

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4480865号
(P4480865)

(45) 発行日 平成22年6月16日(2010.6.16)

(24) 登録日 平成22年3月26日(2010.3.26)

(51) Int.Cl.

F I

G O 1 T 1/20 (2006.01)

G O 1 T 1/20 B

G O 1 T 1/161 (2006.01)

G O 1 T 1/161 D

G O 1 T 1/161 A

請求項の数 2 (全 7 頁)

(21) 出願番号 特願2000-238223 (P2000-238223)
 (22) 出願日 平成12年8月7日(2000.8.7)
 (65) 公開番号 特開2002-48869 (P2002-48869A)
 (43) 公開日 平成14年2月15日(2002.2.15)
 審査請求日 平成19年8月2日(2007.8.2)

(73) 特許権者 300061835
 財団法人先端医療振興財団
 兵庫県神戸市中央区港島南町2丁目2番
 (74) 代理人 100084135
 弁理士 本庄 武男
 (72) 発明者 山本 誠一
 兵庫県神戸市東灘区向洋町中5-11-5
 01-2406
 (72) 発明者 飯田 秀博
 大阪府箕面市牧落5-8-2-911
 (72) 発明者 千田 道雄
 埼玉県朝霞市膝折町4丁目2-42-50
 1

審査官 木下 忠

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 シンチレーション検出器及びベータプラス線を検出する方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

放射線の入射によって発光するシンチレータと、前記シンチレータと光学的に結合された光検出器と、該光検出器の検出信号を処理する信号処理装置と、を具備したシンチレーション検出器であって、

前記シンチレータが、検出対象となるベータプラス線の線源に近設された線源側シンチレータと、前記線源側シンチレータと発光減衰時間が異なり、前記線源側シンチレータと前記光検出器とを光学的に結合する光検出器側シンチレータと、を含み、

前記信号処理装置が、前記線源側シンチレータ、及び前記光検出器側シンチレータの発光に応じた前記光検出器の検出結果に基づいて、前記線源側シンチレータ及び前記光検出器側シンチレータ双方に発光が認められた場合に、前記線源側シンチレータの発光が、前記検出対象となるベータプラス線によるものを含むと判別してなるシンチレーション検出器。

【請求項2】

放射線の入射によって発光するシンチレータと光学的に結合された光検出器の検出信号に基づいてベータプラス線を検出する方法であって、

前記シンチレータが、検出対象となるベータプラス線の線源に近設された線源側シンチレータと、前記線源側シンチレータと発光減衰時間が異なり、前記線源側シンチレータと前記光検出器とを光学的に結合する光検出器側シンチレータと、を含む状況下で、

前記線源側シンチレータ、及び前記光検出器側シンチレータの発光に応じた前記光検出

10

20

器の検出結果に基づいて、前記線源側シンチレータ及び前記光検出器側シンチレータ双方に発光が認められた場合に、前記線源側シンチレータの発光が、前記検出対象となるベータプラス線によるものを含むと判別してなるベータプラス線を検出する方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、特にポジトロンCT装置の付属品であり、血中の放射能濃度を連続的にモニターする、いわゆる血中放射能連続モニター装置に利用されるシンチレーション検出器に関するものである。

【0002】

【従来の技術】

医学・医療に利用されるコンピュータトモグラフィー（CT：Computer Tomography）の一種に、ポジトロンCT、いわゆるPET（Positron Emission Tomography）がある。ポジトロンCTは、ポジトロン（陽電子）が消滅することによって生成されるガンマ線を検出し、定量的な画像を得る装置である。ポジトロン（陽電子）を放出する放射性核種で標識した放射性薬剤を生体に投与するなどしておけば、ポジトロンCTにより、その薬剤の分布状況、ひいては代謝状況などを画像化することができる。

ただし、ポジトロンCTにより得られる画像のままでは、その量に次元はない。ポジトロンCTにより得られる画像から、酸素代謝量や、血流量、ぶどう糖代謝量などの物理量を求めるには、例えば血中の放射線濃度を連続的にモニターする血中放射能連続モニター装置などが必要となる。

血中放射能連続モニター装置には、プラスチックシンチレータを光電子増倍管に光学結合したシンチレーション検出器を用いるのが最も一般的である。このシンチレーション検出器では、生体の血管から引き出された血液を通すチューブがプラスチックシンチレータの表面に配置され、チューブ内の血液から放射されるベータプラス線（ポジトロン）が検出される。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】

上述のようなプラスチックシンチレータを用いた前記シンチレーション検出器を用いる場合、生体内でポジトロンが消滅することによって生成されたガンマ線がプラスチックシンチレータに入射し、ノイズとなってしまうことがある。この影響を避けるために、放射性核種が例えば最もエネルギーの高い¹⁵Oに限定され、またガンマ線による発光パルスより高い電圧に設定された閾値を用いて測定が行われるため、感度が低下するという問題があった。

他方式の装置として、2個のBGOシンチレーション検出器を用いて、チューブ内のポジトロンの消滅によって生成されたガンマ線を同時に計数することにより血中放射能濃度を測定する装置もあるが、この方式の装置においても、生体からのガンマ線を遮蔽するための吸収係数の高い遮蔽体、例えば鉛の厚みを大きくする必要があり、検出器の肥大化、重量増大を招くため、事実上生体の近傍で測定を行うことは困難であった。

本発明は、このような従来の技術における課題を鑑みてなされたものであり、生体などから放出されたガンマ線の影響を避けるために、利用する放射性核種の制限を受けたり、感度を低下させる必要が生じたりしない、比較的小型、軽量の血中放射能連続モニター装置を実現し得るシンチレーション検出器を提供することを目的とするものである。

【0004】

【課題を解決するための手段】

上述の目的を達成するために、本発明は、放射線の入射によって発光するシンチレータと、前記シンチレータと光学的に結合された光検出器とを具備したシンチレーション検出器であって、前記シンチレータが、検出対象となるベータプラス線の線源に近設された線源側シンチレータと、前記線源側シンチレータと発光減衰時間が異なり、前記線源側シンチレータと前記光検出器とを光学的に結合する光検出器側シンチレータとを含み、前記線源

10

20

30

40

50

側シンチレータ、及び前記光検出器側シンチレータの発光に応じた前記光検出器の検出結果に基づいて、前記線源側シンチレータの発光が、前記検出対象となるベータプラス線によるものを含むか否かを判別し得るようにしてなるシンチレーション検出器として構成されている。

この発明では、放射線の入射によって発光するシンチレータに、検出対象となるベータプラス線の線源に近設された線源側シンチレータと、前記線源側シンチレータと発光減衰時間が異なり、前記線源側シンチレータと光検出器とを光学的に結合する光検出器側シンチレータとが含まれる。

前記線源側シンチレータに検出対象となるベータプラス線が入射した場合には、前記線源側シンチレータでベータプラス線（ポジトロン）が消滅することによって生成されるガンマ線が2本正反対方向に放出されることから、そのうちの一本のガンマ線は前記光検出器側シンチレータに入射し、前記光検出器側シンチレータは発光することになる。

前記線源側シンチレータの発光、及び前記光検出器側シンチレータの発光は、重畳して前記光検出器の検出結果に表れるが、前記線源側シンチレータと前記光検出器側シンチレータとでは、発光減衰時間が異なるので、前記線源側シンチレータと前記光検出器側シンチレータの発光を区別することが可能である。

そして、前記線源側シンチレータ、及び前記光検出器側シンチレータ双方に発光が十分認められれば、その発光は前記検出対象となるベータプラス線によるものを含むと判別することができる。

その他の場合、例えば前記線源側シンチレータや前記光検出器側シンチレータのみが発光した場合には、生体からのガンマ線などによるものであると判別することができる。

このように、本発明に係るシンチレーション検出器では、シンチレータの発光がベータプラス線によるものを含むか否かを判別することが可能であるため、放射性核種に制限を設けたり、感度を低下させる必要がなく、また鉛などによるガンマ線の遮蔽を少なくできるので比較的小型で軽量の装置を実現することが可能となる。

【0005】

【発明の実施の形態】

以下、添付図面を参照して、本発明の実施の形態につき説明し、本発明の理解に供する。なお、以下の実施の形態は、本発明の具体例であって、本発明の技術的範囲を限定する性格のものではない。

ここに、図1は本発明の実施の形態に係るシンチレーション検出器の全体構成、及び要部構成を説明するための図である。

図1に示す如く、本発明の実施の形態に係るシンチレーション検出器は、プラスチックシンチレータ（線源側シンチレータの一例）11、BGOシンチレータ（光検出器側シンチレータの一例）12を含むシンチレータ1、光電子増倍管（光検出器の一例であり、以下PMT（：Photo Multiplier Tube）と記載する）2を具備し、PMT2の出力は信号処理装置3に接続されている。

本発明の実施の形態に係るシンチレーション検出器は、例えば前記血中放射能連続モニター装置に用いられるものであり、プラスチックシンチレータ11には、生体の血管から引き出された血液を通すチューブ4を収容するための溝111が形成されている。チューブ4を流れる血液には、ポジトロンを放出する放射性核種（本発明における線源の具体例）が含まれており、プラスチックシンチレータ11は、このポジトロンを検出するためのものである。ポジトロンは、チューブ4から様々な方向に放出されるが、溝111にチューブ4を収容しておけば、チューブ4の周囲の大部分がプラスチックシンチレータ11に囲まれることになり、プラスチックシンチレータ11により多くのポジトロンを入射させ、検出感度を向上させることができる。

プラスチックシンチレータ11は、BGOシンチレータ12を介して、PMT2に光学的に結合されており、プラスチックシンチレータ11に放射線が入射したときの発光は、BGOシンチレータ12を通じてPMT2に入射する。

また、プラスチックシンチレータ11の上面や側面の内壁に反射層を設けておけば、プラ

10

20

30

40

50

プラスチックシンチレータ 11 の上部で発光があっても、その発光は P M T 2 に入射することになる。

B G O シンチレータ 12 は、ガンマ線を検出するために用いられる。B G O シンチレータ 12 も、P M T 2 に光学的に結合されており、B G O シンチレータ 12 にガンマ線が入射したときの発光も、P M T 2 に入射する。

【 0 0 0 6 】

B G O シンチレータ 12 に入射することになるガンマ線は、主に 2 つある。生体中などでポジトロンが消滅することによって生成されたガンマ線と、プラスチックシンチレータ 11 でポジトロンが消滅することによって生成されたガンマ線である。エネルギーを失ったポジトロンは、図 1 に示す如く、2 本の 5 1 1 k e V のガンマ線 () を正反対方向に放出する。

生体中などでポジトロンが消滅することによって生成されたガンマ線は、従来のシンチレーション検出器において、ノイズとなっていたものである。

プラスチックシンチレータ 11 でポジトロンが消滅することによって生成されたガンマ線は、プラスチックシンチレータ 11 の発光とおおいに相関がある。プラスチックシンチレータ 11 の吸収係数は小さく、B G O シンチレータ 12 はプラスチックシンチレータ 11 に隣接して配置されているので、プラスチックシンチレータ 11 で生成されたガンマ線のほとんど半分は B G O シンチレータ 12 に入射することになるからである。

従って、プラスチックシンチレータ 11 と B G O シンチレータ 12 の双方が十分に発光していると、プラスチックシンチレータ 11 の発光は、検出対象であるポジトロンによるものである可能性が極めて高い。

プラスチックシンチレータ 11 の発光も、B G O シンチレータ 12 の発光も、P M T 2 に入射するが、プラスチックシンチレータ 11 の発光減衰時間は約 2 0 ナノ秒と比較的短く、一方 B G O の発光減衰時間は 3 0 0 ナノ秒と比較的長いため、P M T 2 の出力がいずれかのシンチレータ、又は両方のシンチレータの発光によるものか、容易に判別することができる。

プラスチックシンチレータ 11 のみが発光していたり、B G O シンチレータ 12 のみが発光していることが、P M T 2 の出力から判別された場合には、それらの発光は、ノイズとなるガンマ線によるものである可能性が高い。

プラスチックシンチレータ 11 の発光が、検出対象であるポジトロンによるものを含むか否かの判別は、例えば信号処理装置 3 によってなされる。

【 0 0 0 7 】

以下、信号処理装置 3 の動作を説明する。なお、図 2 は P M T 2 の出力例とそのときの信号処理装置 3 の動作を時系列に示すタイムチャートである。

図 2 (a) は、P M T 2 の出力例を示す。図 2 (a) には、急激に立ち上がり直ぐに減衰する波形と、徐々に減衰する波形とが重畳された波形が示されている。前者が、プラスチックシンチレータ 11 によるものであり、後者が B G O シンチレータ 12 によるものである。

信号処理装置 3 は、まず P M T 2 の出力波形の強度と閾値とを比較する。P M T 2 の出力波形の強度が閾値よりも大きい場合には、ポジトロンかガンマ線によりプラスチックシンチレータ 11 が発光したものとされる。この場合には、信号処理装置 3 は、プラスチックシンチレータ 11 による出力が減衰した後の波形の強度を調べることを意味するフラグを設定する (図 2 (b))。予めプラスチックシンチレータ 11 について信号処理装置 3 に発光減衰時間が記憶されており、前記フラグが設定されると、プラスチックシンチレータ 11 による波形が最大となったときと前記発光減衰時間とを用いて、信号処理装置 3 により、プラスチックシンチレータ 11 による出力が減衰した時間が定められる。信号処理装置 3 には、B G O シンチレータ 12 の発光減衰時間も予め記憶されており、図 2 (c) に示す如く、プラスチックシンチレータ 11 による出力が減衰した時間から B G O シンチレータ 12 による出力が減衰するまでの時間が定められる。次に、この定められた時間域のはじまりの時間から各時間ステップ毎に順次信号処理装置 3 により積分演算が行われる。

積分演算により求められる積分波形を示すのが図2(d)である。各時間ステップ毎に積分演算を行いながら、積分演算を行う前記時間域が終了すると、信号処理装置3により、その時間の積分波形の強度と前記閾値とは異なる別の閾値とを比較することを表すフラグが設定される(図2(e)参照)。このフラグが設定されると、その時間の積分波形の強度と前記別の閾値との比較が行われ、その時間の積分波形の強度が前記別の閾値よりも大きい場合には、プラスチックシンチレータ11の発光はポジトロンによるものであるとの判別が信号処理装置3によりされる。一方、その時間の積分波形の強度が前記別の閾値以下である場合には、プラスチックシンチレータ11の発光はノイズとなるガンマ線によるものであるとの判別が信号処理装置3によりされる。いずれにしても、積分演算を行う前記時間域が終了した後のフラグが設定された後、図2(f)に示す如く、積分演算を終了することを指示するリセット信号が生成され、信号処理装置3による積分演算処理が終了する。

10

【0008】

信号処理装置3を用いたこの例では、プラスチックシンチレータ11による出力とBGOシンチレータ12による出力の積分値がそれぞれ前記閾値、前記別の閾値よりも大きい場合に、プラスチックシンチレータ11の発光は、ポジトロンによるものであるとの判別がなされる。

また、プラスチックシンチレータ11による出力が前記閾値以下である場合や、プラスチックシンチレータ11による出力が前記閾値よりも大きくても、BGOシンチレータ12による出力の積分値が前記別の閾値以下である場合には、プラスチックシンチレータ11が発光していても、その発光はポジトロンによるものではないとの判別がなされる。

20

このように、本発明の実施の形態に係るシンチレーション検出器では、シンチレータの発光がポジトロンによるものを含むか否かを判別することが可能であるため、放射性核種に制限を設けたり、感度を低下させる必要がなく、また鉛などによるガンマ線の遮蔽を少なくできるので比較的小型で軽量の装置を実現することが可能となる。

なお、前記実施の形態では、線源側シンチレータにプラスチックシンチレータ11を、光検出器側シンチレータにBGOシンチレータ12をそれぞれ用いたが、これに限られるものではない。さらに、線源側シンチレータと光検出器側シンチレータの発光減衰時間は異なればよく、線源側シンチレータの発光減衰時間が光検出器側シンチレータの発光減衰時間より大きくても小さくてもよい。ただし、線源側シンチレータの吸収係数は小さく、光検出器側シンチレータの吸収係数は大きいのが好ましい。

30

また、前記実施の形態では、光検出器にPMTを用いたが、これに限られるものではなく、アバランシェフォトダイオードやフォトダイオードなどの他の光電変換手段を用いることもできる。

また、前記実施の形態では、線源側シンチレータに形成された溝にチューブを収容したが、溝の代わりに線源側シンチレータに孔を形成し、この孔にチューブを挿通させるようにしてもよい。また、線源側シンチレータに形成されるチューブを収容するための溝又は孔を曲線形状にすれば、検出器内に存在する血液の総量を増加することができ感度を向上させることができる。

また、前記実施の形態では、ポジトロンが線源側シンチレータで消滅することによって生成された対のガンマ線のうち一方のみを光検出器側シンチレータにより検出していた。これについて、例えば前記チューブ(すなわち本発明における線源)を挟んで前記光検出器側シンチレータと対向する位置に、ガンマ線を検出するための他のシンチレータと、前記他のシンチレータに光学的に結合された他の光検出器とを配置し、前記光検出器、及び前記他の光検出器に基づいて、前記線源側シンチレータの発光が、前記検出対象となるベータプラス線によるものを含むか否かを判別し得るようにすれば、前記線源側シンチレータでベータプラス線(ポジトロン)が消滅することによって生成される対のガンマ線の双方について、前記光検出器、及び前記他の光検出器により検出を行うことが可能となるため、ガンマ線に対する検出感度をさらに向上させ、前記判別の信頼性を向上させることができる。

40

50

【 0 0 0 9 】

【 発明の効果 】

以上説明した通り、本発明に係るシンチレーション検出器では、シンチレータの発光がベータプラス線によるものを含むか否かを判別することが可能であるため、放射性核種に制限を設けたり、感度を低下させる必要がなく、また鉛などによるガンマ線の遮蔽を少なくできるので比較的小型で軽量の装置を実現することが可能となる。

【 図面の簡単な説明 】

【 図 1 】 本発明の実施の形態に係るシンチレーション検出器の概略構成及び要部構成を説明するための図。

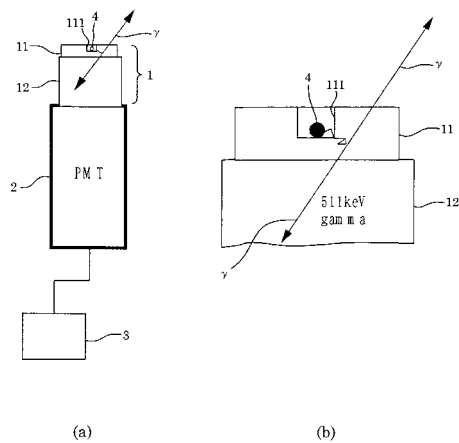
【 図 2 】 本発明の実施の形態に係るシンチレーション検出器を用いた線源の判別方法を説明するための図。

10

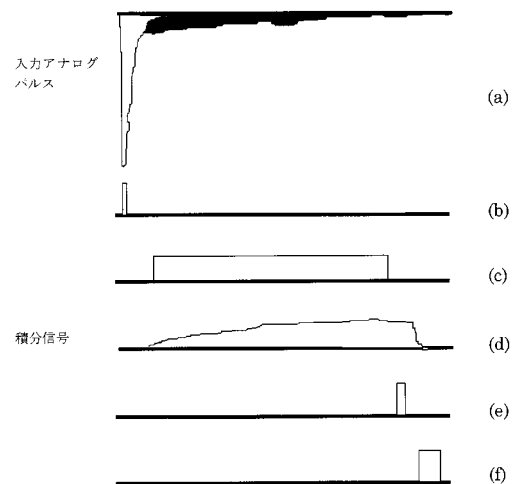
【 符号の説明 】

- 1 ... シンチレータ
- 2 ... P M T
- 4 ... チューブ
- 1 1 ... プラスチックシンチレータ
- 1 2 ... B G Oシンチレータ
- 1 1 1 ... 溝

【 図 1 】



【 図 2 】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平 0 3 - 2 7 7 9 8 9 (J P , A)
特開平 0 2 - 0 7 4 8 9 0 (J P , A)
特開平 0 1 - 1 4 1 3 8 9 (J P , A)
実開昭 5 5 - 1 4 3 5 8 0 (J P , U)
特開平 0 6 - 3 3 7 2 8 9 (J P , A)
特開平 0 5 - 0 6 6 2 7 5 (J P , A)
特開平 0 9 - 2 3 0 0 5 2 (J P , A)
特開昭 6 2 - 1 1 5 3 5 1 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

G01T1/00-7/12

JSTPlus(JDreamII)