、「C」プログラミング言語、Visual Basic、Fortran 2003、Perl、COBOL 2002、PHP、ABAPのような従来の手続き型プログラミング言語、Python、Ruby、Groovyなどのような動的プログラミング言語、又は他のプログラミング言語などが挙げられる。プログラムコードは、全てユーザのコンピュータ上で、部分的にユーザのコンピュータ上で、独立のソフトウェアパッケージとして、部分的にユーザのコンピュータ上かつ部分的に遠隔コンピュータ上で、又は全て遠隔のコンピュータもしくはサーバ上で実行されてよい。後者のシナリオでは、遠隔コンピュータは、ローカルエリアネットワーク（LAN）もしくはワイドエリアネットワーク（WAN）を含む任意の種類のネットワークを介してユーザのコンピュータに接続されてよく、又は、外部コンピュータに接続されてよい（例えば、インターネットサービスプロバイダを使用したインターネットを介して）、又はクラウドコンピューティング環境内で、又はサービスとしてのソフトウェア（SaaS）などのサービスとして提供されてよい。

10

【0156】

さらに、処理要素又はシーケンスの列挙された順序、又は数字、文字、又は他の名称の使用は、特許請求の範囲に特定される場合を除いて、請求されたプロセス及び方法を任意の順序に限定することを意図するものではない。上記開示は、様々な実施例を通して、本開示の様々な有用な実施形態であると現在考えられているものを論じているが、そのような詳細は、説明の目的のためのみであり、添付の特許請求の範囲は、これとは逆に、開示された実施形態の趣旨及び範囲内にある修正及び均等な組み合わせを包含することが意図されている。例えば、上述した様々な部品の実装は、ハードウェア装置内に実装されてよいが、ソフトウェアのみの解決策として実装されてよく、例えば、既存のサーバー又はモバイル装置上にインストールされる。

20

【0157】

同様に、本開示の実施形態の前述の説明において、様々な特徴は、1つ以上の本発明の実施形態の理解を支援するように開示を合理化する目的で、1つの実施形態、図、又はその説明でまとめられることが理解されるべきである。しかしながら、この開示の方法は、クレームに記載された対象が各クレームに明示的に記載されたより多くの特徴を必要とするという意図を反映するものとして解釈されるべきではない。むしろ、本発明の実施形態の特徴は、上述した単一の実施形態の全ての特徴よりも少ないものである。

30

【0158】

いくつかの実施形態において、本願の特定の実施形態に記載及び請求するための成分の量と、分子量、反応条件などのような特性とを示す数字は、ある場合には「約」、「おおよその」又は「実質的に」で修正されるものとして理解されるべきである。例えば、「約」、「おおよその」又は「実質的に」は、別段の指示がない限り、それが記載する値の±20%の変動を示す。したがって、いくつかの実施形態において、明細書及び添付された特許請求の範囲に記載された数値パラメータは、特定の実施形態により得ることが求められている所望の特性によって変化し得る近似値である。いくつかの実施形態において、数値パラメータは、報告された有効桁数の数値に照らし、かつ通常の概数技法を適用することによって、少なくとも解釈されるべきである。本発明のいくつかの実施形態の広い範囲を示す数値範囲及びパラメータは近似値であることにかかわらず、特定の実施例に記載の数値は、可能な限り正確に報告されている。

40

【0159】

本明細書で言及された特許、特許出願、特許出願の刊行物、及び記事、書籍、仕様書、刊行物、文書、物などのような他の資料の各々は、その全体が全ての目的のために本明細書に参照として引用されるが、これに関連する訴追ファイルの履歴、本書と矛盾するか、又は矛盾するもの、又は現在もしくは後に特許請求の範囲の最も広い範囲について限定的

50

な影響を及ぼす可能性がある任意のものを除く。ほんの一例として、組み込まれた資料のいずれかに関連する用語の説明、定義、及び／又は使用と本明細書に関連する用語との間に矛盾又は相反する内容がある場合、本明細書における用語の説明、定義、及び／又は使用が優先する。

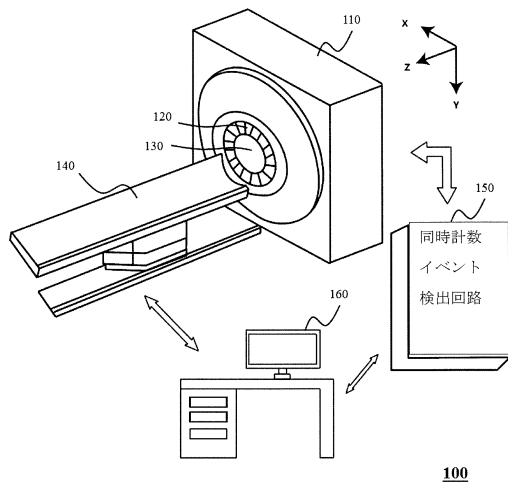
【0160】

最後に、本明細書で開示される本願の実施形態は、本願の実施形態の原理の例示を目的とすることが理解されるべきである。採用され得る他の修正も、本願の範囲内にあり得る。したがって、限定ではなく例として、本明細書の教示に従って、本願の実施形態の代替構成を利用することができる。したがって、本願の実施形態は、図示し説明したものに厳密に限定されない。

10

【図1】

〔図1〕



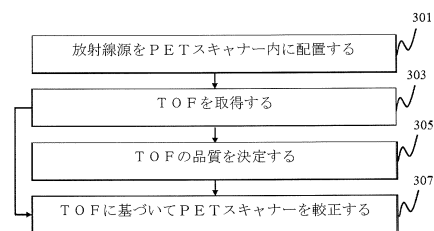
【図2】

〔図2〕



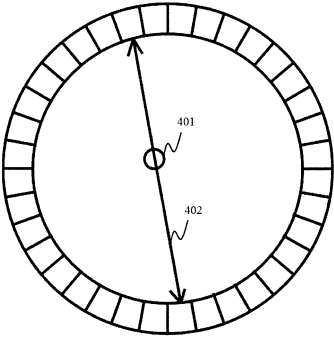
【図3】

〔図3〕



【図 4】

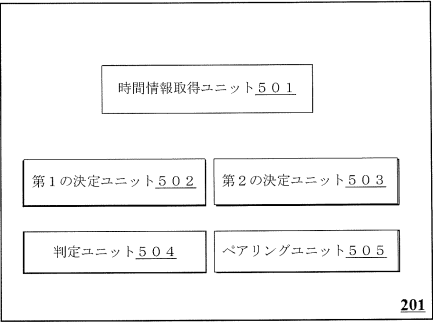
[図 4]



400

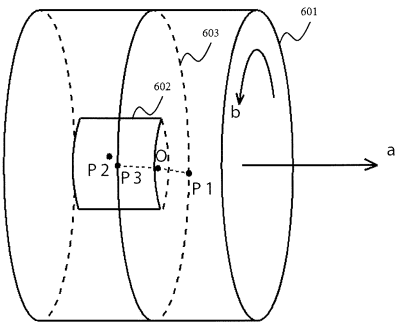
【図 5】

[図 5]



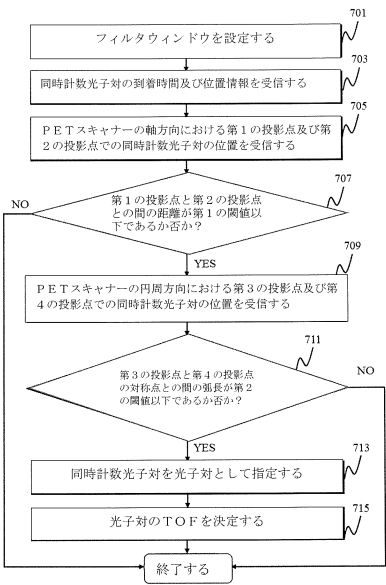
【図 6】

[図 6]



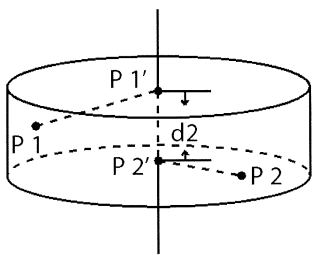
【図 7】

[図 7]



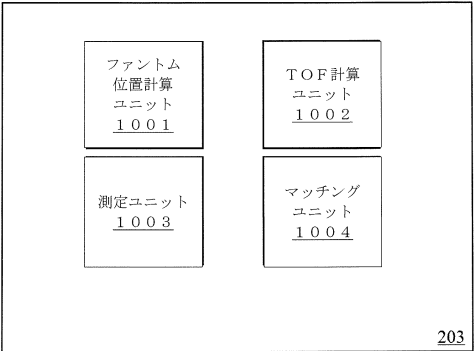
【図 8】

[図 8]



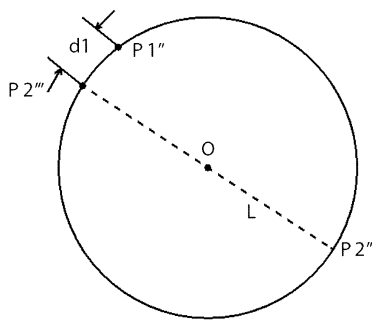
【図 1 0】

[図 1 0]



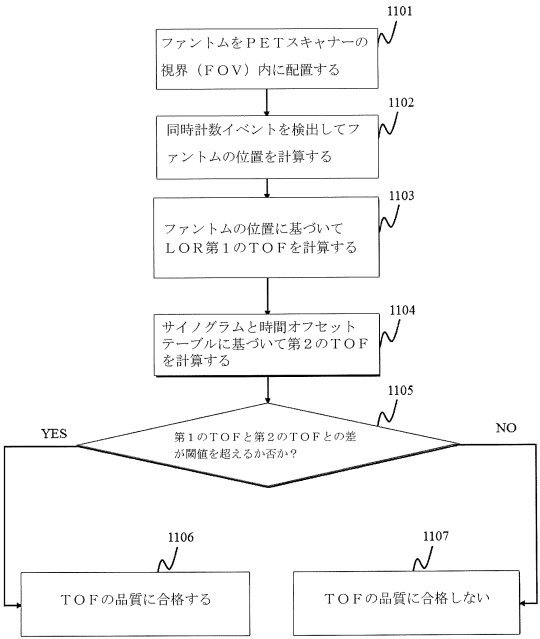
【図 9】

[図 9]



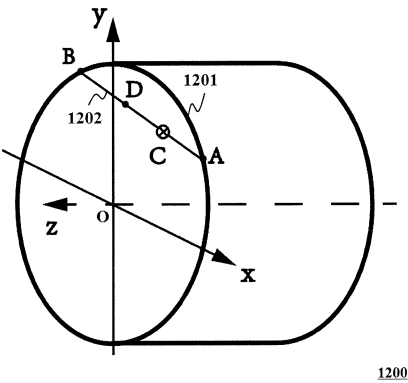
【図 1 1】

[図 1 1]



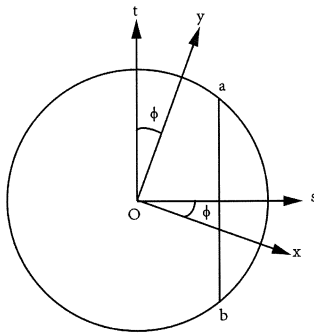
【図 1 2】

[図 1 2]



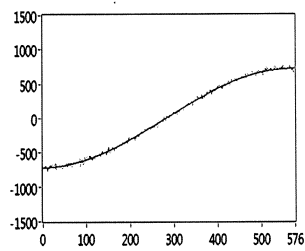
【図 1 3】

[図 1 3]



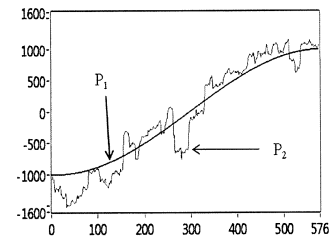
【図 1 4 A】

[図 1 4 A]



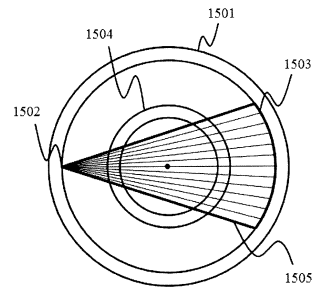
【図 1 4 B】

[図 1 4 B]



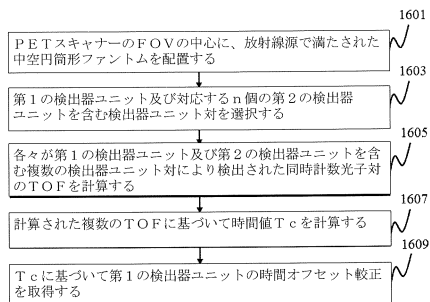
【図 1 5】

[図 1 5]



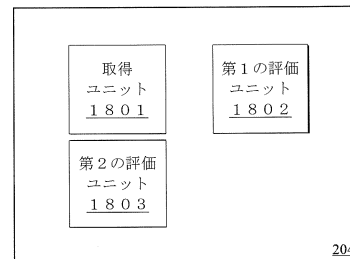
【図 1 6】

[図 1 6]



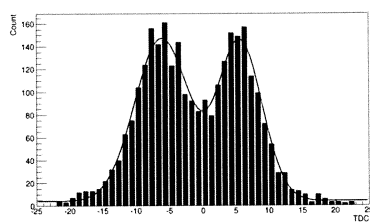
【図 1 8】

[図 1 8]



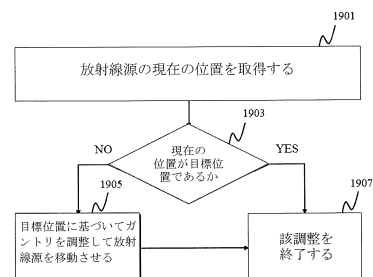
【図 1 7】

[図 1 7]



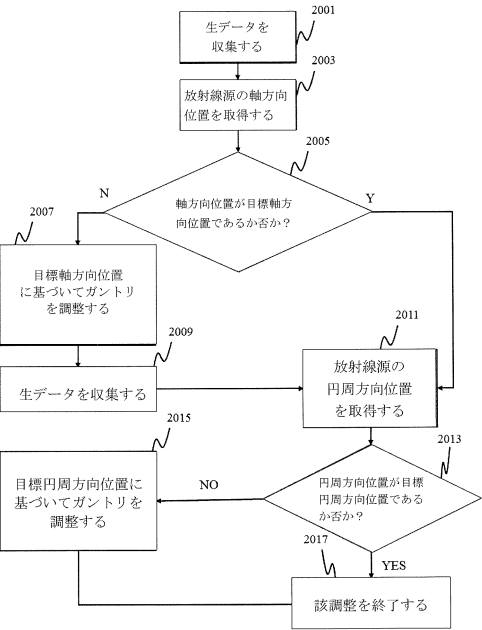
【図 1 9】

[図 1 9]



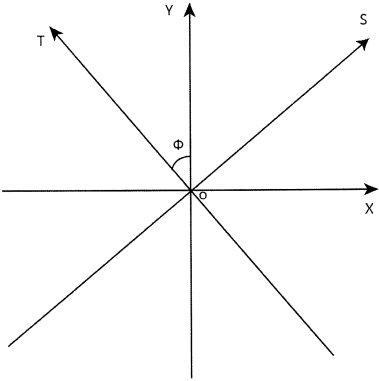
【図 2 0】

[図 2 0]



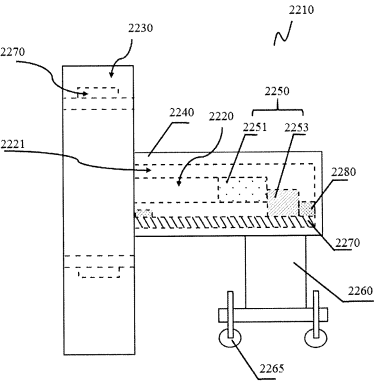
【図 2 1】

[図 2 1]



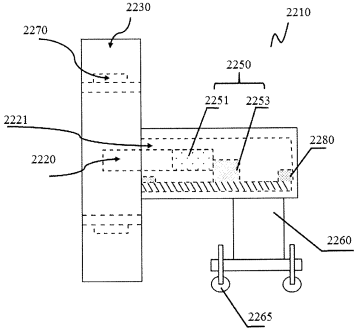
【図 2 2 A】

[図 2 2 A]



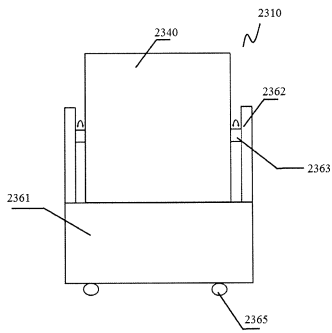
【図 2 2 B】

[図 2 2 B]



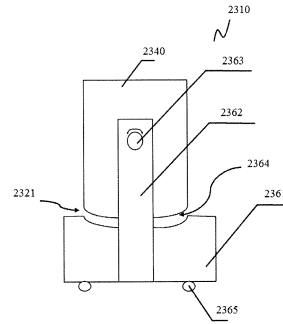
【図 2 3 A】

[図 2 3 A]



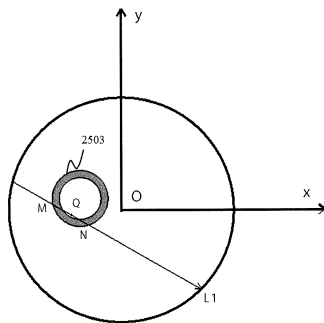
【図 2 3 B】

[図 2 3 B]



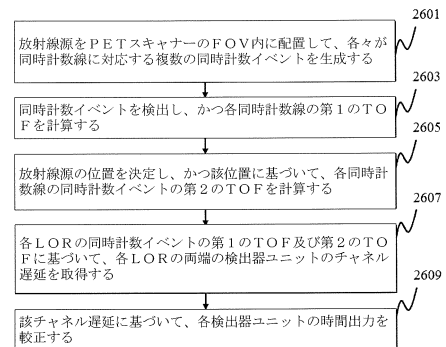
【図 2 4】

[図 2 4]



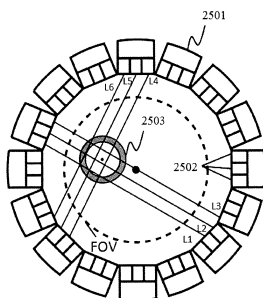
【図 2 6】

[図 2 6]



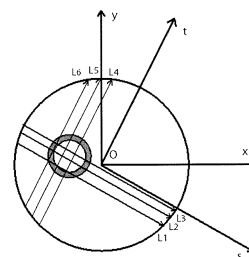
【図 2 5】

[図 2 5]



【図 2 7】

[図 2 7]



フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I
G 0 1 T 1/172
G 0 1 T 7/00 C

(31)優先権主張番号 201511031899.4
(32)優先日 平成27年12月31日(2015.12.31)
(33)優先権主張国・地域又は機関
中国(CN)
(31)優先権主張番号 201521140680.3
(32)優先日 平成27年12月31日(2015.12.31)
(33)優先権主張国・地域又は機関
中国(CN)

(74)代理人 100136098
弁理士 北野 修平

(74)代理人 100137246
弁理士 田中 勝也

(74)代理人 100148356
弁理士 西村 英人

(74)代理人 100183656
弁理士 庄司 晃

(72)発明者 シンユー リュウ
中華人民共和国, 201807, シャンハイ, ジアディン インダストリアル ディストリクト,
チェンバイ ロード ナンバー2258

(72)発明者 チーシアン ザン
中華人民共和国, 201807, シャンハイ, ジアディン インダストリアル ディストリクト,
チェンバイ ロード ナンバー2258

(72)発明者 ウェンビン ソン
中華人民共和国, 201807, シャンハイ, ジアディン インダストリアル ディストリクト,
チェンバイ ロード ナンバー2258

(72)発明者 ジージュン ジ
中華人民共和国, 201807, シャンハイ, ジアディン インダストリアル ディストリクト,
チェンバイ ロード ナンバー2258

(72)発明者 ウェイビン リウ
中華人民共和国, 201807, シャンハイ, ジアディン インダストリアル ディストリクト,
チェンバイ ロード ナンバー2258

審査官 松岡 智也

(56)参考文献 特開2012-021976(JP, A)
米国特許出願公開第2011/0127413(US, A1)
Jorge Uribe et al., "Coincidence Time Correction (CTC) Method for TOF-PET Scanners with Correction to Account for Misalignment of Calibration Phantom", 2013 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference (2013 NSS/MIC), 2013年, pp.1-3, doi : 10.1109/NSSMIC.2013.6829088.

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
G 0 1 T 1/161-1/166

IEEE Explore