

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号
特開2003-21682
(P2003-21682A)

(43) 公開日 平成15年1月24日 (2003. 1. 24)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テーマコード* (参考)	
G 0 1 T	1/20	G 0 1 T	1/20	B 2 F 0 6 7
				G 2 G 0 8 8
G 0 1 B	15/00	G 0 1 B	15/00	A 5 C 0 2 4
H 0 1 L	31/09	H 0 1 L	31/16	B 5 F 0 8 8
	31/16	H 0 4 N	5/321	

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 8 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2001-208251(P2001-208251)

(22) 出願日 平成13年7月9日(2001.7.9)

(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

(71) 出願人 000236436
浜松ホトニクス株式会社
静岡県浜松市市野町1126番地の1

(72) 発明者 村山 秀雄
千葉県千葉市稲毛区穴川4-9-1 独立
行政法人放射線医学総合研究所内

(74) 代理人 100088155
弁理士 長谷川 芳樹 (外2名)

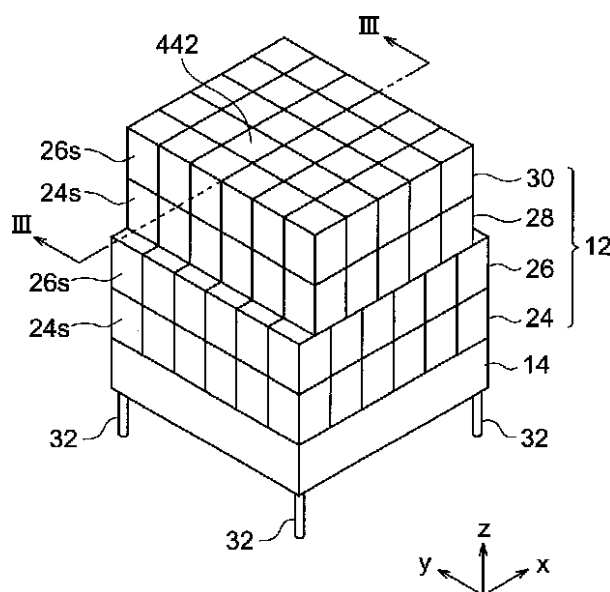
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 放射線3次元位置検出器

(57) 【要約】

【課題】 放射線の吸収効率の向上を図ると共に、放射線の入射により蛍光を発したシンチレータセルの同定を正確に行うこと。

【解決手段】 シンチレータユニット12は、第1の蛍光減衰時定数を有する各シンチレータセル24sの中心位置が受光素子14の受光面に平行な方向に偏倚するように積層される、第1の蛍光減衰時定数を有するシンチレータセル24sから構成される第1のシンチレータアレイ(24, 28)と、第1のシンチレータアレイ(24, 28)に隣接するように積層される、第2の蛍光減衰時定数を有するシンチレータセル26sから構成される第2のシンチレータアレイ(26, 30)とを有し、位置検出部が受光素子14からの検出信号を異なる蛍光減衰時定数毎に波形弁別する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 放射線の入射により蛍光を発するシンチレータセルを 2 次元に配列して構成されるシンチレータアレイを、複数積層して構成されるシンチレータユニットと、

前記シンチレータセルからの前記蛍光を検出する受光素子と、

前記受光素子からの検出信号に基づいて、放射線の入射により蛍光を発したシンチレータセルの同定を行う位置検出手段とを備えた放射線 3 次元位置検出器であって、前記シンチレータユニットは、

第 1 の蛍光減衰時定数を有する各シンチレータセルの中心位置が前記受光素子の受光面に平行な方向に偏倚するように積層される、前記第 1 の蛍光減衰時定数を有するシンチレータセルから構成される複数の第 1 のシンチレータアレイと、

前記第 1 のシンチレータアレイに隣接するように積層される、前記第 1 の蛍光減衰時定数と異なる第 2 の蛍光減衰時定数を有するシンチレータセルから構成される第 2 のシンチレータアレイとを有し、

前記位置検出手段は、前記受光素子からの検出信号を異なる蛍光減衰時定数毎に波形弁別することを特徴とする放射線 3 次元位置検出器。

【請求項 2】 前記第 1 の蛍光減衰時定数を有する各シンチレータセルの中心位置の偏倚方向は、前記第 1 のシンチレータアレイを構成する前記第 1 の蛍光減衰時定数を有するシンチレータセルの配列の行または列のいずれか一方または双方向であり、

前記第 1 の蛍光減衰時定数を有する各シンチレータセルの中心位置の偏位量は、前記第 1 のシンチレータアレイにおいて、隣接する前記第 1 の蛍光減衰時定数を有するシンチレータセルの中心位置間距離の半分であることを特徴とする請求項 1 に記載の放射線 3 次元位置検出器。

【請求項 3】 前記各シンチレータセルの形状は、直方体であることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の放射線 3 次元位置検出器。

【請求項 4】 前記シンチレータユニットは、前記各シンチレータアレイを構成する前記シンチレータセルの配列の行または列のいずれか一方または双方向において、隣接する前記各シンチレータアレイのうち前記受光素子と反対側の前記シンチレータアレイの全長が、前記受光素子側の前記シンチレータアレイの全長以下となるように、前記各シンチレータアレイを積層して構成されることを特徴とする請求項 1 ~ 3 いずれか 1 項に記載の放射線 3 次元位置検出器。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、シンチレーション放射線検出器において、放射線の 3 次元位置検出機能を有する放射線 3 次元位置検出器に関する。

【0002】

【従来の技術】被検体に放射性同位元素 (R I : Radioactive Isotope) が投与されると、消滅ガンマ線と呼ばれる 2 個の光子が正反対方向に同時に放出される。陽電子放出断層装置 (P E T : Positron Emission Tomography 装置) は、この放射線を同時計数で検出することにより被検体内の R I の分布像を得る装置である。

【0003】このような P E T 装置に用いられる放射線 3 次元位置検出器としては、複数のシンチレータセルを、屈折率の異なる透明板を挟みながら受光素子上に積層してシンチレータユニットを構成し、受光素子に到達する光の透過率を各シンチレータセル毎に異ならせることにより、受光素子における受光量の差に基づいて、放射線が入射して蛍光を発したシンチレータセルを同定する技術が、特開昭 63 - 47686 号公報 (文献 1) に記載されている。

【0004】また、複数のシンチレータセルを、その中心位置が光位置検出器の受光面に平行な方向に偏倚するように光位置検出器上に積層し、光位置検出器からの出力光の空間分布の重心位置を各シンチレータセル毎に異ならせることにより、重心位置演算に基づいて、放射線が入射して蛍光を発したシンチレータセルを同定する技術が、特公平 5 - 75990 号公報 (文献 2) に記載されている。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、文献 1 に記載された技術においては、光が透明板を通過する度にその一部が損失されるため、放射線の入射により蛍光を発したシンチレータセルが受光素子から離れたものである程、受光素子における受光量が小さくなり、すなわち、受光素子からの検出信号が小さくなり、エネルギー分解能が低下して放射線が入射して蛍光を発したシンチレータセルを正確に同定することができないおそれがある。

【0006】また、文献 2 に記載された技術においては、シンチレータセルを多層化する程、各シンチレータセルによる光位置検出器からの出力光の空間分布の重心位置の配列が密となり、当該重心位置の識別が困難になるため、放射線が入射して蛍光を発したシンチレータセルの正確な同定が困難になるおそれがある。

【0007】したがって、上述したような従来の技術においては、放射線が入射して蛍光を発したシンチレータセルの同定を正確に行うために、シンチレータセルの多層化による放射線の吸収効率の向上が妨げられるという問題がある。

【0008】そこで、本発明は、このような事情に鑑みてなされたものであり、放射線の吸収効率の向上を図ると共に、放射線の入射により蛍光を発したシンチレータセルの同定を正確に行うことができる放射線 3 次元位置検出器を提供することを目的とする。

【0009】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成するために、本発明に係る放射線3次元位置検出器は、放射線の入射により蛍光を発するシンチレータセルを2次元に配列して構成されるシンチレータアレイを、複数積層して構成されるシンチレータユニットと、シンチレータセルからの蛍光を検出する受光素子と、受光素子からの検出信号に基づいて、放射線の入射により蛍光を発したシンチレータセルの同定を行う位置検出手段とを備えた放射線3次元位置検出器であって、シンチレータユニットは、第1の蛍光減衰時定数を有する各シンチレータセルの中心位置が受光素子の受光面に平行な方向に偏倚するように積層される、第1の蛍光減衰時定数を有するシンチレータセルから構成される複数の第1のシンチレータアレイと、第1のシンチレータアレイに隣接するように積層される、第1の蛍光減衰時定数と異なる第2の蛍光減衰時定数を有するシンチレータセルから構成される第2のシンチレータアレイとを有し、位置検出手段は、受光素子からの検出信号を異なる蛍光減衰時定数毎に波形弁別することを特徴としている。

【0010】このような構成によれば、受光素子からの検出信号を異なる蛍光減衰時定数毎に波形弁別することにより、放射線が入射して蛍光を発したシンチレータセルが第1のシンチレータアレイと第2のシンチレータアレイとのどちらに存在するのかを検出することができるため、シンチレータユニットを多層化して、放射線の吸収効率を向上させることができる。

【0011】そして、検出信号の波形弁別後に、第1の蛍光減衰時定数を有するシンチレータセルからの検出信号に基づいて、受光素子に到達した光の重心位置を求めれば、第1の蛍光減衰時定数を有する各シンチレータセルの中心位置が受光素子の受光面に平行な方向に偏倚しているため、放射線が入射して蛍光を発したシンチレータセルの同定を正確に行うことができる。

【0012】また、第1の蛍光減衰時定数を有する各シンチレータセルの中心位置の偏倚方向は、第1のシンチレータアレイを構成する第1の蛍光減衰時定数を有するシンチレータセルの配列の行または列のいずれか一方または双方向であり、第1の蛍光減衰時定数を有する各シンチレータセルの中心位置の偏位量は、第1のシンチレータアレイにおいて、隣接する第1の蛍光減衰時定数を有するシンチレータセルの中心位置間距離の半分であることが好ましい。

【0013】第1の蛍光減衰時定数を有する各シンチレータセルが蛍光を発した場合の受光素子に到達する光の重心位置の配列が上述した方向において等間隔となるため、重心位置の識別を正確に行うことができるからである。

【0014】また、各シンチレータセルの形状は、直方体であることが好ましい。

【0015】さらに、シンチレータユニットは、各シンチレータアレイを構成するシンチレータセルの配列の行または列のいずれか一方または双方向において、隣接する各シンチレータアレイのうち受光素子と反対側のシンチレータアレイの全長が、受光素子側のシンチレータアレイの全長以下となるように、各シンチレータアレイを積層して構成されることが好ましい。

【0016】このような放射線3次元位置検出器をPET装置用として円環状に配置する場合、上述した方向をPET装置の円環面と平行になるように配置すれば、受光素子側のシンチレータアレイの全長よりも、円環面の中心側のシンチレータアレイの全長を短くすることにより、隣り合う放射線3次元位置検出器間の空隙を減少させ、放射線の吸収効率の向上及び空間分解能の向上を図ることができるからである。

【0017】

【発明の実施の形態】以下、図面と共に本発明の好適な実施形態について詳細に説明する。なお、図面の説明においては同一要素には同一符号を付し、重複する説明を省略する。また、図面の比率は、説明のものとは必ずしも一致していない。

【0018】図1は、本発明の一実施形態に係る放射線3次元位置検出器10の構成を示すブロック図である。放射線3次元位置検出器10は、入射した放射線により蛍光が生じるシンチレータセルを複数有するシンチレータユニット12と、シンチレータユニット12内のシンチレータセルからの蛍光を検出する受光素子14と、受光素子14から出力される検出信号に基づいて、シンチレータユニット12内において蛍光を発したシンチレータセルの同定を行う位置検出部16（位置検出手段）とを備えている。位置検出部16は、波形弁別回路18、重心位置検出回路20及びデータ処理回路22を備えている。

【0019】図2は、シンチレータユニット12及び受光素子14の構成を示す斜視図であり、図3は、図2におけるIII-III線に沿ってのシンチレータユニット12の断面図である。シンチレータユニット12は、第1のシンチレータアレイ24、第2のシンチレータアレイ26、第3のシンチレータアレイ28及び第4のシンチレータアレイ30を備えている。受光素子14は、本実施の形態においてはマルチアノード型等の位置検出型光電子増倍管であり、蛍光を検出した際の検出信号は、4本の出力端子32から出力される。

【0020】図2に示すようにx-y-z座標を設定し、図中のx軸方向を行方向、y軸方向を列方向とすると、第1のシンチレータアレイ24は、第1の蛍光減衰時定数を有するシンチレータセル24s（以下、第1シンチレータセル24sとする）が6行×6列に配置され構成されている。また、第2のシンチレータアレイ26は、第2の蛍光減衰時定数を有するシンチレータセル2

6 s (以下、第2シンチレータセル26 sとする)が6行×6列に配置され構成されている。さらに、第3のシンチレータレイ28及び第4のシンチレータレイ30はそれぞれ、第1シンチレータセル24 s及び第2シンチレータセル26 sが6行×5列に配置され構成されている。

【0021】各シンチレータレイ24~30を構成する各シンチレータセル24 s, 26 sの形状は同等の直方体であり、z軸方向に対向する一対の面が正方形で、その他の面(以下、側面とする)におけるz軸方向の各辺が前記正方形の一辺よりも長い、形状を有している。なお、各シンチレータセル24 s, 26 sの材料としては、本実施の形態ではCeがドープされたGd₂SiO₅が用いられ、そのCe濃度が0.5%molのものが第1シンチレータセル24 sに、1.5%molのものが第2シンチレータセル26 sに用いられている。

【0022】シンチレータユニット12は、受光素子14の受光面上に各シンチレータレイ24~30が以下に説明するように積層され構成されている。まず、第1のシンチレータレイ24が、受光素子14の受光面上に結合材等により光学的に結合されている。第2のシンチレータレイ26は、第1のシンチレータレイ24及び第2のシンチレータレイ26を構成する各シンチレータセル24 s及び26 sの中心位置が受光素子14の受光面に垂直な方向すなわちz軸方向に全て一致するように、第1のシンチレータレイ24上に積層され光学的に結合されている。第3のシンチレータレイ28は、第2のシンチレータレイ26及び第3のシンチレータレイ28を構成する各シンチレータセル24 s及び26 sの中心位置が受光素子14の受光面に平行な方向に偏倚するように、第2のシンチレータレイ26上に積層され光学的に結合されている。この偏倚方向は行方向すなわちx軸方向であり、偏倚量は、第3のシンチレータレイ28において、互いに隣接する第1シンチレータセル24 sの中心位置間距離の半分である。第4のシンチレータレイ30は、第3のシンチレータレイ28及び第4のシンチレータレイ30を構成する各シンチレータセル24 s及び26 sの中心位置がz軸方向に全て一致するように、第3のシンチレータレイ28上に積層され光学的に結合されている。

【0023】図3に示すように、シンチレータユニット12は、行方向すなわちx軸方向において、互いに隣接する各シンチレータレイ24~30のうち受光素子14と反対側のシンチレータレイの全長が、受光素子14側のシンチレータレイの全長以下となるように、各シンチレータレイ24~30が積層され構成されている。なお、シンチレータレイ24~30のそれぞれにおいて、行方向及び列方向に互いに隣接する各シンチレータセル24 s, 26 s間には反射材34が設けられており、シンチレータユニット12の外周も反射材34に

覆われている。この反射材34は、放射線の入射により各シンチレータセル24 s, 26 sにおいて生じた蛍光を反射して受光素子14に効率的に入射させるためのものである。また、必要があれば、第1のシンチレータレイ24と受光素子14との間にライトガイドを設置してもよい。

【0024】次に、位置検出部16について詳細に説明する。

【0025】波形弁別回路18は、受光素子14から出力される検出信号を異なる蛍光減衰時定数毎に波形弁別するためのものである。

【0026】本実施の形態における波形弁別法の原理は、シンチレーション発光による受光素子からの出力波形を積分波形に変換し、所定時間経過前後の出力値の比に基づいて、異なる蛍光時定数毎に波形弁別するものである。図4(a)は受光素子からの出力波形であり、図4(b)はその積分波形である。図4(b)に示すように、時刻t₁及びt₂において積分波形の出力値をサンプリングしてA/D変換し、その比を計算すると、蛍光減衰時定数が長い波形の比: S₁/S₂より蛍光減衰時定数が短い波形の比: F₁/F₂が大きくなる。したがって、これらの比を比較することで波形弁別することができる。

【0027】図5は、本実施の形態に係る波形弁別回路18の波形弁別処理を示すフローチャートである。まず、波形弁別回路18に、受光素子14からの検出信号が入力される(ステップ50)。この検出信号は積分回路により積分波形に変換される(ステップ52)。そして、所定時間経過前後の出力値がサンプリングされA/D変換される(ステップ54)。そして、その比が計算されて(ステップ56)、検出信号が、第1シンチレータセル24 sにおけるシンチレーション発光によるものと、第2シンチレータセル26 sにおけるシンチレーション発光によるものとに弁別される(ステップ58)。

【0028】このように、受光素子14からの検出信号を異なる蛍光減衰時定数毎に波形弁別することにより、放射線が入射して蛍光を発したシンチレータセルが第1シンチレータセル24 sを有するシンチレータレイ(すなわち、第1のシンチレータレイ24及び第3のシンチレータレイ28)と、第2シンチレータセル26 sを有するシンチレータレイ(すなわち、第2のシンチレータレイ26及び第4のシンチレータレイ30)とのどちらに存在するのかが検出することができるため、シンチレータユニット12を多層化して、放射線の吸収効率を向上させることができる。

【0029】重心位置検出回路20は、受光素子14からの検出信号を波形弁別回路18により波形弁別した後に、異なる蛍光減衰時定数毎に受光素子14に到達した光の重心位置を求めるためのものである。

【0030】ここで説明の便宜上、第h(h=1~4)

のシンチレータアレイにおける i 行 ($i = 1 \sim 6$) j 列 ($h = 1, 2$ のとき $j = 1 \sim 6$, $h = 3, 4$ のとき $j = 1 \sim 5$) 目のシンチレータセルをシンチレータセル $h i j$ とする。一例として、図2に示す第4のシンチレータアレイ30の4行2列目のシンチレータセル442に放射線が入射して蛍光が生じた場合、受光素子14に到達する光の重心位置について説明する。図3に示すように、シンチレータセル442の受光素子14と反対側の面及び側面は反射材34に覆われているため、光はシンチレータセル342内に進行する。そして、シンチレータセル342の側面も反射材34に覆われているため、光はシンチレータセル242と243とに別れて進行する。さらに、シンチレータセル242及び243の側面も反射材34に覆われているため、シンチレータセル242と243とに別れて進行した光は、それぞれシンチレータセル142と143とに進行し、受光素子14の受光面に到達する。したがって、シンチレータセル442で蛍光が生じた場合の受光素子14に到達する光の重心位置は、シンチレータセル242及び243で蛍光が生じた場合の受光素子14に到達する光の重心位置間の中間位置になる。

【0031】図6(a)は、第1シンチレータセル24sから受光素子14に到達する光の重心位置の配列であり、黒円形は第1のシンチレータアレイ24からの、黒三角形は第3のシンチレータアレイ28からのものを示す。また、図6(b)は、第2シンチレータセル26sから受光素子14に到達する光の重心位置の配列であり、白抜き円形は第2のシンチレータアレイ26からの、白抜き三角形は第4のシンチレータアレイ30からのものを示す。そして、図6(a), (b)に示すように、出力端子32a, 32b, 32c及び32dを設定し、それらの出力値を a, b, c 及び d とすると、重心位置検出回路20は、受光量の重心位置 (x, y) を重心位置演算

$$x = (c + d) / (a + b + c + d)$$

$$y = (a + d) / (a + b + c + d)$$

により求める。

【0032】このように、第1のシンチレータアレイ24に対し第3のシンチレータアレイ28が、また、第2のシンチレータアレイ26に対し第4のシンチレータアレイ30がそれぞれ、互いに隣接するシンチレータセルの中心位置間距離の半分だけ、行方向すなわち x 軸方向に偏倚しているため、受光素子14からの検出信号を波形弁別回路18により波形弁別した後に、異なる蛍光減衰時定数毎に受光素子14に到達する光の重心位置を求めると、異なる蛍光減衰時定数毎に各シンチレータセル24s, 26sからの光の重心位置の配列が等間隔となるため、重心位置の識別を正確に行うことができる。

【0033】データ処理回路22は、波形弁別回路18及び重心位置検出回路20の処理データを収集し、シン

チレータユニット12内において蛍光を発したシンチレータの同定や、入射放射線のエネルギー弁別や、その蛍光が生じた時刻の検出を行うためのものである。

【0034】次に、放射線3次元位置検出器10により、放射線の入射により蛍光を発したシンチレータの同定を行う方法について説明する。

【0035】上述したように、例えばシンチレータセル442に放射線が入射して蛍光が生じると、その蛍光は受光素子14により検出され、検出信号として受光素子14の出力端子34を介し位置検出部16の波形弁別回路18に入力される。波形弁別回路18は、その検出信号を異なる蛍光減衰時定数毎に波形弁別する。シンチレータセル442は、第2の蛍光減衰時定数を有するため、第2のシンチレータアレイ26または第4のシンチレータアレイ30のいずれかに存在することが検出される。そして、重心位置検出回路20により受光素子14に到達した光の重心位置が演算され、データ処理回路22によりシンチレータセル442が同定される。

【0036】次に、本実施の形態に係る放射線3次元位置検出器10をPET装置に用いた場合について説明する。図7は、放射線3次元位置検出器10をPET装置に用いた場合の説明図である。図示するように、放射線3次元位置検出器10は、被検体34を中心として円環状に設けられた筐体36の外周に、互いに隣接するように複数設置されている。

【0037】このように、放射線3次元位置検出器10を円環状に配置する場合、放射線3次元位置検出器10のシンチレータユニット12の行方向をPET装置の円環面と平行になるように配置すれば、受光素子14側すなわち第1のシンチレータアレイ24の全長よりも、被検体34側すなわち第4のシンチレータアレイ30の全長が短いため、隣接する放射線3次元位置検出器間の空隙を減少させ、放射線の吸収効率の向上及び空間分解能の向上を図ることができる。

【0038】以上、本発明の一実施形態について詳細に説明したが、本発明は上記実施の形態に限定されないことはいうまでもない。

【0039】例えば、本実施の形態では、1つのシンチレータユニットに対し受光素子として位置検出型光電子増倍管を1つ用いたが、1つのシンチレータユニットに対し複数用いてもよい。

【0040】また、本実施の形態では、シンチレータセルの材料としてCeがドープされた Gd_2SiO_5 を用いたが、本発明はこれに限定されるものではない。例えばGSOとBGOのように異なった材料のシンチレータで構成してもよい。また、LGOとGSOでもよい。

【0041】また、本実施の形態においては、シンチレータセルとして、第1の蛍光減衰時定数を有するものと第2の蛍光減衰時定数を有するものを用いた場合について説明したが、3種類以上の蛍光減衰時定数を有する

シンチレータセルを用いてもよい。この場合でも、シンチレータアレイを蛍光減衰時定数が同等のシンチレータセルによりそれぞれ構成し、受光素子からの検出信号を異なる蛍光減衰時定数毎に波形弁別すれば、放射線が入射して蛍光を発生したシンチレータセルが、いずれのシンチレータアレイに存在するのかが検出することができる。

【0042】また、本実施の形態においては、全てのシンチレータセルの形状が同等の直方体である場合について説明したが、各シンチレータアレイ毎に、各シンチレータアレイを構成する各シンチレータセルの形状を変えてもよい。

【0043】図8は、各シンチレータアレイ38~44毎に各シンチレータセルの形状が異なるシンチレータユニット46の説明図である。図示するようにx-z座標を設定すると、シンチレータユニット46を構成する各シンチレータセルの形状は、全て直方体であるが、各シンチレータアレイ38~44毎にその側面におけるz軸方向の各辺の長さのみが異なっている。すなわち、x軸方向の各辺の長さは全て4mmであるが、z軸方向の各辺の長さは、第1のシンチレータアレイ38については9mm、第2のシンチレータアレイ40については8mm、第3のシンチレータアレイ42については7mm、第4のシンチレータアレイ44については6mmとなっている。

【0044】そして、シンチレータユニット46は、受光素子14の受光面上に各シンチレータアレイ38~44が以下に説明するように積層され構成されている。まず、第1のシンチレータアレイ38が、受光素子14の受光面上に結合材等により光学的に結合されている。第2のシンチレータアレイ40は、第1のシンチレータアレイ38及び第2のシンチレータアレイ40を構成する各シンチレータセルの中心位置がz軸方向に全て一致するように、第1のシンチレータアレイ38上に積層され光学的に結合されている。第3のシンチレータアレイ42は、第2のシンチレータアレイ40及び第3のシンチレータアレイ42を構成する各シンチレータセルの中心位置がx軸方向に2mmだけ偏倚するように、第2のシンチレータアレイ40上に積層され光学的に結合されている。第4のシンチレータアレイ44は、第3のシンチレータアレイ42及び第4のシンチレータアレイ44を構成する各シンチレータセルの中心位置がz軸方向に全て一致するように、第3のシンチレータアレイ42上に積層され光学的に結合されている。なお、第1のシンチレータアレイ38及び第3のシンチレータアレイ42を構成する各シンチレータセルは、第1の蛍光減衰時定数を有し、第2のシンチレータアレイ40及び第4のシンチレータアレイ44を構成する各シンチレータセルは、第2の蛍光減衰時定数を有している。

【0045】

10

20

30

40

50

【発明の効果】以上説明したように、本発明によれば、シンチレータユニットが、第1の蛍光減衰時定数を有するシンチレータセルから構成される第1のシンチレータアレイと、第1のシンチレータアレイに隣接するように積層される、第1の蛍光減衰時定数と異なる第2の蛍光減衰時定数を有するシンチレータセルから構成される第2のシンチレータアレイとを有し、位置検出手段が、受光素子からの検出信号を異なる蛍光減衰時定数毎に波形弁別することにより、放射線が入射して蛍光を発生したシンチレータセルが第1のシンチレータアレイと第2のシンチレータアレイとのどちらに存在するのかが検出することができるため、シンチレータユニットを多層化して、放射線の吸収効率を向上させることができる。

【0046】そして、検出信号の波形弁別後に、第1の蛍光減衰時定数を有するシンチレータセルからの検出信号に基づいて、受光素子に到達した光の重心位置を求めれば、第1の蛍光減衰時定数を有する各シンチレータセルの中心位置が受光素子の受光面に平行な方向に偏倚しているため、放射線が入射して蛍光を発生したシンチレータセルの同定を正確に行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施の形態に係る放射線3次元位置検出器の構成を示すブロック図である。

【図2】本発明の実施の形態に係るシンチレータユニット及び受光素子の構成を示す斜視図である。

【図3】図2におけるIII-III線に沿ってのシンチレータユニットの断面図である。

【図4】(a) シンチレーション発光による受光素子からの出力波形である。

(b) 図4(a)における出力波形の積分波形である。

【図5】本発明の実施の形態に係る波形弁別回路による波形弁別処理を示すフローチャートである。

【図6】(a) 本発明の実施の形態に係る第1シンチレータセルから受光素子に到達する光の重心位置の配列である。

(b) 本発明の実施の形態に係る第2シンチレータセルから受光素子に到達する光の重心位置の配列である。

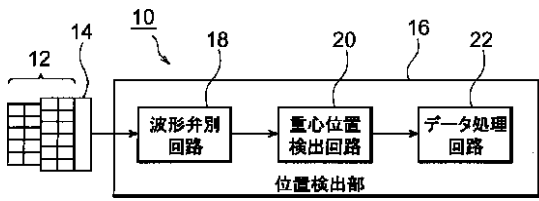
【図7】本実施の形態に係る放射線3次元位置検出器をPET装置に用いた場合の説明図である。

【図8】各シンチレータアレイ毎に各シンチレータセルの形状が異なるシンチレータユニットの説明図である。

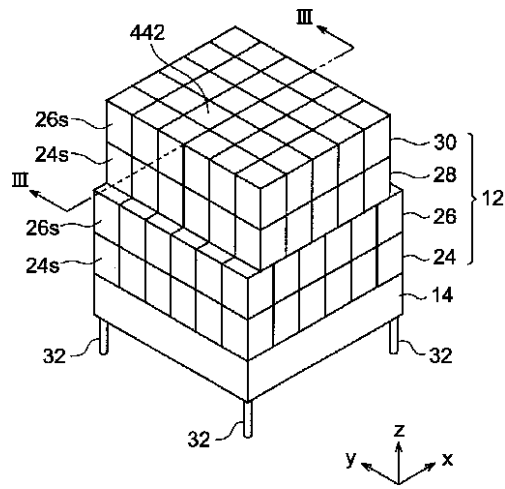
【符号の説明】

10...放射線3次元位置検出器、12...シンチレータユニット、14...受光素子、16...位置検出部、18...波形弁別回路、20...重心位置検出回路、22...データ処理回路、24...第1のシンチレータアレイ、26...第2のシンチレータアレイ、28...第3のシンチレータアレイ、30...第4のシンチレータアレイ、24s...第1シンチレータセル、26s...第2シンチレータセル。

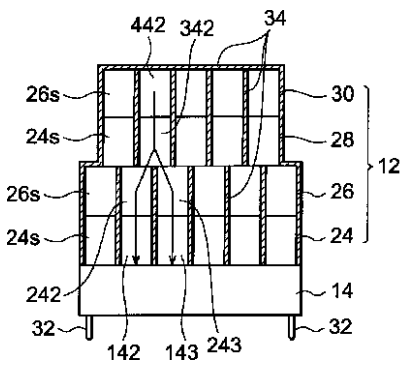
【図1】



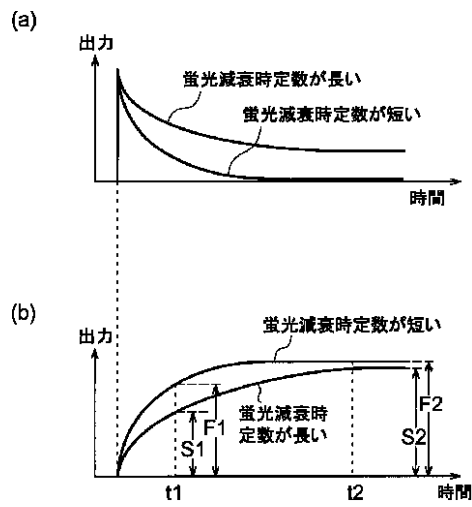
【図2】



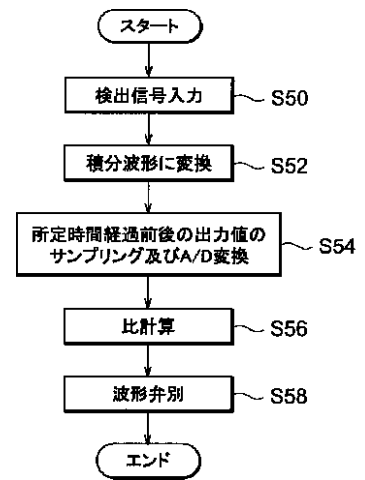
【図3】



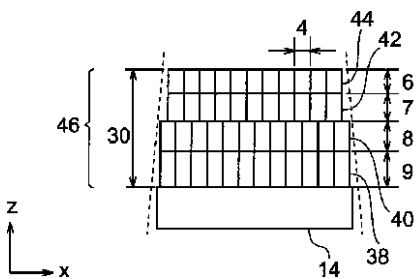
【図4】



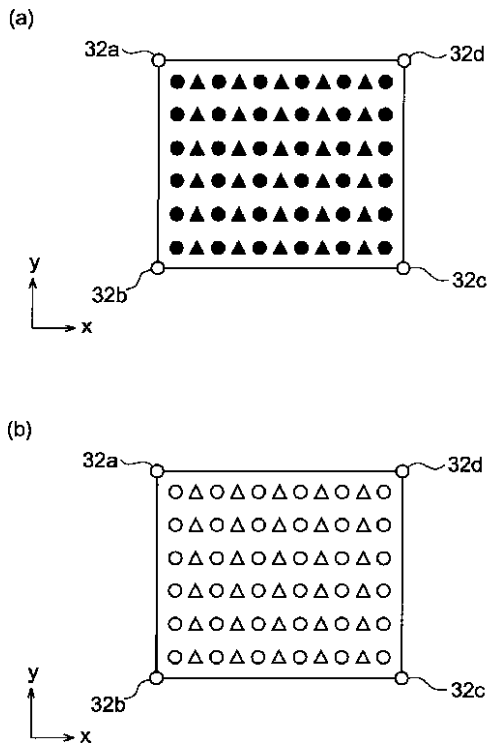
【図5】



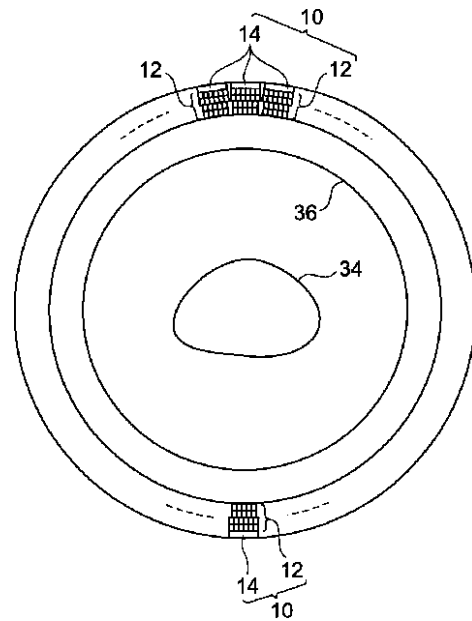
【図8】



【図6】



【図7】



フロントページの続き

(51) Int. Cl.⁷
 H 0 4 N 5/321
 // G 0 1 T 1/161

識別記号

F I
 G 0 1 T 1/161
 H 0 1 L 31/00

テ-マ-ド' (参考)

A
A

(72) 発明者 田中 栄一
 静岡県浜松市市野町1126番地の1 浜松ホ
 トニクス株式会社内

(72) 発明者 山下 貴司
 静岡県浜松市市野町1126番地の1 浜松ホ
 トニクス株式会社内

F タ-ム(参考) 2F067 AA04 CC19 HH11 JJ04 KK01
 LL01 LL02 LL14 RR00 RR12
 RR19 RR21 RR24 RR27
 2G088 EE02 FF07 GG17 GG20 JJ03
 JJ05 JJ06 JJ37 KK02 KK21
 KK27 KK33 KK35
 5C024 AX12 CX37 GX00
 5F088 BB03 BB10 JA17 KA08 LA07