

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5824773号
(P5824773)

(45) 発行日 平成27年12月2日(2015.12.2)

(24) 登録日 平成27年10月23日(2015.10.23)

(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	B
			GO 1 T	1/20	G

請求項の数 15 (全 23 頁)

(21) 出願番号	特願2012-520559 (P2012-520559)	(73) 特許権者	509341396
(86) (22) 出願日	平成22年7月15日 (2010.7.15)		ユニバーシテット ヤギエロンスキ
(65) 公表番号	特表2012-533733 (P2012-533733A)		UNIWERSYTET JAGIELL
(43) 公表日	平成24年12月27日 (2012.12.27)		ONSKI
(86) 国際出願番号	PCT/PL2010/000061		ポーランド国 クラクフ ピーエル-31
(87) 国際公開番号	W02011/008118		-007、ユーエル. ゴレビア 24
(87) 国際公開日	平成23年1月20日 (2011.1.20)		ul. Golebia 24, PL-
審査請求日	平成25年7月16日 (2013.7.16)		31-007 Krakow Poland
(31) 優先権主張番号	P388556	(74) 代理人	110000877
(32) 優先日	平成21年7月16日 (2009.7.16)		龍華国際特許業務法人
(33) 優先権主張国	ポーランド (PL)	(74) 代理人	100099874
			弁理士 黒瀬 靖久

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 ガンマ量子反応の位置及び時間を測定するマトリックス装置及び方法、並びに陽電子放射断層撮影においてガンマ量子反応の位置及び時間を測定する前記装置の使用方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

シンチレーションチェンバを構成するガンマ量子の反応の位置及び時間を測定するマトリックス装置において、

前記チェンバは、原子番号が少なくとも50の原子が添加されたプラスチックシンチレータで構成されたシンチレーションプレートを備え、

前記シンチレーションプレートの表面は、臨界角よりも大きい角度で内側から入射する光子を反射するものであり、

光電子増倍管は、前記シンチレーションチェンバが発する光パルスを各側面で記録する検出壁を構成するものであり、

得られた光パルスは、前記シンチレーションプレートと装置全体のケーシングの間に配置された光電子増倍管マトリックスにより電気信号に変換されるように構成され、

前記光電子増倍管は、フレームに取り付けられた装置全体を覆いかつ支持するハウジングに取り付けられた取り付けプレートに装着されており、シンチレーションプレートは前記フレームに組み付けられており、光電子増倍管を支持するための取り付けプレートは、光電子増倍管のケーシングの寸法と形状が一致する切込み孔群を備え、

前記光電子増倍管と前記シンチレーションプレートとの間に空気層が形成され、

データ分析の第1ステップにおいて、それらの事象(events)が、前記取り付けプレートに取り付けられた光電子増倍管の右(P)、左(L)、上(G)および下(D)レイヤーのうち少なくとも3つの各々のサイドレイヤーならびに前記取り付けプレートに取り付

けられた光電子増倍管の前 (F) および後 (T) の各々のレイヤーにおいて記録される各信号に選択され、

更なる処理のために、一定の時間間隔の範囲内に発生したそれらの信号だけが選択され、

平面 (x y) 内における量子反応の位置が、前 (F) 及び後 (T) の光電子増倍管レイヤーからの信号の振幅、サイド光電子増倍管レイヤーからの信号の振幅、前 (F) 及び後 (T) のレイヤーからの光電子増倍管信号の時間に基づく、3つの独立した方法で測定され、

最終結果として、適切な測定の不確実性で重み付けられた平均が計算され、

前記光電子増倍管の前記右 (P)、左 (L)、上 (G)、下 (D)、前 (F) および後 (T) レイヤーにおける信号の振幅の分布から、ガンマ量子の反応の深さ (D O I) 及び L O R 線が決定され、すべての光電子増倍管からの信号の時間に基づいて、LOR線に沿った対消滅点が定義され、デリバードされた一連の再現された線LOR及びその線に沿った対消滅の位置が断層撮影画像を提供することを特徴とする、マトリックス装置。

【請求項 2】

電圧が、前記光電子増倍管の種類と一致する分圧器により光電子増倍管ダイノードに分配され、前記分圧器は、光電子増倍管のケーシングに隣接する電子機器のハウジング内に配置された電源により電圧ケーブルを通して給電され、前記光電子増倍管からの信号は、信号ケーブルにより電子回路に供給されることを特徴とする、請求項 1 に記載のマトリックス装置。

【請求項 3】

シンチレーションプレートは、該シンチレーションプレートの構成材料の屈折率と同様の屈折率を持つ光学接着剤により接合されており、同様の屈折率は、接合箇所における光子の反射を抑制するものであることを特徴とする、請求項 1 または 2 に記載のマトリックス装置。

【請求項 4】

前記シンチレーションプレートは、遮光性フォイルによりチェンバ内から分離されているのを特徴とする、請求項 1 から 3 のいずれか一項に記載のマトリックス装置。

【請求項 5】

プラスチックカバーが患者側から見えることを特徴とする、請求項 1 から 4 のいずれか一項に記載のマトリックス装置。

【請求項 6】

ガンマ量子の反応の位置と時間を測定する方法において、

シンチレーションプレートの表面は、臨界角よりも大きい角度で内側から入射する光子を反射するものであり、

光電子増倍管は、前記シンチレーションプレートが発する光パルスを各側面で記録する検出壁を構成するものであり、

得られた光パルスは、前記シンチレーションプレートと装置全体のケーシングの間に配置された光電子増倍管のマトリックスにより電気信号に変換されるように構成され、

前記臨界角よりも小さい角度でプレートの表面に達するシンチレタ材料におけるガンマ量子の吸収の結果として生じる光の光子は、フライアウトし、シンチレーションチェンバを囲む前記光電子増倍管により記録され、

データ分析の第 1 ステップにおいて、それらの事象 (events) が、取り付けプレートに取り付けられた光電子増倍管レイヤーの右 (P)、左 (L)、上 (G) および下 (D) レイヤーのうちの少なくとも 3 つの各々のサイドレイヤーならびに前記取り付けプレートに取り付けられた光電子増倍管の前 (F) および後 (T) の各々のレイヤーにおいて記録される各信号に選択され、

更なる処理のために、一定の時間間隔の範囲内に発生したそれらの信号だけが選択され、

前記光電子増倍管の前記右 (P)、左 (L)、上 (G)、下 (D) 前 (F) および後 (

10

20

30

40

50

T) レイヤーにおける量子の反応の位置が測定された後、側面の光電子増倍管の信号の振幅の分布に基づいて、ガンマ量子の反応の深さ(DOI)とLOR線が決定され、

反応の位置と光電子増倍管が記録した信号の振幅と時間に関する情報に基づいて、ガンマ量子がシンチレーション材料に発したエネルギー及び反応の時間を決定し、LOR線に沿った対消滅の位置を計算し、その後、デリバードされた一連の再現された線LOR及びその線に沿った対消滅の位置が断層撮影画像を提供することを特徴とする方法。

【請求項7】

空気の層が、前記光電子増倍管と前記シンチレーションチェンバとの間に形成され、光信号は、シンチレーションプレートから空気に出る光の線の屈折により、より多くの数の光電子増倍管により記録されることを特徴とする、請求項6に記載の方法。

10

【請求項8】

電子回路は、バイナリ形式でコンピュータに送信される信号の振幅と発生の時間をディジットに変換し、それに基づいて患者の体内の放射線マーカーの濃度の分布が再現されることを特徴とする、請求項6または7に記載の方法。

【請求項9】

プレート面(x-y)における量子の反応の位置は、前(F)及び後ろ(R)の光電子増倍管レイヤーの信号の振幅、側面の光電子増倍管レイヤーからの信号の振幅、前後レイヤーからの光電子増倍管信号の時間の3つの独立した方法で決定され、最終結果として、適切な測定の不確実性で重み付けられた平均が計算されることを特徴とする、請求項6から8のいずれか一項に記載の方法。

20

【請求項10】

プレートの側面パネルの光電子増倍管の信号の振幅の分布からガンマ量子の反応の深さ(DOI)を決定し、反応の位置及び光電子増倍管が記録した信号の振幅と時間に関する情報に基づいて、ガンマ量子及び反応の時間によりシンチレーション材料に発せられたエネルギーを決定し、LOR線に沿った対消滅の位置を計算し、送信されて再現された一連のLOR線及びそれらの線に沿った対消滅の位置が、断層撮影画像を提供することを特徴とする、請求項6から9のいずれか一項に記載の方法。

【請求項11】

1つのガンマ量子の反応に起因する信号を発した光電子増倍管の総数、反応の位置と光電子増倍管ウィンドウの中心との距離(r_i)、シンチレータにおける光信号のスピードに相当する校正定数(v_s)、信号の減衰を示す校正定数()、及び振幅の決定の不確実性()を考慮して、シンチレータ材料においてガンマ量子が発したエネルギーと反応の時間を決定することを特徴とする、請求項6から10のいずれか一項に記載の方法。

30

【請求項12】

陽電子放射断層撮影機において用いられることを特徴とする、請求項6または9に記載の方法。

【請求項13】

陽電子放射断層撮影において請求項1ないし5のいずれか一項に記載された装置を用いる方法。

【請求項14】

ガンマ量子の反応の位置及び時間を決定し、シンチレーションチェンバを構成するマトリックス装置において、

40

前記シンチレーションチェンバは、

(a) 原子番号が少なくとも50の原子が添加されたプラスチックシンチレータで構成され、表面が、臨界角よりも大きい角度で前記シンチレーションチェンバの内側から前記表面に入射する光子を反射する、シンチレーションプレートと、

(b) 検出壁を構成する光電子増倍管であって、前記シンチレーションチェンバが発する光パルスを記録し、前記光パルスから電気信号に変換する、前記シンチレーションチェンバのサイドレイヤー(L, G, P, D)および前記シンチレーションチェンバの前レイヤー(F)および後レイヤー(T)として配置された、光電子増倍管と、

50

(c) 前記光電子増倍管が取り付けられ、前記シンチレーションプレートとハウジングとの間に位置し、前記光電子増倍管の各々のケーシングと寸法と形状が一致する切込み孔群を有し、前記マトリクス装置を覆う前記ハウジングに取り付けられた取り付けプレートと、

(d) 前記シンチレーションプレートが組み付けられたフレームであって、前記ハウジングに取り付けられたフレームと、

(e) 前記光電子増倍管と前記シンチレーションプレートとの間の空気層と、

(f) 電子システムと

を備え、

前記電子システムは、

(i) 前記シンチレーションチェンバのサイドレイヤー(L, G, P, D)のうち少なくとも3つのサイドレイヤーならびに前記シンチレーションチェンバの前記前レイヤー(F)および前記後レイヤー(T)において記録される電子信号についての事象(events)を選択し、

(ii) 一定の時間間隔の範囲内に発生した前記電子信号だけをさらに処理することを含み、

(iii) (1) 前記シンチレーションチェンバの前記前レイヤー(F)および前記後レイヤー(T)からの前記電子信号の振幅に基づいて、(2) 前記シンチレーションチェンバの前記サイドレイヤー(L, G, P, D)からの前記電子信号の振幅に基づいて、(3) 前記シンチレーションチェンバの前記前レイヤー(F)および前記後レイヤー(T)からの前記電子信号の時間に基づいて、3つの独立した方法での計算の平均として、前記シンチレーションプレートの平面における前記ガンマ量子の反応の前記位置を決定し、

(iv) 前記シンチレーションチェンバの前記サイドレイヤー(L, G, P, D)の前記光電子増倍管の電子信号振幅の分布に基づいて、ガンマ量子反応の深さおよび二つの同時発生したガンマ量子のLORを決定し、

(v) 全ての前記光電子増倍管からの前記電子信号の時間に基づいて前記LORの各々に沿った対消滅の位置を定義し、

(vi) 一連のLORおよび前記LORに沿った前記対消滅の位置に基づいて、断層撮影画像を提供する、マトリクス装置。

【請求項15】

シンチレーションチェンバを構成するマトリクス装置において、ガンマ量子の反応の位置及び時間を決定する方法であって、

前記シンチレーションチェンバは、

(a) 原子番号が少なくとも50の原子が添加されたプラスチックシンチレータで構成され、表面が、臨界角よりも大きい角度で前記シンチレーションチェンバの内側から前記表面に入射する光子を反射する、シンチレーションプレートと、

(b) 検出壁を構成する光電子増倍管であって、前記シンチレーションチェンバが発する光パルス記録し、前記光パルスから電気信号に変換する、前記シンチレーションチェンバのサイドレイヤー(L, G, P, D)および前記シンチレーションチェンバの前レイヤー(F)および後レイヤー(T)として配置された、光電子増倍管と、

(c) 前記光電子増倍管が取り付けられ、前記シンチレーションプレートとハウジングとの間に位置し、前記光電子増倍管の各々のケーシングと寸法と形状が一致する切込み孔群を有し、前記マトリクス装置を覆う前記ハウジングに取り付けられた取り付けプレートと、

(d) 前記シンチレーションプレートが組み付けられたフレームであって、前記ハウジングに取り付けられたフレームと、

(e) 前記光電子増倍管と前記シンチレーションプレートとの間の空気層とを有し、

前記方法は、

(i) 前記シンチレーションチェンバのサイドレイヤー(L, G, P, D)のうち少

10

20

30

40

50

なくとも3つのサイドレイヤーならびに前記シンチレーションチェンバの前記前レイヤー（F）および前記後レイヤー（T）において記録される電子信号についての事象（events）を選択し、

（ii）一定の時間間隔の範囲内に発生した前記電子信号だけをさらに処理することを含み、

（iii）（1）前記シンチレーションチェンバの前記前レイヤー（F）および前記後レイヤー（T）からの前記電子信号の振幅に基づいて、（2）前記シンチレーションチェンバの前記サイドレイヤー（L, G, P, D）からの前記電子信号の振幅に基づいて、（3）前記シンチレーションチェンバの前記前レイヤー（F）および前記後レイヤー（T）からの前記電子信号の時間に基づいて、3つの独立した方法での計算の平均として、前記シンチレーションプレートの平面における前記ガンマ量子の反応の前記位置を決定し、

（iv）前記シンチレーションチェンバの前記サイドレイヤー（L, G, P, D）の前記光電子増倍管の電子信号振幅の分布に基づいて、前記ガンマ量子の反応の深さおよび二つの同時発生したガンマ量子のLORを決定し、

（v）全ての前記光電子増倍管からの前記電子信号の時間に基づいて前記LORの各々に沿った対消滅の位置を定義し、

（vi）一連のLORおよび前記LORに沿った前記対消滅の位置に基づいて、断層撮影画像を提供する、方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、ガンマ量子反応の位置及び時間を測定するマトリックス装置および方法、並びに陽電子放射断層撮影においてガンマ量子反応の位置及び時間を測定する装置の使用方法に関するものである。具体的には、本発明は、体内における特定の物質の濃度の空間分布及びそれらの時間的な濃度変化を測定する方法に関するものである。

【背景技術】

【0002】

陽電子放射断層撮影は、体内における特定の物質の濃度の空間分布及びそれらの時間的な濃度変化の測定に基づくものである。そのため、患者には、陽電子を放出する放射性同位元素で標識した医薬が投与される。放射性マーカーは、陽電子の放出により崩壊するように選択される。断層撮影は、マーカーからの陽電子及び体の原子からの電子が接触すると互いに対消滅し、その質量がガンマ量子の形でエネルギーに変換されることを利用するものである。高い頻度で、これらは、厳密に511 keVに相当するエネルギーで連続してラインに沿って飛ぶ2つのガンマ量子である。対消滅は、通常、マーカーの崩壊からわずかに数ミリメートルで発生する。これにより、PET（陽電子放射断層撮影）画像の鮮明度の限度が決まる。PETトモグラフィ装置は、対消滅する量子が飛んだ方向を測定することにより放射性マーカーを位置づけることを可能にする。

【0003】

放射線検出器は、通常、患者を取り囲むリングを構成するレイヤー状に配置される。現在、全ての商業用PETトモグラフィ装置は、検出に無機シンチレータ材を使用している。シンチレータに達するガンマ量子のエネルギーは、部分的あるいは全体的に材料の電子に伝わり、シンチレータの原子及び分子のイオン化及び下方遷移により閃光を発生させる。これらの閃光は、シンチレータに接続された光電子増倍管により電氣的パルスに変換される。シンチレータ材で発生した光子の数は、量子が電子に転送したエネルギーに比例する。同様に、光電子増倍管が発生させた電気信号の電荷は、光電子増倍管ウインドウに入射する光子の数に比例する。

【0004】

511 keVに相当するガンマ量子のエネルギーには、光電効果とコンプトン効果という2つの重要なプロセスがある。第1のプロセスにおいて、ガンマ量子の全てのエネルギーが電子に転送され、第2のプロセスにおいて、電子の散乱角に応じてエネルギーの一部

10

20

30

40

50

のみが転送される。これらのプロセスの結果、記録された信号の電荷のスペクトラムは、コンプトン効果に相当する連続分布、および光電効果に相当するピークとからなる。この最大限の分離により、511 KeVのエネルギーの対消滅量子が乱されずにシンチレータに達した場合とそれ以外の場合とが区別できるようになる。

【0005】

現在の断層撮影装置では、通常、約5センチ×5センチのサイズで、その上、反射材により互いに分離された0.5センチ×0.5センチのより小さいサイズにブレードされたシンチレーション結晶を使用している。各シンチレーションモジュールの端部は、光を電気インパルスに変換する光電子増倍管に接続されている。この配置により、ガンマ量子反応の位置を、小さいユニットのサイズに相当する精度で測定することが可能である。従って、更に分析することで、量子がそのユニットの中に吸収されたと推測される。これにより画像が不鮮明になり、トモグラフィの軸から離れれば離れる程、対消滅がおり、大きいのがシンチレータモジュールである。ガンマ量子が検出器に到達した時間差を測定することにより量子が飛んだ線に沿った対消滅の位置を計算して画像の鮮明度を向上させようとしている。

10

【0006】

文献では、この技術は、TOF (Time Of Flight = タイムオブフライト) として知られ、時間測定を用いるトモグラフィ (断層撮影装置) は、PET-TOFと呼ばれる。同技術を効率的に応用するには、無機シンチレータに基づく現在の断層撮影装置では達成不可能な数十ピコ秒の時間分解能が必要である。

20

【0007】

米国特許出願第2006/060823号(2006年3月26日公開)には、フレキシブルな複合物を用いた放射線検出シンチレータに関する発明が記載されている。この複合物は、希土酸化物を添加した高密度オキシオルトケイ酸塩 (oxyorthosilicate) (例えば、LSO:Ce、LSO:Sm、あるいはGSO:Ce) を、シンチレータから放出される放射線に対して透明であるバインダーで迅速に混合することで作られる。複合物は、均一であり、大きい寸法で異なる形状に作ることが可能である。これらの複合物は、断層撮影装置(400

nm) に相当する応答の範囲の放射線を放出するため、検出器の効率を向上させる。

【0008】

米国特許出願第2008/237470号(2008年10月2日公開)には、プラスチックのマトリックスに埋め込まれたシンチレーションコンポーネントのナノ粒子を含むシンチレーション検出器が提案されている。このナノ粒子は、金属酸化物、金属オキソハライド (metal oxohalides)、金属酸硫化物 (oxysulphide metals) あるいはメタルハライド (metal halides) などの材料からなる。プラスチックマトリックスにセットする前に粒子を有機材料やポリマーでコーティングすることができるようにしたナノ粒子の新しい作成方法が開発された。二酸化チタンナノ粒子を利用してプラスチックマトリックスの反射率と一致させる技術も開発された。シンチレータは、シンチレーション検出器を構成する少なくとも1つの光検出器システムと接続することができ、デジタルX線イメージング、マモグラフィ、CT、PETあるいはSPECTなどのX線イメージングシステム、あるいは放射線の安全な検出器や地下の放射線の検出器としても使用することができる。

30

40

【0009】

米国特許出願第2008/296505号(2008年12月4日公開)及び国際公開WO2007/082126号(2007年7月19日公開)には、タイムオブフライト (TOF、

Time Of Flight) の画像を再現する方法が開示されている。この方法ではイメージングシステム10のテストエリア14において調査対象物のアウトラインを得る。その対象物から放出された放射線に関する事象 (events) が記録され、電子データに変換される。その対象物の外部からの入射放射線に相当する電子データは除外され、最

50

終画像が、残りの電子データから再現される。

【0010】

米国特許出願第2004/173752号(2004年9月9日公開)では、シンチレータ素材に特定のハイブリッド有機/無機ペロブスカイトを使用した場合、放射線がサブナノ秒の速さで光領域において発生し、そのシンチレータがPETトモグラフィにおけるガンマ放射線の検出器として使用することができる、とされている。この発明によると、PETスキャナーは、特定フォーミュラの化合物から選択されたシンチレータベースのハイブリッド有機/無機ペロブスカイトを含むものである。PETトモグラフィで現在用いられているシンチレータの反応速度は、その方法で得られる解像度の制約のため、非常に限定されたものである。この問題を解決するために、シンチレータの反応速度は、約0.1 nsでなければならないと推定された。このようなシンチレータの開発により、同方法で得られた時間分解能を制限することが可能となった。この出願には、そのようなシンチレータの製造方法や構成が、約数立方センチメートルの単位で記載されている。しかしながら、患者の体における陽電子の吸収に由来する自然の不確実性の状態である、応答系統(lines of response)に沿って空間分解能を達成するためには、必要な時間分解能は50 psより良くなければならず、また人体全体を経済的にイメージングするにはメータのオーダーで高速のシンチレータが必要である。

10

【0011】

欧州特許出願第2047297号(2008年4月21日公開)には、タイムオブフライト測定に基づくPETトモグラフィ(断層写真撮影装置)100が開示されている。この装置は、検知器106、データ収集システム120、コンプライアンスシステム122、及び再現ユニット129を含むものである。画像の要素は、異なる応答系統から収集された陽電子データが異なる時間分解能により特徴づけられるように、システム100の時間分解能に影響を及ぼす。これらの時間分解能は、対応する応答系統に沿って記録された事象の位置を測定するのに用いられる。

20

【0012】

陽電子放出型断層撮影に使用されるガンマ量子のインタラクションの位置及び時間を測定する解決法に焦点を絞った上記研究にも拘わらず、高原子番号の原子を添加したプラスチックシンチレータを使用する放射線検出の効果的な解決法が引き続き必要とされており、それによりTOP技術の効果的な利用に必要な時間分解能を得ること、及び比較的容易にどのようなサイズの有機シンチレータも製造することが可能であるためPETトモグラフィ(断層撮影装置)の製造価格を大幅に低減することが可能になる。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0013】

【特許文献1】米国特許出願第2006/060823号(2006年3月26日公開)

【特許文献2】米国特許出願第2008/237470号(2008年10月2日公開)

【特許文献3】米国特許出願第2008/296505号(2008年12月4日公開)

【特許文献4】国際公開WO2007/082126号(2007年7月19日公開)

【特許文献5】米国特許出願第2004/173752号(2004年9月9日公開)

40

【特許文献6】欧州特許出願第2047297号(2008年4月21日公開)

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0014】

本発明の目的は、陽電子放出断層撮影装置において使用されるガンマ量子の反応の位置と時間を決定する解決法を得るために使用されるリソースを提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0015】

本発明によって、上記特定の目的が実現され、またタイムオブフライトの決定と得られた時間分解能の制限に関する最高水準の技術において説明された問題の解決法が得られた

50

【0016】

本発明は、シンチレーションチェンバを構成するガンマ量子の反応の位置及び時間を測定するマトリックス装置において、チェンバは、原子番号が少なくとも50の原子が添加されたプラスチックシンチレータで構成されたシンチレーションプレートを備え、シンチレーションプレートの表面は、臨界角よりも大きい角度で内側から入射する光子を反射するものであり、光電子増倍管は、シンチレーションチェンバが発する光パルスを各側面で記録する検出壁を構成するものであり、得られた光パルスは、シンチレーションプレートと装置全体のケーシングの間に配置された光電子増倍管マトリックスにより電気信号に変換されるように構成され、光電子増倍管は、フレームに取り付けられた装置全体を覆いかつ支持するハウジングに取り付けられた取り付けプレートに装着されており、シンチレーションプレートはフレームに組み付けられており、光電子増倍管を支持するための取り付けプレートは、光電子増倍管のケーシングの寸法と形状が一致する切込み孔群を備え、光電子増倍管とシンチレーションプレートとの間に空気層が形成され、データ分析の第1ステップにおいて、それらの事象 (events) が、取り付けプレートに取り付けられた光電子増倍管の右 (P)、左 (L)、上 (G) および下 (D) レイヤーのうちの少なくとも3つの各々のサイドレイヤーならびに取り付けプレートに取り付けられた光電子増倍管の前 (F) および後 (T) の各々のレイヤーにおいて記録される各信号に選択され、更なる処理のために、一定の時間間隔の範囲内に発生したそれらの信号だけが選択され、平面 (xy) 内における量子反応の位置が、前 (F) 及び後 (T) の光電子増倍管レイヤーからの信号の振幅、サイド光電子増倍管レイヤーからの信号の振幅、前 (F) 及び後 (T) のレイヤーからの光電子増倍管信号の時間に基づく、3つの独立した方法で測定され、最終結果として、適切な測定の不確実性で重み付けられた平均が計算され、光電子増倍管の右 (P)、左 (L)、上 (G)、下 (D)、前 (F) および後 (T) レイヤーにおける信号の振幅の分布から、ガンマ量子の反応の深さ (DOI) 及び LOR 線が決定され、すべての光電子増倍管からの信号の時間に基づいて、LOR 線に沿った対消滅点が定義され、デリバードされた一連の再現された線 LOR 及びその線に沿った対消滅の位置が断層撮影画像を提供することを特徴とする。

【0017】

好ましくは、電圧が、前記光電子増倍管の種類と一致する分圧器により光電子増倍管ダイノードに分配され、前記分圧器は、光電子増倍管のケーシングに隣接する電子機器のハウジング内に配置された電源により電圧ケーブルを通して給電され、前記光電子増倍管からの信号は、信号ケーブルにより電子回路に供給される。

【0018】

好ましくは、シンチレーションプレートは、該シンチレーションプレートの構成材料の屈折率と同様の屈折率を持つ光学接着剤により接合されており、同様の屈折率は、接続箇所における光子の反射を抑制する。

【0019】

好ましくは、前記シンチレーションプレートは、遮光性フィルムによりチェンバー内から分離されている。

【0020】

好ましくは、プラスチックカバーが患者側から見えるように構成される。

【0021】

好ましくは、シンチレータ壁は、右 (P)、左 (L)、上 (T) 及び下 (D) に分けられ、前 (F) 及び後ろ (T) で光を記録する。

【0022】

好ましくは、同装置は、図1ないし図7に示された特徴を有する。

【0023】

本発明の次の主題事項は、ガンマ量子の反応の位置と時間を測定する方法において、シンチレーションプレートの表面は、臨界角よりも大きい角度で内側から入射する光子を反

射するものであり、光電子増倍管は、シンチレーションプレートが発する光パルスを各側面で記録する検出壁を構成するものであり、得られた光パルスは、シンチレーションプレートと装置全体のケーシングの間に配置された光電子増倍管のマトリックスにより電気信号に変換されるように構成され、臨界角よりも小さい角度でプレートの表面に達するシンチレータ材料におけるガンマ量子の吸収の結果として生じる光の光子は、フライアウトし、シンチレーションチェンバを囲む光電子増倍管により記録され、データ分析の第1ステップにおいて、それらの事象 (e v e n t s) が、取り付けプレートに取り付けられた光電子増倍管レイヤーの右 (P)、左 (L)、上 (G) および下 (D) レイヤーのうちの少なくとも3つの各々のサイドレイヤーならびに取り付けプレートに取り付けられた光電子増倍管の前 (F) および後 (T) の各々のレイヤーにおいて記録される各信号に選択され、更なる処理のために、一定の時間間隔の範囲内に発生したそれらの信号だけが選択され、光電子増倍管の右 (P)、左 (L)、上 (G)、下 (D) 前 (F) および後 (T) レイヤーにおける量子の反応の位置が測定された後、側面の光電子増倍管の信号の振幅の分布に基づいて、ガンマ量子の反応の深さ (D O I) と L O R 線が決定され、反応の位置と光電子増倍管が記録した信号の振幅と時間に関する情報に基づいて、ガンマ量子がシンチレーション材料に発したエネルギー及び反応の時間を決定し、LOR線に沿った対消滅の位置を計算し、その後、デリバードされた一連の再現された線LOR及びその線に沿った対消滅の位置が断層撮影画像を提供することを特徴とする方法を提供する。

10

【 0 0 2 4 】

好ましくは、空気の層が、前記光電子増倍管と前記シンチレーションチェンバとの間に形成され、光信号は、シンチレーションプレートから空気に出る光の線の屈折により、より多くの数の光電子増倍管により記録される。

20

【 0 0 2 5 】

好ましくは、電子回路は、バイナリ形式でコンピュータに送信される信号の振幅と発生の時間をディジットに変換し、それに基づいて患者の体内の放射線マーカーの濃度の分布が再現される。

【 0 0 2 6 】

好ましくは、プレート面 (x-y) における量子の反応の位置は、前記光電子増倍管の位置、前 (F) 及び後ろ (R) の光電子増倍管レイヤーの信号の振幅、側面の光電子増倍管レイヤーからの信号の振幅、前および後ろレイヤーからの光電子増倍管信号の時間の3つの独立した方法で決定され、最終結果として、適切な測定の不確実性で重み付けられた平均が計算される。

30

【 0 0 2 7 】

好ましくは、プレートの側面パネルの光電子増倍管の信号の振幅の分布からガンマ量子の反応の深さ (D O I) を決定し、反応の位置及び光電子増倍管が記録した信号の振幅と時間に関する情報に基づいて、ガンマ量子及び反応の時間によりシンチレーション材料に発せられたエネルギーを決定し、LOR線に沿った対消滅の位置を計算し、送信されて再現された一連のLOR線及びそれらの線に沿った対消滅の位置が、断層撮影画像を提供する。

【 0 0 2 8 】

好ましくは、1つのガンマ量子の反応に起因する信号を発した光電子増倍管の総数、反応の位置と光電子増倍管ウィンドウ (r_i) の中心との距離、シンチレータにおける光信号のスピードに相当する校正定数 (v_s)、信号の減衰を示す校正定数 ()、及び振幅の決定の不確実性 () を考慮して、シンチレータ材料においてガンマ量子が発したエネルギーと反応の時間を決定する。

40

【 0 0 2 9 】

本発明のもう1つの目的は、陽電子放射断層撮影においてマトリクス装置を使用することである。また、本発明の他の形態においては、ガンマ量子の反応の位置及び時間を決定し、シンチレーションチェンバを構成するマトリクス装置において、シンチレーションチェンバは、(a) 原子番号が少なくとも50の原子が添加されたプラスチックシンチレータで構成され、表面が、臨界角よりも大きい角度でシンチレーションチェンバの内側か

50

ら表面に入射する光子を反射する、シンチレーションプレートと、(b) 検出壁を構成する光電子増倍管であって、シンチレーションチェンバが発する光パルスを記録し、光パルスから電気信号に変換する、シンチレーションチェンバのサイドレイヤー(L, G, P, D)およびシンチレーションチェンバの前レイヤー(F)および後レイヤー(T)として配置された、光電子増倍管と、(c) 光電子増倍管が取り付けられ、シンチレーションプレートとハウジングとの間に位置し、光電子増倍管の各々のケーシングと寸法と形状が一致する切込み孔群を有し、マトリクス装置を覆うハウジングに取り付けられた取り付けプレートと、(d) シンチレーションプレートが組み付けられたフレームであって、ハウジングに取り付けられたフレームと、(e) 光電子増倍管とシンチレーションプレートとの間の空気層と、(f) 電子システムとを備え、電子システムは、(i) シンチレーションチェンバのサイドレイヤー(L, G, P, D)のうち少なくとも3つのサイドレイヤーならびにシンチレーションチェンバの前レイヤー(F)および後レイヤー(T)において記録される電子信号についての事象(events)を選択し、(ii) 一定の時間間隔の範囲内に発生した電子信号だけをさらに処理することを含み、(iii) (1) シンチレーションチェンバの前レイヤー(F)および後レイヤー(T)からの電子信号の振幅に基づいて、(2) シンチレーションチェンバのサイドレイヤー(L, G, P, D)からの電子信号の振幅に基づいて、(3) シンチレーションチェンバの前レイヤー(F)および後レイヤー(T)からの電子信号の時間に基づいて、3つの独立した方法での計算の平均として、シンチレーションプレートの平面におけるガンマ量子の反応の位置を決定し、(iv) シンチレーションチェンバのサイドレイヤー(L, G, P, D)の光電子増倍管の電子信号振幅の分布に基づいて、ガンマ量子反応の深さおよび二つの同時発生したガンマ量子のLORを決定し、(v) 全ての光電子増倍管からの電子信号の時間に基づいてLORの各々に沿った対消滅の位置を定義し、(vi) 一連のLORおよびLORに沿った対消滅の位置に基づいて、断層撮影画像を提供する、マトリクス装置を提供する。

さらに、本発明の他の形態においては、シンチレーションチェンバを構成するマトリクス装置において、ガンマ量子の反応の位置及び時間を決定する方法であって、シンチレーションチェンバは、(a) 原子番号が少なくとも50の原子が添加されたプラスチックシンチレータで構成され、表面が、臨界角よりも大きい角度でシンチレーションチェンバの内側から表面に入射する光子を反射する、シンチレーションプレートと、(b) 検出壁を構成する光電子増倍管であって、シンチレーションチェンバが発する光パルスを記録し、光パルスから電気信号に変換する、シンチレーションチェンバのサイドレイヤー(L, G, P, D)およびシンチレーションチェンバの前レイヤー(F)および後レイヤー(T)として配置された、光電子増倍管と、(c) 光電子増倍管が取り付けられ、シンチレーションプレートとハウジングとの間に位置し、光電子増倍管の各々のケーシングと寸法と形状が一致する切込み孔群を有し、マトリクス装置を覆うハウジングに取り付けられた取り付けプレートと、(d) シンチレーションプレートが組み付けられたフレームであって、ハウジングに取り付けられたフレームと、(e) 光電子増倍管とシンチレーションプレートとの間の空気層とを有し、方法は、(i) シンチレーションチェンバのサイドレイヤー(L, G, P, D)のうち少なくとも3つのサイドレイヤーならびにシンチレーションチェンバの前レイヤー(F)および後レイヤー(T)において記録される電子信号についての事象(events)を選択し、(ii) 一定の時間間隔の範囲内に発生した電子信号だけをさらに処理することを含み、(iii) (1) シンチレーションチェンバの前レイヤー(F)および後レイヤー(T)からの電子信号の振幅に基づいて、(2) シンチレーションチェンバのサイドレイヤー(L, G, P, D)からの電子信号の振幅に基づいて、(3) シンチレーションチェンバの前レイヤー(F)および後レイヤー(T)からの電子信号の時間に基づいて、3つの独立した方法での計算の平均として、シンチレーションプレートの平面におけるガンマ量子の反応の位置を決定し、(iv) シンチレーションチェンバのサイドレイヤー(L, G, P, D)の光電子増倍管の電子信号振幅の分布に基づいて、ガンマ量子の反応の深さおよび二つの同時発生したガンマ量子のLORを決定し、(v) 全ての光電子増倍管からの電子信号の時間に基づいてLORの各々に沿った対消滅の位置に基づいて、断層撮影画像を提供する、マトリクス装置を提供する。

10

20

30

40

50

滅の位置を定義し、(v i)一連のL O RおよびL O Rに沿った対消滅の位置に基づいて、断層撮影画像を提供する、方法を提供する。

【図面の簡単な説明】

【0030】

添付図面により、解決法がより良く説明される。

【図1】図1は、放射性医薬品を投与した後、患者が配置(7)されるシンチレーションチェンバを含む装置の一般的構成を示す。

【図2】図2は、シンチレーションプレート(8)の配置例を示す。

【図3】図3は、シンチレーションチェンバから発生する光パルスを各側面で記録する検出壁を形成する光電子増倍管(10)を示す。

【図4】図4は、光電子増倍管の取り付け一例を示す。

【図4a】図4aは、一連の光電子増倍管及び分圧器を示す。

【図4b】図4bは、光電子増倍管を取り付けるためのプレート(11)の一部を示す。

【図5】図5は、ケーシング(2)及び光電子増倍管(10)を備えたシンチレーションチェンバの水平断面図である。

【図6】図6は、ハンドルが光電子増倍管チューブに接続された取り付けプレートへの遮光性のある光電子増倍管の取り付けの一例を示す。

【図7】図7は、光電子増倍管が発生させるインパルスの振幅と時間に関する情報を得る電子システムの論理ダイアグラムの一例を示す。図面における記号は、以下のとおりである。1 患者を検査するためのシンチレーションチェンバ 2 チェンバ及び光電子増倍管用のハウジング 3 電子機器用のハウジング 4 断層撮影画像を再現するコンピュータ 5 モニタ 6 プリンタ 7 患者をシンチレーションチェンバに移動させるプラットフォーム 8 シンチレーションプレート 9 屈折率がシンチレータの屈折率 $n = 1.58$ と同等の光学接着剤により接続されたプレートの接続箇所 10 光電子増倍管 11 光電子増倍管を取り付けるためのプレート 12 シンチレーションチェンバを固定するフレーム 13 空気層 14 分圧器 15、16 高電圧ケーブルと信号ケーブル 17 遮光性フィルム 18 シンチレーションチェンバ内部のプラスチックシールド 19 ブラケット 20 光電子増倍管シールド 21 シールド 22 ボルト 23 パワーケーブルと信号ケーブルの遮光性出口 24 信号ケーブル 25 信号分離のシステム 26 時間遅延システム 27 A D C - charge todigit converter 28 T D C - time todigit converter 29 多重チャンネル弁別器 30 信号の多重度を数えるシステム 31 同時計数回路系

【発明を実施するための形態】

【0031】

以下は、解決法をより良く理解するための本発明の実施例である。

【実施例】

【0032】

図1は、放射性医薬品を投与した後に患者が搬入されるシンチレーションチェンバ1を有する装置の一般的な構成を示すものである。患者の体内における放射線マーカの崩壊によって生じるガンマ量子は、シンチレーションチェンバ内で光フラッシュを発生させる。その結果生じた光パルスは、シンチレーションチェンバ及びユニット全体のケーシング2の間の配置された光電子増倍管のマトリックスにより電気信号に変換される。光電子増倍管からの信号は、ケーブルにより、シンチレーションチェンバのケーシングに沿って設置されたハウジング3内に位置する電子機器に送信される。

【0033】

その電子回路は、信号の振幅及び発生時間をディジットに変換し、それらはバイナリー形式4でコンピュータに送信され、それに基づいて患者の体内における放射線マーカの密度の分布が再現される。その画像は、スクリーン5で表示し、印刷6し、あるいはコンピュータのディスクに保存することができる。検査を行うためには、患者はプラットフォーム7に横たわり、このプラットフォームは、患者側から一列に配置され、プラスチックカバー18を備えたシンチレーションチェンバ1内に滑り込ませるようになされている。

【0034】

シンチレーションチェンバ1は、高原子番号の原子、この実施例の場合は鉛、が添加されたプラスチックのシンチレータストリップを有する。図2は、シンチレーションストリップ8の配置例を示すものである。シンチレーションストリップの表面は、いわゆるバウンダリアングル (boundary angle) よりも大きい角度で表面に入射した光子を内側から反射させるために、ダイヤモンドブレードで削られ、あるいは研磨されるべきである。

【0035】

プレートは、屈折率がシンチレーションプレートが作られている材料の屈折率と同様の光学接着剤9により接合されている。同様の光の係数は、接合部分における光子の反射を抑制する。バウンダリアングル (boundary angle) よりも小さな角度でプレートの表面に達する、シンチレーション材におけるガンマ量子の吸収で発生する光の光子は、フライアウトし、シンチレーションチェンバを囲む光電子増倍管により記録される。

10

【0036】

図3に示すように、光電子増倍管10は、シンチレーションチェンバから出る光パルスを検出壁を構成する。光電子増倍管の壁は、右側面(10P)、左側面(10L)、上側面(10G)、下側面(10D)に分けられ、前方(10F)および後方(10T)で光を記録する。

【0037】

図4には、装置の右下側のコーナーにおける光電子増倍管の取り付け例を示している。

【0038】

光電子増倍管は、シェルターに取り付けられていて装置全体2を保持するハウジングに取り付けられた取り付けプレート11に搭載されている。このハウジングには、フレーム12も取り付けられていて、シンチレータプレート8が埋め込まれている。光電子増倍管を保持する取り付けプレートには、光電子増倍管のケースと同じ形および大きさに調整された孔が形成されており、ケーシングの形状、相対的な配置および距離は、必要な解像度及び装置の価格にあわせて最適化される。

20

【0039】

光電子増倍管とシンチレーションプレートの間には、空気層13が形成されている。それにより、シンチレーションプレートから空気へ出る光の線の屈折により、光信号は、より多くの光電子増倍管に記録され、装置の空気の分解能に貢献する。光電子増倍管ダイノード10への電圧は、光電子増倍管の種類と一致する分圧器14により分配される。分圧器14は、図1において符号3で示す、光電子増倍管のケーシングに隣接する電子機器のハウジングに配置された電源により電圧ケーブル15を介して供給される。光電子増倍管からの信号は、信号ケーブル16を介して電子回路に送られる。

30

【0040】

シンチレーションチェンバは、断層撮影機を操作する部屋から光学的に離れてなければならない。従って、光電子増倍管の取り付け部及びチェンバのプラスチックインナーの取り付け部の双方が遮光性のものでなければならない。図5及び図6に、概略構成を例示する。

【0041】

図5は、ハウジング2および光電子増倍管10を備えたシンチレーションチェンバの水平方向断面を示すものである。シンチレーションプレート8は、遮光性フィルム17によりチェンバの内部から分離されている。プラスチックカバー18が、患者側からみえるようになっている。

40

【0042】

図6は、光電子増倍管20のシールドに接続されたハンドル19によりプレート11に取り付けられた遮光性のある光電子増倍管10の取り付け例を示すものである。遮光性は、シールド21で提供される。

【0043】

図7は、光電子増倍管が発するインパルスの振幅及び時間に関する情報を得るための電子

50

システムの論理ダイヤグラムの一例を示す。それらは、光電子増倍管に到達する光信号の時間と振幅に密接に関係している。

【0044】

第1ステップにおいてデータを分析するソフトウェアは、光電子増倍管の少なくとも3つのサイドレイヤーおよび前後レイヤーにより信号が記録される、これらの事象(events)を選択する。また、更なる処理は、一定の時間間隔(数ナノ秒)の範囲内の信号にだけ行われる。そして、式I、II及びIIIに基づく3つの独立した方法により、プレートの面(x、y)における量子の反応の位置を決定する。

【0045】

【数1】

$$x = \alpha \cdot \frac{\sum_{i=1}^{N_F} A_F^i - \beta}{\sum_{i=1}^{N_F} A_F^i + \sum_{i=1}^{N_T} A_T^i - \gamma} \quad (\text{式I})$$

【数1】

【0046】

但し、上式において、 N_F 及び N_T は、前(F)と後ろ(T)のレイヤーで信号を発する光電子増倍管の数、 α 、 β 、 γ は、校正定数、 A_F^i は、前レイヤーにおけるi番目の光電子増倍管の信号の振幅、 A_T^i は、後ろレイヤーにおけるi番目の光電子増倍管の信号の幅である。

【0047】

【数2】

$$x = \frac{\sum_{i=1}^{N_P} x_i A_P^i}{\sum_{i=1}^{N_P} A_P^i} \quad (\text{式 II})$$

【数2】

【0048】

但し、 x_i は、平面Pにおけるi番目の光電子増倍管の位置のx座標である。

【0049】

【数3】

$$x = \left(\frac{1}{N_F} \sum_{i=1}^{N_F} t_i^F - \frac{1}{N_T} \sum_{i=1}^{N_T} t_i^T \right) \cdot v + \Delta \quad (\text{式 III})$$

【数3】

【0050】

但し、 x 、 v は、校正定数である。 t_i^F 、 t_i^T は、それぞれ前と後ろのレイヤーにおける光電子増倍管の信号の時間であり、適当な測定の不確実性で重み付けられた平均が最終結果として計算される。

【0051】

式IとIIは、信号の振幅に関する情報を考慮し、式IIIは、光電子増倍管に光信号が到着する時間を使用する。式IIIは、時間だけに基づくものであり、本発明の特徴である。プレートの側面の光電子増倍管における信号の振幅の分布に関する情報により、ガンマ量子の反応の深さ(DOI)を決定することができる。計算には、第1近似式IVが使用される。

【0052】

10

20

30

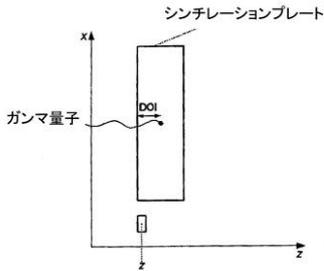
40

50

【数4】

$$DOI = \frac{1}{4} \left[\frac{\sum_i^{N_F} z_i A_F^i}{\sum_i^{N_F} A_F^i} + \frac{\sum_i^{N_T} z_i A_T^i}{\sum_i^{N_T} A_T^i} + \frac{\sum_i^{N_G} z_i A_G^i}{\sum_i^{N_G} A_G^i} + \frac{\sum_i^{N_D} z_i A_D^i}{\sum_i^{N_D} A_D^i} \right] \quad \text{式 IV}$$

但し、Ziは、z軸に沿ったi番目の光電子増幅管の中心を意味する。



【数4】

10

【0053】

量子の反応の深さ(DOI)の測定も、本発明の重要な特徴である。ガンマ量子r1とr2の反応の位置の座標r=(x、y、z)により、LOR線が決定される。

【0054】

反応の位置と、光電子増倍管に記録された信号の振幅と時間の測定により、シンチレータにおいてガンマ量子が発したエネルギーと反応が起きた時間の計算が可能になり、式V及びVIにより概略計算される。式Vは以下のとおりである。

20

【0055】

【数5】

$$t = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N t_i - \frac{\Delta r_i}{v_s} \quad \text{(式 V)}$$

但し、

N — ガンマ量子の反応によって信号を付与する、
 全ての光電子増倍管の数、

30

Δr_i — 反応のポイントとi番目の光電子増倍管
 のウインドウの中間との位置

$$\Delta r_i = |\vec{r} - \vec{r}_i|$$

v_s — シンチレータにおける信号の光の速度に対応
 する校正定数

40

【数5】

【0056】

式VIは以下のとおりである。

【0057】

【数6】

$$E = \frac{\sum_{i=1}^N A_i |\Delta r|^2 \cdot e^{\frac{\Delta r}{\lambda}} / \sigma_i^2(A_i)}{\sum_{i=1}^N \frac{1}{\sigma_i^2(A_i)}} \quad (\text{式 VI})$$

【数6】

【0058】

但し、 Δ は、信号の減衰を示す校正定数、 σ は、振幅の測定の不確実性である。

【0059】

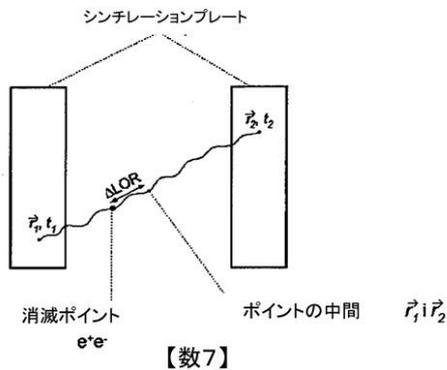
r_1 、 r_2 、 t_1 、及び t_2 により、TOF方法を使って式VIIからLOR線に沿った対消滅の位置を計算することができる。

【0060】

【数7】

$$\Delta LOR = \frac{t_2 - t_1}{2} c \quad (\text{式 VII})$$

但し、 c は、光の速度



【0061】

そして、式VIIIを使って、対消滅の位置

$$\vec{r}_a$$

を決定することができる。

【0062】

【数8】

$$\vec{r}_a = \frac{\vec{r}_1 + \vec{r}_2}{2} + \frac{\vec{r}_1 - \vec{r}_2}{|\vec{r}_1 - \vec{r}_2|} \cdot \Delta LOR \quad (\text{式 VIII})$$

【数8】

【0063】

上述した装置は、再現された一連のLOR線及びそれらの線に沿った対消滅の位置を提供する。そのデータに基づいて、画像再構成技術を使って断層撮影画像を得ることができる。

なお、本願明細書に記載の実施形態によれば、以下の構成もまた開示される。

【項目1】

シンチレーションチェンバを構成するガンマ量子の反応の位置及び時間を測定するマトリックス装置において、

前記チェンバ(1)は、好ましくは原子番号が少なくとも50の原子が添加されたプラスチックシンチレータで構成されたシンチレーションプレート(8)を備え、

前記シンチレーションプレート(8)の表面は、いわゆるバウンダリアングル(boundary

10

20

30

40

50

angle) よりも大きい角度で内側から入射する光子を反射するものであり、
光電子増倍管(10)は、前記シンチレーションチェンバが発する光パルスを各側面で記録する検出壁を構成するものであり、

得られた光パルスは、前記シンチレーションプレート(8)と装置全体のケーシング(2)の間に配置された光電子増倍管(10)マトリックスにより電気信号に変換されるように構成され、

前記光電子増倍管(10)は、フレーム(12)に取り付けられた装置全体(2)を覆いかつ支持するハウジングに取り付けられた取り付けプレート(11)に装着されており、シンチレーションプレート(8)は、光電子増倍管(10)のケーシングと寸法と形状が一致する切込み孔群を備えた、光電子増倍管(10)を支持するための取り付けプレート(11)に組み付けられており、

前記光電子増倍管(10)と前記シンチレーションプレート(8)との間に空気層(13)が形成され、

データ分析の第1ステップにおいて、それらの事象(events)が、光電子増倍管レイヤー(10)の少なくとも3つのサイドレイヤー及び前後レイヤーにおいて記録される信号に選択され、

更なる処理のために、一定の時間間隔に発生したそれらの信号だけが選択され、平面(x,y)内における量子反応の位置が、前(P)及び後(T)の光電子増倍管レイヤー(10)からの信号の振幅、サイド光電子増倍管レイヤーからの信号の振幅、前(P)及び後(T)のレイヤーからの光電子増倍管信号(10)の時間に基づく、3つの独立した方法で測定され、

最終結果として、適切な測定の不確実性で重み付けられた平均が計算され、前記プレートのサイドパネル内の前記光電子増倍管における信号の振幅の分布から、ガンマ量子の反応の深さ(DOI)及びLOR線が決定され、すべての光電子増倍管からの信号の時間に基づいて、LOR線に沿った対消滅点が定義され、デリバードされた一連の再現された線LOR及びその線に沿った対消滅の位置が断層撮影画像を提供することを特徴とする。

[項目2]

電圧が、前記光電子増倍管の種類と一致する分圧器(14)により光電子増倍管ダイノード(10)に分配され、前記分圧器(14)は、光電子増倍管のケーシングに隣接する電子機器のハウジング内に配置された電源により電圧ケーブルを通して給電され、前記光電子増倍管からの信号は、信号ケーブル(16)により電子回路(3)に供給されることを特徴とする、項目1に記載の装置。

[項目3]

シンチレーションプレート(8)は、該シンチレーションプレート(8)の構成材料の屈折率と同様の屈折率を持つ光学接着剤(9)により接合されており、同様の屈折率は、接合箇所における光子の反射を抑制するものであることを特徴とする、項目1に記載の装置。

[項目4]

前記シンチレーションプレート(8)は、遮光性フォイル(17)によりチェンバ内から分離されているのを特徴とする、項目1に記載の装置。

[項目5]

プラスチックカバー(18)が患者側から見えることを特徴とする、項目1に記載の装置。

[項目6]

シンチレータ壁は、右(R)、左(L)、上(T)及び下(D)に分けられ、前(F)及び後ろ(B)で光を記録することを特徴とする、項目1に記載の方法。

[項目7]

図1ないし図7に示された特徴を有する、項目1に記載の装置。

[項目8]

10

20

30

40

50

ガンマ量子の反応の位置と時間を測定する方法において、
 前記シンチレーションプレート（８）の表面は、いわゆるバウンダリアングル（boundary angle）よりも大きい角度で内側から入射する光子を反射するものであり、
 光電子増倍管（１０）は、前記シンチレーションチェンバが発する光パルスを各側面で記録する検出壁を構成するものであり、
 得られた光パルスは、前記シンチレーションプレート（８）と装置全体のケーシング（２）の間に配置された光電子増倍管（１０）マトリックスにより電気信号に変換されるように構成され、
 いわゆるバウンダリアングル（boundary angle）よりも小さい角度でプレートの表面に達するシンチレータ材料におけるガンマ量子の吸収の結果として生じる光の光子は、フライアウトし、前記シンチレーションチェンバ（１）を囲む前記光電子増倍管（１０）により記録され、
 データ分析の第１ステップにおいて、それらの事象(events)が、光電子増倍管レイヤー（１０）の少なくともとも３つのサイドレイヤーおよび前後レイヤーにおいて記録される信号に選択され、
 更なる処理のために、一定の時間間隔に発生したそれらの信号だけが選択され、
 プレート面における量子の反応の位置が測定された後、側面の光電子増倍管（１０）の信号の振幅の分布に基づいて、ガンマ量子の反応の深さ（DOI）とLOR線が決定され、
 反応の位置と光電子増倍管が記録した信号の振幅と時間に関する情報に基づいて、ガンマ量子がシンチレーション材料に発したエネルギー及び反応の時間を決定し、LOR線に沿った対消滅の位置を計算し、その後、測定された一連の再現された線LOR及びその線に沿った対消滅の位置が断層撮影画像を提供することを特徴とする方法。

10

20

[項目 9]

空気の層（１３）が、前記光電子増倍管と前記シンチレーションチェンバとの間に形成され、光信号は、シンチレーションプレート（８）から空気に出る光の線の屈折により、より多くの数の光電子増倍管（１０）により記録されることを特徴とする、項目 8 に記載の方法。

[項目 10]

電子回路は、バイナリ形式でコンピュータ（４）に送信される信号の振幅と発生の日間をディジットに変換し、それに基づいて患者の体内の放射線マーカーの濃度の分布が再現されることを特徴とする、項目 8 に記載の方法。

30

[項目 11]

プレート面（x-y）における量子の反応の位置は、前記光電子増倍管（１０）の位置、前（F）及び後ろ（R）の光電子増倍管レイヤーの信号の振幅、側面の光電子増倍管レイヤーからの信号の振幅、前後レイヤーからの光電子増倍管信号の時間の３つの独立した方法で決定され、最終結果として、適切な測定の不確実性で重み付けられた平均が計算されることを特徴とする、項目 8 に記載の方法。

[項目 12]

プレートの側面パネルの光電子増倍管の信号の振幅の分布からガンマ量子の反応の深さ（DOI）を決定し、反応の位置及び光電子増倍管が記録した信号の振幅と時間に関する情報に基づいて、ガンマ量子及び反応の時間によりシンチレーション材料に発せられたエネルギーを決定し、LOR線に沿った対消滅の位置を計算し、送信されて再現された一連のLOR線及びそれらの線に沿った対消滅の位置が、断層撮影画像を提供することを特徴とする、項目 8 に記載の方法。

40

[項目 13]

１つのガンマ量子の反応に起因する信号を発した光電子増倍管（１０）の総数、反応の位置と光電子増倍管ウィンドウ（ r_i ）の中心との距離、シンチレータにおける光信号のスピードに相当する校正定数（ v_s ）、信号の減衰を示す校正定数（ λ ）、及び振幅の決定の不確実性（ σ ）を考慮して、シンチレータ材料においてガンマ量子が発したエネルギーと反応の時間を決定することを特徴とする、項目 8 に記載の方法。

50

[項目 1 4]

陽電子放射断層撮影機において用いられることを特徴とする、項目 8 または 1 1 に記載の方法。

[項目 1 5]

陽電子放射断層撮影において項目 1 ないし 7 に記載された装置を用いる方法。

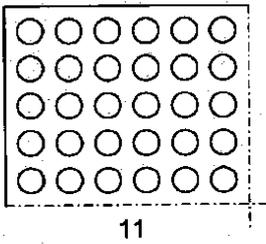


Fig. 4b

【 図 4 a 】

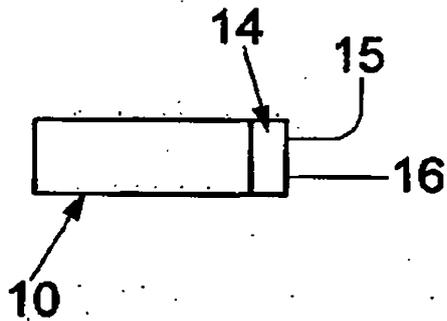


図 4a

【図1】

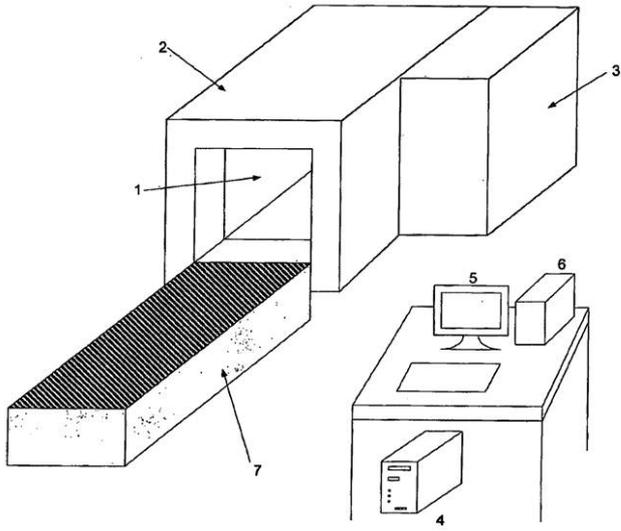


図1

【図2】

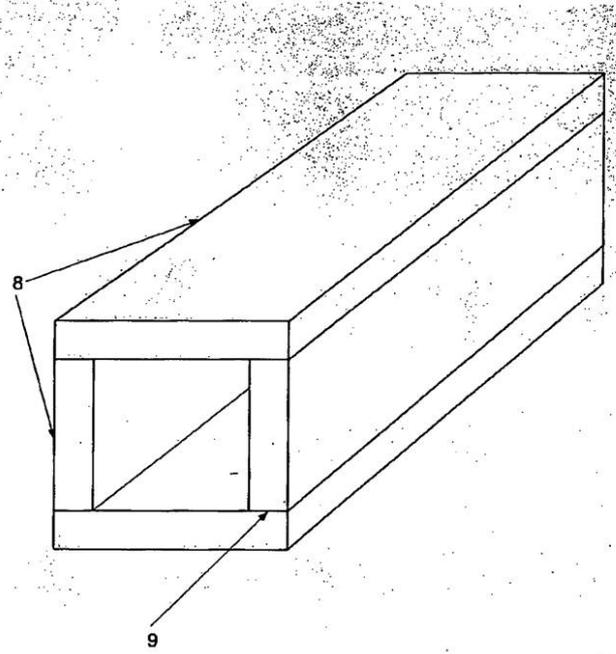


図2

【 図 3 】

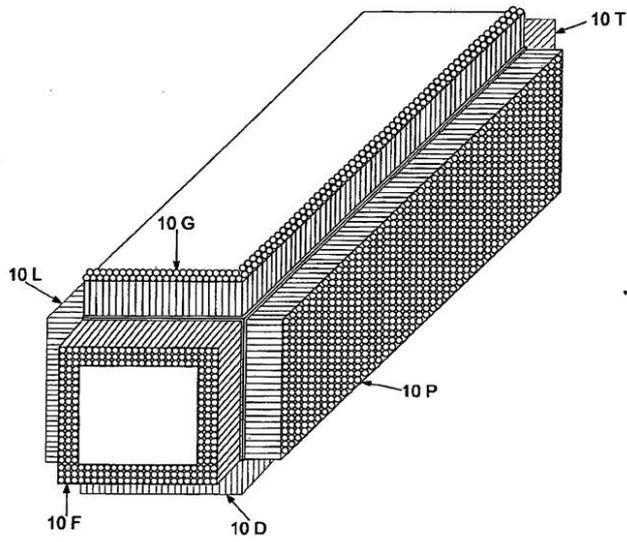


図3

【 図 4 】

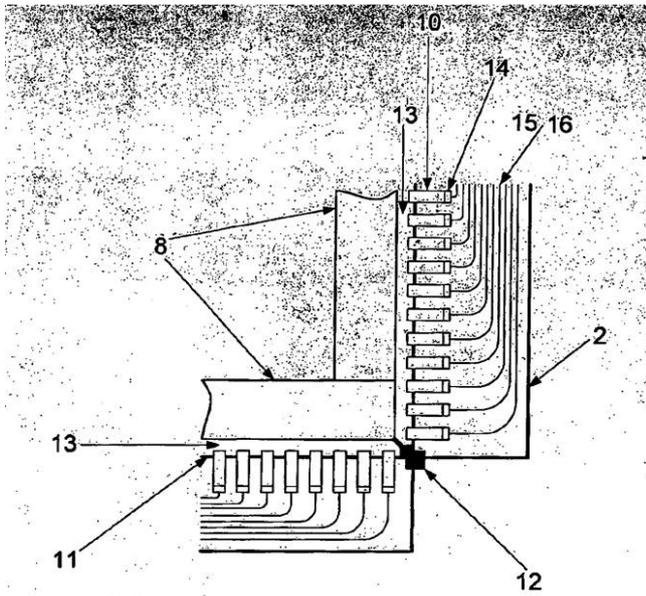


図4

【図4b】

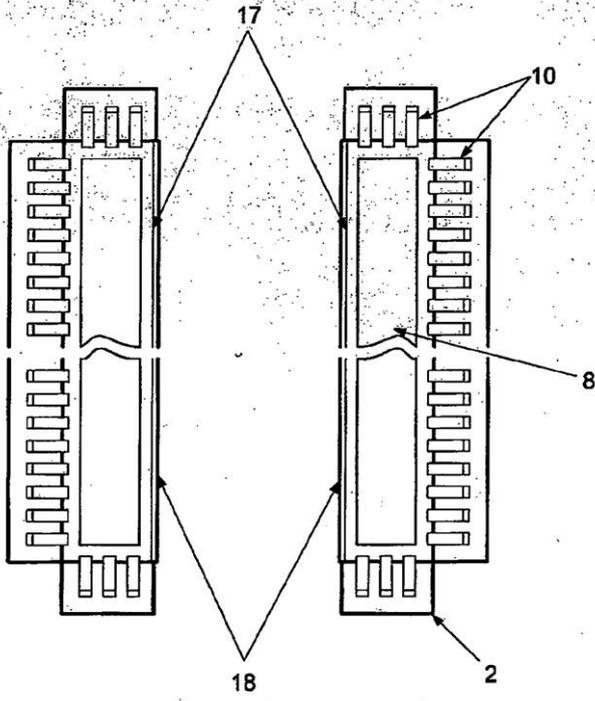


図5

【図5】

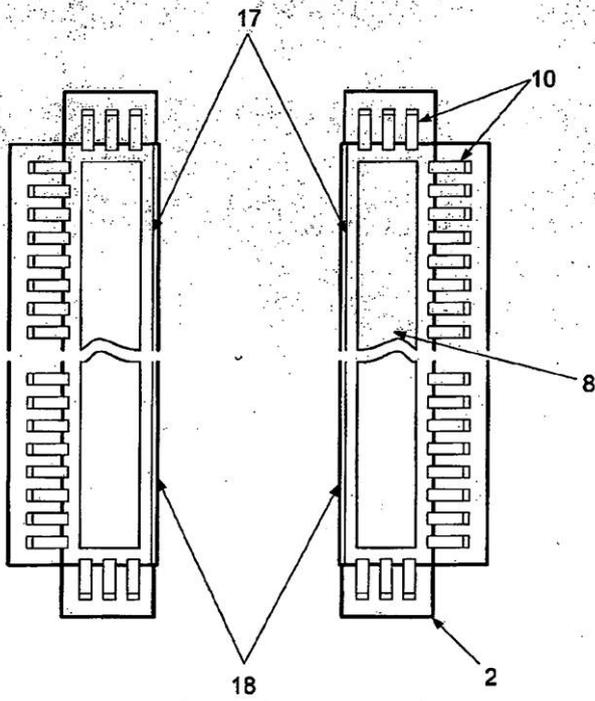


図5

【 図 6 】

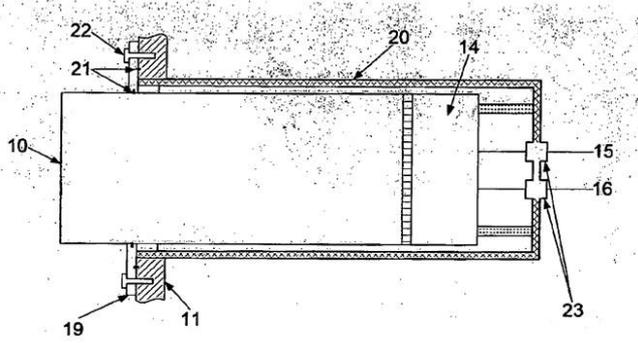


図6

【 図 7 】

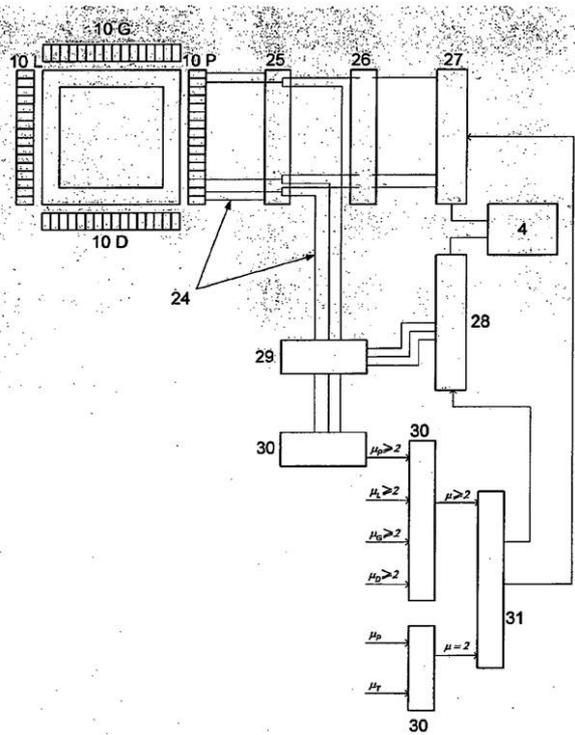


図7

フロントページの続き

(72)発明者 モスカル、 パウエル
ポーランド国 リブナ 32 - 061、 ツロウエク 113

審査官 原 俊文

(56)参考文献 特開平04 - 220589 (JP, A)
特開平07 - 225280 (JP, A)
特開昭63 - 075587 (JP, A)
特開平09 - 015335 (JP, A)
特表2009 - 522582 (JP, A)
特開2003 - 149345 (JP, A)
特開昭62 - 203076 (JP, A)
特表2010 - 522806 (JP, A)
特表2006 - 508344 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
G01T 1/00 - 7/12