

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6722952号
(P6722952)

(45) 発行日 令和2年7月15日(2020.7.15)

(24) 登録日 令和2年6月25日(2020.6.25)

(51) Int.Cl.		F I			
GO 1 T	1/20	(2006.01)	GO 1 T	1/20	F
GO 1 T	1/161	(2006.01)	GO 1 T	1/20	B
			GO 1 T	1/20	G
			GO 1 T	1/161	C

請求項の数 9 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2017-538117 (P2017-538117)	(73) 特許権者	504173471 国立大学法人北海道大学 北海道札幌市北区北8条西5丁目
(86) (22) 出願日	平成28年9月1日(2016.9.1)	(74) 代理人	110001210 特許業務法人Y K I 国際特許事務所
(86) 国際出願番号	PCT/JP2016/075725	(72) 発明者	石川 正純 北海道札幌市北区北8条西5丁目 国立大 学法人北海道大学内
(87) 国際公開番号	W02017/038953	(72) 発明者	小川原 亮 北海道札幌市北区北8条西5丁目 国立大 学法人北海道大学内
(87) 国際公開日	平成29年3月9日(2017.3.9)		
審査請求日	令和1年8月8日(2019.8.8)	審査官	右▲高▼ 孝幸
(31) 優先権主張番号	特願2015-172498 (P2015-172498)		
(32) 優先日	平成27年9月2日(2015.9.2)		
(33) 優先権主張国・地域又は機関	日本国(JP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 シンチレーション光検出装置および放射線検出装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

放射線が入射するイベントによって生じる発光の減衰時定数が互いに異なる複数のシンチレータ素子が配列されたシンチレータ配列と、

前記シンチレータ配列の複数のシンチレータ素子から出力される光を受光し、電気信号に変換する光電変換器と、

前記イベントについて前記光電変換器からの電気信号の電圧波形におけるピーク値と積分電荷量を検出し、検出したピーク値と積分電荷量の比に応じて、当該電気信号が前記シンチレータ配列中のどのシンチレータ素子に放射線が入射したことに起因する電気信号かを特定するように構成されている演算処理装置と、

を含む、

シンチレーション光検出装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載のシンチレーション光検出装置であって、

前記シンチレータ配列は、複数のシンチレータ素子が 1 列に配列され、当該 1 列の一端のシンチレータ素子から複数のシンチレータ素子からの光が出力される、

シンチレーション光検出装置。

【請求項 3】

請求項 2 に記載のシンチレーション光検出装置であって、

前記シンチレータ配列を複数配列し、

前記光電変換器は、個別のシンチレータ配列からの光を別々に受光して、別々の電気信号を出力し、

前記演算処理装置は、各電気信号の電圧波形におけるピーク値と積分電荷量の比に応じて、各電気信号がどのシンチレータ配列のどのシンチレータ素子に放射線が入射したことに起因する電気信号かを特定する、

シンチレーション光検出装置。

【請求項 4】

請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 つに記載のシンチレーション光検出装置であって、

前記減衰時定数が互いに異なる複数のシンチレータ素子は、賦活材の濃度が互い異なるものを含む、

10

シンチレーション光検出装置。

【請求項 5】

請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 つに記載のシンチレーション光検出装置であって、

前記減衰時定数が互いに異なる複数のシンチレータ素子は、シンチレータ素子を構成する材料が互いに異なるものを含む、

シンチレーション光検出装置。

【請求項 6】

請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 つに記載のシンチレーション光検出装置であって、

前記減衰時定数が互いに異なる複数のシンチレータ素子は、賦活材の濃度が互いに異なるとともに、シンチレータ素子を構成する材料が異なるものを含む、

20

シンチレーション光検出装置。

【請求項 7】

請求項 5 に記載のシンチレーション光検出装置であって、

前記演算処理装置は、前記材料が異なる複数のシンチレータ素子についての出力エネルギーおよび各電気信号の電圧波形におけるピーク値と積分電荷量の比の相違を利用して、クロストークイベントを除去する、

シンチレーション光検出装置。

【請求項 8】

請求項 6 に記載のシンチレーション光検出装置であって、

前記演算処理装置は、前記材料が異なる複数のシンチレータ素子についての出力エネルギーの相違を利用して、クロストークイベントを除去する、

30

シンチレーション光検出装置。

【請求項 9】

放射線が入射するイベントによって生じる発光の減衰時定数が互いに異なる複数のシンチレータ素子が配列されたシンチレータ配列を複数空間的に異なる位置に配置したシンチレータ配列群と、

前記シンチレータ群の前記シンチレータ配列の複数のシンチレータ素子からそれぞれ出力される光を受光し、シンチレータ素子毎に電気信号に変換する光電変換器と、

前記イベントについて前記光電変換器からの電気信号の電圧波形におけるピーク値と積分電荷量の比に応じて、当該電気信号が前記シンチレータ配列中のどのシンチレータ素子に放射線が入射したことに起因する電気信号かを特定するとともに、放射線の入射した複数のシンチレータ素子を特定することで、放射線源の空間位置を検出するように構成されている演算処理装置と、

40

を含む、

放射線検出装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本装置は、複数の単位シンチレータが配列されて形成されたシンチレータ配列において

50

、どの単位シンチレータに放射線が入射したかを特定するシンチレーション光検出装置およびこれを用いた放射線検出装置に関する。

【背景技術】

【0002】

癌の診断手法の一つとして、PET (Positron Emission Tomography) 検査がある。このPET検査では、癌細胞に集まりやすい糖に放射性物質を結合させた検査薬を患者に投与する。そして、癌細胞に集まった検査薬中の放射性物質が陽電子崩壊を起こし、生じた陽電子が消滅する際に発生する一対の線(以下、消滅線という)を検出する。特に、この一対の消滅線は、180度異なる反対方向に進む。従って、検体の周囲に配置した放射線検出器で同時に入射した一対の消滅線の位置を検出することで、検出位置を結んだ直線上に放射性物質が存在することから、これを繰り返し測定してCT (Computed Tomography) のように再構成画像を作成することにより、癌細胞などの位置を特定することができる。

10

【0003】

このようなPET検査装置では、患者を取り巻く空間に多数の検出器を配置し、どの検出器ペアに消滅線が入射したかを特定する。検出器の数が多いほど放射線検出の効率が高くなるため、多数の検出器を配置することが望ましいが、検出器の数が増えるほど同時検出イベントの処理やコストも増大するため、シンチレータと位置敏感型光電子増倍管を用いた安価なシステムが採用されることが多い。

【0004】

20

ここで、従来のPET検出器では、多数の検出器を患者の周囲にリング状に配置しているが、患者に向かう方向(深さ方向)に対する分解能を有しておらず、位置の特定が困難である。従って、消滅線が検出器に対して斜め方向から入射する場合に位置分解能が低くなる。

【0005】

これを解決する手段として、DOI (Depth of Interaction) 検出器が提案されている。このDOI検出器では、深さ方向に複数のシンチレータを配置し、これらのシンチレータからの発光信号を識別するための工夫が施されており、深さ方向の弁別が可能となっている。したがって、斜め方向から入射する消滅線についての位置分解能を高くできる。

【先行技術文献】

30

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】WO2011/121707号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

DOI検出器では、深さ方向に配置された複数のシンチレータからの信号を1つの光電子増倍管に入力し、深さ方向のいずれにシンチレータからの信号かを弁別する。この信号の弁別には、特別の工夫が必要であり、必ずしも容易ではなかった。また、深さ方向におけるシンチレータの個数をあまり大きくできないという問題もあった。

40

【課題を解決するための手段】

【0008】

本シンチレーション光検出装置は、放射線が入射するイベントによって生じる発光の減衰時定数が互いに異なる複数のシンチレータ素子が配列されたシンチレータ配列と、前記シンチレータ配列の複数のシンチレータ素子から出力される光を受光し、電気信号に変換する光電変換器と、前記イベントについて前記光電変換器からの電気信号の電圧波形におけるピーク値と積分電荷量を検出し、検出したピーク値と積分電荷量の比に応じて、当該電気信号が前記シンチレータ配列中のどのシンチレータ素子に放射線が入射したことに起因する電気信号かを特定する特演算処理装置と、を含む。なお、積分電荷量は、電気信号の積分値で代用することが可能である。

50

【図7】減衰時定数別のエネルギー毎に V_p / Q_{total} の例を示す図である。

【図8】エネルギー500keV付近における減衰時定数別の V_p / Q_{total} の例を示す図である。

【図9】材料が異なるシンチレータ素子を含むシンチレータ配列の構成の一例を示す図である。

【図10】GSOおよびLuAGについての減衰時定数別の V_p / Q_{total} に対するイベント数の例を示す図である。

【図11】GSOおよびLuAGの光子数に対する V_p / Q_{total} の例を示す図である。

【図12】エネルギーによるクロストークイベントの除去の例を示す図である。

10

【図13】クロストーク除去後の光子数に対する V_p / Q_{total} の例を示す図である。

【図14】エネルギーによるクロストークイベント除去の例を示す図である。

【図15】生データのクロストークイベント数の例を示す図である。

【図16】エネルギーによるクロストークイベント除去後のイベント数の例を示す図である。

【図17】DOI検出器の構成の例を示す図である。

【図18】閾値決定処理の他の例を説明するための図である。

【図19】決定された閾値を利用して弁別したイベントを示す図である。

【発明を実施するための形態】

20

【0018】

以下、本シンチレーション光検出装置および放射線検出装置の実施形態について、図面に基づいて説明する。なお、本装置は、ここに記載される実施形態に限定されるものではない。

【0019】

<本シンチレーション光検出装置の概要>

本シンチレーション光検出装置の概要について説明する。まず、本出願人は、先に特願2015-35788号(先願)を出願している。この先願においては、LaBr₃シンチレータを使用して、線を検出するに当たり、自己放射能による崩壊イベントを分離することを課題としている。そして、放射線入射による発光によって得られる信号の電圧波形(パルス波形)の相違に着目し、各イベントにおける電圧波形の電圧ピーク値 V_p と、積分電荷量(全電荷量)の比(V_p / Q_{total})を算出する。そして、 V_p / Q_{total} を指標とすることで、崩壊イベントを除外して、検出対象の線のイベントをカウントする。なお、積分電荷量は、電気信号である電圧 V を1イベント(1つのピーク)について時間積分した結果であり、電気信号の積分値として代用することができ、本実施形態では、積分電荷量として電気信号である電圧 V の積分値を用いる。

30

【0020】

ここで、 V_p / Q_{total} によるイベントの弁別について、理論的考察を進めたところ、この弁別性能は、シンチレータによる発光の減衰時間に依存していることがわかった。すなわち、検出対象の線のイベントにおけるシンチレータの発光の減衰時間と、崩壊のイベントにおける発光の減衰時間が異なり、これによって V_p / Q_{total} が異なっている。

40

【0021】

一方、PET検査装置において使用されるGSO(Gd_2SiO_5):Ceシンチレータ(セシウム添加GSOシンチレータ)では、Ce濃度によって、発光の減衰時定数が変化する。例えば、文献(C. L. Melcher and J. S. Schweitzer "SCINTILLATION PROPERTIES OF GSO" IEEE TRANSACTIONS ON NUCLEAR SCIENCE, VOL. 37, NO. 2, APRIL 1990)には、Ce濃度と減衰時定数の関係が示されている。この例では、Ce濃度:0.1, 0.5, 0.95, 1.5, 2.0, 5.0mol%としたときの減衰時定数が190, 56, 32, 27, 19nsであったとされている。

50

【 0 0 2 2 】

そこで、本シンチレーション光検出装置は、Ce濃度を変更したGSOシンチレータ素子を複数用意し、これらから得られた電圧波形の V_p / Q_{total} を調べることで、いずれのシンチレータ素子からの信号かを弁別する。

【 0 0 2 3 】

さらに、PET検査において使用されるシンチレータとして、LuAG（ルテニウム・アルミニウム・ガーネット）：Prシンチレータ（プラセオジウム添加LuAGシンチレータ）も知られており、Prの添加量により発光の減衰時定数が変化する。従って、これを利用することもできる。

【 0 0 2 4 】

さらに、GSO（ Gd_2SiO_5 ）：Ceシンチレータと、LuAG（ルテニウム・アルミニウム・ガーネット）：Prシンチレータとでは、発光の減衰時定数が異なる。そこで、両者を組み合わせることで、より多くのシンチレータ素子からの信号を弁別することが可能となる。なお、他のシンチレータ材料を用いることもできる。

【 0 0 2 5 】

ここで、PET検査において、その位置解像度を上昇するものとして、DOI検出器が知られているが、DOI検出器では深さ方向に配置された複数のシンチレータ素子からの信号を分離する。本シンチレーション光検出装置では、上述したように複数のシンチレータ素子からの信号を分離できる。そこで、本シンチレーション光検出装置によって、深さ方向に配置された複数のシンチレータ素子からの信号の分離を効果的に行うことで、より

【 0 0 2 6 】

なお、本シンチレーション光検出装置は、1つの光電子増倍管（光電変換器）に入射してくる、複数のシンチレータ素子からの光に基づく信号を弁別できるので、その適用はDOI検出器に限定されない。

【 0 0 2 7 】

<全体構成>

図1は、本実施形態におけるシンチレーション光検出装置の全体構成を示す図である。シンチレータ配列10は、放射線の入射によって発光する複数のシンチレータ素子12（12a～12e）が1列に配列して形成されている。シンチレータ配列10の一端は、光電変換器である光電子増倍管14に接続されている。光電子増倍管14のシンチレータ配列10が接続される部分には、受光面が形成され、シンチレータ素子12a～12eで発光した光がここより入射する。

【 0 0 2 8 】

光電子増倍管14によって、入射光が光電変換され、入射光の強度に応じた電気信号が出力される。光電子増倍管14からの電気信号は電気波形取得装置16に入力され、ここで時間軸に沿った電圧波形信号が得られる。なお、電気波形取得装置16としては、オシロスコープなどが採用できる。

【 0 0 2 9 】

電気波形取得装置16の出力は、演算処理装置18を介し、記憶装置20に記憶される。すなわち、電圧波形信号の生データ（波形整形などを施さないデータ（Raw））がそのまま記憶装置20に記憶される。

【 0 0 3 0 】

演算処理装置18は、通常のコンピュータで形成され、電圧波形（電圧波形信号）についてのデータを解析し、解析結果を出力する。すなわち、演算処理装置18は、所定時間に亘る1回の検査の終了時において、次のような解析処理を行う。

(a) 電圧波形信号に対するフィルタ処理

(b) 積分電荷量 Q_{total} および電圧ピーク値 V_p を算出して、 V_p / Q_{total} を算出する処理

(c) 積分電荷量 Q_{total} および V_p / Q_{total} に対して設定された閾値を用い

10

20

30

40

50

て、各電圧波形信号(電気信号)がいずれのシンチレータ素子からの信号かを特定する処理

【0031】

ここで、図2には、シンチレータ配列10と、光電子増倍管14について示してある。シンチレータ配列10は、5つのシンチレータ素子12a~12eを1列に積層したものであって、シンチレータ素子12eの底面側が光電子増倍管14の受光面に接続されている。そこで、5つのシンチレータ素子12a~12eのいずれに放射線が入射し、発光した場合にもその光は光電子増倍管14に入力される。従って、光電子増倍管14からの出力(電気信号)においては、いずれのシンチレータ素子12a~12eへの放射線の入射に応じた発光に基づくものかはわからない。演算処理装置18の解析によって、いずれのシンチレータ素子12a~12eの発光かを特定する。

10

【0032】

図3には、シンチレータ配列10を複数個(4個)マトリクス状に配置してシンチレータブロックを形成した例を示す。すなわち、シンチレータ配列10-1~10-4を光電子増倍管14の受光面上にまとめて配置する。各シンチレータ配列10-1~10-4は、一番上にシンチレータ素子12-1a~12-4aが位置し、一番下のシンチレータ素子12-1e~12-4eが光電子増倍管14の受光面上に位置する。

【0033】

図3の右下には、光電子増倍管14の受光面を示してある。このように、シンチレータ配列10-1~10-4のそれぞれに対応して、受光部14-1~14-4が設けられており、対応するシンチレータ配列10-1~10-4からの光が受光部14-1~14-4からそれぞれ入射する。光電子増倍管14には、4つのアノードに接続される信号線14-1b~14-4bを有しており、シンチレータ配列10-1~10-4からの光に応じた信号が個別に電気波形取得装置16に供給される。

20

【0034】

なお、図3の例では、シンチレータブロックを4つのシンチレータ配列10-1~10-4をマトリクス状に配置してブロックを構成したが、例えば $5 \times 5 = 25$ 個や、それ以上でも構わない。

【0035】

<シンチレータ素子の構成>

本実施形態においては、シンチレータ素子12a~12eにおいて、発光の減衰時定数が異なるものを用いる。発光の時定数の変化は、電気波形取得装置16で得られる電圧波形の減衰時定数に対応する。

30

【0036】

例えば、PET用のシンチレータとして広く用いられている、GSO(Gd_2SiO_5):Ce(セシウム添加GSO)シンチレータでは、GSOの単結晶に賦活材としてCeを含み、そのCe濃度によって、発光の減衰時定数が変化することが知られている。また、LuAG(ルテニウム・アルミニウム・ガーネット):Pr(プラセオジウム添加LuAG)シンチレータにおいても、LuAG結晶に対する賦活材Prの添加量によって発光の減衰時定数が変化する。なお、その他の材料を用いるシンチレータにおいても、セシウム等の賦活材の添加量により発光の減衰時定数を制御することが可能であり、減衰時定数が制御できればどのような材料を用いてもよい。

40

【0037】

このように、賦活材の添加量を変更することで、減衰時定数が変化する。本実施形態では、このようにして減衰時定数が異なるシンチレータ素子12a~12eを1列に配列し、いずれからの光も光電子増倍管14に入射する。

【0038】

<演算部における処理>

(a)フィルタ処理

電気波形取得装置16から出力される電圧波形信号は、ノイズを含んでいるため、その

50

後の処理 (V_p / Q_{total} の算出) のために、ノイズを除去することが好ましい。そこで、電圧波形信号について、例えば数 ns ($2 ns$) の時間幅で移動平均したり、 $50 MHz$ 以上の高周波ノイズをローパスフィルタで除去することで、ノイズを除去することが好ましい。

【0039】

図4には、GSO (Gd_2SiO_5): Ce シンチレータ素子において観測した1イベントについての電気波形取得装置16から出力される電圧波形が示してある。縦軸は、規格化された強度 (Normalized Intensity) であり、横軸が時間 (Time[ns]) である。減衰時定数 $30, 60, 90 ns$ の3種類のシンチレータ素子についての波形を示してある。

【0040】

(b) V_p / Q_{total} の算出

図4に示された電圧波形から、ピーク電圧 V_p および全電荷 Q_{total} が算出できる。すなわち、ピーク電圧は、電圧値の絶対値が最も大きな電圧であり、減衰時定数 $30 ns, 60 ns, 90 ns$ で、それぞれ $-0.008, -0.01, -0.016$ 程度である。一方、全電荷 Q_{total} は電圧 V を1イベントについて時間積分した結果 (積分電荷量) であり、図4の各曲線のピークの面積を積分することで得られる。従って、全電荷 Q_{total} は、規格化された $V * ns$ (時間) のディメンジョンを有する。なお、ここでの電圧の時間積分値は、シンチレータへの放射線入射時 (1イベント) の光量に応じたものであり、光電子増倍管14において受け取った電荷量に対応するため、ここでは全電荷 Q_{total} としている。すなわち、本実施形態では、光電子増倍管14からの電流を電気波形取得装置16で電流/電圧変換している。このため、この電流/電圧変換後の電圧の値は、入力インピーダンス R [] によって変化し、 $V = IR$ (例えば $R = 50$) の関係があり、この電圧は電流、その積分は電荷量に対応している。

【0041】

本実施形態では、 V_p と Q_{total} の比 (V_p / Q_{total}) を算出してこれをパラメータにすることが目的であり、電圧について規格化してあってもよく、また Q_{total} についての単位もどのようなものでもよい。すなわち、 V_p / Q_{total} は、1イベントにおける (発光強度のピーク) / (トータル発光量) に対応した値であり、電圧波形でいえば、(電圧のピーク値) / (ピークの面積: 積分値) が、 V_p / Q_{total} に対応する。

【0042】

図5は、各種の減衰時定数のGSO (Gd_2SiO_5): Ce シンチレータについて、観測イベント数をシミュレーションし、結果をエネルギーに対しプロットしたものである。Ce濃度に応じて減衰時定数が $30, 45, 60, 80, 100, 140, 180, 220 ns$ の8種類に設定されたGSO: Ce シンチレータについての結果であり、各シンチレータにおいて有意の差はなかった (図5において、シンチレータ別の結果は判別できない)。

【0043】

図6は、減衰時定数 $30 ns, 36.8 ns, 44.7 ns, 56.5 ns, 73.4 ns, 100 ns, 145 ns$ のシンチレータ素子による観測結果を V_p / Q_{total} ごとのイベント数としてプロットしたものである。この結果から、7つの減衰時定数のシンチレータ素子からの信号を分離することが可能であることがわかる。

【0044】

< 閾値の決定処理 >

図7は、GSO (Gd_2SiO_5): Ce シンチレータにおいて観測した各イベントについて、 V_p / Q_{total} を計算し、横軸をエネルギーとして、プロットしたものである。消滅線は $511 keV$ のエネルギーを持っているため、これを含む領域に対して閾値を決定する。また、各減衰時定数のシンチレータ素子に応じた V_p / Q_{total} 境界値を閾値として設定することにより、複数のシンチレータ素子からの信号を弁別できる。

このように、減衰時定数の相違によって、観測したイベントについての V_p / Q_{total}

10

20

30

40

50

a1が変化し、減衰時定数に基づいて、イベントを分離可能であることがわかる。図7より理論的には7段階の分離が可能であり、測定器に起因する誤差を考慮しても、5段階の分離は確実に進めることができる。

【0045】

図8には、エネルギー511keVの線イベントについての V_p / Q_{total} の分布を示してある。図中「<」で示した部分は、クロストークイベントが発生している可能性がある領域であり、同じ種類のシンチレータ材料で異なる減衰時定数をもつシンチレータ素子を用いたとしても、完全な弁別は困難である。

【0046】

なお、閾値の設定は、減衰時定数の相違による線イベントを識別できれば、どのようなものでもよく、多項式や、指数関数などの係数を適切なものに設定することで得ることもできる。

【0047】

<他の構成例>

図9には、シンチレータ配列10の他の構成例を示してある。この例では、10個のシンチレータ素子121a, 122b, 121c, 122d, 121e, 122f, 121g, 122h, 121i, 122jがこの順で積層されて構成されている。そして、シンチレータ素子121a, 121c, 121e, 121g, 121iには、GSO:CeシンチレータでCe濃度を変えて減衰時定数の相違するものを採用し、シンチレータ素子122b, 122d, 122f, 122h, 122jにはLuAG:PrシンチレータでPr濃度を変えて減衰時定数の相違するものを採用している。なお、図においては、シンチレータ素子122の正面領域に斜線のハッチングを付し、2種類のシンチレータ素子121, 122を区別して示してある。また、1つのシンチレータ素子121, 122の大きさは一辺2.5mmの立方体とした。

【0048】

この例において、10個のシンチレータ素子121a, 122b, 121c, 122d, 121e, 122f, 121g, 122h, 121i, 122j, 121a, 121c, 121e, 121g, 121iの減衰時定数は、それぞれ30ns, 15ns, 36.8ns, 16.6ns, 44.7ns, 18.6ns, 56.5ns, 21.1ns, 73.4ns, 24.3nsに設定されている。

【0049】

このようなシンチレータ配列10について、511keVの線を入力して電圧波形を得るシミュレーションを行い、 V_p / Q_{total} を算出してプロットしたところ、図10に示すように、GSOシンチレータと、LuAGシンチレータとでは、 V_p / Q_{total} の値がずれている。従って、図9のシンチレータ配列10において、10個のシンチレータ素子からの信号弁別が可能であることがわかった。なお、図10において縦軸はイベント数を規格化した強度(Intensity)としている。

【0050】

図11には、横軸に光子数(Number of photon)、縦軸に V_p / Q_{total} をとったイベントのプロットを示してある。光子数は入射した消滅線のエネルギーに比例するが、シンチレータの特性によるため、511keVの線を入射した場合において、GSOシンチレータと、LuAGシンチレータとでは、光子数が異なっている。一方、観測データからは、GSOシンチレータと、LuAGシンチレータの中間の光子数のイベントも出現しており、これらはクロストークイベントによるノイズと考えられる。そこで、図12に四角で示すよう中間の光子数のイベントを削除する。これによって、図13に示すように、クロストークが抑制された観測結果が得られる。

【0051】

すなわち、GSO:Ceのシンチレータ素子と、LuAG:Prのシンチレータ素子とを交互に配置することによって、それらのクロストークによるイベントをそれが持つ発光量に応じて除去することができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 2 】

図 1 4 には、1 0 個のシンチレータ素子 1 2 a ~ 1 2 j (図において a ~ j で示す) に
ついてのイベントカウント数のプロットが示してある。黒丸が生データ、四角がエネルギー
(光子数) 閾値を利用してクロストークを排除した場合のデータ、白丸がシミュレー
ションによって求めたクロストークを含まないデータ (真のデータ) である。このように、
エネルギー閾値を利用してクロストークを排除することによって、カウント数がほぼ真の
データに近づくことがわかる。なお、エネルギーの閾値についても、1 種類の材料のシン
チレータ素子の観測結果により決定するとよい。

【 0 0 5 3 】

図 1 5 は、シミュレーションによって得られた生データにおけるイベントカウント数の
内のクロストークイベントの割合を示し、図 1 6 はエネルギー閾値を用いて弁別を行った
場合のイベントカウント数の内のクロストークイベントの割合を示している。このように
、生データではクロストークイベント数の割合が 8 . 1 6 % あるが、エネルギー閾値を用
いて弁別した場合には、クロストークイベント数の割合が 0 . 8 5 % となり、クロスト
ークイベントの大部分が除去されていることがわかる。

10

【 0 0 5 4 】

このように、2 種類の異なる物質のシンチレータを利用することで、 V_p / Q_{total}
1 が広い範囲に広がるため、より多くのシンチレータ素子からの信号の弁別が可能になる
。さらに、2 種類のシンチレータからなるシンチレータ素子を交互に配置することで、そ
の出力エネルギー (光子数) の相違に基づき、その間のエネルギーとなるイベントを除去
することでクロストークイベントを排除することができ、正しいカウント数に補正するこ
とが可能である。

20

【 0 0 5 5 】

< P E T 検査装置 >

図 1 7 には、P E T 検査装置 (放射線検出装置) の模式図が示してある。患者が置かれ
る空間を取り囲むように、多数のシンチレータ配列 1 0 が配置されたシンチレータ配列群
が設けられる。患者の癌細胞に集積した陽電子放出核種に起因する 5 1 1 k e V の消滅
線が放射線源となる。各シンチレータ配列 1 0 からの信号は光電子増倍管 1 4 でそれぞ
れ別々に光電変換される。1 または複数のシンチレータ配列 1 0 に対応して 1 つの光電子
増倍管 1 4 を設け、各シンチレータ配列 1 0 の各シンチレータ素子 1 2 から電気信号が別
々に得られる。得られた各シンチレータ素子からの電気信号が電気波形取得装置 1 6 にて
それぞれ電圧波形信号に変換され、得られた各シンチレータ素子 1 2 からの電圧波形信号
が演算処理装置 1 8 に供給される。演算処理装置 1 8 は、供給される各電圧波形信号から
いずれのシンチレータ素子 1 2 からの信号であるかを特定するとともに、同時に計測され
た一対のシンチレータ素子 1 2 を特定する。さらに、経時的に得られる複数の一対のシン
チレータ素子 1 2 による一対のシンチレータ素子 1 2 の特定結果に基づき、消滅線が発
生された癌細胞の 3 次元位置 (空間位置) を特定する。すなわち、一対のシンチレータ素
子 1 2 によって形成される複数の直線の交点を特定することで、空間位置を特定するこ
とができる。なお、P E T 検査装置の各構成部材について、上述したような構成を採るこ
とができる。

30

40

【 0 0 5 6 】

< その他の構成 >

V_p / Q_{total} の代わりに Q_{total} / V_p を用いても同様のことが行える。

【 0 0 5 7 】

シンチレータ配列は光電子増倍管から一方向に伸びる構成としたが、これに限らず光電
子増倍管の 1 つの受光面に複数のシンチレータ素子を配列して、ここからの光を光電子増
倍管に入射するようにしてもよい。これによって、1 つの光電子増倍管からの出力を処理
することで、複数のシンチレータ素子のいずれに放射線が入射したのかを検出するこ
とができる。

【 0 0 5 8 】

50

シンチレータ素子の発光の減衰時定数は、シンチレータ素子における賦活材（例えば、 $GSO:Ce$ の Ce ）の濃度を変更することで、制御することができる。また、シンチレータ素子の材料（ GSO 、 $LuAG$ ）を変更することでも制御できる。この両方を利用することで、弁別できるシンチレータ素子の数を大きくすることができる。シンチレータ素子の材料については、3種類以上利用してもよい。

【0059】

また、シンチレータ素子の材料（ GSO 、 $LuAG$ ）が異なる場合、1イベントにおける発生光子数（エネルギー）が異なる。そこで、このエネルギー差により、いずれのシンチレータ素子に放射線が入射したのかを弁別することも可能である。

【0060】

< 閾値の決定処理の他の例 >

図7においては、エネルギーに対し、 V_p/Q_{total} をプロットし、 511keV 近辺において、遅延時間が異なる V_p/Q_{total} を分離できるように閾値を決定した。シンチレータを積層する場合、光電子増倍管から遠いシンチレータほど光量が低下し、同一エネルギーのガンマ線に対する信号でも、シンチレータの違いにより光量が変化するため、エネルギーの代わりに Q_{total} を用いて説明する。なお、 Q_{total} を単に Q と表記する。

【0061】

図18には、 Ce 濃度の異なる4つの GSO シンチレータ素子を用いたイベントの計測結果を示してある。 Ce 濃度の異なる4つの GSO シンチレータ素子として、 $GSO:Ce$ A $mol\%$ 、 $GSO:Ce$ B $mol\%$ 、 $GSO:Ce$ C $mol\%$ 、 $GSO:Ce$ D $mol\%$ を用意した。ここで、 Ce 濃度を示す、 A 、 B 、 C 、 D は、 $0.25\text{mol}\% \sim 1.75\text{mol}\%$ 程度であり、 $A > B > C > D$ である。

【0062】

図18(A)に示すように、全電荷 Q （ $Integrated\ charge$ ）に対し、 V_p/Q をプロットしてある。全電荷 Q_{total} （ Q ）の $3 - 4 [V * ns]$ の範囲では、比較的4つの GSO シンチレータの検出結果が離れている。 V_p/Q 値は、基本的にガンマ線のエネルギーに依らず一定となることから、この範囲のイベントをピックアップし、図18(B)に示すような V_p/Q 値に対するヒストグラムを作成することにより、詳細なシンチレータごとの V_p/Q 閾値を設定することができる。この図から隣り合う

【0063】

このようにして得られた閾値によって分離された Q に対する V_p/Q 値の分布を図18(C)に示す。このように、4つの GSO シンチレータ素子の検出結果を分離できることがわかる。

【0064】

そして、上述のようにして決定された閾値毎に測定データを分割した上で、エネルギースペクトルを作成した結果を図19に示す。点線は、 511keV のイベントをフィッティングした結果である。図19(A)は $GSO:Ce$ A $mol\%$ 、図19(B)は $GSO:Ce$ B $mol\%$ 、図19(C)は $GSO:Ce$ C $mol\%$ 、図19(D)は $GSO:Ce$ D $mol\%$ における全電荷 Q に対するイベント数を示す。

【0065】

なお、図7における 511keV のイベントは 0.5MeV 付近にある円状の集団であり、図18(C)においても、シンチレータごとに分離されたデータの中央付近にある楕円状の集団である。このように、4つの GSO シンチレータ素子のイベントを明確に分離することができる。

【0066】

< 実施形態の効果 >

本実施形態によれば、発光の減衰時定数が相違するシンチレータ素子を用いることで、光電変換器で得られた複数のシンチレータ素子からの信号を分離できる。そこで、DOI

10

20

30

40

50

検出器における信号の弁別（放射線入射シンチレータの弁別）を効果的に行うことができる。

【0067】

シンチレータ素子を1列に配置したシンチレータ配列を用い、各シンチレータからの光を1つの光電変換器に入射することで、DOI検出器を容易に構成することが可能となる。

【0068】

さらに、シンチレータ配列を複数まとめてブロックを形成し、光電変換器に個別の受光面から入射させることができる。

【0069】

シンチレータ素子において、賦活材の濃度を変更することで、シンチレータ素子の減衰時定数を容易に変更することができる。

【0070】

シンチレータ素子において、材料を変更することで、シンチレータ素子の減衰時定数を変更することもできる。

【0071】

シンチレータ素子において、賦活材の濃度および材料の両方を変更することで、より多くのシンチレータ素子からの信号の弁別が可能になる。

【0072】

実施形態に係るシンチレーション光検出装置を利用することで、DOI検出器における信号の弁別を効果的に行え、PET検査を効果的に行うことができる。

【符号の説明】

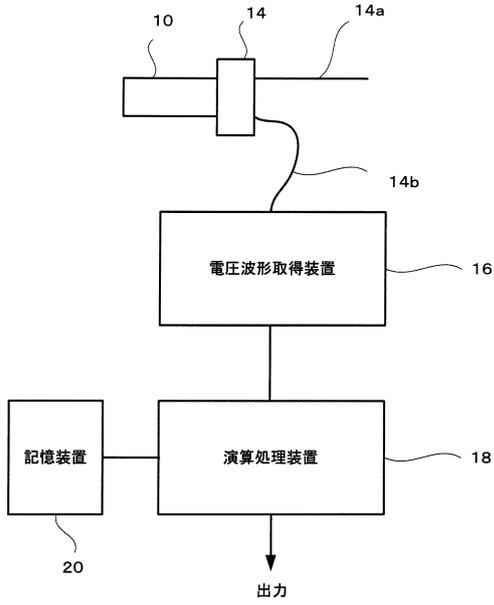
【0073】

10 シンチレータ配列、12, 121, 122 シンチレータ素子、14 光電子増倍管、16 電気波形取得装置、18 演算処理装置、20 記憶装置。

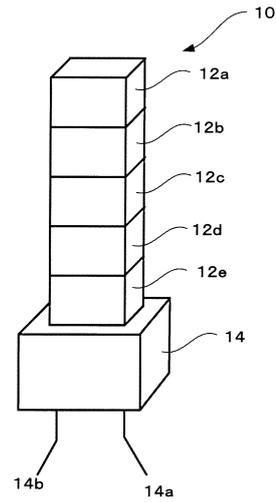
10

20

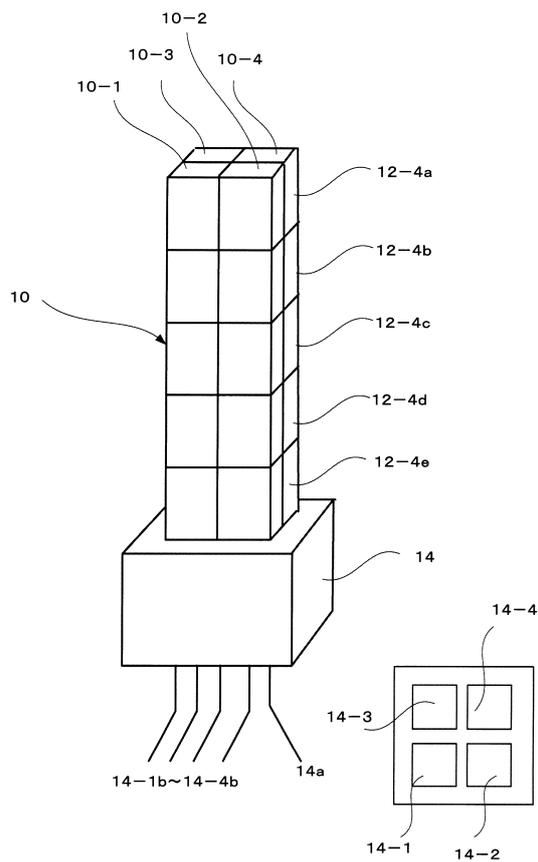
【図1】



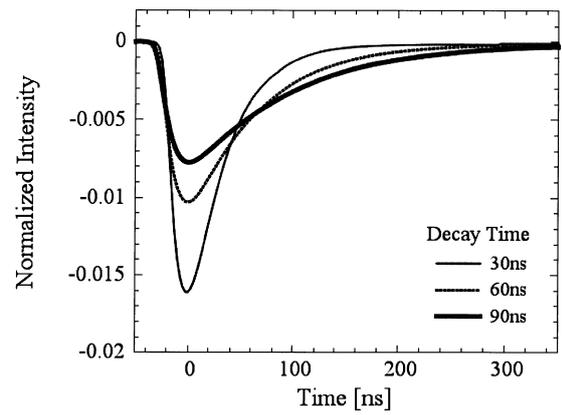
【図2】



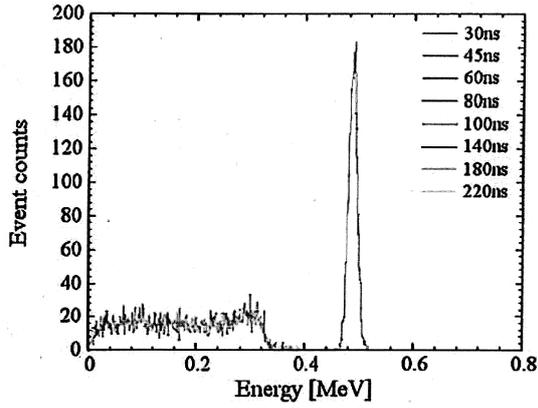
【図3】



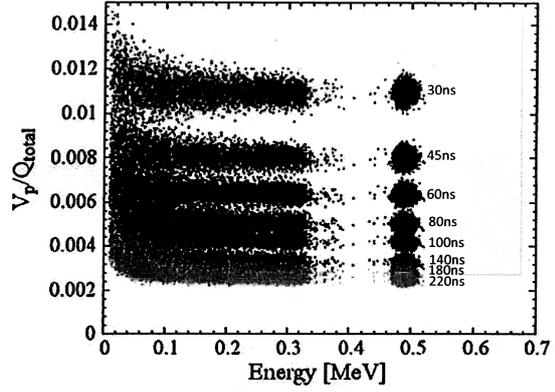
【図4】



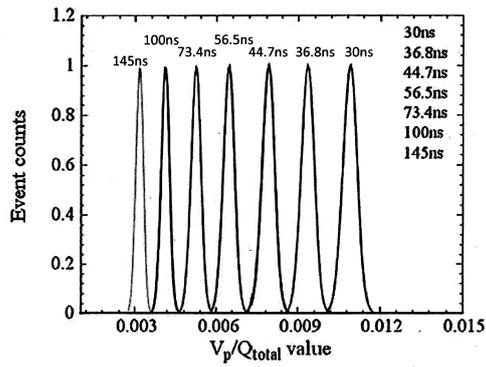
【 5 】



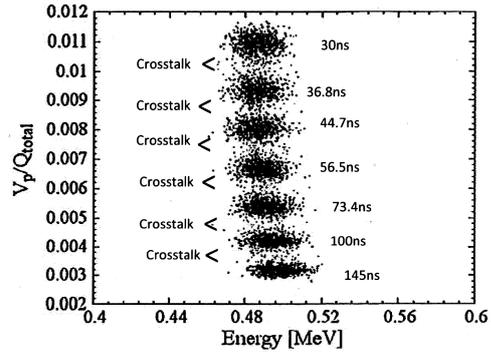
【 7 】



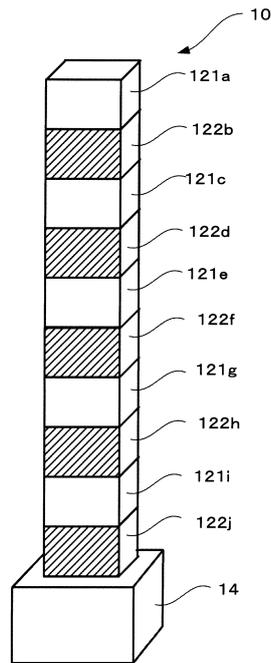
【 6 】



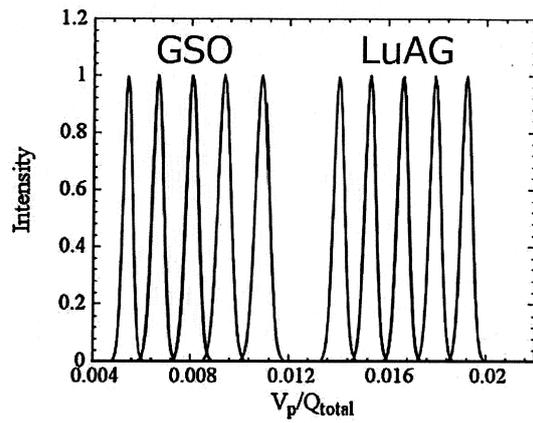
【 8 】



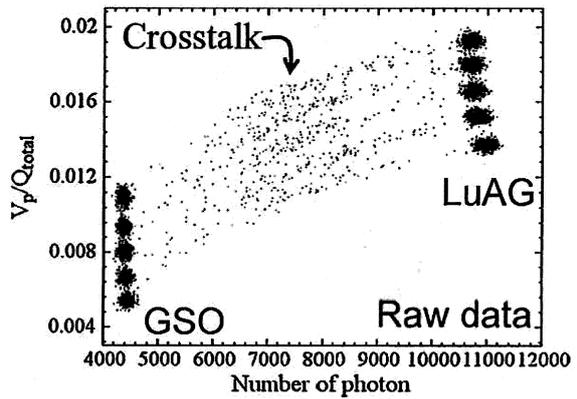
【 9 】



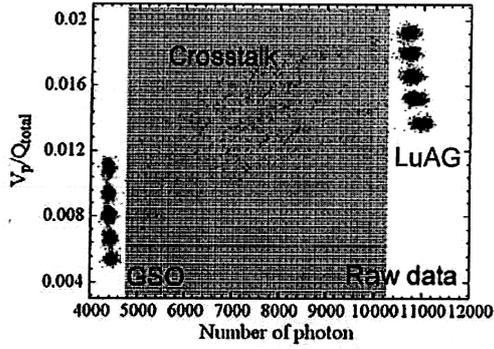
【 10 】



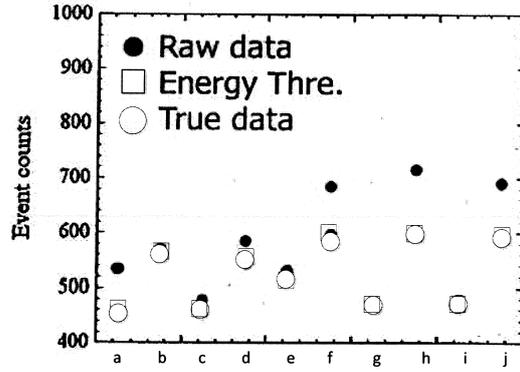
【 11 】



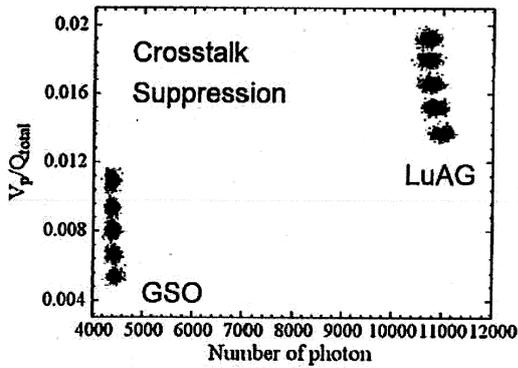
【図12】



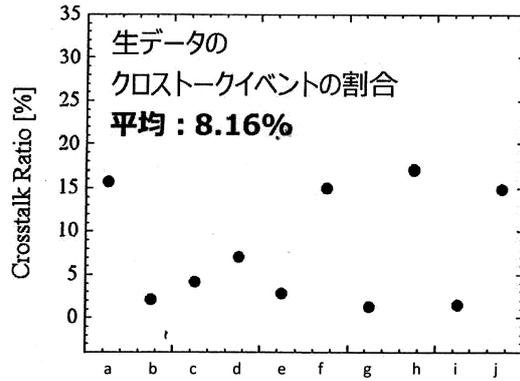
【図14】



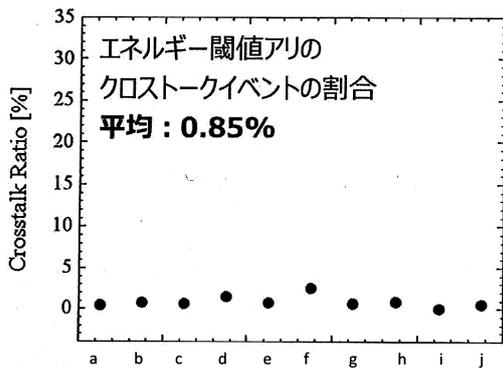
【図13】



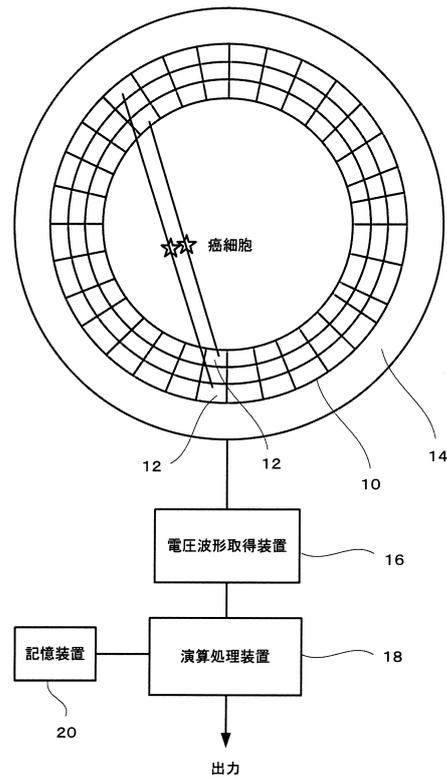
【図15】



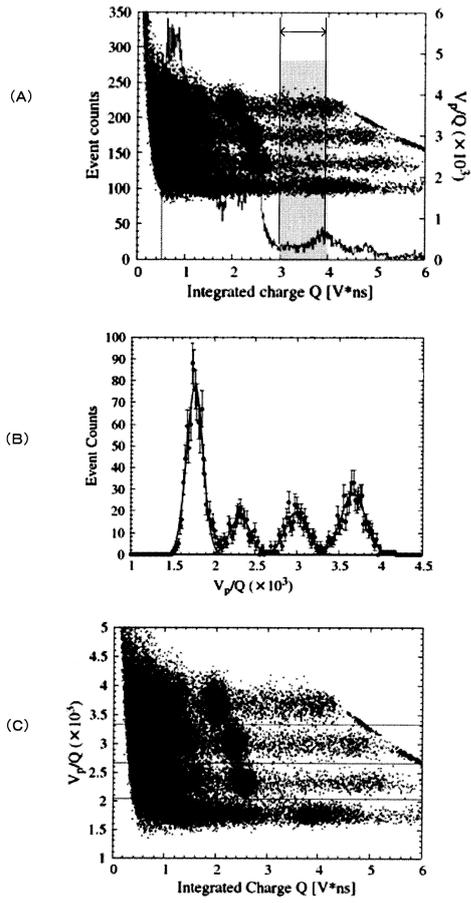
【図16】



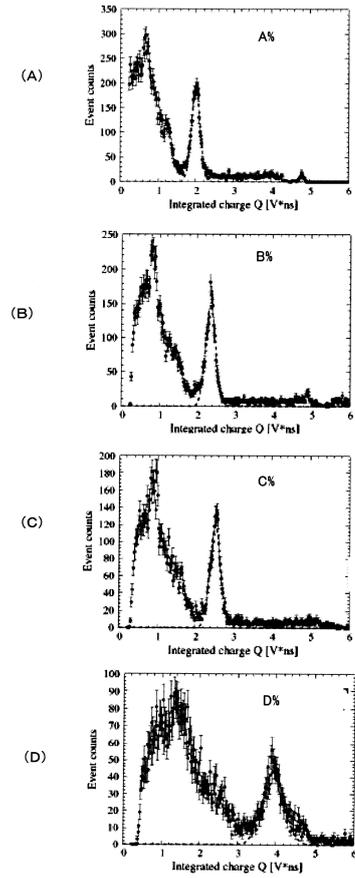
【図17】



【 18 】



【 19 】



フロントページの続き

(56)参考文献 特表2004-532997 (J P , A)

特許第6675127 (J P , B 2)

米国特許出願公開第2009/0121141 (U S , A 1)

米国特許出願公開第2014/0209804 (U S , A 1)

国際公開第2007/043137 (W O , A 1)

Seiichi Yamamoto, Optimization of the integration time of pulse shape analysis for dual-layer GSO detector with different amount of Ce, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A, 2008年 3月, volume 587, issues 2-3, pages 319-323

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G 0 1 T 1 / 2 0

G 0 1 T 1 / 1 6 1