

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2008-51701
(P2008-51701A)

(43) 公開日 平成20年3月6日(2008.3.6)

(51) Int.Cl. F I テーマコード (参考)
GO 1 T 1/161 (2006.01) GO 1 T 1/161 A 2 G 0 8 8
 GO 1 T 1/161 C

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2006-229376 (P2006-229376)	(71) 出願人	301032942 独立行政法人放射線医学総合研究所 千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9番1号
(22) 出願日	平成18年8月25日 (2006.8.25)	(74) 代理人	100080458 弁理士 高矢 諭
		(74) 代理人	100076129 弁理士 松山 圭佑
		(74) 代理人	100089015 弁理士 牧野 剛博
		(72) 発明者	澁谷 憲悟 千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9番1号 独立行政法人放射線医学総合研究所内
		(72) 発明者	津田 倫明 京都府宇治市小倉町西浦1 ONK36 1202号

最終頁に続く

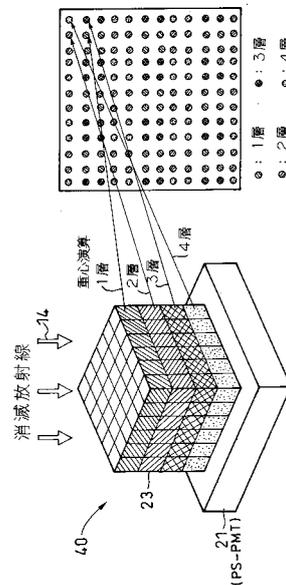
(54) 【発明の名称】 陽電子放射断層撮像装置及び放射線検出器

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 飛行時間差 (TOF) を利用した画像再構成において、信号対雑音比や空間解像度を改善する。

【解決手段】 消滅放射線 1 4 の飛行時間差 (TOF) の情報を画像再構成に利用する陽電子放射断層撮像 (PET) 装置において、消滅放射線 1 4 と放射線検出素子 (例えばシンチレータ結晶 2 3) が相互作用した深さ方向と横方向の結晶座標情報に対応する検出時刻補正情報が書き込まれるメモリを有し、該検出時刻補正情報を参照することにより、飛行時間差の情報精度を高める。

【選択図】 図 5



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

消滅放射線の飛行時間差の情報を画像再構成に利用する陽電子放射断層撮像装置において、

消滅放射線と放射線検出素子が相互作用した深さ方向と横方向の座標情報に対応する検出時刻補正情報を有し、

該検出時刻補正情報を参照することにより、飛行時間差の情報精度を高めたことを特徴とする陽電子放射断層撮像装置。

【請求項 2】

前記検出時刻補正情報が書き込まれたメモリを備えたことを特徴とする請求項 1 に記載の陽電子放射断層撮像装置。

10

【請求項 3】

前記放射線検出素子が、検出素子の内部で消滅放射線と相互作用した深さ方向の情報が得られるシンチレータ結晶であることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の陽電子放射断層撮像装置。

【請求項 4】

前記シンチレータ結晶が、深さ方向に長い棒状とされ、深さ方向に複数の仮想層を設けて、深さ方向に 2 段以上に積層されていると見做すことを特徴とする請求項 3 に記載の陽電子放射断層撮像装置。

【請求項 5】

前記シンチレータ結晶が、深さ方向に 2 段以上に積層されていることを特徴とする請求項 3 又は 4 に記載の陽電子放射断層撮像装置。

20

【請求項 6】

前記検出時刻補正情報が、シンチレータ結晶内における消滅放射線とシンチレーション光の伝達速度の違いによる検出時刻の誤差を修正するものであることを特徴とする請求項 3 乃至 5 のいずれかに記載の陽電子放射断層撮像装置。

【請求項 7】

前記検出時刻補正情報が、シンチレータ結晶内におけるシンチレーション光の伝達経路の距離の違いによる検出時刻の誤差を修正するものであることを特徴とする請求項 3 乃至 5 のいずれかに記載の陽電子放射断層撮像装置。

30

【請求項 8】

前記検出時刻補正情報が、シンチレータ結晶内におけるシンチレーション光の伝達経路の違いによる検出器の出力波形の違いが原因となって生じる検出時刻の誤差を修正するものであることを特徴とする請求項 3 乃至 5 のいずれかに記載の陽電子放射断層撮像装置。

【請求項 9】

放射線検出素子に入射した消滅放射線を検出するための放射線検出器において、

消滅放射線と放射線検出素子が相互作用した深さ方向と横方向の座標情報に対応して、検出時刻の誤差を修正するための検出時刻補正情報を有することを特徴とする放射線検出器。

【請求項 10】

前記放射線検出素子がシンチレータ結晶とされ、

前記検出時刻補正情報が、消滅放射線の飛行速度と、消滅放射線とシンチレータ結晶の相互作用によりシンチレータ結晶中で発生したシンチレーション光の伝達速度の違いによる検出時刻の誤差を修正するものであることを特徴とする請求項 9 に記載の放射線検出器。

40

【請求項 11】

前記放射線検出素子がシンチレータ結晶とされ、前記検出時刻補正情報が、消滅放射線とシンチレータ結晶の相互作用によりシンチレータ結晶中で発生した多数のシンチレーション光子が、様々な伝達経路を経て様々な時刻に光検出器に到達するところ、その時刻と光子数との関係が、消滅放射線とシンチレータの結晶が相互作用した深さ方向と横方向の

50

座標により異なるため、光検出器の出力波形が該座標ごとに変化することにより生じる検出時刻の誤差を修正するものであることを特徴とする請求項9に記載の放射線検出器。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、消滅放射線の飛行時間差の情報を画像再構成に利用する陽電子放射断層撮像装置、及び、放射線検出器に係り、特に、放射線の入射した時刻を、より正確に決定することが可能な陽電子放射断層撮像装置、及び、これに用いるのに好適な放射線検出器に関する。

【背景技術】

【0002】

陽電子放射断層撮像装置（ポジトロン・エミッション・トモグラフィ：PET）は、陽電子放出核種を利用した核医学イメージング装置で、癌の診断や分子イメージング等に広く応用されている。

【0003】

陽電子放出核種とは、 ^{18}F のように原子核中の陽子数が中性子数に比べて過多であることにより不安定な同位元素であり、+崩壊に伴って陽電子とニュートリノを放出する性質がある。放出された陽電子は電子の反物質であるため、電子と出会うと対消滅して、両者の質量が全てエネルギーに転換される。このエネルギーは、消滅放射線という高エネルギー電磁波の形で放射される。対消滅の前後で運動量保存則が保存されるため、消滅放射線は主に2本が同時刻にほぼ正反対の方向に放出される。厳密には1本だけの放出や、3本以上が放出される場合も存在するが、その割合は合わせて全体の1%未満であるためイメージングでは無視できる。2本を放出する場合、それぞれのエネルギーは（陽）電子1個の質量分に相当し、約511keVである。

【0004】

イメージングの原理は消滅放射線の同時計数である。511keVの放射線が対向する2つの放射線検出器でほぼ同時刻に測定された場合、この2つの放射線検出器を結ぶ直線上で陽電子が対消滅した可能性が最も高い。この情報を、図1（A）に示す如く、被検体10の周囲に配置した多くの放射線検出器16を用いて収集し、X線CTと同様な数学的手法によって再構成することにより、被検体10中の陽電子放出核種12の分布を近似する断層映像が得られる。図において、18はベッドである。

【0005】

従って、放射線検出器16に求められる性能は、消滅放射線14の入射位置、エネルギー、入射時刻を、なるべく正確に測定できることである。ここで、ほぼ同時刻とは概ね15ナノ秒（ナノは10の-9乗）以内の時間であり、放射線検出器の時刻決定の精度が高い場合には10ナノ秒以下、あるいは5ナノ秒以下とすることができる。二本の消滅放射線の入射を同時刻とみなして、一つの対消滅によって生じた一組の消滅放射線であると判定するための時間の枠（タイムウィンドウ）を短くすると、別々の対消滅に起因する複数の消滅放射線を誤って組み合わせる可能性が減少するため、測定精度を高めて信号対雑音比を向上させることができる。但し、個々の放射線検出器の時間分解能は、現在0.3ナノ秒程度にまで改善可能であるが、これにあわせてタイムウィンドウを短くし過ぎると、正しい消滅放射線の組み合わせに計数漏れを生じ、装置の空間的な測定領域が狭くなり感度も低下する。

【0006】

放射線検出器16からの電気信号を処理して消滅放射線14の入射時刻を決定する能力が概ね1.5ナノ秒以下である場合には、タイムウィンドウは正しい消滅放射線の組み合わせに計数漏れを生じない範囲のままで、消滅放射線の飛行時間差（タイム・オブ・フライト：TOF）を利用すると陽電子放射断層撮像（PET）装置の信号対雑音比が向上することが知られている。例えば、対消滅が対向する2つの放射線検出器の中心部で起きた場合、2本の消滅放射線は同時刻に放射線検出器に到達する。また、対消滅が、どちらか

10

20

30

40

50

の放射線検出器に近い座標（空間座標）で起きた場合、消滅放射線は近い方の放射線検出器へ先に到達する。つまり、両放射線検出器への到達時刻の差を求めることで、対消滅が起きた空間座標から、それぞれの放射線検出器まで距離の差に換算することができる。図1（A）に示したような、従来の飛行時間差を利用しないPET装置では、一組の同時計数から得られる情報は、対消滅が起きたと考えられる空間座標を含む直線となるが、飛行時間差を用いると、図1（B）に示す飛行時間差型PET（TOF-PET）装置のように、その直線上のある範囲に絞り込むことができる。その絞り込みの精度は、装置の時間分解能によって定まり、決定精度が高くなるほど対消滅位置に関する情報量が増大して信号対雑音比が向上する（非特許文献1参照）。

【0007】

なお、消滅放射線の入射時刻を決定する能力が概ね100ピコ秒（ピコは10の⁻¹²乗）以下である場合には、信号対雑音比のみならず断層映像の空間解像度も向上すると期待されている。

【0008】

消滅放射線の飛行時間差を利用したTOF-PET装置の概念は、1980年代には知られていた（非特許文献2参照）が、当時の技術水準では、放射線検出素子として用いられるシンチレータ結晶や放射線検出器、および放射線検出器からの電気信号を処理する回路の性能等が不十分であったため、信号対雑音比が向上しなかった。現在では、LSO（ケイ酸ルテチウムに少量のセリウムを添加したもの）やLYSO（LSOとケイ酸イットリウムとの混晶に少量のセリウムを添加したもの）のように応答速度に優れたシンチレータ結晶が開発されており、また、放射線との相互作用で発光したシンチレーション光を検出するための光検出器として用いられる光電子増倍管（PMT）のタイミング性能も改善している。更に、特定用途向けの集積回路技術も向上しているため、消滅放射線の飛行時間差を利用したTOF-PET装置が、従来のPET装置の性能を信号対雑音比で上回ることが確認されている。このため、より時間分解性能に優れた放射線検出器が強く求められている。信号対雑音比の向上により、陽電子放射断層撮像に要する時間の短縮や、被検者に投与する放射性薬剤量の低減を図ることができる。

【0009】

【特許文献1】特開2004-279057号公報

【非特許文献1】W. W. Moses, IEEE Trans. Nucl. Sci., 50巻5号 1325-1330頁, 2003年

【非特許文献2】T. Tomotani, IEEE Trans. Nucl. Sci., 28巻6号 4582-4589頁, 1981年

【非特許文献3】放射線ハンドブック第3版、753頁、2001年 日刊工業新聞社刊

【非特許文献4】T. Tsuda他、IEEE Trans. Nucl. Sci., 53巻1号35-39頁、2006年

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

検出時刻の誤差要因は、第一に、図2に示す如く、消滅放射線14と、シンチレーション光24のシンチレータ結晶22中における伝達速度の差によって生じる。図において、20は、光電子増倍管等の受光器（光検出器とも称する）である。

【0011】

消滅放射線14の飛行速度は、空気中でも結晶中でも殆ど真空中の光速度 c （秒速約30万キロメートル）と同一である。これに対して、シンチレーション光24は、空気中の飛行速度は、ほぼ c であるが、結晶中では c/n に減速する。ここで n は結晶の屈折率であり、一般的に1.0よりも大きな値である。511keVの消滅放射線は透過力が大きいため、効率的に検出するには一般的に数cm程度の厚みのシンチレータ結晶22が用いられる。

【0012】

10

20

30

40

50

図 2 (A) の右側に示す如く、シンチレータ結晶 2 2 の上端付近で消滅放射線 1 4 がシンチレータ結晶 2 2 と相互作用した場合、シンチレーション光 2 4 は光検出器 2 0 に届くまでシンチレータ結晶 2 2 中を長く飛行しなければならない。これに対して、図 2 (A) の左側に示す如く、シンチレータ結晶 2 2 の下端付近で相互作用した場合は、シンチレーション光 2 4 が光検出器 2 0 に届くまでの飛行距離は短い。つまり、図 2 (B) に示すように、消滅放射線 1 4 が飛行速度 c のままシンチレータ結晶 2 2 中を長く飛行し、光検出器 2 0 の直前で飛行速度が c/n のシンチレーション光 2 4 に変換された方が、見かけ上の検出時刻が早くなる。

【 0 0 1 3 】

ここで、一組の消滅放射線が二つの放射線検出器によってそれぞれ測定される際に、片方の光検出器ではシンチレータ結晶の上端付近でシンチレーション光が発生し、他方の光検出器ではシンチレータ結晶の下端付近でシンチレーション光が発生した場合、検出時刻の差によって予想される対消滅の空間座標が、実際よりも後者の放射線検出器の方へ近づいてしまう。従って、シンチレータ結晶中における消滅放射線とシンチレーション光の伝達速度の違いによる検出時刻の誤差を修正すれば、飛行時間差の情報精度を高めることができる。なお、図 2 (A) では原理を簡略に示すために、1本の対消滅放射線当たり1個のシンチレーション光子が代表として直下に放出される図となっているが、実際には数千個乃至数万個の光子が放出され、また放出方向も直下に限られない。又、一部の光子はシンチレータ結晶の界面や反射材等により吸収されるため、必ずしも全ての光子が光検出器まで到達するとは限らない。

10

20

【 0 0 1 4 】

検出時刻の誤差要因の第二は、図 3 (A) に例示するような、シンチレーション光 2 4 がシンチレータ結晶 2 2 中を伝達する経路の距離の違いによって生じる。一部のシンチレーション光 2 4 は光検出器 2 0 に直接入射するが、概ね半数以上の光子は、一回以上シンチレータ結晶 2 2 の上面や側面で反射してから光検出器 2 0 に入射する。例えば、図 3 (A) の右側に示すように、シンチレータ結晶 2 2 の上端付近で発生したシンチレーション光 2 4 のうち上方に放射されたものは、直ちにシンチレータ結晶 2 2 の上端に達し、シンチレータ結晶 2 2 の上面を覆う反射材等によって反射されて下方へ向かう。これに対して、図 3 (A) の左側に示すように、シンチレータ結晶 2 2 の下端付近から上方に放射されたシンチレーション光 2 4 がシンチレータ結晶 2 2 の上端で下方に反射されるまでには、シンチレータ結晶 2 2 の長さだけ飛行する。また、側面方向に角度を持って放出される場合には、シンチレータ結晶側面での反射によっても伝達経路が変化する。更に、シンチレータ結晶が前後左右上下に二・三次元的に配列されている場合には、シンチレータ結晶間における反射や屈折によっても伝達経路が変化する。伝達経路が長くなるほど、シンチレーション光 2 4 が光検出器 2 0 に到達するまでの時間も長くなり、消滅放射線を検出したと決定される時刻が遅くなる。

30

【 0 0 1 5 】

図 3 (B) は、 $1.45\text{ mm} \times 1.45\text{ mm} \times 4.50\text{ mm}$ の L S O 結晶を $32\text{ 個} \times 32\text{ 個}$ 正方形に並べたものを 1 段とし、消滅放射線とシンチレータ結晶の相互作用位置の検出精度を高めるためにこれを 4 段重ねた結晶ブロックにおけるシンチレーション光の伝達経路とその伝達時間を計算した結果である。原理を単純に示すため、格段の中心部の結晶を一つずつ選び、基準となる時刻に、それぞれの結晶の中心から、ランダムな方向に各 10 万個の光子が放出された場合に、光検出器に到達する光子の数と経過時間の関係を表示している。発光したシンチレータ結晶内における発光座標と光検出器の直線距離に応じて、最初の光子が到達する時刻が異なるのみならず、光子数が最も多くなる時刻や、結晶上面での反射に起因する二つめのピークが見られることが分かる。このようにして生じる、シンチレーション光の伝達経路の距離の違いによる検出時刻の誤差を修正すれば、飛行時間差の情報精度を高めることができる。

40

【 0 0 1 6 】

検出時刻の誤差要因の第三は、伝達経路の差違によって生じる光検出器の出力波形の違

50

いである。光検出器に到達する光（入力）の時間分布を表わした図3（B）で明らかのように、各結晶から最初の光子が到達してから、到達する光子数が最も多くなる時刻までに要する時間は結晶ごとに異なり、また光子数が時間の経過とともに増加する傾向の違いもグラフの形状より明らかである。最も単純に光検出器の出力波形から時刻を決定するには、まずノイズを信号と混同しないために閾値を設定し、閾値を超えた出力を信号と見做して閾値を超えた時刻を検出時刻とする。全ての光検出器で定義を共通にすれば、定義法による誤差は生じない。しかし、この方法では、図3（C）に示すように、比較的出力信号が大きい場合（例えば4層目）には最初の光子が到達してすぐに閾値を超えるが、比較的出力信号が小さい場合（例えば4層目）には出力が最大となる時刻付近でようやく閾値を超えるので、信号の大きさによって決定する時刻が前後してしまう。従って、実際にはコ

10

20

30

40

50

【0017】

ところが、出力信号の大きさの変化には対応できるコンスタント・フラクシオン法でも、出力信号の波形の変化には対応できないため、信号の立ち上がりが急峻であるか緩慢であるか等の違いによって決定する時刻が前後してしまう。従って、シンチレーション光の伝達経路の違いによる光検出器の出力波形の違いが原因となって生じる検出時刻の誤差を修正すれば、飛行時間差の情報精度を高めることができる。これは、コンスタント・フラクシオン法に限らず、リーディング・エッジ法などの他の決定法にも有効である。誤差を修正する方法は、一例として、信号の立ち上がりの勾配あるいはさらにその変化に基づいて行うことができる。

【0018】

なお、三次元的な位置（発光位置）情報ではなくて、図4のような放射線検出器で深さ方向の発光位置情報のみを利用して、検出時刻を補正する技術は既に知られている（非特許文献4）。図において、40は、出願人が特許文献1で提案した、例えば256チャンネルの位置敏感型光電子増倍管（PS-PMT）21と、例えば6×6で4層積層されたシンチレータ結晶のブロック23でなる、深さ方向相互作用位置（DOI）情報を得ることが可能な放射線検出器（DOI放射線検出器と称する）である。

【0019】

しかし、深さ方向の発光位置情報のみによる補正は不正確である。図2に示したように、仮に光子が一つのみで直下に放出されるのであれば、深さの発光位置のみが誤差の原因となる。しかし、実際は多数の光子が上面や側面でも反射されるため、隣接する結晶の影響や、結晶ブロックの側面までの距離によって、光子が光検出器に到達するまでの振舞いに変化する。これによって、既に述べたようにシンチレーション光の伝達経路の距離の違いによる誤差や、シンチレーション光の伝達経路の違いによる光検出器の出力波形の違いによる誤差も生じるからである。

【0020】

本発明は、前記従来の問題点を解決するべくなされたもので、PET装置に適用することで放射線の入射した時刻をより正確に決定する技術に関し、特に飛行時間差を利用した画像再構成において、信号対雑音比や空間解像度を改善することを課題とする。

【課題を解決するための手段】**【0021】**

問題点として提示した、消滅放射線とシンチレーション光の伝達速度の違いによる検出時刻の誤差、シンチレーション光の伝達経路の距離の違いによる検出時刻の誤差、およびシンチレーション光の伝達経路の違いによる光検出器の出力波形の違いが原因となって生じる検出時刻の誤差は、それぞれ消滅放射線とシンチレータ結晶が相互作用したシンチレーション結晶の位置を示す座標（結晶座標）を利用して修正することができる。

【0022】

例えば、特許文献1に記載された、図4や図5に示す如く、三次元に集積した結晶ブロック23を有するDOI放射線検出器40を用いる場合、図6のように個々の結晶素子ご

とに修正する時間を予め求めておいて、測定により求められた時刻から、この修正値を加算あるいは減算することにより誤差を修正する。この誤差のデータは、メモリに格納しておく。メモリとしては、例えばROM等に保持しておいて信号処理に用いる回路等のハードウェアで修正しても良いし、あるいはハードディスク等に保持しておいてデジタル化されたデータに対してソフトウェアで修正しても良い。あるいはRAM等に随時書き込むようにしてもよい。

【0023】

PET装置の放射線検出器において、シンチレータ結晶と光検出器の組み合わせは、必ずしも一対一対応ではないため、このような装置は一般的に光検出器の出力信号から発光した結晶座標を推定するためのデータを保持している。例えば、放射線医学総合研究所で開発された頭部用試作装置jPET-D4では、光検出器として用いられる光電子増倍管のアノード電極からの出力信号から得られる二次元の出力位置情報と、三次元に集積した結晶ブロック中の個々の結晶を一対一に対応させるデータを二次元ポジションヒストグラムと呼び、このポジションヒストグラムをメモリに格納したルックアップテーブルをイベントごとに参照して発光した結晶を同定し、その結晶座標と時刻のデータを次の同時計数判定回路へ送っている。ここで、結晶座標情報のルックアップテーブルに合わせて、もしくは別のルックアップテーブルを作成して時間誤差のデータを保持しておき、結晶が同定された後で、時間誤差のデータを参照して時刻を書き換える仕組みを付け加えれば、飛行時間差の情報精度を高めたPET装置を実現することができる。

10

【0024】

本発明は、このような研究結果に基づいてなされたもので、消滅放射線の飛行時間差の情報を画像再構成に利用する陽電子放射断層撮像装置において、消滅放射線と放射線検出素子が相互作用した深さ方向と横方向（深さ方向と直交方向）の座標情報に対応する検出時刻補正情報を有し、該検出時刻補正情報を参照することにより、飛行時間差の情報精度を高めるようにして、前記課題を解決したものである。

20

【0025】

前記検出時刻補正情報が書き込まれたメモリを備えることができる。

【0026】

又、前記放射線検出素子を、検出素子の内部で消滅放射線と相互作用した深さ方向の情報が得られるシンチレータ結晶とすることができる。

30

【0027】

又、前記シンチレータ結晶を、深さ方向に長い棒状とし、深さ方向に複数の仮想層を設けて、深さ方向に2段以上に積層されていると見做すことができる。

【0028】

さらに、前記深さ方向の情報が得られるシンチレータ結晶及び仮想層を設けたシンチレータ結晶を、深さ方向に2段以上に積層することができる。

【0029】

又、前記検出時刻補正情報を、シンチレータ結晶内における消滅放射線とシンチレーション光の伝達速度の違いによる検出時刻の誤差を修正するものとすることができる。

【0030】

又、前記検出時刻補正情報を、シンチレータ結晶内におけるシンチレーション光の伝達経路の距離の違いによる検出時刻の誤差を修正するものとすることができる。

40

【0031】

又、前記検出時刻補正情報を、シンチレータ結晶内におけるシンチレーション光の伝達経路の違いによる光検出器の出力波形の違いが原因となって生じる検出時刻の誤差を修正するものとすることができる。

【0032】

本発明は、又、放射線検出素子に入射した消滅放射線を検出するための放射線検出器において、消滅放射線と放射線検出素子が相互作用した深さ方向と横方向の座標情報に対応して、検出時刻の誤差を修正するための検出時刻補正情報を有することを特徴とする放射

50

線検出器を提供するものである。

【0033】

前記放射線検出素子をシンチレータ結晶とし、前記検出時刻補正情報を、消滅放射線の飛行速度と、消滅放射線とシンチレータ結晶の相互作用によりシンチレータ結晶中で発生したシンチレーション光の伝達速度の違いによる検出時刻の誤差を修正するものとすることができる。

【0034】

又、前記放射線検出素子をシンチレータ結晶とし、前記検出時刻補正情報を、消滅放射線とシンチレータ結晶の相互作用によりシンチレータ結晶中で発生した多数のシンチレーション光子が、様々な伝達経路を経て様々な時刻に光検出器に到達するところ、その時刻と光子数との関係が、消滅放射線とシンチレータの結晶が相互作用した深さ方向と横方向の座標により異なるため、光検出器の出力波形が該座標ごとに変化することにより生じる検出時刻の誤差を修正するものとするることができる。

10

【発明の効果】

【0035】

本発明を実施することにより、放射線検出時刻の誤差が減少し、時間分解能が向上する。

【0036】

また、複数の光検出器を用いる場合には、同一の型番の製品を利用しても、個々の光検出器の応答特性のばらつきによって数十ピコ秒程度の誤差は生じ得るし、また同一光検出器の内部でも、中心部と辺縁部ではしばしば応答特性が異なり、検出時刻の誤差の原因となる。消滅放射線とシンチレータ結晶の相互作用による発光現象の座標と、その座標に対する修正時間のデータを作成することは、その座標から放出された光子が到達する一つまたは複数の光検出器の応答特性を加味して修正することになるので、横方向の座標を同時に利用することにより精度を高めることができる。

20

【発明を実施するための最良の形態】

【0037】

以下、図面を参照して、本発明の実施形態を詳細に説明する。

【0038】

先ず、図7を参照して、消滅放射線とシンチレーション光の伝達速度の違いによる検出時刻の誤差、シンチレーション光の伝達経路の距離の違いによる検出時刻の誤差、およびシンチレーション光の伝達経路の違いによる光検出器の出力波形の違いが原因となって生じる検出時刻の誤差を修正するために保持するデータを予め作成する方法の一例を述べる。

30

【0039】

図7において、30は放射線源であり、 ^{22}Na のような陽電子放出核種を用いる。32は、一組の511keVの消滅放射線の片方を測定し、時刻の基準となる信号を作成するための放射線検出器で、浜松ホトニクス社製H3378型光電子増倍管のような高速な光検出器に、 BaF_2 やプラスチックシンチレータのような高速に応答するシンチレータ結晶を搭載したものである。34は、この光電子増倍管の信号を増幅するためのアンプであり、放射線検出器32の出力が十分に大きい場合には省略することができる。36は、放射線検出器32ないしアンプ34の出力信号から、時刻の情報を持ったロジック信号を発生させるコンスタント・フラクシオン・ディスクリミネータで、例えばORTEC社製の583型を用いることができる。この出力信号は、同時計数判定回路38に送られる。また、タイム・トゥー・デジタル・コンバータ(T/Dコンバータとも称する)44にも送られる。T/Dコンバータには、例えば、Philips社製の7186型を用いることができる。

40

【0040】

一方、40は、飛行時間差の情報を画像再構成に利用するPET装置に用いられる、図5に示したようなDOI放射線検出器で、例えばシンチレータ結晶素子を三次元に集積し

50

た結晶ブロック 23 を位置敏感型光検出器 (PS - PMT) 21 に搭載したものである。先に述べたように、PET 装置では、光検出器の出力信号から入射位置、エネルギー、時刻の情報を取り出す必要がある。その一例として、位置敏感型光検出器 21 が光電子増倍管である場合、ダイノードの信号をシェーピングアンプ 42 に入れて波形整形と増幅を行った後、コンスタント・フラクシオン・ディスクリミネータ 36' に入れ、得られたロジック信号が、同時計数判定回路 38 と、タイム・トゥー・デジタル・コンバータ 44 に送られる。なお、位置敏感型光検出器 21 からの出力電圧が十分に大きい場合は、シェーピングアンプ 42 は省略することが出来る。

【0041】

同時計数判定回路 38 は、予め決められた時間内にコンスタント・フラクシオン・ディスクリミネータ 36 と 36' からロジック信号を受信した場合には、両信号が一組の消滅放射線に由来すると判定し、ゲート・アンド・ディレイ 46 にゲート信号を発生するよう指示を出す。ゲート・アンド・ディレイ 46 には、例えば、ORTEC 社製 416A 型を用いることができる。

10

【0042】

なお、線源 30 の放射能が強すぎると、消滅放射線の組み合わせを誤る可能性が高くなるので注意が必要である。

【0043】

一方、アノードの信号をシェーピングアンプ 42' に入れて波形整形と増幅を行ったのち、アナログ・トゥー・デジタル・コンバータ (A/D コンバータ) 48 により、信号の大きさを示すデジタルデータに変換する。この出力信号の大きさの総和はエネルギー情報を与え、各アノードもしくは各光検出器の出力信号の分布は、発光したシンチレータ結晶を同定するための結晶座標情報として用いられる。但し、A/D コンバータ 48 は、ゲート・アンド・ディレイ 46 からのゲート信号を受信している間のみ作動する。タイム・トゥー・デジタル・コンバータ 44 と A/D コンバータ 48 のデータは、テーブルとしてパーソナルコンピュータ (PC) 50 のメモリ 52 内に記録・保存する。なお、位置敏感型光検出器 21 からの出力電圧が十分に大きい場合は、シェーピングアンプ 42' は省略することが出来る。

20

【0044】

ここで、前記結晶座標情報は一本の消滅放射線の入射によってシンチレータ結晶内で生じた数多くの光子が、時刻にかかわらず、ある決められた時間内で光検出器に到達した数と位置の情報から計算によって求める。一般的には、位置敏感型光検出器 (もしくは複数の光検出器) の各電極からの出力信号を、ある決められた時間積分し、重心演算 (アンガー計算) によって光子の到達位置の分布を代表する座標を (重心座標) 求める。これに対して時間情報は、前記到達した位置にかかわらず、位置敏感型光検出器 (もしくは複数の光検出器) の全ての信号を束ね、先に述べたコンスタント・フラクシオン法等により求める。光検出器に到達する光子の分布によって、それぞれの電極の出力開始時刻や波形は変化するので、個々の電極からの信号は何れも消滅放射線の入射時刻を代表しない。例えば、位置敏感型光検出器が光電子増倍管であって、アノード電極が複数あっても、ダイノードが共通な場合には、ダイノードからの信号を、上記の全ての信号を束ねた出力を代替する信号として用いることができる。

30

40

【0045】

ここで、DOI 放射線検出器 40 が線源 30 を見込む立体角が十分に小さければ、放射線検出器 32 と線源 30 と DOI 放射線検出器 40 の距離関係は一定であるから、放射線検出器 32 からコンスタント・フラクシオン・ディスクリミネータ 36 を通ってタイム・トゥー・デジタル・コンバータ 44 へ送られる信号と、DOI 放射線検出器 40 からコンスタント・フラクシオン・ディスクリミネータ 36' を通ってタイム・トゥー・デジタル・コンバータ 44 へ送られる信号がそれぞれ到達する時刻の差は常に一定であるはずである。ところが、実際には前記三種類の要因によって誤差を生じるので、DOI 放射線検出器 40 によって測定される時刻の差の分布は、図 6 の左のグラフのように、ぶれ幅を持つ。な

50

お、ぶれ幅が広いとは放射線を検出した時刻の曖昧さが大きいということであり、ぶれ幅が狭いとは時刻の決定精度が高いということの意味する。ここで、図7の左図(A)に示すように、実線で示した放射線検出器40の応答の時刻のばらつきは、波線で示した内包される個々のシンチレータ結晶の応答の時刻のばらつきと時刻の誤差からなる。時刻のばらつきは波線グラフの幅に、時刻の誤差は波線グラフの中心(重心)位置に対応する。ここで、図8のシステムは、単に実線のグラフを測定する機能だけではなく、個々のシンチレータ結晶に対して波線のグラフを測定する機能を持つため、個々の波線グラフの重心位置から図6の中央に示すような、時刻の誤差のデータテーブルを作成することができる。

【0046】

誤差のデータテーブルを利用して、図7の右図(B)に示すように、修正時刻を加減算することにより、波線で示した各シンチレータ結晶のグラフの中心をある時刻に揃えることができる。そのため、実線で示した各シンチレータ結晶のグラフの重なりとして表される放射線検出器40の応答のグラフの幅、即ち時刻のばらつきは減少する。これは、修正時刻のデータテーブルを用いることにより、放射線検出器40の時間分解能が向上したことを意味する。

10

【0047】

なお、DOI放射線検出器40が線源30を見込む立体角が十分に小さくない場合には、線源30とDOI放射線検出器40の間に鉛のコリメータを設置し、DOI放射線検出器40の一部分を照射して検出時刻補正データを取得してから、別の部分が照射されるようにDOI放射線検出器40を移動して検出時刻補正データを取得するという作業を繰り返すことにより、より正確な検出時刻補正データを構築することができる。

20

【0048】

本発明による検出時刻補正は、PC50がタイム・トゥ・デジタル・コンバータ44から時刻のデータを取得したのち、メモリ52を参照して時刻を加減算することにより行うことができる。

【0049】

なお、図8では簡単のため信号を遅延させるためのディレイ回路を省略しているが、各回路によって生じる時間遅れを適宜調整する必要がある。例えば、放射線検出器32の応答がDOI放射線検出器40の応答よりも早い場合、アンプ34とコンスタント・フラクション・ディスクリミネータ36の間にディレイ回路を入れるとよい。また、タイム・トゥ・デジタル・コンバータ44のスタートとなる同時計数判定回路38からの信号の方が、コンスタント・フラクション・ディスクリミネータ36や36'によりも後に到達する場合には、コンスタント・フラクション・ディスクリミネータ36や36'とタイム・トゥ・デジタル・コンバータ44との間に、それぞれディレイ回路を入れるとよい。ディレイ回路は信号を遅延させるものであり、時刻の誤差の範囲を拡大あるいは縮小するものではない。

30

【0050】

本実施形態では、三つの誤差要因を全て補正するためのデータを一度に取得していた。それぞれの要因が複合的に働くことによって、誤差を強めあったり、打ち消しあったりすることも考えられるので、個別に求めるよりも、むしろ好ましい。

40

【0051】

このようにして検出時刻補正情報を取得した放射線検出器を、例えば図1(B)のように配置して、検出時刻補正情報と共に用いることで、飛行時間差の精度を高めた画像再構成が可能なTOF-PE装置が構成される。なお、放射線検出器間のタイミング調整は飛行時間差情報を利用しない従来のPE装置と同様の方法で行う。本発明は、放射線検出器間のタイミング調整が十分になされた上で、更に個々の放射線検出器の内部で生じる検出時刻を補正することにより、飛行時間差の情報を画像再構成に利用するPE装置の性能を向上させるものである。

【0052】

なお、前記実施形態は、本発明の一例であって、本発明の権利範囲を制限するものでは

50

ない。例えば先に述べたように、データがハードウェアの記憶装置に記録されてから、パーソナルコンピュータ等を用いてソフトウェアにより修正をしても良い。また、三つの誤差要因の修正は、まとめて行っても良いし、それぞれの要因ごとに個別に行ってもよい。例えば、消滅放射線とシンチレーション光の伝達速度の違いは、シンチレータ結晶の屈折率が既知であれば計算によって求めることができる。具体的には、シンチレータ結晶の屈折率が n で、シンチレータ結晶の発光位置と光検出器までの距離を d とすると、消滅放射線とシンチレーション光の伝達速度の違いによる検出時刻の誤差は $(n - 1) \times d / c$ である。但し、 c は真空中における光の伝達速度である。

【0053】

また、シンチレーション光の伝達経路の違いによる光検出器の出力波形の違いは、波形をアナログ・デジタル変換してサンプリングすれば、波形をデジタル処理することで検出時刻の誤差を減らすことも可能である (A. Mann 他、IEEE Trans. Nucl. Sci., 53 巻 1 号 297 ~ 303 頁、2006 年参照)。

10

【0054】

なお、三つの誤差要因のうち、一つでも補正すると、取り除かれた誤差要因の分だけ時間分解能は改善する。従って、より好ましくは二つの誤差要因を補正することであり、最も好ましくは三つの誤差要因を全て補正することである。

【0055】

また、必ずしもシンチレータの結晶が深さ方向に複数積層されている必要はない。例えば、数 cm の長い結晶の場合、図 9 に例示する如く、短冊型シンチレータ結晶 60 の上端面に光検出器としてアバランシェ・フォト・ダイオード (APD) 62 を設置し、下端面に光電子増倍管 (PMT) 64 を設置し、両光検出器の出力比から消滅放射線がシンチレータ結晶と相互作用した深さの発光位置情報を得る技術が知られている (Y. Shao 他、IEEE Trans. Nucl. Sci., 49 巻 3 号 649 ~ 654 頁、2002 年参照)。アバランシェ・フォト・ダイオード 62 は 1 ミリメートルよりも薄い光検出器を作成することが出来るので、消滅放射線を吸収したり散乱したりする確率は十分に小さい。

20

【0056】

本発明は、消滅放射線とシンチレータ結晶の相互作用の結晶座標の情報を得て検出時刻の誤差を修正する概念を提示するものであり、シンチレータ結晶の形状や大きさや配置が異なっても適用することができる。例えば、結晶を積層しない場合、結晶の長さは典型的には数 cm であるが、この場合、結晶を仮想的に m 層 (m は任意の自然数) に分割し、それぞれの仮想領域ごとに時刻を修正するデータを準備すればよい。また、 m が十分に大きいときには実質的に連続的な修正データとなるし、 m が深さの発光位置情報の分解能に比べて小さい場合には補間的なデータを作成すれば誤差を減らすことができる。

30

【0057】

さらに、例えば図 5 に示すシンチレータブロックの各層間にシリコン・フォトマルチプライヤ等の光検出器を挟設し、各シンチレータ結晶を前記仮想層に分割すれば、発光位置を発光結晶のみならずその結晶内での深さまで特定できるので、検出時刻の誤差の修正精度をより高めることができる。

40

【0058】

光検出器は光電子増倍管には限定されず、例えばアバランシェ・フォト・ダイオードや、ガイガーモードで動作するアバランシェ・フォト・ダイオード (シリコン・フォトマルチプライヤ、V. Saveliev、Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A, 535 巻 528 ~ 532 頁、2004 年参照) 等の、新しい光検出器を用いることもできる。また、光検出器は位置敏感型 (例えば、浜松ホトニクス社製の H9500 型光電子増倍管) であっても、位置敏感型ではない光検出器でも良い。また、シンチレータの結晶と光検出器の間に、図 9 に例示したようにライトガイド 66 が設置されていても良い。また、複数の種類の光検出器を組み合わせて用いても良い。

【0059】

50

また、シンチレータ結晶と結晶の間には、ポリマーミラーフィルム（例えば3M社製ESRマルチポリマーミラー）やテフロン（登録商標）のようなシート状の反射材や、酸化チタンのような白色の粉末状の反射材が挿入されていても良く、もしくはシリコングリースやアクリル樹脂や空気のようなシンチレーション光に対して透明な媒質であっても良く、あるいはシンチレーション光に対して透明な接着剤（例えば信越シリコン社製KE420型RTVゴム）によって結晶間が接着されていてもよい。

【図面の簡単な説明】

【0060】

【図1】従来の（A）PET装置及び（B）TOF-PET装置の概略構成を示す断面図

【図2】本発明が解決しようとする問題点の1つを説明する為の（A）断面図及び（B）タイムチャート

10

【図3】本発明が解決しようとする他の問題点を説明する為の（A）断面図及び（B）（C）タイムチャート

【図4】従来の解決方法の1つを説明する為の斜視図

【図5】本発明の解決原理を説明する為の説明図

【図6】同じく原理図

【図7】同じくぶれ幅の説明図

【図8】同じく実施形態を示すブロック図

【図9】放射線検出器の変形例を示す構成図

【符号の説明】

20

【0061】

10 ... 被検体

12 ... 陽電子放出核種

14 ... 消滅放射線

21 ... 位置敏感型光電子増倍管（PS-PMT）

23 ... シンチレータブロック

30 ... 線源

32 ... 放射線検出器

34 ... アンプ

36、36' ... コンスタント・フラクシオン・ディスクリミネータ

30

38 ... 同時計数判定回路

40 ... 深さ方向相互作用位置（DOI）放射線検出器

42、42' ... シェーピングアンプ

44 ... タイム・トゥー・デジタル・コンバータ（T/Dコンバータ）

46 ... ゲート・アンド・ディレイ

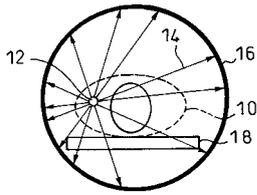
48 ... アナログ・トゥー・デジタル・コンバータ（A/Dコンバータ）

50 ... パーソナルコンピュータ（PC）

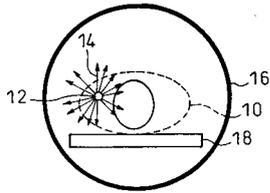
52 ... メモリ

【 図 1 】

(A) 従来のPET装置

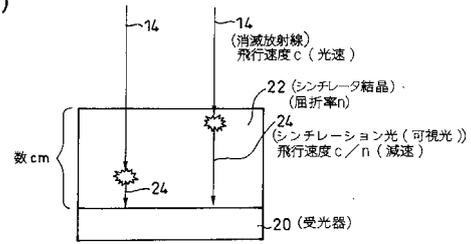


(B) TOF-PET装置

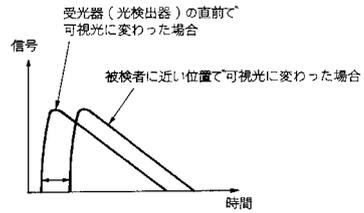


【 図 2 】

(A)

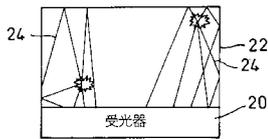


(B)

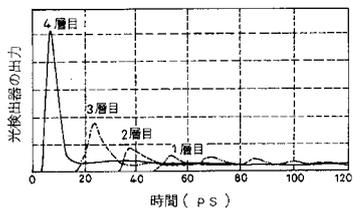


【 図 3 】

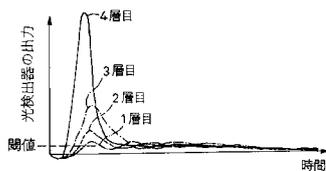
(A)



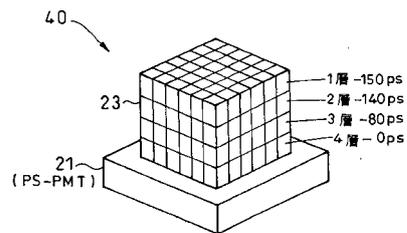
(B)



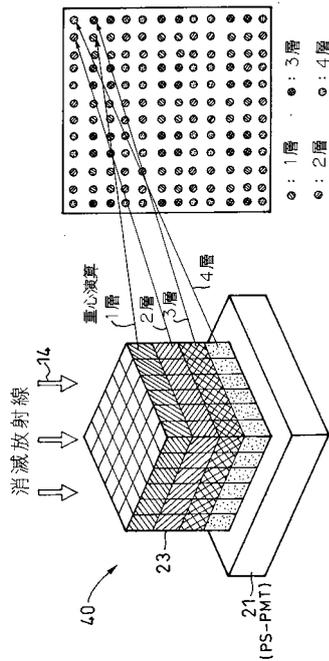
(C)



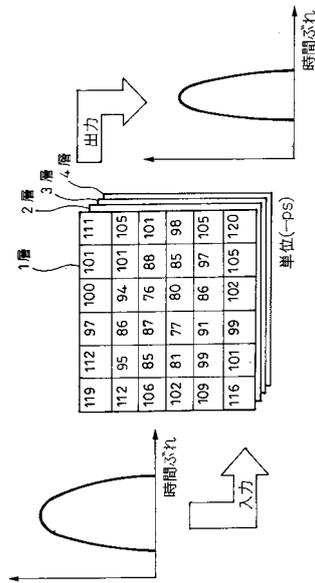
【 図 4 】



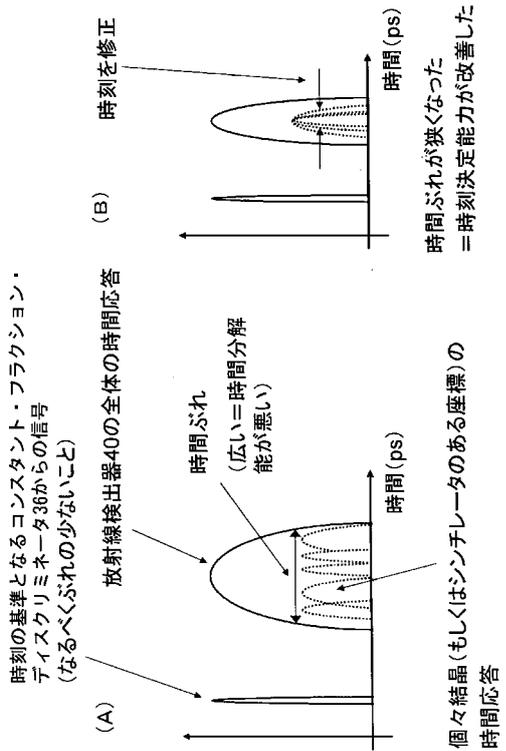
【 図 5 】



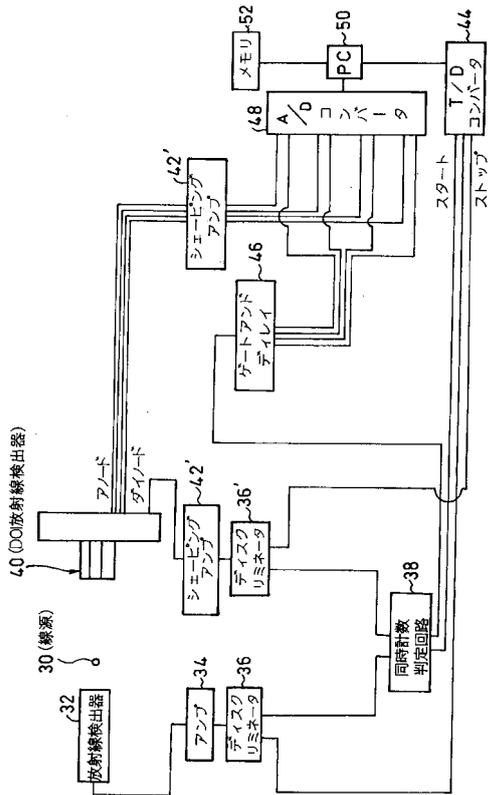
【 図 6 】



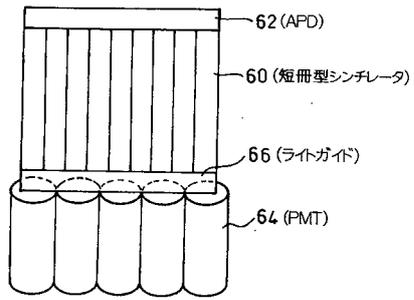
【 図 7 】



【 図 8 】



【 図 9 】



フロントページの続き

- (72)発明者 錦戸 文彦
千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9番1号 独立行政法人放射線医学総合研究所内
- (72)発明者 稲玉 直子
千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9番1号 独立行政法人放射線医学総合研究所内
- (72)発明者 吉田 英治
千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9番1号 独立行政法人放射線医学総合研究所内
- (72)発明者 山谷 泰賀
千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9番1号 独立行政法人放射線医学総合研究所内
- (72)発明者 村山 秀雄
千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9番1号 独立行政法人放射線医学総合研究所内
- Fターム(参考) 2G088 EE02 FF07 GG16 GG18 JJ05 JJ06 KK15 KK24 KK35 LL30