

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3950964号

(P3950964)

(45) 発行日 平成19年8月1日(2007.8.1)

(24) 登録日 平成19年5月11日(2007.5.11)

(51) Int. Cl.

F I

GO 1 T 1/20 (2006.01)
 HO 1 L 31/09 (2006.01)
 A 6 1 B 5/055 (2006.01)
 GO 1 T 1/161 (2006.01)
 GO 1 R 33/28 (2006.01)

GO 1 T 1/20 C
 GO 1 T 1/20 B
 GO 1 T 1/20 G
 HO 1 L 31/00 A
 A 6 1 B 5/05 3 9 0

請求項の数 5 (全 8 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2003-14880 (P2003-14880)
 (22) 出願日 平成15年1月23日(2003.1.23)
 (65) 公開番号 特開2004-226256 (P2004-226256A)
 (43) 公開日 平成16年8月12日(2004.8.12)
 審査請求日 平成16年9月24日(2004.9.24)

(73) 特許権者 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
 (74) 代理人 100059959
 弁理士 中村 稔
 (74) 代理人 100067013
 弁理士 大塚 文昭
 (74) 代理人 100082005
 弁理士 熊倉 禎男
 (74) 代理人 100065189
 弁理士 穴戸 嘉一
 (74) 代理人 100074228
 弁理士 今城 俊夫
 (74) 代理人 100084009
 弁理士 小川 信夫

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 強磁場内作動型放射線位置検出器

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

2個以上のシンチレータ・セルを平面的に接合し、これを2段以上層状に重ねた多層シンチレータブロックと、この多層シンチレータブロックの最下層の各シンチレータ・セルの底面に光ファイバーを介して接続された受光素子を含む強磁場内作動型放射線位置検出器を用いて構成されたPET装置において、該多層シンチレータブロックを、その側面を隣接させてリング状に配列し、かつ各シンチレータ・セルの底面が該リングの軸と直交するように配列してなるPET装置。

【請求項 2】

多層シンチレータブロックが、縦方向に2～3個、横方向に2～3個のシンチレータ・セルを平面的に接合し、それを2～5段層状に重ねたものである請求項1記載のPET装置。

【請求項 3】

多層シンチレータブロックが、縦方向に2個、横方向に2個のシンチレータ・セルを平面的に接合し、それを2～5段層状に重ねたものである請求項1記載のPET装置。

【請求項 4】

多層シンチレータブロックが、縦方向に2個、横方向に2個のシンチレータ・セルを平面的に接合し、それを2段層状に重ねたものである請求項1記載のPET装置。

【請求項 5】

シンチレータが、セリウムをドーブしたLu₂SiO₅単結晶である請求項1～4のいずれ

10

20

れか1項記載のPET装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、強磁場内に置かれた場合にも、放射線の位置を正確に検出し、かつ放射線吸収エネルギー量を正確に弁別する機能を持たせた強磁場内作動型放射線位置検出器に関する。

【0002】

【従来の技術】

従来、シンチレーション放射線検出器において放射線の深さ位置検出機能および放射線吸収エネルギー選別機能を持たせた放射線位置検出器に関するものとして、放射線の3次元位置検出器があった(例えば、特許文献1参照)。

しかしこの検出器は、受光素子が各シンチレータ・セルに直接光学結合されているため、強磁場内では正常な動作をしない。これは受光素子内で光子から変換した光電子が磁場の作用で軌道を変えられるためである。従って、検出器全体としての放射線の位置及びエネルギーの分解能特性が損なわれる。

図5は、従来型放射線位置検出器の例であり、図6は、従来型放射線位置検出器の4つの受光素子で受け取る光の分配率を示す二次元分布図で、各シンチレータ・セルに対応する区域を形成する。

【0003】

【特許文献1】

特開平1-229995号公報

【0004】

【発明が解決しようとする課題】

本発明の目的は、強磁場内に置かれた場合にも正常な動作をすることができる強磁場内作動型放射線位置検出器を提供することである。

本発明の他の目的は、強磁場内に置かれた場合にも正常な動作をすることができ、放射線の位置及びエネルギーの分解能特性に優れた強磁場内作動型放射線位置検出器を提供することである。

【0005】

【課題を解決するための手段】

本発明は、以下の強磁場内作動型放射線位置検出器を提供するものである。

1. 2個以上のシンチレータ・セルを平面的に接合し、これを2段以上層状に重ねた多層シンチレータと、この多層シンチレータの各シンチレータ・セルの底面に接続された受光素子を含み、前記各シンチレータ・セルの底面と受光素子が光ファイバーを介して接続されていることを特徴とする強磁場内作動型放射線位置検出器。

2. 多層シンチレータが、縦方向に2~3個、横方向に2~3個のシンチレータ・セルを平面的に接合し、それを2~5段層状に重ねたものである上記1記載の強磁場内作動型放射線位置検出器。

3. 多層シンチレータが、縦方向に2個、横方向に2個のシンチレータ・セルを平面的に接合し、それを2~5段層状に重ねたものである上記1記載の強磁場内作動型放射線位置検出器。

4. シンチレータが、セリウムをドープした Lu_2SiO_5 単結晶である上記1~3のいずれか1項記載の強磁場内作動型放射線位置検出器。

【0006】

【発明の実施の形態】

本発明は、2個以上のシンチレータ・セルを平面的に接合し、これを2段以上層状に重ねた多層シンチレータと、この多層シンチレータの各シンチレータ・セルの底面に接続された受光素子を含み、前記各シンチレータ・セルの底面と受光素子が光ファイバーを介して接続されていることを特徴とする強磁場内作動型放射線位置検出器である。

10

20

30

40

50

本発明の強磁場内作動型放射線位置検出器は、各シンチレータ・セルの底面と受光素子が光ファイバーを介して接続されていることを特徴とするものであり、放射線位置検出器としては、2個以上のシンチレータ・セルを平面的に接合し、これを2段以上層状に重ねた多層シンチレータと、この多層シンチレータの各シンチレータ・セルの底面に接続された受光素子を含むものであれば、従来公知のものも含めすべて本発明において使用可能である。

【0007】

このような放射線位置検出器としては、2個以上、好ましくは4個以上のシンチレータ・セルを平面的に接合し、それを2段以上、好ましくは2～5段層状に重ねて多層シンチレータを形成し、2個以上の受光素子または位置分解が可能な受光素子を光学結合し、各シンチレータ・セル間は、空気、光反射材、光透過材、前記シンチレータと同じ材料から選ばれた少なくとも1種類のもので満たし、シンチレータ・セルごとの光学表面条件（鏡面又は粗面）と光反射材および光学透過材の組み合わせを最適化することにより、受光素子から得る出力信号で、放射線を検出したシンチレータ・セルの同定および放射線エネルギーの選別を行うことができるものが望ましい。

10

【0008】

本発明の放射線位置検出器に使用する光ファイバーの種類は特に制限はなく、ガラス製、プラスチック製いずれのものも使用できる。光ファイバーのサイズも特に限定されないが、直径1～10mm、好ましくは1～3mm、長さは0.5～20m、好ましくは5～10m程度のもので適当である。シンチレータ・セルの底面の面積が大きい場合には、細かい光ファイバーを複数本、例えば、2～1000本程度束ねて使用してもよい。細かい光ファイバーを多数本使用することにより、光ファイバー全体の可撓性が向上し、取扱が容易になる。また、光ファイバーの断面形状をシンチレータ・セルの底面の形状に合わせることで容易になり、受光率を向上させることができる。

20

光ファイバーとシンチレータ・セルの底面との光学結合、及び光ファイバーと受光素子との光学結合は、例えば、シリコンゴム等による光学結合により行えばよい。

【0009】

本発明の放射線位置検出器は、2個以上のシンチレータ・セルを平面的に接合し、これを2段以上層状に重ねた多層シンチレータとしたこと、及び光ファイバーを介してシンチレータ・セルの底面と受光素子を光学結合したことを特徴とするものである。シンチレータ・セルからの出力信号は光子であるため、光電子に変換せず光子のまま信号を光ファイバーを介して磁場外に導き、磁場外に設置した光学素子に送信することにより、磁場の影響を完全に排除することが可能となる。また、多層シンチレータとしたことにより、1) 一度に複数の断面画像が得られる、2) PET装置全体としての感度を向上できる、という効果がある。なお深さ方向に複数層を設けられる利点としては、視野周辺部の空間分解能劣化を防ぐことが出来る点、及び感度を向上出来る点が挙げられる。

30

【0010】

本発明の強磁場内作動型放射線位置検出器において、エネルギー分解能、位置分解能、時間分解能をさらに向上させるためには、放射線を吸収し光を発したシンチレータ・セルの位置を弁別する手段、及び各シンチレータ・セルが発した光の前記受光素子による受光量を均一化する手段を含むことが望ましい。

40

放射線を吸収し光を発したシンチレータ・セルの位置を弁別する手段としては、隣接するシンチレータ層の発光の波形を弁別する手段が挙げられる。隣接するシンチレータ層の発光の波形を弁別する手段の具体例としては、発光の減衰時定数の差を利用するものが挙げられる。減衰時定数の差は好ましくは5ns以上、さらに好ましくは10ns以上、最も好ましくは15ns以上である。

【0011】

各シンチレータ・セルが発した光の受光素子による受光量を均一化する手段としては、例えば、特願2002-300125に記載されているように、最上層のシンチレータ層に隣接するシンチレータ層のシンチレータ・セルの表面を粗面とすること、他のシンチレー

50

タ層のシンチレータ・セルの表面を鏡面とすること、最上層のシンチレータ層及びこれに隣接するシンチレータ層を除く他のシンチレータ層のシンチレータ・セル間に光反射材を設置すること、及びいずれのシンチレータ・セルの表面にも隣接していないシンチレータ・セル外表面に光反射材を設置すること等が挙げられる。

【0012】

本発明の放射線位置検出器に使用するシンチレータ材料としては、放射線を吸収して発光するものであれば特に制限されないが、セリウムをドープしたLSO ($\text{Ce: Lu}_2\text{SiO}_5$)、BGO ($\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$)等が挙げられる。しかし、本発明に用いるシンチレータ材料は、蛍光出力が高いほど位置弁別効果が大きく、 $\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$ より50%以上高い出力のシンチレータであることが望ましく、 $\text{Ce: Lu}_2\text{SiO}_5$ を用いることがさらに望ましい。 $\text{Ce: Lu}_2\text{SiO}_5$ のセリウムのドープ量は好ましくは0.1~5.0モル%、さらに好ましくは0.5~1.5モル%程度である。

10

シンチレータ・セルはシンチレータ材料(単結晶)を直方体に切断したものが好ましく、その大きさは、1.0~10mm×1.0~10mm×1.0~10mm程度が適当である。

【0013】

単結晶の表面を鏡面とするには、機械研磨、化学研磨等の方法が使用できる。

単結晶の表面を粗面とするには、切断、粗研磨等の方法が使用できる。粗面の程度は、最大高さ $R_{max} = 346\text{nm}$ (へき開面)~ 376nm (へき開面)が適当である。

また、光反射材としては、金属箔(例えば、アルミニウム箔等)、ポリマー膜(例えば、ポリテトラフルオロエチレン等)、無機粉末等が挙げられる。これらの光反射材の厚さは通常10~500 μm であり、好ましくは30~200 μm である。

20

【0014】

本発明の放射線位置検出器においては、受光素子で受ける光の総量を均一化するために、各シンチレータ層間及び受光素子とこれに隣接するシンチレータ層との間に、シンチレータ・セルが発した光に対して透明な光透過材を満たしておくことが望ましい。透明な光透過材としてはシリコンオイル、空気、透明接着剤等が挙げられるが、透明接着剤であるシリコンゴムが好ましい。

【0015】

以上のとおり、本発明の放射線位置検出器においては、シンチレータ・ユニット内の各シンチレータ・セルは、不純物の含量の違いもしくは組成の違いによる蛍光減衰時定数の選択、および結晶表面処理に関して粗面もしくは鏡面にするかの選択が可能であり、さらにセル間の境界層は光学的不連続層を形成し、層間に光反射材を挿入するかもしくは光に対して透明な透過材(光学接合材)を挿入するかの選択が可能である。特開平11-142523号公報に詳細に説明されているように、あるシンチレータ・セル内で発生した光は、この境界層を介して隣接するシンチレータ・セルにある割合で分配される。この分配された光を受け取ったシンチレータ・セルでも同様にこれと隣接するシンチレータ・セルにある割合で分配され、以下、この過程がシンチレータ・ユニット内の各シンチレータ・セル間で行われ、最終的に、シンチレータ・ユニットの一端面に光ファイバーを介して光学結合されたそれぞれの受光素子に到達する。

30

40

【0016】

それぞれの受光素子で受け取る光量は、上記で示したシンチレータ・ユニット内の各シンチレータ・セル間の光の分配率に依存し、これを工夫することによって、それぞれの受光素子で受け取る光量の組み合わせにより、シンチレータ・ユニット内のどのシンチレータ・セルが光を発生したかを知ることが可能となり、シンチレータ・ユニットの深さ方向における放射線の検出位置を計測することができる。これと同時に、シンチレータ・セルの光学表面と光反射材および透過材の組み合わせを最適化することにより、位置弁別を可能にしつつ、どのセルで発光しても受光素子全体で受け取る光の総量を同一にする強磁場内作動型放射線位置検出器を形成できる。

【0017】

50

実施例

以下、図面により本発明の実施例を詳しく説明する。

図1は、MRI（磁気共鳴映像法）中で測定可能なPET（陽電子放射断層撮影）装置の検出器の概念図を示す。

このシンチレータブロックは、4個のシンチレータ・セルを平面的に接合し、これを2層状に重ねたものであり、従来深さ方向の放射線位置検出に用いられた放射線位置検出器（Murayama et al. IEEE Trans Nucl Sci, 1998）に光ファイバーを光学結合したものである。使用した光ファイバーはクラレ製ダブルクラッドオプティカルファイバー（直径2mm、長さ2.5m）であり、シンチレータ・セルはセリウムをドープしたLSO（Ce:Lu₂SiO₅）（2mm×2mm×2mmの立方体）であり、表面は鏡面処理し、隣接するシンチレータ・セル間はシリコンゴムで光学結合し、シンチレータ・セルの上面部に光反射膜フィルムを設けたものである。

10

このシンチレータブロックに511keVのガンマ線を照射すると発光し、この光信号は、4本の光ファイバーを通してMRIの磁場外に設置された4つの受光素子（光電子増倍管（PMT））に送信される。

【0018】

図2は、シンチレータブロックからの4つの光信号（A、B、C、D）より、シンチレータブロック内の8個のシンチレータ・セルのうち、発光したシンチレータ・セルの位置を弁別する方法を説明するための概念図である。4つの光信号を、特開平11-142523号公報に詳細に説明されているような位置演算回路により位置演算することにより、8個のシンチレータ・セルの位置を2次元分布において8個の分布として得ることができる。

20

上記の構成を有する本発明の放射線位置検出器を使用して実際に得られた2次元分布を図3に示す。8個のLSOシンチレータ・セル位置に対応する分布が得られている。

【0019】

図4は、本発明の放射線位置検出器を用いて構成するPET装置の概念図である。本発明の放射線位置検出器のシンチレータブロックをリング状に配列し、放射線により発光した光信号を、光ファイバーを介してMRIの高磁場の外に配置した光電子増倍管（PMT）に導く。PMTの信号は位置演算された後、同時計数回路で同時に起こった事象かどうかを判定し、同時の場合はメモリにシンチレータ位置のアドレスを書き込む。一定時間積算したデータをコンピュータにより再構成し、断層画像を得る。MRIも同時あるいは前後に撮像され、画像の重ねあわせが可能となる。

30

【0020】

【発明の効果】

撮像できるスライス数はシンチレータブロックの構成が2×2×2であるので検出器リング数は2リングとなり、対向する検出器間の同時計数の2スライスと隣接するリング間の1スライスの合計3スライスが同時に撮像可能となる。

また深さ方向にも2層構造であり、ガンマ線の深さ方向に対する入射位置を検出することで視野周辺部における空間分解能の劣化を少なくすることができる。

さらに検出器がブロックの構造であるので、PMTや光ファイバーの数を従来の装置に比べ大幅に減少させることができる。

40

【0021】

さらにまた、本発明の放射線位置検出器を使用すると、3スライスを同時に撮像可能で深さ方向に2層を有する、MRIと同時に使用できるPET装置を実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の強磁場内作動型放射線位置検出器を用いた、MRI中で測定可能なPET装置の概念図である。

【図2】MRI中で測定可能なPET装置の検出器の位置演算方法を説明するための概念図である。

【図3】本発明の実施例の強磁場内作動型放射線位置検出器により得られた、4つの受光

50

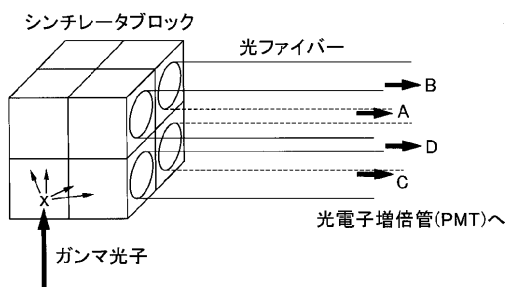
素子で受け取る光の分配率を表す 2 次元分布図である。

【図 4】本発明の強磁場内作動型放射線位置検出器を用いた、MRI 中で測定可能な PET 装置全体を示す概念図である。

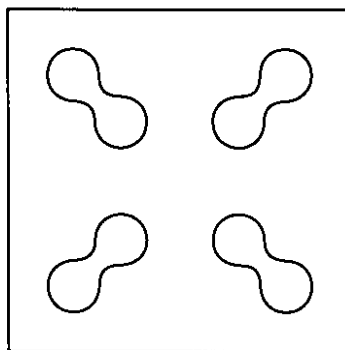
【図 5】従来型放射線位置検出器の構成例を示す図である。

【図 6】従来型放射線位置検出器の 4 つの受光素子で受け取る光の分配率を示す 2 次元分布図である。

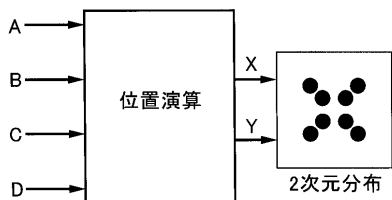
【図 1】



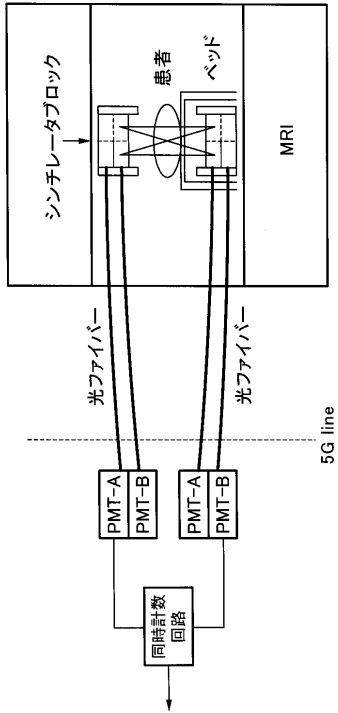
【図 3】



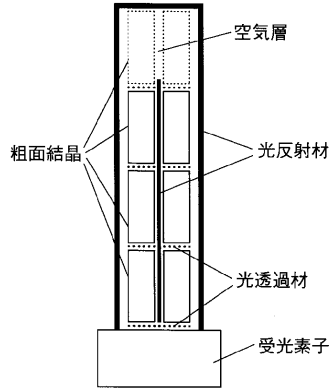
【図 2】



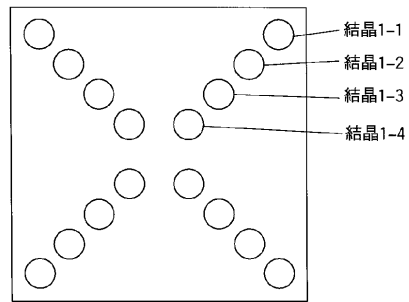
【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】



フロントページの続き

(51) Int.Cl. F I
G 0 1 T 1/161 A
G 0 1 N 24/02 Y

(74)代理人 100082821

弁理士 村社 厚夫

(74)代理人 100086771

弁理士 西島 孝喜

(74)代理人 100084663

弁理士 箱田 篤

(72)発明者 山本 誠一

兵庫県神戸市西区学園東町8丁目3番地 神戸市立工業高等専門学校内

(72)発明者 村山 秀雄

千葉県千葉市稲毛区穴川4丁目9番1号 独立行政法人放射線医学総合研究所内

審査官 青木 洋平

(56)参考文献 特開2003-185750(JP,A)

特開平11-142523(JP,A)

特開昭61-068580(JP,A)

特表2000-506613(JP,A)

特表2002-513469(JP,A)

特開平11-142524(JP,A)

特開2000-056023(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G01T 1/00-7/12

A61B 5/055

G01R 33/28

H01L 31/09