

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4897881号  
(P4897881)

(45) 発行日 平成24年3月14日(2012.3.14)

(24) 登録日 平成24年1月6日(2012.1.6)

(51) Int.Cl.		F I			
<b>GO 1 T</b>	<b>1/20</b>	<b>(2006.01)</b>	GO 1 T	1/20	J
<b>GO 1 T</b>	<b>1/161</b>	<b>(2006.01)</b>	GO 1 T	1/161	C
			GO 1 T	1/20	B
			GO 1 T	1/20	G
			GO 1 T	1/20	E

請求項の数 7 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2009-513955 (P2009-513955)  
 (86) (22) 出願日 平成19年5月15日(2007.5.15)  
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2007/059973  
 (87) 国際公開番号 W02008/139625  
 (87) 国際公開日 平成20年11月20日(2008.11.20)  
 審査請求日 平成21年3月30日(2009.3.30)

特許法第30条第1項適用 放医研NEWS2007年  
 /No. 122 (平成19年1月1日) 独立行政法人  
 放射線医学総合研究所発行第3頁に発表

特許法第30条第1項適用 平成19年3月9日に電気  
 通信回線 [URL: <http://www.japanprize.jp/subsidy/h18/nakamura.swf>] を通じて発表

(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 100097515  
 弁理士 堀田 実  
 (72) 発明者 中村 秀仁  
 千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9番1号  
 独立行政法人放射線医学総合研究所内  
 審査官 村川 雄一

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 ガンマ線検出器とガンマ線再構築方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体から放出されるエネルギー領域のガンマ線に対して、吸収確率の高い吸収物質からなる吸収用シンチレータと、

前記ガンマ線に対して、コンプトン散乱の確率の高いコンプトン散乱物質からなるコンプトン散乱用シンチレータと、

前記2種のシンチレータにおいて同時計測したガンマ線のエネルギー吸収量を合算し被検体から放出されたガンマ線を再構築するエネルギー検出装置を備え、

前記2種のシンチレータは、前記ガンマ線の全エネルギーを吸収又はコンプトン散乱するように、多層に配列されている、ことを特徴とするガンマ線検出器。

【請求項2】

前記吸収用シンチレータとコンプトン散乱用シンチレータは、同一面内及び積層方向において、交互に又はランダムに配置される、ことを特徴とする請求項1に記載のガンマ線検出器。

【請求項3】

前記コンプトン散乱物質は、炭素分子と水素分子からなる質量数の小さい有機材料である、ことを特徴とする請求項1に記載のガンマ線検出器。

【請求項4】

前記エネルギー検出装置は、吸収用シンチレータと光学的に結合し該吸収用シンチレータの発光量を検出する吸収発光量検出器と、

10

20

コンプトン散乱用シンチレータと光学的に結合し該コンプトン散乱用シンチレータの発光量を検出するコンプトン散乱発光量検出器と、

前記各発光量から同一のガンマ線によるエネルギー量を演算する演算装置とからなる、ことを特徴とする請求項 1 に記載のガンマ線検出器。

【請求項 5】

前記コンプトン散乱発光量検出器は、コンプトン散乱用シンチレータの所定面に所定間隔で光学的に配列された複数の光量検出器からなり、

前記演算装置は、前記複数の光量検出器の光量分布から、ガンマ線の入射位置を演算する、ことを特徴とする請求項 4 に記載のガンマ線検出器。

【請求項 6】

被検体から放出されるエネルギー領域のガンマ線に対して、吸収確率の高い吸収物質からなる吸収用シンチレータと、コンプトン散乱の確率の高いコンプトン散乱物質からなるコンプトン散乱用シンチレータとを、ガンマ線のエネルギーを吸収又はコンプトン散乱するように多層に配列し、前記 2 種のシンチレータにおいて同時計測したガンマ線のエネルギー吸収量を合算して被検体から放出されたガンマ線を再構築する、ことを特徴とするガンマ線再構築方法。

【請求項 7】

前記コンプトン散乱用シンチレータの所定面に光学的に配列された複数の光量検出器を取り付け、該複数の光量検出器の光量分布から、ガンマ線の入射位置を演算する、ことを特徴とする請求項 6 に記載のガンマ線再構築方法。

【発明の詳細な説明】

【発明の背景】

【0001】

発明の技術分野

本発明は、核医学診断装置に係り、さらに詳しくは、SPECTやPETに使用するガンマ線検出器とガンマ線再構築方法に関する。

【0002】

関連技術の説明

ガンマ線検出器は、放射線検出器であり、核医学診断において患者に与えられた放射性医薬品から放出されたガンマ線（線）を測定する装置である。

従来の放射線検出器は、コリメータ、NaI（ヨウ化ナトリウム）、及びPMT（光電子増幅管）が積層配置されたものであり、平行な細穴を開けた鉛製のコリメータによって、穴の方向から来たガンマ線だけがNaIの単結晶に到達し、そこでガンマ線のエネルギー付与に比例した強さの蛍光を発生し、この光をPMTで検出し、ガンマ線の強度と位置を検出するものである。

【0003】

SPECTは、シングルフォトンECTの略（ECTは、断層像撮影装置の意）であり、シングルフォトン核種を用い、患者の周囲各方向からのシンチグラム（放射線検出器の検出画像）を作成し、これから放射線医薬品の横断断面分布を求める装置である。

また、PET（陽電子放射線断層撮影装置）は、ポジトロンECTの略であり、崩壊時に陽電子（ポジトロン）を放出する放射性同位元素を用い、陽電子が電子と結びつく際に反対方向に飛び出した2個の光子（フォトン）を、2個の検出器で次々と検出して、ガンマ線の入射方向を求め、断層像を作成する装置である。

【0004】

上述したSPECTやPETに使用する放射線検出器に関して、例えば特許文献1, 2が既に提案されている。

【0005】

特許文献1の発明は、放射線収集効率や空間分解能を低下させることなく、エネルギー分解能を向上させ、これによりPET装置としての性能を保持しつつSPECT装置としての性能を向上させたSPECT/PET兼用装置を目的とする。

10

20

30

40

50

そのため、この発明では、図 1 に示すように、放射線検出器 5 1、5 2 が、放射線入射面 5 1 a、5 2 a 側に配置され、シングルフォトンに起因して放出された 1 4 0 k e V のエネルギーを有するガンマ線を吸収して検出する半導体検出器ユニット 5 3 a、5 3 b と、半導体検出器ユニット 5 3 a、5 3 b を挟んで放射線入射面 5 1 a、5 2 a 側とは反対側に配置され、ポジトロンに起因して放出された 5 1 1 k e V のエネルギーを有するガンマ線を検出するシンチレーション検出器ユニット 5 4 a、5 4 b とを備えている。

【 0 0 0 6 】

特許文献 2 の発明は、放射線検出器を付設するポジトロン放射トモグラフィ ( P E T ) 装置の空間分解能を向上させ、その感度を低下させない放射線検出器を目的とする。

そのため、この発明では、図 2 に示すように、6 4 個のシンチレータ 6 1 が、密着されて結合されシンチレータ群 6 2 が構成され、各シンチレータ 6 1 には、1 対 1 に対応する 6 8 個のアバランシェフォトダイオード ( A P D ) 6 3 からなる A P D アレー 6 4 が光学的に結合されている。シンチレータ群 6 2 に入射したガンマ線は、相互作用により吸収された位置に応じたシンチレータで発光し、その発光は周囲のシンチレータに拡散され、A P D アレー 6 4 の各 A P D 6 3 で光量が検出される。各 A P D 6 3 で検出され、光 / 電変換された検出データは入射位置演算回路 6 5 に与えられ、各検出データに基づき光量分布の重心を求めてガンマ線の入射位置が求められる。

【 0 0 0 7 】

【特許文献 1】特開 2 0 0 1 - 1 5 9 6 8 2 号公報、「核医学装置」

【特許文献 2】特開平 7 - 3 1 1 2 7 0 号公報、「放射線検出器」

【 0 0 0 8 】

ガンマ線と物質の相互作用は、大きく分けて「吸収」、「コンプトン散乱」、「電子対生成」の過程からなるが、従来 of P E T 用の放射線検出器は、体内から放出されたガンマ線を識別するために「吸収」過程に注目し、ガンマ線の吸収効率の高い物質 ( 例えば、N a I、B G O や G S O の単結晶 ) をシンチレータに用いていた。

また、シンチレータで吸収するガンマ線量を向上させるために、被験者に投与する放射性物質の量を増やさざるを得なかった。そのため、被験者の放射線被ばくが問題となるおそれがあった。

【 0 0 0 9 】

また、特許文献 1 は、半導体検出器ユニットとシンチレーション検出器ユニットを積層した構成を開示しているが、この装置は S P E C T / P E T 兼用装置であり、各ユニットは、P E T 用と S P E C T 用にそれぞれ単独で用いられている。

【 0 0 1 0 】

また、従来 of P E T 用の放射線検出器では、ガンマ線の検出位置精度を高めるために、特許文献 2 のように、シンチレータ群の背面にフォトダイオードを密に配列している。しかし、この構成で検出位置精度を高める ( 例えば位置精度を 1 m m 以下にする ) ためには、膨大な量のフォトダイオード又は光電子増幅管を必要としコスト高となるばかりでなく、積層構造は実現できない問題点があった。

【発明の要約】

【 0 0 1 1 】

本発明は、上述した問題点を解決するために創案されたものである。すなわち本発明の第 1 の目的は、S P E C T や P E T に使用することができ、ガンマ線のエネルギーがシンチレータに全て付与されないため、これまで使用出来なかった「コンプトン散乱」したガンマ線に関する情報を、エネルギーを合算し再構築することでガンマ線の検出感度を飛躍的に高め、被験者に投与する放射性物質の量を低減し、放射線被ばく量のおそれを大幅に低減することができるガンマ線検出器とガンマ線再構築方法を提供することにある。また、これらの提供により、ガンマ線のエネルギー分布が大きい場合 ( 例えば、環境放射線や放射線事故等において放出された放射線 ) でも、その大きなエネルギーを検出して放出されたガンマ線の識別率を高めることができるため、緊急被ばく時の放射線検出器として使用することが出来る。

10

20

30

40

50

本発明の第2の目的は、低コストでガンマ線の検出位置精度を高めることができるガンマ線検出器とガンマ線再構築方法を提供することにある。

【0012】

本発明によれば、被検体から放出されるエネルギー領域のガンマ線に対して、吸収確率の高い吸収物質からなる吸収用シンチレータと、

前記ガンマ線に対して、コンプトン散乱の確率の高いコンプトン散乱物質からなるコンプトン散乱用シンチレータと、

前記2種のシンチレータにおいて同時計測したガンマ線のエネルギー吸収量を合算し被検体から放出されたガンマ線を再構築するエネルギー検出装置を備え、

前記2種のシンチレータは、前記ガンマ線の全エネルギーを吸収又はコンプトン散乱するように、多層に配列されている、ことを特徴とするガンマ線検出器が提供される。

10

【0013】

本発明の好ましい実施形態によれば、前記吸収用シンチレータとコンプトン散乱用シンチレータは、同一面内及び積層方向において、交互に又はランダムに配置される。

【0014】

前記コンプトン散乱物質は、炭素分子と水素分子からなる質量数の小さい有機材料である。

【0015】

また、前記エネルギー検出装置は、吸収用シンチレータと光学的に結合し該吸収用シンチレータの発光量を検出する吸収発光量検出器と、

20

コンプトン散乱用シンチレータと光学的に結合し該コンプトン散乱用シンチレータの発光量を検出するコンプトン散乱発光量検出器と、

前記各発光量から同一のガンマ線によるエネルギー量を演算する演算装置とからなる。

【0016】

また、前記コンプトン散乱発光量検出器は、コンプトン散乱用シンチレータの所定面に所定間隔で光学的に配列された複数の光量検出器からなり、

前記演算装置は、前記複数の光量検出器の光量分布から、ガンマ線の入射位置を演算する。

【0017】

また、本発明によれば、被検体から放出されるエネルギー領域のガンマ線に対して、吸収確率の高い吸収物質からなる吸収用シンチレータと、コンプトン散乱の確率の高いコンプトン散乱物質からなるコンプトン散乱用シンチレータとを、ガンマ線のエネルギーを吸収又はコンプトン散乱するように多層に配列し、前記2種のシンチレータにおいて同時計測したガンマ線のエネルギー吸収量を合算して被検体から放出されたガンマ線を再構築する、ことを特徴とするガンマ線再構築方法が提供される。

30

【0018】

本発明の好ましい実施形態によれば、前記コンプトン散乱用シンチレータの所定面に光学的に配列された複数の光量検出器を取り付け、該複数の光量検出器の光量分布から、ガンマ線の入射位置を演算する。

【0019】

上記本発明の装置及び方法によれば、吸収用シンチレータとコンプトン散乱用シンチレータが、ガンマ線の全エネルギーを吸収又はコンプトン散乱するように、多層に配列されているので、被検体から放出されるエネルギー領域のガンマ線をいずれかで、吸収又はコンプトン散乱することができる。

40

【0020】

また、前記2種のシンチレータにおいて同時計測したガンマ線のエネルギー吸収量を合算してガンマ線を再構築することにより、SPECTやPETにおいて、体内から放出されたガンマ線の大部分を検出し識別することができる。

【0021】

従って、SPECTやPETに使用することができ、ガンマ線の検出感度を飛躍的に高

50

めることができ、ガンマ線のエネルギー分布が大きい場合でも、その全エネルギーを検出して体内から放出されたガンマ線の識別率を高めることができる。

【0022】

その結果、検出感度が高まり、かつガンマ線の識別率が高まるので、被検者に投与する放射性物質の量を大幅に低減することができ、放射線被ばく量を大幅に低減することができる。

【0023】

本発明の好ましい実施形態によれば、コンプトン散乱発光量検出器は、コンプトン散乱用シンチレータの側面に光学的に結合された複数の光量検出器からなる。複数の光量検出器を用いることで、該複数の光量検出器で得られた光量分布からガンマ線の入射位置を演算出来る。そのため、従来と比較して大型な（例えば60mm×60mm）ガンマ線の入射面を持つシンチレータに対しても、例えば8個の光量検出器で1mm以下の位置精度を得ることができる。

10

【0024】

また、ガンマ線再構築法は、放射線物理や医学物理のみならず環境放射線物理等の様々な分野において用いられる放射線検出器の基礎としての普遍性を持つことができる。

【図面の簡単な説明】

【0025】

【図1】特許文献1の装置の構成図である。

【図2】特許文献2の装置の構成図である。

20

【図3A】吸収を示すガンマ線と物質の相互作用を示す図である。

【図3B】コンプトン散乱を示すガンマ線と物質の相互作用を示す図である。

【図4】本発明のガンマ線検出器の全体構成図である。

【図5A】本発明における吸収の過程を示す図である。

【図5B】本発明におけるコンプトン散乱の過程を示す図である。

【図6】多層に配列した本発明のガンマ線検出器の概要図である。

【図7】図6の検出器の応用例を示す図である。

【図8A】蛍光板で発生した光の伝搬の様子を示す図である。

【図8B】蛍光板で発生した光の伝搬の様子を示す別の図である。

【図9A】ガンマ線の反応確率を示す図である。

30

【図9B】ガンマ線の反応確率を示す別の図である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0026】

以下、本発明の好ましい実施形態を図面を参照して説明する。なお各図において、共通する部分には同一の符号を付し、重複した説明は省略する。

【0027】

近年、腫瘍代謝に関する治療・診断・予防の研究が次々と進められている。これらでは、組織エネルギー代謝の評価に陽電子標識薬剤（ $C^{11}$ -メチオニン、FDG）を取り組む試みが盛んに行われている。このような研究および検査では、陽電子標識薬剤が放射性物質であるため、被検者の精神的な負担を最小限に抑え、迅速かつ適切に判断できる放射線検出器が重要になる。また普及に伴い、被検者の放射線被ばくの増加を如何に抑えるかが問題になる。

40

【0028】

（ガンマ線と物質の相互作用）

図3Aと図3Bは、医療用検出器を開発する上で重要なガンマ線と物質の相互作用を示す図である。図3Aは、ガンマ線の吸収を示しており、ガンマ線1は、物質2中で電子と衝突し全てのエネルギーを付与する。図3Bは、ガンマ線のコンプトン散乱を示しており、ガンマ線1は、物質3中で電子4と衝突し、一部のエネルギーを付与する。

【0029】

ガンマ線と物質の相互作用は、大きく分けて「吸収」、「コンプトン散乱」、「電子対

50

生成」の過程からなる。陽電子放射線断層撮影装置（PET）の薬剤から放出されるガンマ線のエネルギーを考慮すると、医療用放射線検出器を開発する上で重要になる過程は図3Aと図3Bに示した「吸収」と「コンプトン散乱」であり、「電子対生成」の過程は無視できる。

これまでに開発されてきたSPECT、PETでは、全て「吸収」の過程に注目した放射線検出器を用いている。物質（シンチレータ）でガンマ線1のエネルギー全てが付与されない「コンプトン散乱」の過程（図3B）では、物質3で検出されたガンマ線のエネルギーが、体内から放出されるガンマ線より低くなる。そのため、検出されたガンマ線が真に体内から放出されたガンマ線かどうか識別できないために、従来はコンプトン散乱はバックグラウンド源として扱われてきた。

しかし、人体から放出されるガンマ線1のエネルギー（ $\sim 1\text{ MeV}$ 領域）で、最も優勢な過程は「コンプトン散乱」である（後述するように反応確率が「吸収」より1桁以上多い）。

#### 【0030】

本発明では、これまでの放射線検出器でバックグラウンド源として扱われてきたこの「コンプトン散乱」に着眼し、コンプトン散乱に関する情報を最大限利用して、検出効率を大幅に高めるものである。

以下、本発明の放射線検出器を「ガンマ線検出器」と呼び、本発明の検出方法を「ガンマ線再構築方法」と呼ぶ。

#### 【0031】

図4は、本発明のガンマ線検出器の全体構成図である。この図において、本発明のガンマ線検出器10は、吸収用シンチレータ12、コンプトン散乱用シンチレータ14、及びエネルギー検出装置16を備える。

#### 【0032】

吸収用シンチレータ12は、被検体（例えば人又は動物の体内）から放出されるエネルギー領域のガンマ線1に対して、吸収確率の高い吸収物質からなる。このエネルギー領域は、例えば約 $1\text{ MeV}$ である。

ガンマ線1に対して吸収確率の高い吸収物質は、好ましくは無機材料であり、例えばNaI（ヨウ化ナトリウム）である。後述する図9Aにおいて、NaIの $1\text{ MeV}$ のガンマ線に対する反応確率は、約 $3.4 \times 10^{-3}$ である。

#### 【0033】

コンプトン散乱用シンチレータ14は、被検体から放出されるエネルギー領域のガンマ線1に対して、コンプトン散乱の確率の高いコンプトン散乱物質からなる。

コンプトン散乱の確率の高いコンプトン散乱物質は、好ましくは有機材料であり、特に炭素分子と水素分子からなる質量数の小さい有機材料であるのが好ましい。かかる有機材料のシンチレータとして、プラスチックシンチレータやp-terphenylが該当する。後述する図9Bにおいて、プラスチックシンチレータの $1\text{ MeV}$ のガンマ線に対する反応確率は、約 $6.7 \times 10^{-2}$ である。

#### 【0034】

上述した2種のシンチレータ12, 14は、ガンマ線1の全エネルギーを吸収又はコンプトン散乱するように、多層（例えば3層）に配列されている。この配列は、後述するように吸収用シンチレータ12とコンプトン散乱用シンチレータ14が、同一面内及び積層方向において、交互に又はランダムに配置されるのがよい。

#### 【0035】

図4では、被検体から放出されたガンマ線1がコンプトン散乱用シンチレータ14内で相互作用し、その一部のエネルギーが吸収され、残りのコンプトン散乱したエネルギーが吸収用シンチレータ12内で吸収される場合を示すが、両シンチレータでの吸収は計測上同時に起こるのでエネルギー検出装置16で同時計測される。エネルギー検出装置16はこの同時計測したガンマ線1のエネルギー吸収量を合算してガンマ線再構築する機能を有する。

10

20

30

40

50

この図において、エネルギー検出装置 16 は、吸収発光量検出器 17、コンプトン散乱発光量検出器 18、及び演算装置 20 からなる。

【0036】

吸収発光量検出器 17 は、吸収用シンチレータ 12 でのガンマ線 1 のエネルギー吸収による発光を受光するようにその側面に取り付けられ（光学的に結合され）、吸収用シンチレータ 12 の発光量を検出する。この例においては、一つの吸収発光量検出器 17 で全体の発光量を検出するように構成されているが、複数の光量検出器で構成してもよい。

【0037】

コンプトン散乱発光量検出器 18 は、コンプトン散乱用シンチレータ 14 の 1 又は 2 以上の側面に光学的に結合するように取り付けられ、コンプトン散乱用シンチレータ 14 のガンマ線 1 のエネルギー吸収による発光量を検出する。この例において、コンプトン散乱発光量検出器 18 は、コンプトン散乱用シンチレータ 14 の 1 側面（この図で下面）に一定の間隔で配列された複数（この図で 8 つ）の光量検出器 18 a からなる。コンプトン散乱発光量検出器 18 および吸収発光量検出器 17 は、例えば、光電子増倍管や複数のセルで構成されるマルチアノード光電子増倍管や半導体検出器である。

【0038】

演算装置 20 は、例えばコンピュータであり、吸収発光量検出器 17 とコンプトン散乱発光量検出器 18 の各発光量が入力されるが、複数の入力と同時に発生した場合それらの発光が同一のガンマ線 1 によるとみなし、各発光量から総エネルギー量をもとめる再構築演算を行う。

なお、被検者に投与した放射性物質からのガンマ線 1 の発生頻度を低く抑えることにより、異なる位置から同時に発生するガンマ線 1 を大幅に抑制することができる。従って、同一のガンマ線 1 であるか否かは、同時に検出された 2 以上の検出器 17, 18 の各発光が、同一のガンマ線 1 によるものとして判断することができる。

また、この例において、演算装置 20 は、複数の光量検出器 18 a の検出光量から、ガンマ線 1 の入射位置を演算するようになっている。この演算手段は後述する。

【0039】

すなわち、上述した本発明のガンマ線検出器 10 の構成では、複数の蛍光板（シンチレータ 12, 14）を用いることにより、同時計測された相互作用がある蛍光板（例えばコンプトン散乱用シンチレータ 14）で散乱されたコンプトン電子のエネルギーと散乱ガンマ線のエネルギーを足し合わせることで、元のガンマ線 1 のエネルギーを再構築する。この再構築により、一旦各シンチレータに分散されたガンマ線 1 のエネルギーが合算されるので、ガンマ線の検出数が加算され、検出効率の向上となる。

【0040】

図 5 A は、本発明における吸収の過程を示す図であり、図 5 B は、本発明におけるコンプトン散乱の過程を示す図である。

図 5 A に示すように、ガンマ線 1 が吸収用シンチレータ 12 に入射しここで吸収された場合には、その検出エネルギーが元のガンマ線 1 のエネルギーと一致し、体内から放出されたガンマ線 1 であることを確認することができる。

また、図 5 B に示すように、ガンマ線 1 がコンプトン散乱用シンチレータ 14 でコンプトン散乱し、次いで吸収用シンチレータ 12 に入射しここで吸収されたことが同時計測された場合には、両方のエネルギーを足し合わせることで、元のガンマ線 1 のエネルギーを再構築することができる。

同様に、2 回以上のコンプトン散乱が生じる場合でも、散乱されたコンプトン電子のエネルギーと吸収されたガンマ線のエネルギーを足し合わせてガンマ線 1 のエネルギーを再構築するので、ガンマ線の検出数が加算され、検出効率の向上となる。

【0041】

（ガンマ線再構築方法を用いたガンマ線検出器）

図 6 は、多層に配列した本発明のガンマ線検出器の概要図である。この図において、ガンマ線 1 は下方から入射し、本発明のガンマ線検出器を構成する 2 種のシンチレータはガ

10

20

30

40

50

ンマ線 1 に対して厚さ方向に 3 層に配置されている。多層に配列するほどガンマ線とシンチレータの相互作用の確率が高くなるため、再構築できるガンマ線の検出数が増え、検出効率の向上となる。

【 0 0 4 2 】

また、この例において、各シンチレータは、完全な直方体ではなく、厚さ方向の断面において平行四辺形に構成されているのがより好ましい。この平行四辺形の底辺に対する角度は、 $90^\circ$  未満  $60^\circ$  以上の範囲で、コンプトン散乱されたガンマ線 1 が、隣接する別のシンチレータ内で吸収される距離ができるだけ長くなるように設定するのがよい。

【 0 0 4 3 】

図 6 では上述した 2 種のシンチレータ 1 2 , 1 4 (以下、単に「蛍光板」という)を交互に簾状に配置する。簾状配置の連結手段は、周知技術による。複数の蛍光板を足し合わせるによりガンマ線 1 を検出する。図中には、通常の吸収過程と 1 回、2 回のコンプトン散乱の過程を示している。

これまで質量数が小さな分子で構成される蛍光板 (プラスチックシンチレータや p - t e r p h e n y l などの有機シンチレータ) は、ガンマ線の吸収に対する感度が低くコンプトン散乱に対する感度が優勢であるために、従来は医療用放射線検出器として扱われてこなかった。

しかし、このコンプトン散乱に対する感度は、PET 用検出器でよく使われる無機シンチレータ (BGO シンチレータや GSO シンチレータ) におけるガンマ線の吸収感度より 1 桁以上高い (後述する図 9 A , 図 9 B の例で、約  $3.4 \times 10^{-3}$  に対し約  $6.7 \times 10^{-2}$ ) 。

そこで、本発明では、ガンマ線の吸収感度に依る検出器の感度向上を目指すだけでなく、吸収とコンプトン散乱に対する両感度を活かすため、複種 (有機、無機) の蛍光板を幾何学的に配置した簾状配置の検出器とした。

【 0 0 4 4 】

なお、図 5 B において、ガンマ線はまずコンプトン散乱用シンチレータ 1 4 でそのエネルギーの一部を付与するため、次の吸収用シンチレータ 1 2 において吸収されやすくなっている。これはシンチレータでのガンマ線吸収率がエネルギーに依存するためである。したがって、吸収用シンチレータ 1 2 のみを多層に設けた場合より、本発明のようにコンプトン散乱用シンチレータ 1 4 を混在させた方が、元のガンマ線 1 のエネルギーに近いエネルギーを検出することができる。

【 0 0 4 5 】

図 7 は、図 6 のガンマ線検出器の応用例として医療用検出器を示す。この図において、5 は被検物 (例えば人体頭部) である。本発明のガンマ線検出器 1 0 は、簾状 (例えば、4 層) に構築した検出器であるために人体 5 を覆う球面配置にも柔軟に対応できる。

また、プラスチックシンチレータや p - t e r p h e n y l からなる有機材料で構成されたシンチレータ (有機シンチレータ) は、加工が容易であり安価であるので、従来の NaI の結晶に比較して、実用に向けた検出器の大型化と低投資による量産化が可能になる。医療用検出器の開発は、技術的なブレイクスルーとなり波及効果も大きい。またガンマ線再構築方法は、放射線物理や医学物理のみならず素粒子物理や環境放射線物理等の様々な分野において放射線計測の基礎としての普遍性を持つ。

【 0 0 4 6 】

( 蛍光位置演算方法 )

シンチレータの蛍光源を算出する方法として、従来から特許文献 2 に開示されている重心法が使われている。この重心法とは、蛍光板の左右に設置した検出器 (例えば、光電子増倍管) で得られた光量の比から重心を求め位置を算出する方法である。しかし、この方法は、光源の “ 相対位置 ” ( 左右の検出器のどちら側で蛍光したのか ) しか求めることができない。

この従来方法と異なり、直接光源の絶対位置を算出する新たな分析 (以下、「蛍光位置演算方法」という) を以下に述べる。これは、炭素や水素のような質量数が小さな

10

20

30

40

50



分子で構成される有機シンチレータ（例えば、プラスチックシンチレータや p - t e r p h e n y l ）を使うと、質量数が小さいのでより性能が発揮される。

【 0 0 4 7 】

有機シンチレータは質量数が小さいため、伝搬中における光の吸収が非常に小さくなり、シンチレータの側面から得られる光量の分布が、蛍光時に放出された光の立体角で記述ができる。質量数の大きな無機シンチレータの場合に対しては、伝搬中での光の吸収やシンチレータ中の密度分布による影響の要素も考慮する必要があるため、ここでは、有機シンチレータの場合を説明する。

【 0 0 4 8 】

図 8 A と図 8 B は、蛍光板（コンプトン散乱用シンチレータ 1 4 ）で発生した光の伝搬の様子を示す図である。図 8 A に示すように蛍光板で放出された光は、全方向に放出される。また図 8 B に示すように、放出された光は、全反射を繰り返しながら側面（この図で下面）に到達する。

10

【 0 0 4 9 】

本発明では、光量分布を得るために、シンチレータ 1 4 の側面（図で下面）に所定の間隔で配列された複数の光量検出器（例えば、光電子増倍管や複数のセルで構成されるマルチアノード光電子増倍管や半導体検出器）を設ける。

図 8 B ではシンチレータ 1 4 の側面に密接して複数の光量検出器 1 8 a を一定の間隔で配列しているが、複数の光量検出器 1 8 a は、例えば光ファイバーを光学的に介して離れた位置に配列してもよい。ここで、 $i$  は検出器の番号を示す。 $x_i$  は光源から  $i$  番目の検出器までの  $x$  軸に対する距離、 $y$  は光源から検出器の配置された側面までの距離を示す。

20

【 0 0 5 0 】

ある側面に配置された半径  $r$  の受光面積を持つ光量検出器 1 8 a（距離間隔  $d$  で、検出器が  $i = 1, 8$  までである場合）を光源から見た立体角  $\theta_i$  は、数 1 の式（1）で表すことができる。

ここで重要なのは、同じ面に配置されている検出器の立体角において、 $y$  は検出器の場所（ $i = 1, 8$ ）に依存することなく同じである。また  $x_i$  は、光源から検出器（ $i = 1$ ）までの距離  $x_1$  と検出器間の距離  $d$  を用いることにより式（2）のように表すことができる。

【 0 0 5 1 】

30

質量数が小さい有機シンチレータの場合、検出器（ $i$ ）で測定できる光量  $P_i$  は、立体角で記述できるので、式（3）のように表すことができる。ここで  $A$  は、比例係数である。

式（1）、（2）、（3）をまとめると、側面で得られる光量分布は、3つの変数（ $A, x_1, y$ ）を用いて式（4）で表すことができる。

この式（4）を、実際に検出器（ $i = 1, 8$ ）で得られた光量分布  $P_i$  に対してフィッティングすることにより、蛍光の絶対位置（ $x_1, y$ ）を求めることが可能になる。

【 0 0 5 2 】

【数 1】

$$\Omega_i = \frac{\pi r^2 \times y}{(x_i^2 + y^2)^{3/2}} \quad (1)$$

$$x_i = x_1 - d(i - 1) \quad (2)$$

$$P_i \propto \Omega_i = A \times \Omega_i \quad (3)$$

$$P_i = A \times \frac{\pi r^2 \times y}{((x_1 - d(i - 1))^2 + y^2)^{3/2}} \quad (4)$$

10

【0053】

上述した蛍光位置演算方法では、検出器の検出幅に関係なく検出精度を高めることができるので、コンプトン散乱用シンチレータのガンマ線入射面を従来と比較して大型化（例えば60mm×60mm）しても、10個未満（例えば8個）の光量検出器で1mm以下の位置精度を得ることができる。

20

【0054】

複数のシンチレータにおいて、発光位置をそれぞれ検出することができると、得られた発光位置を線で結ぶことにより、ガンマ線の飛来方向を3次元で確定することが出来る。これにより、体内で起きた陽電子の崩壊位置、例えば癌の位置を知ることが可能となる。

【0055】

(検出感度に関して)

図9Aと図9Bはガンマ線との反応確率を示す図である。各図において横軸は体内から放出されるガンマ線のエネルギー、縦軸は単位密度あたりの反応確率を示している。

図9Aは現在、放射線検出器で最もよく使われている蛍光板のヨウ化ナトリウム(NaI)、図9Bは、プラスチックシンチレータである。太線は、全相互作用の和、破線は吸収過程、細線はコンプトン散乱の過程を示している。

30

【0056】

上述したガンマ線再構築法を用いて見込まれる検出感度の向上率を示す。ここでは、放射線検出器としてよく使われるヨウ化ナトリウム(NaI)と、有機シンチレータとしてプラスチックシンチレータで比較を行う。

人体から放出されるエネルギー領域(~1MeV)では、吸収過程を使うヨウ化ナトリウムの反応確率はA点である。コンプトン散乱を使うプラスチックシンチレータの反応確率はB点である。理想的な検出器であれば、約20倍の感度向上が見込まれる。同じように他の無機シンチレータ(BGOやGSO等)と比較した場合でも5から10倍程度感度向上は見込まれる。

40

【0057】

上述した本発明の装置及び方法によれば、吸収用シンチレータ12とコンプトン散乱用シンチレータ14が、ガンマ線1の全エネルギーを吸収又はコンプトン散乱するように、多層に配列されているので、被検体から放出されるエネルギー領域のガンマ線1をいずれかで、吸収又はコンプトン散乱することができる。

【0058】

また、前記2種のシンチレータ12, 14におけるガンマ線1のエネルギー吸収量を合算して検出することにより、SPECTやPETにおいて、体内から放出されたガンマ線1の大部分を検出し識別することができる。

【0059】

50

従って、SPECTやPETに使用することができ、ガンマ線1の検出感度を飛躍的に高めることができる。また、ガンマ線1のエネルギー分布が大きい場合（環境放射線や放射線事故において放出された放射線）でも、その全エネルギーを検出することで、放出されたガンマ線の識別率を高めることができる。

【0060】

それらの結果、検出感度が高まり、かつガンマ線の識別率が高まるので、被検者に投与する放射性物質の量を大幅に低減することができ、放射線被ばく量を大幅に低減することができる。

【0061】

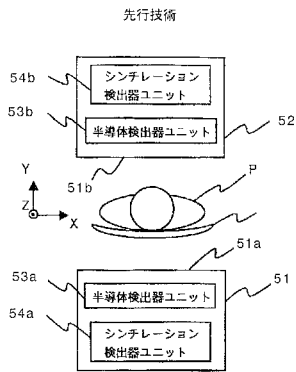
上述したように、本発明の装置及び方法により、病の早期診断を実現するための医療用放射線検出器を超高解像度で実現し、画像診断技術を向上させ、人体から放出される放射線の計測時間短縮と人体への薬剤投与量の削減（低被ばく）を可能にすることができる。

【0062】

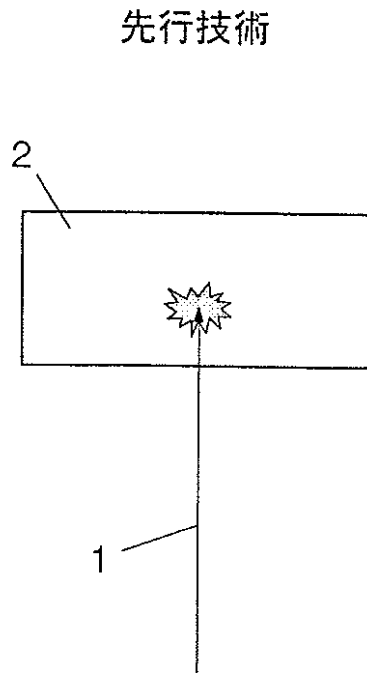
なお、本発明は上述した実施の形態に限定されず、本発明の要旨を逸脱しない範囲で種々変更できることは勿論である。

10

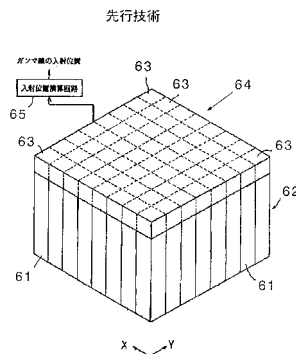
【図1】



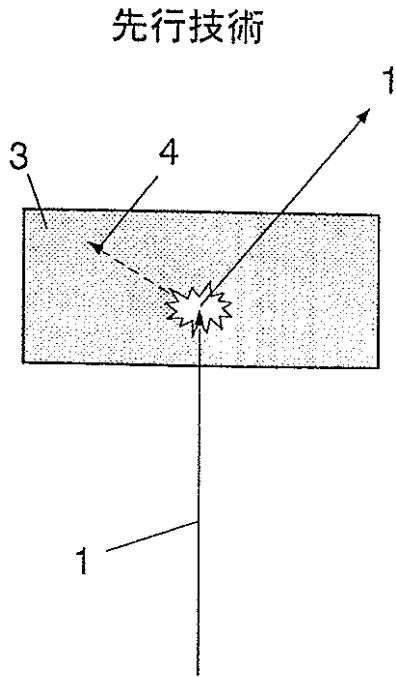
【図3A】



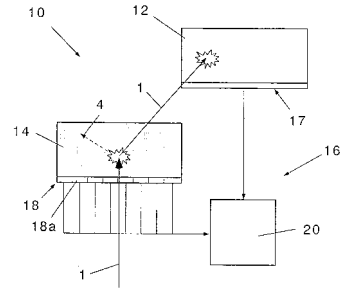
【図2】



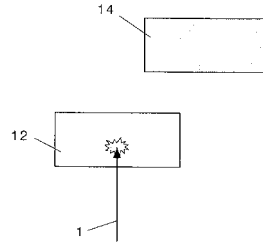
【図 3 B】



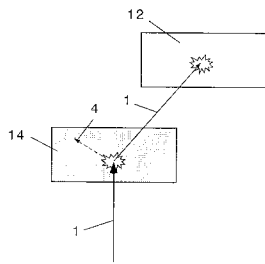
【図 4】



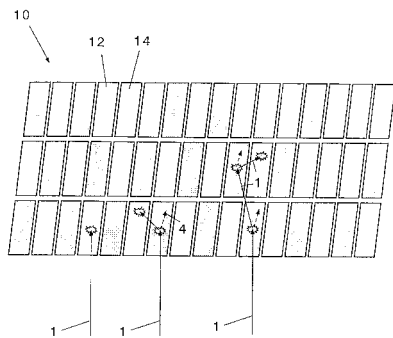
【図 5 A】



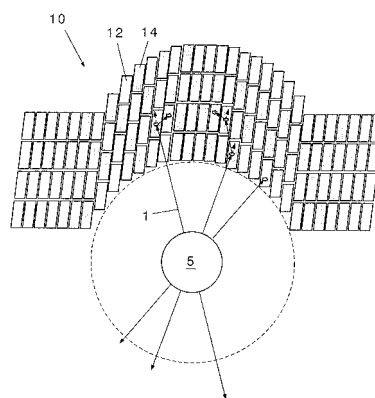
【図 5 B】



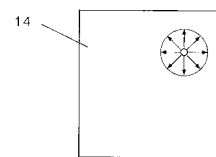
【図 6】



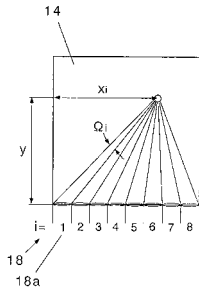
【図 7】



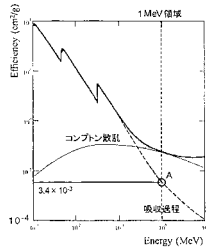
【図 8 A】



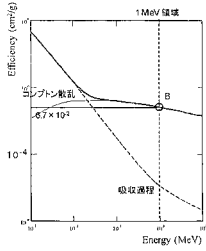
【 8 B 】



【 9 A 】



【 9 B 】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 特開2007-071858(JP, A)

C. A. Burnham et al., A LOW-Z PET DETECTOR, IEEE Transactions on Nuclear Science, IEEE, 1990年4月, Vol. 37, No. 2, pp. 832-834

Farid Ait-Ouamer et al., Calibration and performance of the UCR double Compton gamma ray telescope, IEEE Transactions on Nuclear Science, IEEE, 1990年4月, Vol. 37, No. 2, pp. 535-540

Toshiji SUZUKI et al., Performance of Prototype Hard X-ray Polarimeter Utilizing Compton Scattering, Japanese Journal of Applied Physics, The Japan Society of Applied Physics, 2006年, Vol. 45, No. 1A, pp. 274-278

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G01T 1/00 - 7/12

A61B 6/00 - 6/14

JSTPlus(JDreamII)

JST7580(JDreamII)