

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5174813号  
(P5174813)

(45) 発行日 平成25年4月3日(2013.4.3)

(24) 登録日 平成25年1月11日(2013.1.11)

(51) Int.Cl. F I  
**GO 1 T 1/161 (2006.01)** GO 1 T 1/161 A

請求項の数 19 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2009-520966 (P2009-520966)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成19年7月18日 (2007.7.18)		コーニンクレッカ フィリップス エレク
(65) 公表番号	特表2009-544944 (P2009-544944A)		トロニクス エヌ ヴィ
(43) 公表日	平成21年12月17日 (2009.12.17)		オランダ国 5621 ベーアー アイン
(86) 国際出願番号	PCT/US2007/073730		ドーフエン フルーネヴァウツウェッハ
(87) 国際公開番号	W02008/011436		1
(87) 国際公開日	平成20年1月24日 (2008.1.24)	(74) 代理人	100070150
審査請求日	平成22年7月15日 (2010.7.15)		弁理士 伊東 忠彦
(31) 優先権主張番号	60/807,938	(74) 代理人	100091214
(32) 優先日	平成18年7月21日 (2006.7.21)		弁理士 大貫 進介
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100107766
			弁理士 伊東 忠重

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 TOF PETの再構成を改良するための方法及びシステム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

第1のLORに対応する第1の時間分解能に基づいて、前記第1のLORに沿った第1の陽電子消滅事象の位置を推定する工程；

第2のLORに対応する第2の時間分解能に基づいて、前記第2のLORに沿った第2の陽電子消滅事象の位置を推定する工程、ここで前記第2の時間分解能は前記第1の時間分解能とは異なり、前記第2のLORは前記第1のLORとは異なり、且つ前記第2のLORは前記第1のLORに平行である；

前記第1の陽電子消滅事象及び前記第2の陽電子消滅事象を示すリストモードデータを生成する工程；及び

推定された前記位置を用いて、前記陽電子消滅事象を示す画像データを再構成する工程であり、リストモード再構成技法を用いて前記画像データを再構成することを含む、再構成する工程；

を含む、TOF PETの方法。

【請求項2】

前記第1の陽電子消滅事象は、TOF PET走査器を用いて測定され、かつ、前記第1の時間分解能は、前記走査器の測定された時間分解能の関数で与えられる、請求項1の方法。

【請求項3】

前記第1の陽電子消滅事象は、放射線検出器を用いて測定され、かつ、前記第1の時間

分解能は、前記放射線検出器の幾何学的特性に基づいて決められる、請求項 1 の方法。

【請求項 4】

記憶器から前記第 1 の時間分解能及び前記第 2 の時間分解能を得る工程を含む、請求項 1 の方法。

【請求項 5】

前記記憶器は、複数の画素を含むシンチレータにおける複数の位置の各々についての時間分解能の値と、複数の L O R の各々についての時間分解能の値とのうちの 1 つを含む、請求項 4 の方法。

【請求項 6】

前記第 1 の時間分解能及び前記第 2 の時間分解能は：

測定された時間分解能；

放射線検出器の幾何学的特性；及び

事象のデータ率；

のうちの、少なくとも 2 つの関数で与えられる、請求項 1 の方法。

【請求項 7】

第 1 の光子の D O I を測定する工程；及び

測定された前記 D O I を用いて、前記第 1 の時間分解能を定める工程；

を含む、請求項 1 の方法。

【請求項 8】

第 1 の L O R に対応する第 1 の時間分解能値を用いて、前記第 1 の L O R に沿った第 1 の陽電子消滅事象の位置を推定する手段；

第 2 の L O R に対応する第 2 の時間分解能値を用いて、前記第 2 の L O R に沿った第 2 の陽電子消滅事象の位置を推定する手段、ここで前記第 2 の時間分解能値は前記第 1 の時間分解能値とは異なり、前記第 2 の L O R は前記第 1 の L O R とは異なり、且つ前記第 2 の L O R は前記第 1 の L O R に平行である；

前記第 1 の陽電子消滅事象及び前記第 2 の陽電子消滅事象を示すリストモードデータを生成する手段；及び

推定された前記位置を用いて、前記陽電子消滅事象を示す画像データを再構成するための再構成器であり、リストモード再構成技法を用いて前記画像データを再構成する再構成器；

を含む、T O F P E T の装置。

【請求項 9】

放射線検出器；及び

前記放射線検出器における複数の位置についての時間分解能を示す時間分解能データを格納するための手段；

を含む、請求項 8 の装置。

【請求項 10】

複数の画素を含むシンチレータを含む、請求項 8 の装置。

【請求項 11】

シンチレータ及び前記シンチレータと光学的に連結するシリコン光電子増倍器を含む、請求項 8 の装置。

【請求項 12】

命令を含むコンピュータ読み取り可能記憶媒体であって、前記命令は、コンピュータによって実行されるときに、前記コンピュータに；

平行な L O R に沿った複数の陽電子消滅事象に対する 2 次の時間データを得る工程、ここで前記 2 次の時間データは、少なくとも第 1 の値及び第 2 の値を含み、ここで前記第 1 の値と前記第 2 の値とは異なる；

前記 2 次の時間データを用いて、L O R に沿った陽電子消滅事象の位置を推定する工程；

前記複数の陽電子消滅事象を示すリストモードデータを得る工程；及び

10

20

30

40

50

前記 2 次の時間データを用いて、前記複数の陽電子消滅事象を示す画像データを再構成する工程であり、リストモード再構成技法を用いて前記画像データを再構成することを含み、再構成する工程；

を含む方法を実行させる、コンピュータ読み取り可能記憶媒体。

【請求項 13】

前記方法は：

陽電子消滅事象の L O R の位置を判断する工程；及び

判断された前記位置を用いて、前記陽電子消滅事象について 2 次の時間データを得る工程；

を含む、請求項 12 のコンピュータ読み取り可能記憶媒体。

10

【請求項 14】

前記方法は：

陽電子消滅事象について、エネルギーと D O I とのうちの、少なくとも 1 つを測定する工程；及び

測定された前記エネルギーと測定された前記 D O I とのうちの、前記少なくとも 1 つを用いて、前記陽電子消滅事象について 2 次の時間データを得る工程；

を含む、請求項 12 のコンピュータ読み取り可能記憶媒体。

【請求項 15】

前記方法は：

複数の陽電子消滅事象について、1 次の時間データを得る工程、ここで前記 1 次の時間データは、少なくとも第 1 の値及び第 2 の値を含み、ここで前記第 1 の値と前記第 2 の値とは異なる；及び

20

前記 1 次の時間データを用いて、前記複数の陽電子消滅事象を示す画像データを再構成する工程；

を含む、請求項 12 のコンピュータ読み取り可能記憶媒体。

【請求項 16】

陽電子消滅事象は、PET 走査器を用いて検出され、かつ、2 次の時間データを得る前記工程は、前記走査器の測定された時間分解能に基づく 2 次の時間データを得る工程を含む、請求項 12 のコンピュータ読み取り可能記憶媒体。

【請求項 17】

2 次の時間データを得る前記工程は、記憶器から 2 次の時間データを得る工程を含む、請求項 12 のコンピュータ読み取り可能記憶媒体。

30

【請求項 18】

ガンマ放射線検出器；

前記ガンマ放射線検出器に結合して動作する同時検出器；

データを含む記憶器、ここで前記データは、前記ガンマ放射線検出器のガンマ線検出面における複数の位置での前記ガンマ放射線検出器の様々な時間分解能を示す；

陽電子消滅事象を示すリストモードデータを生成する生成器；並びに

前記同時検出器及び前記記憶器に結合して動作する再構成器、ここで前記再構成器は、リストモード再構成技法と、前記記憶器からの前記異なる時間分解能データとを使って、陽電子消滅事象を示す画像データを生成し、ここで、前記陽電子消滅事象は、互いに平行な複数の L O R に沿っており、前記同時検出器によって識別される；

40

を含む装置。

【請求項 19】

前記記憶器は、複数の L O R の各々に沿った時間分解能を示すデータを含む、請求項 18 の装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本願発明は、陽電子画像化に関する。本願発明は、とりわけ、飛行時間（以下「TOF

50

」という。)を用いる陽電子放射断層撮像法(以下「PET」という。)に関する。本願発明は、とりわけ医療におけるPETに応用を見出している。しかし、本願発明は、臨床前環境のPET及び他の非医療環境のPETにも応用を見出している。本願発明は同様に、TOF情報を活用する他の状況にも、応用を見出している。

【背景技術】

【0002】

PETは核医学の1部門である。PETでは、陽電子を放出する放射性医薬品を、患者の体内又は他の検査する対象の内部に注入する。放射性医薬品が崩壊する際に、陽電子を生成する。生成された陽電子は、電子と反応して消滅する。いわゆる対消滅という事象である。対消滅により、同時に2つの511keVのガンマ線が生じる。この2つのガンマ線は実質的に正反対の方向に放射される。この2つのガンマ線が作る直線を反応線(ライン・オブ・レスポンス)(以下「LOR」という。)という。2つのガンマ線を、同時と判断されるある時間間隔以内に検出すると、通常、PET走査器は、陽電子が電子と対消滅を起したものとして記録する。典型的な走査では、このような対消滅の事象を数百万も検出する。この結果を用いて、対象の内部の放射性核種の分布を示す、画像及び他の情報を生成する。

10

【0003】

PETシステムは、病気の診断と治療に関して広く使われている。例えば、腫瘍学、心臓病学、機能的研究、及び他の応用がある。シンチレーターの反応時間の限界や他の要因によって、従来のPETシステムはTOF情報を集めていなかった。従って、画像の再構成器には、LORに沿って対消滅が起こった位置について、いかなる情報も与えられなかった。TOFを使わないシステムは、医療及び他の応用で広く使われているが、結果の画像データの品質は、あまり良くない。

20

【0004】

近年、TOFを利用するPETシステムが使えるようになってきた。TOF PETでは、同時に生成される1対のガンマ線を2か所で検出する間の時間差を計る。この時間差を用いて、検出したLORに沿ったどの位置で対消滅が起こったかを示す情報を提供する。しかし、TOF PETシステムを実用化する際に、性能に影響する要因がある。1つの要因は、TOFを測定する時間分解能である。実際のシステムでは有限の時間分解能しかないので、対消滅が起こった位置を厳密に測定することはできない。従って、対消滅が起こった位置を、それぞれのLORに沿った、ある範囲の内部の位置として推定していた。より詳しくは、1つの時間分解能の値を、大域的に、即ち、システム全体で共通に適用していた。これにより、様々なLORに沿って検出された対消滅の事象の位置を推定していた。この大域的な推定を、画像の再構成の処理過程で用いて、結果の画像の品質を向上させていた。

30

【0005】

放射線量と画像化時間が同じであれば、TOFシステムは一般に、非TOFシステムと比べて、より品質の高い画像を生成する。別の観点からすると、TOFシステムは一般に、非TOFシステムと比べて、同じくらいの品質の画像であれば、より少ない放射線量及び/又はより短い画像化時間で得ることができる。

40

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

TOFシステムは、従来の非TOFシステムと比べて、より高い画像品質を効率的に提供することが判ってはいる。しかし、改良の余地もある。とりわけ、システムからのTOF情報を更により効率的に活用することが望まれている。これにより、結果の画像データの品質を更に向上させる。

【0007】

本願発明の諸観点は、この課題及び他の課題を解決しようとする。

【課題を解決するための手段】

50

## 【 0 0 0 8 】

本願発明の1つの観点によれば、TOF PETの方法は次の工程を含む：  
 第1の時間分解能に基づいて、第1の陽電子消滅事象の位置を推定する工程；  
 第2の時間分解能に基づいて、第2の陽電子消滅事象の位置を推定する工程；及び  
 推定された位置を用いて、陽電子消滅事象を示す画像データを再構成する工程。

## 【 0 0 0 9 】

ここで第2の時間分解能は、第1の時間分解能とは異なる。

## 【 0 0 1 0 】

本願発明の別の観点によれば、TOF PET装置は次の手段を含む：  
 第1の時間分解能値を用いて、第1の陽電子消滅事象の位置を推定するための手段； 10  
 第2の時間分解能値を用いて、第2の陽電子消滅事象の位置を推定するための手段；  
 推定された位置を用いて、陽電子消滅事象を示す画像データを再構成するための再構成器。

## 【 0 0 1 1 】

ここで第2の時間分解能値は、第1の時間分解能値とは異なる。

## 【 0 0 1 2 】

本願発明の別の観点によれば、計算機可読格納媒体は命令を含む。この命令を計算機が実行すると、計算機は方法を実行する。この方法は、複数の陽電子消滅事象に対する2次の時間データを得る工程を含む。2次の時間データは、少なくとも第1の値及び第2の値を含む。第1の値と第2の値は異なる。 20

## 【 0 0 1 3 】

この方法はまた、2次の時間データを用いて、陽電子消滅事象を示す画像データを再構成する工程を含む。

## 【 0 0 1 4 】

本願発明の別の観点によれば、装置は次を含む：ガンマ放射線検出器；ガンマ放射線検出器に結合して動作する同時検出器；データを含む記憶器、ここでデータは、ガンマ放射線検出器のガンマ線検出面における複数の位置でのガンマ放射線検出器の時間分解能を示す；並びに、同時検出器及び記憶器に結合して動作する再構成器。再構成器は、リストモード再構成技法と、記憶器からの時間分解能データとを使って、同時検出器が識別した陽電子消滅事象を示す画像データを生成する。 30

## 【 0 0 1 5 】

本願発明の別の観点によれば、方法は次の工程を含む：  
 TOF PETシステムの部品を交換する工程；及び  
 システムの記憶器に含まれる時間分解能値を更新する工程。

## 【 0 0 1 6 】

部品はシステムの時間分解能に影響する。記憶器は複数の時間分解能値を含む。

## 【 0 0 1 7 】

当業者は後述の詳細な記載を読みかつ理解することによって本願発明の更に別の観点を認識できる。本願発明は様々な部品の形態及び諸部品の配置の形態並びに様々な工程の形態及び諸工程の配置の形態を取り得る。図面を本願発明の好適な実施形態を例示する目的のためだけに示す。図面を本発明を限定するものと解釈すること能わず。 40

## 【図面の簡単な説明】

## 【 0 0 1 8 】

【図1】TOF PET画像化システムを示す。

【図1A】PET検出器の横断面を示す。

【図2】2次の時間分解能データを示す。

【図3】画像化方法を示す。

【図4】TOF PETシステムの部品を交換する方法を示す。

## 【発明を実施するための形態】

## 【 0 0 1 9 】

図1を参照する。PETシステム100は、ガントリー102及び放射線検出器106を含む。後に詳細に述べる通り、検出器106は、時間の精確度について、有意なばらつきがあり得る。例えば、放射線検出器のある区画と別の区画では、時間の精確度について、有意なばらつきがあり得る。放射線検出器のある部品と別の部品でも、時間の精確度について、有意なばらつきがあり得る。放射線検出器のあるシンチレータ結晶（又は結晶の区画）と別のシンチレータ結晶（又は結晶の区画）とですら、時間の精確度について、有意なばらつきがあり得る。システム全体で共通の時間分解能を用いれば、システムの平均的な振る舞いを、そこそこに記述できる。しかし、放射線検出器の要素の局所的で個別の特性は失われてしまう。従って、放射線検出器のこのようなばらつく特性を、より精確に明らかにすることが望ましい。

10

#### 【0020】

放射線検出器106は、検査領域108を凡そ円筒状に取り巻くように配置される。放射線検出器106は、縦方向即ちz軸方向にも延びる。放射線検出器106は、シンチレータ107を含む。シンチレータ107は、陽電子が消滅した事象の特徴である511keVのガンマ線を、蛍光に変換する。光検出器109は、シンチレータ107と光学的に連結して配置される。光検出器109は、シンチレータの発光を検出し、それに対応する電気信号を生成する。システム100の時間分解能は、シンチレータ107、光検出器109、及び放射線検出器106の他の部品の、時間反応特性に直接関連する。従って、放射線検出器106は、有利には、比較的高速な時間反応特性を持つシンチレータ107の材料及び光検出器109から製造される。シンチレータ107の1つの適切な材料は、ルテチウム・イットリウム・オルソシリケート(LYSO)である。適切な光検出器109は、光電子増倍管(以下「PMT」という。)及びシリコン光電子増倍器(SiPM)を含む。応用に固有の要求に従って、シンチレータ107の材料、光検出器109及び放射線検出器106の別の構成を実装してもよい。

20

#### 【0021】

対象支持台116は、撮像する患者又は他の対象118を検査領域108に支持する。対象支持台116は、有利には、PETシステム100の動作に合わせて、検査領域108の内部を動くことができる。これにより、対象118の位置決めを容易にする。また、必要に応じて、対象118を、複数の離散的な又は連続的な移動する軸の位置で走査できる。

30

#### 【0022】

データ収集システム120は、放射線検出器106が検出した様々なガンマ線光子を示す情報を生成する。この情報は、次に関する1つ以上のデータを含んでもよい：放射線検出器106でガンマ線光子を検出した位置；光子のエネルギー；検出した時刻；光子を検出した深さ方向の位置情報(以下「DOI」という。)；検出数；等。放射線検出器106と同様に、データ収集システム120の様々な部品の特性は、時間の計測に影響を与え得る。従って、データ収集システム120の様々な部品の特性は、システム100の時間分解能にも影響を与え得る。

#### 【0023】

同時識別システム122は、データ収集システム120から情報を受け取り、陽電子消滅事象から生じたガンマ線光子の対を識別する。同時識別システム122はまた、様々な事象の各々について、事象データを生成する。事象データを、好適にはリストモードで生成する。事象データは、典型的には次を含む：LORの位置若しくは座標；TOF情報、例えば最も可能性の高い位置(以下「MLP」という。)；及び、各事象又は検出数について、他の望ましい情報。

40

#### 【0024】

再構成器129は、計算処理装置130を含む。計算処理装置130は、計算機可読命令を実行する。計算機可読命令は、計算処理装置130が利用できる、揮発性、不揮発性、又は他の、計算機可読記憶装置に、格納されている。再構成器129は、事象データを再構成し、検出した対消滅を示す画像データを生成する。この際に例えば適切な、繰り返し

50

し再構成算法又は分析的再構成算法を使う。再構成器 1 2 9 はまた、時間分解能データ 1 2 4 を使う。時間分解能データ 1 2 4 は、適切な記憶器に格納されているか、又は、時間分解能データ 1 2 4 は、再構成の処理過程に関して、再構成器 1 2 9 から他の仕方で使用可能である。後に詳細に述べる通り、再構成器 1 2 9 は時間分解能データ 1 2 4 を用いて、データを収集する一連の流れにおける様々な諸部品の間での時間分解能のばらつきを明らかにする。

#### 【 0 0 2 5 】

作業用の計算機が操作者の操作台 1 2 8 となる。操作台 1 2 8 は次を含む：人間が見ることのできる出力装置（例えば表示装置）；並びに、入力装置（例えば鍵盤及び/若しくはマウス）。操作台 1 2 8 のソフトウェアによって、操作者は、走査器 1 0 0 の動作を制御できる。この制御は次による：所望の走査手順を決めること；走査を始め、終わること；画像データを見ること及び他の操作を行うこと；並びに、走査器 1 0 0 とそれ以外の方法で対話すること。

10

#### 【 0 0 2 6 】

上述の議論は P E T システムを主題としたが、システム 1 0 0 はまた、1 つ以上の他の追加の画像化様態を含んでもよい。システム 1 0 0 は、例えば、P E T / C T、P E T / M R 等の複合システムでもよい。

#### 【 0 0 2 7 】

図 1 A は、例の放射線検出器 1 0 6 の構成の断面図を示す。図示する通り、複数の画素を含むシンチレーターモジュール 1 5 0 が複数、検査領域 1 0 8 の周りを取り巻いている。P M T 1 0 9 の配列が、シンチレーターモジュール 1 5 0 が発生した蛍光を検出する。図 1 A の放射線検出器 1 0 6 では、8 個のシンチレーターモジュール 1 5 0 を、誇張した縮尺で示しているが、これは例示を単純にするためである。実際の放射線検出器 1 0 6 では、2 8 個もの（又はそれより多い）シンチレーターモジュール 1 5 0 を含んでもよく、それらを検査領域 1 0 8 の周囲に配置することになる。

20

#### 【 0 0 2 8 】

図 1 A に示す通り、接合領域又は隙間領域 1 5 2 が、シンチレーターモジュール 1 5 0 とシンチレーターモジュール 1 5 0 の間にある。また、シンチレーターモジュール 1 5 0 のある部分 1 5 4 は、P M T 1 0 9 の横軸の中心に比較的近い位置にあるが、シンチレーターモジュール 1 5 0 の他の部分 1 5 6 は、P M T 1 0 9 の横軸の中心から比較的離れた位置にある。

30

#### 【 0 0 2 9 】

放射線検出器 1 0 6 の時間分解能は、次のような要素の関数で与えられる：P M T 1 0 9 が検出した光；及び、ガンマ線の刺激に対する、シンチレーター 1 5 0 と P M T 1 0 9 の、ある組み合わせの反応。従って、接合領域 1 5 2、シンチレーター 1 5 0 の発光した部分が P M T 1 0 9 の中心にどれだけ近いが、及び他の幾何学的な要素が、放射線検出器 1 0 6 の放射線を検出する面に渡って、時間分解能をばらつかさせる原因となり得る。例えば、接合領域 1 5 2 の近辺の領域、及び、P M T の中心から比較的離れた領域 1 5 6 は、普通、より悪い時間分解能を持つ。他方、P M T の中心の近くに位置する領域 1 5 4 は、普通、より良い時間分解能を持つ。

40

#### 【 0 0 3 0 】

放射線検出器 1 0 6 の時間分解能はまた、放射線検出器 1 0 6 の部品のばらつきによって、及び、画像化の一連の流れの他の要素のばらつきによって、影響を受けることがある。例えば、シンチレーター 1 5 0 又は光検出器 1 0 9 は、部品と部品の間で、又は、製造単位と製造単位の間で、反応時間のばらつきを見せることがある。似たようなばらつきは、データ収集システム 1 2 0 の反応部品又は他の電気部品にもあり得る。実際、放射線検出器 1 0 6 を組み立てる作業でのばらつきや、電気信号線の配置のばらつきですらも、時間分解能のばらつきの原因となり得る。

#### 【 0 0 3 1 】

時間分解能はまた、動的な要素又は測定に固有な要素からも影響を受けることがある。

50

従って、時間分解能は、例えば次の要素の関数としても変化し得る：ガンマ光子のDOI；光子のエネルギー；検出率の時間的に及び／若しくは空間的に固有なばらつき；並びに、他の類似の要素。

#### 【0032】

これらのばらつきの効果を、図1Aに示す。即ち、例の第1のLOR160及び、例の第2のLOR162である。第1のLOR160は、対消滅が起こって、その結果生じたガンマ線の光子が、接合領域152に比較的近い位置で検出されたことを示す。従って、この場合の時間分解能は、比較的悪くなる。第2のLOR162は、対消滅が起こって、その結果生じたガンマ線の光子が、それぞれのPMTの中心に比較的近い位置154で検出されたことを示す。従って、この場合の時間分解能は、比較的良くなる。

10

#### 【0033】

より詳しくは、図示の位置推定164及び166は、0次、1次、及び2次の時間情報で特徴づけられる。0次の時間データは、曲線164及び166のそれぞれの下の面積を示す。1次の時間データは、検出した対消滅事象のMLP168及び170を示す。1次の時間データは、普通、それぞれのTOFの測定結果から決定される。2次の時間データは、確かさ、即ち位置推定の幅を示す。2次の時間データは、時間分解能の関数で与えられる。位置推定164及び166がガウス関数で示される場合、2次の時間データを有利には位置推定の半値全幅（以下「FWHM」という。）で表してもよい。

#### 【0034】

図示の例では、第1の位置推定164及び第2の位置推定166の双方に対する0次の時間データは、同じ値である。様々なLOR160及び162で検出される対消滅の事象が、同じ重みを与えられる場合には、通常、0次の時間データはこのように同じ値になる。1次のデータは、それぞれの対消滅の事象のMLPを示す。2次の時間データは、様々なLORの間の時間分解能のばらつきを反映する。図示の例では、第2の位置推定168は、より良い時間分解能を持つ。従って、第2の位置推定168は、第1の位置推定170よりも小さい（即ち狭い）FWHMを示す。

20

#### 【0035】

前述の通り、放射線検出器106の幾何学的な又は構造的な特性に関して、位置推定164及び166のばらつきについて記載した。しかし、位置推定164及び166はまた、次によっても影響され得る：部品と部品の相互接続のばらつき、動的なばらつき若しくは測定に固有なばらつき、及び他のばらつき。これらのばらつきは、単独でも、組み合わせてでも、影響を与え得る。従って、例えば、1つ以上のPMT109が、接合領域152の近くに位置していても、このシステムの他のPMT109よりも、よりよい時間特性を示すこともあり得る。従って、時間分解能のばらつきを、いくらか改善できる。このことは、通常、接合領域152の近くに位置しているPMT109には、期待できないことである。勿論、逆のことが起きることもある。

30

#### 【0036】

図1及び図2を参照する。2次の時間データを用いて、PETシステム100が生成する画像データの品質を向上できる。特定の放射線検出器106の時間性能を示す時間分解能データ124を、計算機可読記憶器に又は他の適切な形態に格納する。時間分解能データ124を、2次元の参照表202のように格納するものとして視覚化してもよい。この参照表202は、放射線検出器106の検出面のx位置およびy位置に基づいて参照できる。図示の場合では、シンチレーターモジュール150は、複数の画素を含む。すると、表202の要素の各々204は、シンチレーターモジュール150の様々な画素の各々の時間分解能を表してもよい。別の例としては、時間分解能データ124を、画素の索引に基づいて組織化してもよい。また別の例としては、時間分解能データ124を、特定のLORの又はLORの群の、位置又は座標に基づいて組織化してもよい。勿論、これらはデータを視覚化し参照するための、ありうる技法の例にすぎない。別の構造を実装してもよい。

40

#### 【0037】

50



ことがある。逆に言えば、より悪い時間分解能を示す、検出器の画素又は領域の、重み付けを減らすのが望ましいこともある。

【 0 0 4 3 】

更にまた別の代替技法で、システム 1 0 0 の保守又は更新を簡単にするのに特に役立つのは、1 つ以上の現場取換可能単位部品（以下「FRU」という。）で、システム 1 0 0 の時間性能に影響するものには、そのFRUに固有の時間データを含む記憶器を持たせることである。従って、例えば、検出器のモジュール（例えば、光検出器 1 0 9 とシンチレータ 1 0 7 の組み合わせ部品）、データ収集システム 1 2 0 の 1 つ以上の所望の部分、又は、データを取得する一連の流れにおける、現場で取換が可能な他の部品に、自身の記憶器を持たせてもよい。このような実装では、関連する部品の 2 次の又は他の時間特性を、製造過程で測定してもよい。所望の値は、システム 1 0 0 の動作中に読み込まれ、取得され、又は他の仕方、関連するFRUの据え付けの後に取得される。

10

【 0 0 4 4 】

放射線検出器 1 0 6 の他の変更も可能である。前述の議論は、複数の画素を含むシンチレータ 1 0 7 を用いることに焦点を当てた。しかし、複数の画素を用いない、均一なシンチレータを用いてもよい。シンチレータ結晶の代替りの材料の例は次を含む：ルテチウム・オルソシリケート（LSO）；セリウムをドープしたルテチウム・イットリウム・オルソシリケート（LYSO）；セリウムをドープしたルテチウム・イットリウム・アルミニウム・ペロブスカイト（LuYAP）；セリウムをドープしたルテチウム・アルミニウム・ペロブスカイト（LuAP）；ルテチウム・ガドリニウム・オキシオルソシリケート（LGSO）；ランタナム・プロマイド（LaBr）；ランタナム・クロライド（LaCl）；セシウムをドープしたガドリニウム・オルソシリケート（GSO）；ビスマス・ゲルミネイト（BGO）；及び、これらの混合。代替りの光検出器 1 0 9 は次を含む：シリコンドリフト光ダイオード；可視光フォトン計数器（VLPC）；及び、他のシリコン光検出器。カドミニウム・テルライド（CdTe）、カドミニウム・ジंक・テルライド（CZT）、等のような、直接変換検出器も考えられる。更に、放射線検出器 1 0 6 を、モジュール化して実装する必要は無い。また、放射線検出器 1 0 6 の異なる物理的な配置及び放射線検出器 1 0 6 の異なる構成要素を、応用に特有な要求に基づいて実装してもよい。更にまた別の代替案を当業者は考えることができる。

20

【 0 0 4 5 】

図 3 を参照する。画像化システム 1 0 0 の動作を、図 3 に示す例の画像化検査について述べる。検査する対象 1 1 8 を検査領域 1 0 8 に置き、画像データを取得する。これが工程 3 0 2 である。工程 3 0 4 で、同時識別システム 1 2 2 は、同時に発生したガンマ線光子を識別する。工程 3 0 6 で、リストモードの事象データを生成する。工程 3 0 8 で、事象データを再構成する。より詳しく言うと、2 次の又は他の時間データを用いて、それぞれのLORに沿った事象の位置を推定する。これは前述の通りである。工程 3 1 0 で、再構成したデータを示す、人間が見ることのできる画像を生成する。

30

【 0 0 4 6 】

これらの工程に関して、次のことに注意。即ち、工程 3 0 4、3 0 6、3 0 8、及び 3 1 0 を、工程 3 0 2 と実質的に並行して行ってもよい。しかし必ずそうする必要は無い。従って、例えば、これらの工程を、データの収集が終わったら、その後の所望の時期に行ってもよい。

40

【 0 0 4 7 】

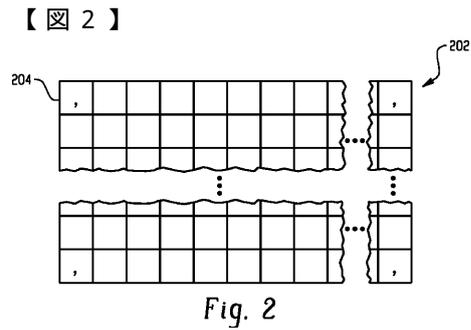
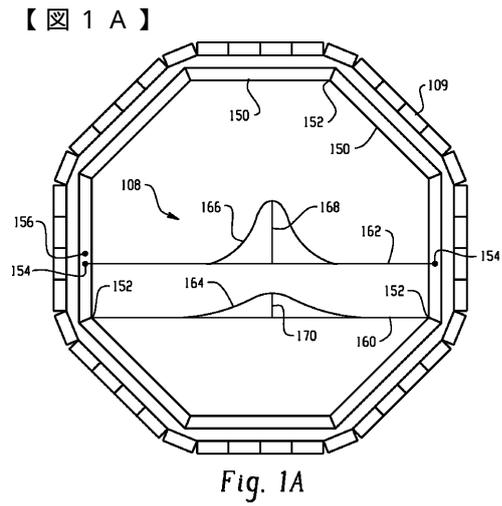
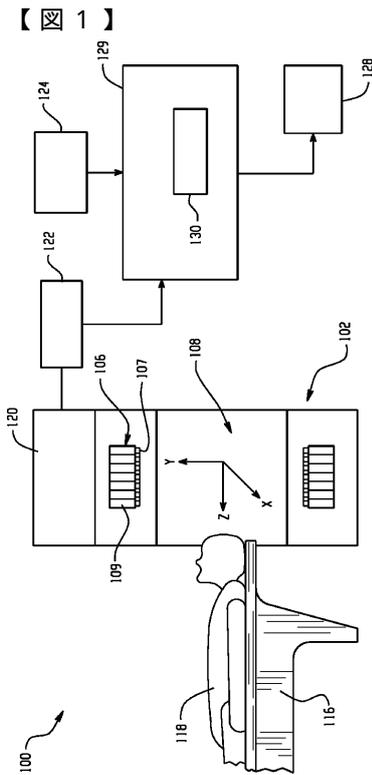
図 4 を参照する。TOF PETシステムの部品を交換する方法を図 4 に示す。工程 4 0 2 で、所望の部品を交換する。例えば、動作不良の部品を交換する。又は、末端利用者の施設にシステムを据え付けた後に、そのシステムを機能向上させるために部品を交換する。交換した部品はシステムの時間分解能に影響する。工程 4 0 4 で、システムの記憶器に含まれる時間分解能の値を更新する。

【 0 0 4 8 】

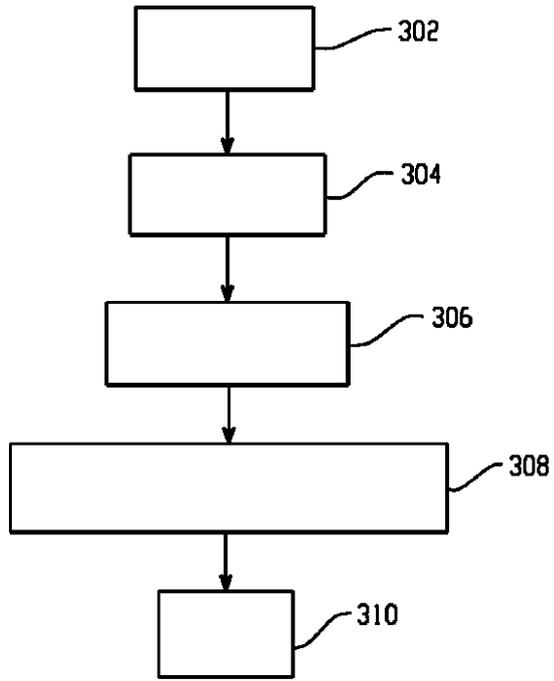
本発明を、好適な実施形態を参照して記述した。本願の読者は、前述の詳細な記述を理

50

解することにより、変更及び変形を思いついてもよい。そのような変更及び変形が、添付の特許請求の範囲又はその均等物に含まれる限り、本発明はそのような変更及び変形の全てを含むと解釈されることを意図している。

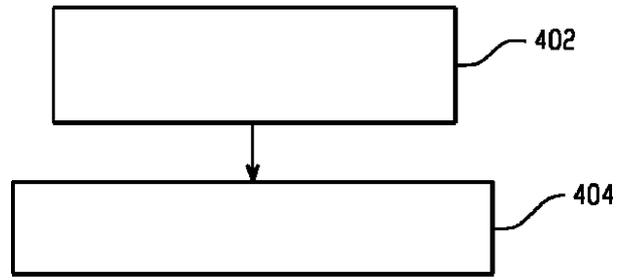


【 図 3 】



*Fig. 3*

【 図 4 】



*Fig. 4*

## フロントページの続き

- (72)発明者 ローレンス, トーマス  
アメリカ合衆国 オハイオ州 44133 ノース・ロイヤルトン コートランド・リゼーヴ・ド  
ライヴ 5314
- (72)発明者 グリースマー, ジェローム ジェイ  
アメリカ合衆国 オハイオ州 44060 メンター ソルト・リック・コート 5171
- (72)発明者 コルサマー, ジェフリー エイ  
アメリカ合衆国 オハイオ州 44124 リンドハースト サミット・ロード 5380
- (72)発明者 トン, アンドレーアス  
ドイツ連邦共和国, 52062 アーヘン, ハイブリヒスアレー 10
- (72)発明者 ブリンクス, ラルフ  
ドイツ連邦共和国, 58089 ハーゲン, レオポルトシュトラッセ 46
- (72)発明者 デーゲンハルト, カルステン  
ドイツ連邦共和国, 52076 アーヘン, オーベルフォルストバッハー・シュトラッセ 405  
アー

審査官 井上 香緒梨

- (56)参考文献 特開昭61-073083(JP,A)  
特開平04-220589(JP,A)  
SURTI Suleman, 外4名, Investigation of Time-of-Flight Benefit for Fully 3-D PET, IEEE  
Transactions on Medical Imaging, 2006年 5月, Vol.25, No.5, Page.529-538

## (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G01T 1/161  
JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamII)